

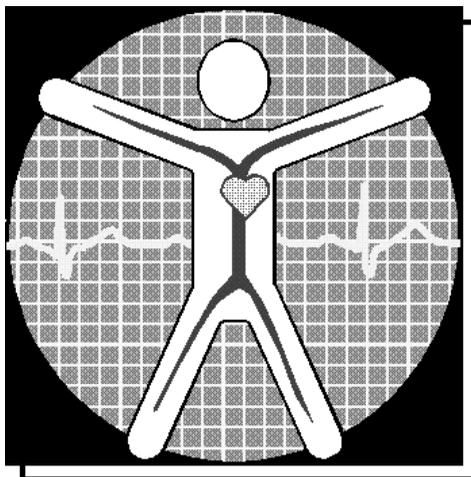
**МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ
РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ**
МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ РЯЗАНСКОЙ ОБЛАСТИ
**РЯЗАНСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ
РАДИОТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ**

**БИОТЕХНИЧЕСКИЕ, МЕДИЦИНСКИЕ
И ЭКОЛОГИЧЕСКИЕ СИСТЕМЫ
И КОМПЛЕКСЫ**

БИОМЕДСИСТЕМЫ – 2016

**XXIX ВСЕРОССИЙСКАЯ НАУЧНО-ТЕХНИЧЕСКАЯ
КОНФЕРЕНЦИЯ
СТУДЕНТОВ, МОЛОДЫХ УЧЕНЫХ И СПЕЦИАЛИСТОВ**

МАТЕРИАЛЫ КОНФЕРЕНЦИИ



Рязань 2016

УДК 615.47:621.37/89

Сборник включает материалы докладов Всероссийской научно-технической конференции студентов, молодых ученых и специалистов «Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы» (Биомедсистемы – 2016). Освещаются вопросы обработки биомедицинской и экологической информации, применения измерительно-вычислительных комплексов в медицине и экологии, автоматизации сбора данных о развитии болезни и состоянии здоровья больных, разработки систем и устройств воздействия на биологические объекты.

Авторская позиция и стилистические особенности публикаций полностью сохранены.

ISBN 978-5-7722-0276-0

© Рязанский государственный
радиотехнический университет

2016

УДК 76.13.15

**ЛОКАЛИЗАЦИЯ ОБЛАСТЕЙ ПАТОЛОГИЧЕСКИХ
НАРУШЕНИЙ В СТРУКТУРЕ БИМЕДИЦИНСКОГО
ОБЪЕКТА С ПОМОЩЬЮ ИМПУЛЬСНОЙ ДИФФУЗИОННОЙ
ОПТИЧЕСКОЙ ТОМОГРАФИИ**

А.Ю. Потлов, С.Г. Проскурин

Тамбовский государственный технический университет

Описаны алгоритмы для решения обратной задачи импульсной диффузионной оптической томографии, отличающиеся использованием индекса неоднородности, предположения о сферической форме и гомогенности всех неоднородностей в исследуемом объекте, последовательным восстановлением выпуклых и вогнутых частей границы оптической неоднородности с помощью добавления или вычитания из неё дополнительных сфер и последующим сглаживанием границ полученного изображения.

Диффузионно прошедшее через биологическую ткань оптическое излучение содержит полезную информацию о её строении [1–3]. Однако, для того чтобы использовать эту информацию в диагностических целях необходимо применительно к исследуемой биологической ткани (сильно рассеивающая среда) решить обратную задачу распространения излучения, т.е. восстановить пространственные распределения значений оптических параметров в ней, основываясь на время-разрешённом сигнале (временные функции рассеяния точки) с детекторов импульсного диффузионного оптического томографа (ДОТ). Сложность заключается в том, что траектории движения фотонов в сильно рассеивающих средах отличаются существенной нелинейностью. Процесс решения обратной задачи продолжителен по времени. Даже при использовании ориентированных на высокопроизводительные вычисления специализированных компьютеров расчёты производятся в режиме пакетной обработки. К тому же после многочасового решения обратной задачи оптического изображения будут размытыми. Поэтому импульсная ДОТ – перспективный метод медицинской визуализации, основанный на регистрации и последующем анализе динамики изменения интенсивности одиночного импульса лазерного излучения видимого или ближнего инфракрасного диапазонов в процессе многократного рассеяния в биологической ткани – не смотря на все свои сильные стороны, редко используется в клинической практике [2,3].

В связи с вышесказанным целесообразным является создание

алгоритмов локализации областей патологических отклонений в структуре биологической ткани посредством импульсной ДОТ сочетающих в себе повышенное быстродействие с достоверностью пригодной для скрининговой диагностики.

При постановке обратной задачи целевую функцию и начальное приближение принято формировать на основе начальной и средней частей временных функций рассеяния точки (ВФРТ). Они соответствуют фотонам с малым и средним временем пролёта [4]. Однако можно использовать и хвостовую часть диффузно прошедшего излучения. Эта часть ВФРТ соответствует поздно пришедшим фотонам (ППФ), которые также содержат полезную информацию об оптических свойствах исследуемого объекта [5–8]. В связи с этим, целевую функцию целесообразно сформировать для всей протяженности ВФРТ, а начальное приближение сделать на основе ППФ. В результате обратную задачу импульсной ДОТ можно сформулировать следующим образом [8]: *используя для расчёта ВФРТ для начального набора объемных оптических параметров, вычисленных на основе ППФ, модель диффузионной миграции фотонов в сильно рассеивающих средах, найти такой набор объемных оптических параметров, который сводит к минимуму разницу между ВФРТ, полученными в результате этого моделирования и в результате физических измерений (или их имитации) с учётом ограничений связанных с геометрией исследуемого биомедицинского объекта и диапазонами оптических свойств биологических тканей.*

Алгоритм определения координат центров и эффективных радиусов областей патологических отклонений в структуре биомедицинских объектов представлен на рисунке 1: экспериментальные ВФРТ, полученные (блок 3) с детекторов установки импульсной ДОТ или из ранее сохранённого файла, в зависимости настроек (блок 2) при работе программы (блок 1), в частности от типа картирования (двумерное послойное $S=0$, трехмерное объёмное $S=1$) подвергаются различной первичной обработке (блоки 4-8).

В блоке 4 происходит аппроксимация исследуемого объекта сеткой, т.е. формирование его геометрической модели. Это делается с целью дальнейшего итеративного решения прямой задачи ДОТ (блок 9), поэтому при формировании сетки учитывается рельеф границ и позиции, наложенных источника излучения и детекторов. Количество слоёв, строк, и столбцов, приходящихся на исследуемый объект в зависимости от заданных настроек (блок 2) может быть различным.

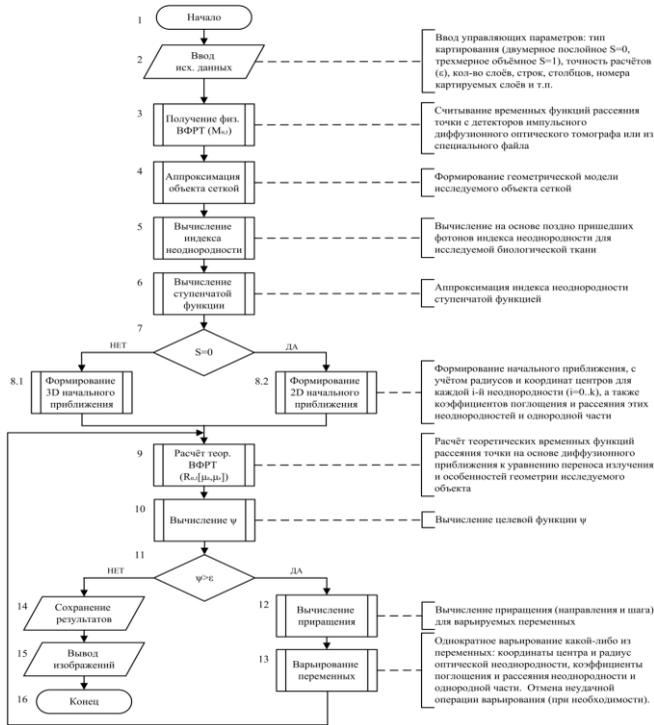


Рис. 1 – Упрощённая блок-схема алгоритма определения координат центров и эффективных радиусов для патологических отклонений в исследуемой биологической ткани

В блоке 5 происходит вычисление на основе ППФ экспериментальных ВФРТ индекса неоднородности исследуемого объекта. Для выделения ППФ у всех ВФРТ удаляются начальные области, соответствующие рано пришедшим фотонам, и срединные области, соответствующие фотонам со средним временем пролёта, т.е. хвостовые части ВФРТ находятся путём логического вычитания двух функций [8]:

$$R_p(\alpha, t_3) = R(\alpha, t) \setminus R(\alpha, t_2),$$

где $t_2 = n, 2n, \dots, T_{\text{isot}}$ и $t_3 = T_{\text{isot}}, T_{\text{isot}} + n, \dots, T$; T_{isot} – минимальное время, прошедшее с момента падения импульса на объект до момента достижения центра диффузии, когда все линии в пределах ошибки измерения можно считать параллельными. Затем ППФ очищаются от шумов и аппроксимируются прямыми линиями.

Далее отнеся количество ППФ $R_p(\alpha, t_3)$, попавших на детектор α к площади поверхности детектора S_a и времени Δt , получаем величину плотности потока фотонов на детекторе $P(\alpha, t_3)$:

$$P(\alpha, t_3) = \frac{R_p(\alpha, t_3)}{S_a \Delta t}.$$

Далее, находим среднюю (по времени) плотность потока ППФ на детекторе с номером α :

$$\overline{P(\alpha)} = \frac{\Delta t}{T - T_{\text{isot}} T_{\text{isot}}} \sum P(\alpha, t_3).$$

И наконец, нормируя $\overline{P(\alpha)}$, получаем индекс неоднородности $IH(\alpha)$, представляющий собой зависимость средней плотности ППФ от угла между световодом источника излучения и световодом детектора соответствующей ВФРТ:

$$IH(\alpha) = \frac{\overline{P(\alpha)}}{\overline{P(\alpha_{\text{max}})}},$$

где α_{max} – угол, на котором находится детектор с максимальной средней плотностью потока фотонов.

В блоке 6 $IH(\alpha)$ преобразуется в ступенчатую функцию следующим образом:

$$IH(\alpha)_{\text{st}} = \begin{cases} 1, & IH(\alpha) \geq P_1 \\ 0, & P_2 \geq IH(\alpha) > P_1 \\ -1, & IH(\alpha) < P_2 \end{cases},$$

где $IH(\alpha)_{\text{st}}$ – ступенчатая функция; P_1 и P_2 – экспериментально найденные уровни средней плотности ППФ, соответствующие влиянию на детекторы рассеивающей, P_1 , и поглощающей, P_2 , неоднородностей. Причем, P_1 должно всегда быть больше P_2 .

В зависимости от значения переменной S в блоке 7 определяется, для какого типа картирования будет сформировано начальное приближение к распределениям коэффициентов поглощения и рассеяния в исследуемом объекте.

На основе анализа участков $IH(\alpha)_{st} = -1$, формируется начальное приближение к пространственному распределению коэффициента поглощения. Для каждого такого участка ступенчатой функции последовательно делается предположение, что в моделируемом объекте располагается сферическая поглощающая неоднородность диаметром равным половине длины хорды между углами, соответствующими началу и концу участка $IH(\alpha)_{st} = -1$. Причем неоднородность считается равноудалённой от центра исследуемого объекта и точки на границе этого объекта, располагающейся под углом соответствующим середине участка $IH(\alpha)_{st} = -1$. Начальное приближение к пространственному распределению коэффициента рассеяния вычисляется аналогичным образом, с той лишь разницей, что анализируются участки $IH(\alpha)_{st} = 1$ и им в соответствие ставятся рассеивающие неоднородности [7,8].

Разница между режимами двумерного послойного ($S=0$) и трехмерного объемного ($S=1$) картирования заключается в том, что при двумерном послойном картировании определяются радиусы, R_i , не сфер, а окружностей соответствующих сечению этих сфер по картируемому слою и соответственно не координаты, r_i , центров сфер, а координаты центров окружностей, соответствующих тому же сечению. При этом $i = 0, 1, \dots, k$, где k – количество неоднородностей в объекте.

В блоке 9 для модели исследуемого объекта путём решения прямой задачи ДОТ методом диффузионного приближения находятся теоретические ВФРТ.

В блоках 10 и 11 происходит проверка достижения заданной сходимости решения. Для этого в блоке 10 вычисляется целевая функция:

$$\psi = \sum_{360^\circ / N}^{360^\circ} \sum_n^T (R_{\alpha,t}[\mu_a, \mu_s] - M_{\alpha,t})^2 \sigma_{\alpha,t}^{-2},$$

где $M_{\alpha,t}$ – матрица результатов измерений; $R_{\alpha,t}[\mu_a, \mu'_s]$ – матрица прогнозируемых значений; $\sigma_{\alpha,t}$ – стандартное отклонение для измерения соответствующего α, t .

Полученное при вычислении целевой функции значение сравнивается (блок 11) с заданной точностью расчетов. Если значение целевой функции больше чем точность решения, то выполняются блоки 12-13, а если нет, то 14-16.

Если заданная сходимость не была достигнута, тогда в блоке 12 происходит вычисление приращения, т.е. индивидуального направления и шага для каждой варьируемой переменной. При этом учитывается, тот факт, что при двумерном послойном картировании приращение не должно приводить к смещению неоднородности из слоя. Неоднородность может быть удалена из слоя, только в том случае, если окажется, что для минимизации целевой функции радиус R_i этой неоднородности должен быть равен нулю. Также при вычислении приращения берутся во внимание диапазоны значений коэффициентов поглощения и рассеяния биологических тканей и тот факт, что неоднородность не может покинуть границы исследуемого объекта. Для минимизации целевой функции использован метод оврагов с поиском экстремумов по алгоритму градиентного спуска [8].

Далее в блоке 13 происходит варьирование координат центров неоднородностей r_i , их радиусов R_i , коэффициентов поглощения μ_{ai} и рассеяния μ_{si} , а также μ_a и μ_s однородной части биообъекта. Искомые переменные варьируются не одновременно. При каждом выполнении блока 13 изменяется только одна из них, после этого цикл (блок 13) прерывается.

В блоке 9 для видоизменённой модели исследуемого биообъекта находятся теоретические ВФРТ. Заново проверяется достижение заданной сходимости (блоки 10-11). Если она достигнута, то двумерное послойное (если $S=0$) или трехмерное объемное (если $S=1$) распределение коэффициентов поглощения и рассеяния в исследуемом биообъекте (или его части) сформированное на основе последних значений варьируемых переменных будет принято за искомое. В блоке 14 все результаты работы алгоритма сохраняются на случай принятия врачом решения об уточнении границ областей патологических отклонений (алгоритм по рисунку 2). В блоке 15 производится визуализация полученных изображений оптической структуры исследуемого биообъекта, и выполнение алгоритма на этом завершается (блок 16). Если же заданная сходимость снова не достигнута, то в работу опять вступают блоки 12-13. Причем, если последняя операция по варьированию переменной привела к увеличению невязки между ВФРТ, полученными в результате моделирования и в результате физических экспери-

ментов, то при следующем выполнении блока 13 эта операция отменяется [8].

Алгоритм уточнения границ областей патологических отклонений в структуре исследуемой биологической ткани представлен на рисунке 2. Он базируется на результатах (блок В) определения координат центров и эффективных радиусов для патологических отклонений в структуре исследуемой биологической ткани и выполняется (блок А) в случае необходимости получить дополнительную диагностическую информацию, затратив при этом дополнительное время.

С помощью блока С производится проверка значения переменной G и переход в зависимости от её значения к блокам уточнения выпуклых (блоки D-E) или вогнутых (K-M) частей границы оптической неоднородности. Поскольку переменная G по умолчанию имеет значение ноль, то сначала выполняются блоки D-E.

В блоке D определяются координаты центра r_i^j и радиус R_i^j для j -й дополнительной внешней сферы к i -й оптической неоднородности. Для этого формируется окрестность i -й оптической неоднородности радиусом $R_j = X \cdot R_i$, где X – экспериментально найденный коэффициент разброса выпуклых частей оптической неоднородности, $R_j > R_i$. Далее делаются поправки на то, что окрестность неоднородности не может покинуть границы исследуемого биообъекта и в неё случайным образом добавляется точка. Координаты этой точки принимаются за r_i^j , а R_i^j вычисляется как половина длины перпендикуляра от центра j -й дополнительной сферы к центру i -й оптической неоднородности. Затем в блоке E j -я дополнительная сфера объединяется с i -й оптической неоднородностью в единую неоднородность с одинаковыми значениями коэффициентов поглощения и рассеяния [7].

Блоки F и G используются для вычисления теоретических ВФРТ и целевой функции по аналогии с блоками 9 и 10 алгоритма по рис. 1. С помощью блока H проверяется достижение заданной точности расчётов ε_1 . Если она не достигнута, то происходит возврат к блоку С. Поскольку переменная G по прежнему имеет значение ноль, то снова будут выполняться блоки D-G. Эти действия повторяются до тех пор, пока не будет достигнута заданная точность расчётов.

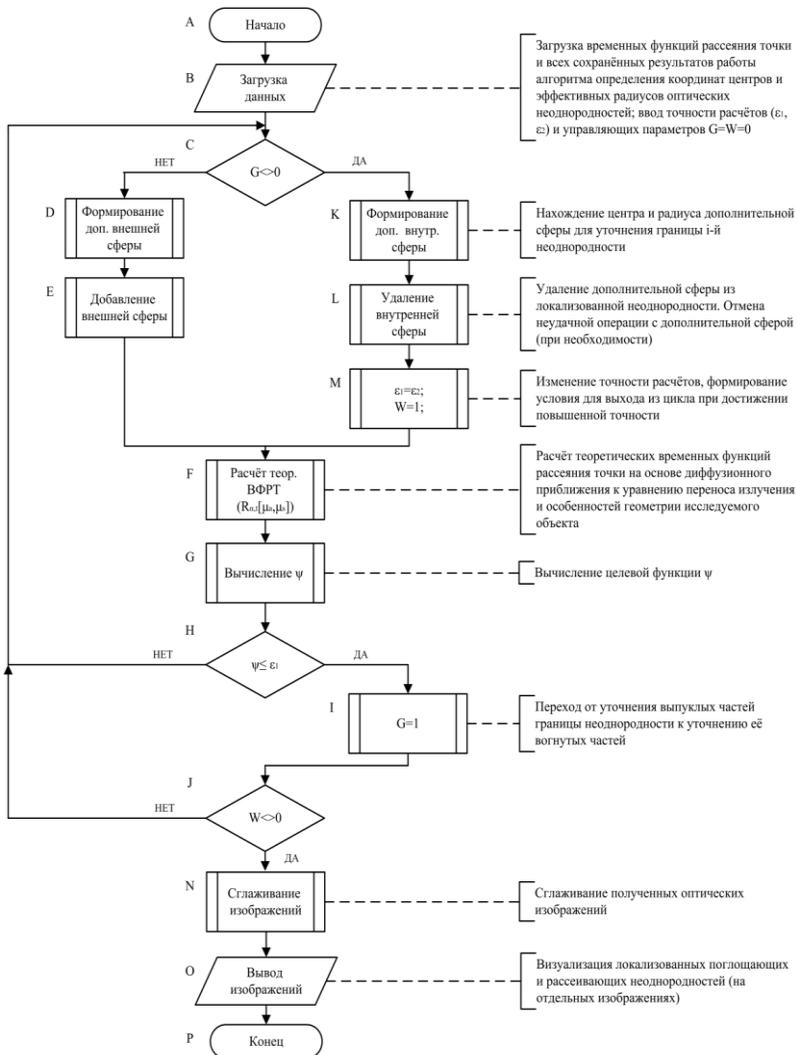


Рис. 2 – Упрощённая блок-схема алгоритма восстановления границ областей патологических отклонений в структуре исследуемой биологической ткани

Для ускорения достижения точности ϵ_1 последняя операция по добавлению дополнительной сферы может быть отменена, в случае увеличения невязки между ВФРТ, полученными в результате моделирования и в результате физических экспериментов. Как только задан-

ная точность расчётов будет достигнута переменная G станет равной единице (блок I), и в связи с невыполнением условия по блоку J произойдёт переход к блокам уточнения вогнутых частей границы оптической неоднородности [7].

В блоке K определяются координаты центра r_i^w и радиус R_i^w для w -й дополнительной внутренней сферы к i -й оптической неоднородности. Для этого формируется окрестность i -й оптической неоднородности радиусом $R_w = Y \cdot R_i$, где Y – экспериментально найденный коэффициент разброса вогнутых частей оптической неоднородности, $R_w < R_i$. Далее, также как и в случае с уточнением выпуклых частей оптической неоднородности в её окрестность случайным образом добавляется точка и вычисляются параметры r_i^w , а R_i^w . Затем в блоке L w -я дополнительная сфера удаляется из i -й оптической неоднородности, управляющая переменная W изменяет своё значение на единицу (блок M) и заданная точность вычислений повышается до ε_2 (блок M).

Снова последовательно выполняются блоки F и G, проверяется достижение новой точности расчётов ε_2 (блок H). Если она не достигнута, то вогнутые части неоднородности уточняются ещё один раз. Также как и в случае с уточнением выпуклых частей границы оптической неоднородности для ускорения достижения точности ε_2 последняя операция с дополнительной сферой может быть отменена. Как только заданная точность будет достигнута, будут последовательно выполнены блоки I и J. Выполнение условия в блоке J будет означать завершение итерационного уточнения выпуклых и вогнутых частей границы оптической неоднородности [7].

Затем полученные двумерные послойные или трёхмерные объёмные пространственные распределения коэффициентов поглощения и рассеяния в исследуемом объекте будут сглажены (блок N) с помощью линейных фильтров и визуализированы (блок O). Выполнение алгоритма на этом завершится (блок P).

Алгоритмы локализации патологических отклонений в оптической структуре биомедицинского объекта реализованы в среде LabVIEW. Рассмотрим результаты их работы на примере среза головного мозга мужчины средних лет. На рисунке 3а представлен аксиальный срез головного мозга (T1–взвешенное изображение) этого пациента, полученный методом МРТ с использованием парамагнитного пре-

парата гадолиния в качестве контрастного вещества. Сформированные на основе этого среза геометрическая модель и пространственные распределения коэффициентов поглощения и рассеяния представлены на рисунках 3б, 3в и 3г, соответственно. Результаты пошаговой локализации глиобластомы на фоне отёка представлены на рисунке 4.

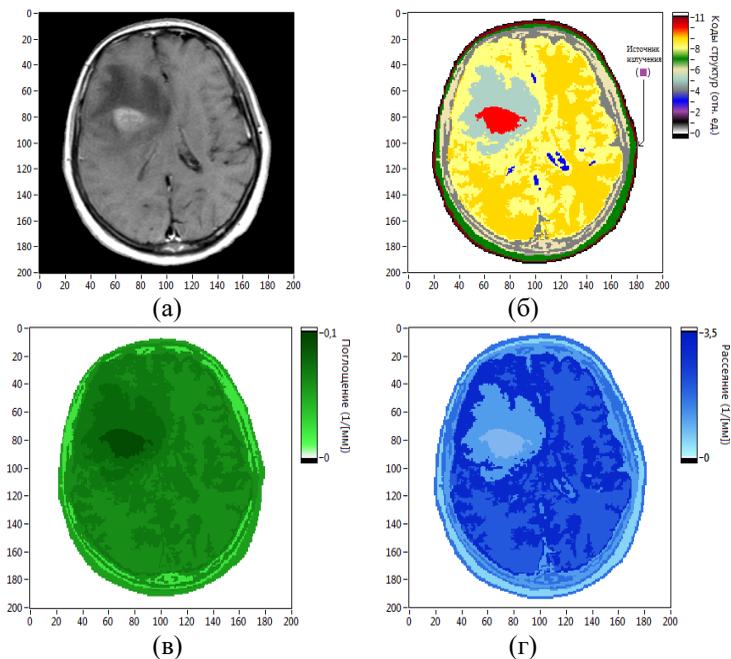


Рис. 3 – Томограмма головы человека (а), сформированные на её основе геометрическая модель (б) и пространственные распределения коэффициентов поглощения (в) и рассеяния (г)

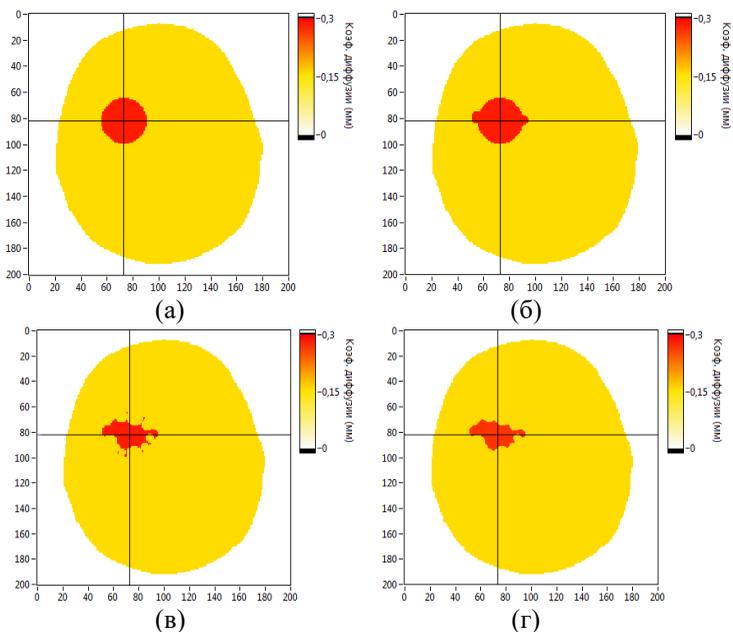


Рис. 4 – Картирование глиобластомы в срезе головного мозга человека: определение координат центра и эффективного радиуса (а), уточнение выпуклых (б) и вогнутых (в) частей границы, сглаживание полученного оптического изображения (г)

Достоверность результатов решения обратной задачи в окрестности глиобластомы (окружность радиусом 35 мм) составила 86.8% (рисунок 4а), 89.3% (рисунок 4б), 92.4% (рисунок 4в), 93.2% (рисунок 4г) соответственно, что свидетельствует о точности локализации оптических неоднородностей на уровне промышленно производимых диффузионных оптических маммографов «СТЛМ» признанного лидера в этой области американской фирмы «Imaging Diagnostic Systems, Inc».

Решение обратной задачи проводилось на рабочей станции HP Z640. Неоднородность была локализована (рисунок 4а) за 64 итерации, для уточнения выпуклых частей границы глиобластомы потребовались дополнительные 41 итерация (рисунок 4б), на уточнение вогнутых частей её границы (рисунок 4в) было затрачено ещё 187 итерации. Сглаживание полученного изображения (рисунок 4г) производилось линейными фильтрами.

Весь процесс локализации глиобластомы занял менее чем за 4.3 секунды, что свидетельствует о быстродействии локализации оптических неоднородностей на уровне проекционных методов решения об-

ратной задачи ДОТ, отличающихся высоким быстродействием, но низким качеством получаемых изображений, и невозможностью дифференцировать картограммы поглощения и рассеяния из-за использования непрерывного источника излучения [7].

Результаты решения прямой задачи импульсной ДОТ для последней итерации процесса локализации глиобластомы показаны на рисунке 5.

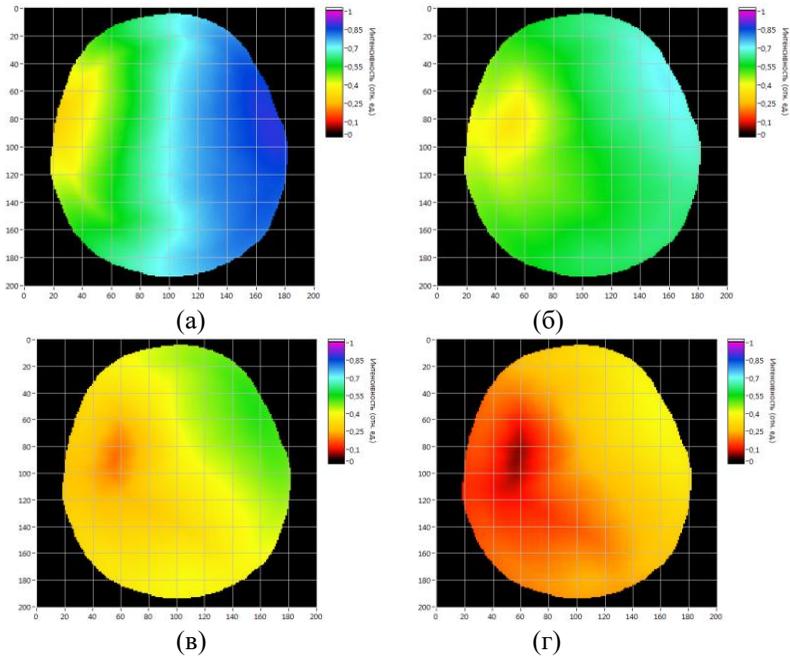


Рис. 5 – Распределения фотонной плотности в срезе головы человека в следующие моменты времени после инжектирования фотонов: 0.8нс (а), 1.6нс (б), 2.4нс (в), 3.2нс (г)

Из рисунков 5а – 5г следует, что глиобластома вызывает провал фотонной плотности в своей окрестности, что в свою очередь приводит к провалу интенсивности на ближайших к патологии детекторах импульсной ДОТ системы и, следовательно, возникновению глобального минимума в индексе неоднородности $IH(\alpha)$ биологической ткани. В процессе формирования ступенчатой функции глобальный минимум индекса неоднородности преобразуется в участок $IH(\alpha)_{st} = -1$. Такой участок служит поводом добавить в начальное приближение

поглощающую неоднородность, для которой потом при работе алгоритма с рисунка 1 уточняются координаты центра, эффективный радиус и приближённые оптические свойства. Полученная картограмма визуализируется (рисунок 3а). В случае принятия конечным пользователем решения о восстановлении границ локализованной патологии с помощью алгоритма по рисунку 2 уточняются выпуклые и вогнутые части глиобластомы (рисунки 3б и 3в, соответственно), полученное оптическое изображение сглаживается и выдаётся (рисунок 3г) пользователю [7,8].

Результаты исследования используются: в Тамбовском филиале ФГАУ Межотраслевой научно-технической комплекс «Микрохирургия Глаза» имени академика С.Н. Федорова для моделирования оптических свойств биологических тканей, изготовления их фантомов и в рамках мероприятий по обучению персонала работе с перспективным медицинским оборудованием; в ООО «Биомедтех» (г. Тамбов) при разработке и производстве медицинской диагностической аппаратуры; на кафедре «Биомедицинская техника» ФГБОУ ВО «Тамбовский государственный технический университет» при проведении практических занятий по дисциплинам «Методы обработки биомедицинских сигналов и данных», «Приборы, системы и комплексы медико-биологического и экологического назначения» и «Компьютерные технологии в медико-биологических исследованиях» [7].

Таким образом, разработаны, реализованы в виде программного обеспечения и внедрены, предназначенные для реальной клинической практики (травматология, онкология, неврология, нейрохирургия, медицина катастроф) алгоритмы локализации в диалоговом режиме областей патологических отклонений в оптической структуре биологических тканей [7]. Причем эти разработки с одной стороны не уступают по уровням достоверности известным алгоритмам и программному обеспечению, а с другой стороны обладают повышенным быстродействием.

Библиографический список

1. Zimnyakov D.A., Tuchin V.V. Optical tomography of tissues // Quantum Electronics, 2002. Vol. 32. № 10. P. 849 – 867.
2. Коновалов А.Б. Импульсная диффузионная оптическая маммография. Метод средних траекторий фотонов. / Германия: Lambert Academic Publishing, 2014. 313 с.
3. Riley J., Amyot F., Pohida T. et al. A hematoma detector—a practical application of instrumental motion as signal in near infrared imaging // Biomedical Optics Express, 2012. Vol. 3. No. 1. p.192 – 205.

4. Proskurin S.G., Potlov A.Yu., Frolov S.V. Detection of an absorbing heterogeneity in a biological object during recording of scattered photons // *Biomedical Engineering*, 2013. Vol. 46. №6. p.219 – 223.
5. Proskurin S.G., Potlov A.Y. Early- and late-arriving photons in diffuse optical tomography, *Photonics & Lasers in Medicine*, 2013. Vol.2. Iss.2. p.139 – 146.
6. Potlov A.Yu., Proskurin S.G., Frolov S.V. Three-dimensional representation of late arriving photons for the detection of inhomogeneous in diffuse optical tomography // *Quantum Electronics*, 2014. Vol. 44. №2. p. 174 – 181.
7. Потлов А.Ю. Модели и алгоритмы для локализации патологических отклонений в структуре биологической ткани с помощью импульсной диффузионной оптической томографии : дисс. ... канд. техн. наук : 05.11.17. – Рязань, 2016. – 196 с.
8. Potlov A.Yu., Frolov S.V., Proskurin S.G. Localization of Inhomogeneities in Diffuse Optical Tomography Based on Late Arriving Photons // *Optics and Spectroscopy*, 2016. V. 120. №1. P. 9 – 19.

ОПЫТ РАЗРАБОТКИ И ПРОДВИЖЕНИЯ ТЕХНОЛОГИИ ОЦЕНКИ НАПРЯЖЕННОГО СОСТОЯНИЯ ЧЕЛОВЕКА НА БАЗЕ НОСИМОЙ ЭЛЕКТРОНИКИ

А.В. Алпатов

Рязанский государственный радиотехнический университет
Биомедицинский стартап ООО «Дарта Системс»

Обсуждаются особенности разработки носимой электроники в форм-факторе часов для контроля напряженного состояния. Затрагиваются ограничения в реализации методов анализа вариабельности ритма на базе носимых устройств. Рассматриваются принципы продвижения биомедицинских систем на международных рынках, в корпоративных сегментах. Предложен вариант реализации носимого устройства для измерения и контроля стресса по ритму пульса в реальном времени.

Введение

Повышение качества жизни современного человека позволяет больше времени уделять физическому и эмоциональному здоровью.

Для контроля физического здоровья доступно большое количество устройств от весов до измерителей давления, пульса и уровня сахара в крови. Однако психоэмоциональное здоровье часто остается вне рамок контроля, что связано с отсутствием доступных технических средств. В целом проблема напряженных состояний в современном обществе имеет очень важное значение, что объясняет интерес к разработке и внедрению программно-аппаратных комплексов, определяющих напряженные состояния, помогающих управлять ими и устранять их негативное влияние.

Для команды нашего стартапа особенный интерес представлял носимый класс таких устройств, которые позволяют реализовать уникальные возможности по контролю за состоянием человека в реальном времени, не прерывая его обычный ритм жизни.

Биомедицинские гаджеты

Тема носимых устройств для регистрации физиологических показателей очень актуальна, фактически в мире происходит настоящий бум по этому направлению. Сейчас выпускается довольно много компактных систем мониторинга сердечной деятельности человека на основе интеллектуальных датчиков и беспроводных технологий. Например, из наиболее известных регистраторов пульса: часы Samsung Gear,

часы Apple Watch, браслет Mio Alpha и множество их различных клонов и модификаций. Из регистрирующих ЭКГ известны: браслет Phyode W/Me и W/Me2 с режимом безманжетного измерения давления, а также спортивные решения фирмы Polar и Garmin. Количество подобных устройств на рынке растет с каждым месяцем. Они позволяют человеку отслеживать и совершенствовать свое физическое состояние, следить за пульсом при физических нагрузках.

Однако эмоциональное состояние пока остается вне сферы внимания производителей гаджетов. В целом для измерения этого показателя применяется ряд решений с использованием технических средств и различных биосенсоров, а также валидированных методов самоопроса, популярных в психологии. Это устройства на базе КГР, видеофиксации, анализа пульса, анализа энцефалограмм, анализа активности. Они отличаются стоимостью, функционалом и областью применения.

Проведя анализ рынка, наша команда решила сосредоточиться на количественной оценке стрессовых реакций, которые человек испытывает в процессе повседневной деятельности. В качестве основного параметра мы выбрали пульс, регистрируемый с запястья методом фотоплетизмографии, как самый доступный источник информации о работе регуляторных систем организма. В таких системах для измерения используется метод оптической плетизмографии. Источником света является светодиод зеленого (525 нм) или желто-оранжевого цвета (590 нм). Свет отражается от тканей запястья, модулируется работой артерий и поступает на вход оптического датчика. Далее сигнал усиливается, очищается от помех и поступает на вход алгоритмов расчета пульса и стресса

Оценка уровня стресса

Способы оценки уровня стресса по изменению variability сердечного ритма (ВСР) известны и довольно широко апробированы в медицинской практике. В нашей стране это направление связано со школой Баевского Р. М. [1]. В конце 90-х были опубликованы рекомендации по проведению исследований variability ритма (публикации в *European Heart Journal* 1996 и *Вестнике аритмии*, 2001), созданы многочисленные комплексы анализа ВСР на базе регистрации ЭКГ и фотоплетизмографии. Однако эти комплексы, как правило, представляют собой сложные исследовательские системы, которые опытные физиологи и специалисты по функциональной диагностике используют при проведении диагностических и лечебных процедур, а также в научных исследованиях. Нам захотелось вынести их для широкого круга пользователей.

Совместно с коллегами из РГМУ им. академика И.П. Павлова с кафедры нормальной физиологии под руководством проф. Лапкина М.М. мы провели ряд экспериментов по применению различных индексов и интегральных показателей ВСР, взятых из рекомендаций, для оценки уровней напряженного состояния в реальном времени, их помехоустойчивости, скорости реакции на воздействие, воспроизводимости результатов.

Эксперименты проводились на базе лаборатории данной кафедры с использованием серийно выпускаемого оборудования. В результате мы остановились на показателях, чувствительных к изменениям в работе преимущественно симпатической составляющей автономной нервной системы. На основе анализа поведения этих показателей мы разработали свой алгоритм оценки уровня напряженного состояния. Мы модифицировали существующие алгоритмы расчета на основе оценки плотности распределения интервалов таким образом, что получили фиксированную шкалу от 0 (низкий стресс) до 1000 (высокий) и оптимизировали этот метод для режима реального времени. Принципиальное отличие данного показателя, например, от широко используемого в отечественной литературе SI заключается в наличии фиксированной шкалы, линейности изменения выходного параметра и низкой чувствительности к помехам в сигнале от движения руки.

Особенности реализации методов анализа вариабельности ритма в носимых устройствах.

Когда технология, используемая в клинической практике, переносится в бытовые условия, возникает множество технических проблем из-за снятия ограничений, допустимых в лабораторных и клинических условиях.

Например, главным условием корректности результатов исследования по технологии вариабельности является стационарность сигнала кардиоинтервалов. Оно обеспечивается неподвижностью человека в процессе измерения, как правило, в течение 5 минут. После получения ритмокардиограммы, согласно протоколу исследования, невалидные интервалы удаляются из записи автоматически или вручную, также они могут подменяться интерполированными. Как правило, доля таких интервалов не превышает 0-5%.

Очевидно, что если мы проводим измерения на запястье человека в процессе его жизнедеятельности, то эти условия невыполнимы. Нестационарность сигнала ритма и высокое количество помех, прежде всего от движения, сбивает работу статистических и спектральных методов анализа ВСР. Согласно нашим данным при обычной ходьбе

теряется до 30% интервалов, т.е. каждый 3 интервал будет невалидным. При активной жестикуляции мы можем терять до 60% интервалов.

Данная проблема решалась двумя путями:

- конструкцией датчика и корпуса, обеспечивающей лучшее позиционирование измерительной оптической ячейки на запястье;
- методами отбора интервалов и алгоритмами предсказания при высокой интенсивности помех для непрерывной регистрации пульса.

Мы испытали много конструкций датчиков, изучили положительный и отрицательный опыт серийных устройств. В итоге получили оптимальную, на наш взгляд, конструкцию модуля сенсор-излучатель: подобрали расстояние между светодиодом и оптическим сенсором, добились высокого быстродействия в восстановлении формы и амплитуды пульсового сигнала в ответ на артефакты движения. Выбор геометрического подхода для оценки ВСР дал нам преимущество перед широко используемыми спектральными методами: вам не нужно сохранять порядок следования интервалов в окне расчета и обязательно интерполировать пропущенные интервалы, как это требуется в рекомендациях.

В результате проведения первых испытаний метода на макете стало понятно, что идея работоспособна, и далее наша команда приступила к созданию макета устройства. Для разработки первого макета устройства были использованы возможности Бизнес-инкубатора РГРТУ, это оборудование для прототипирования печатных плат, 3D принтер и рабочие места ЦКП производства РЭА.

Продвижение биомедицинского гаджета через платформу Кикстартер.

Приступая к этому проекту, мы сразу планировали, что разработка не будет вестись “в стол”. Основным ограничением для нас было отсутствие достаточного финансирования для подготовки к серийному производству, максимум мы могли рассчитывать на выпуск пары прототипов. В результате мы решили попытаться привлечь финансы на полный цикл разработки и производства через популярный в современном мире инструмент коллективного финансирования – краудфандинг (crowd funding).

Изначально мы хотели, чтобы наш проект соответствовал современному уровню разработки, поэтому для продвижения мы выбрали самую популярную платформу для сбора средств Кикстартер. Для того чтобы проект прошел одобрение, к нему предъявляются несколько важных условий:

- Наличие четкой заявленной финансовой и производственной целей;
- Детальная калькуляция всех расходов и планирование этапов выпуска продукции;
- Наличие работоспособного макета и видео и фотоматериалов, демонстрирующих его работу и функционал;
- Наличие рекламного видеоролика;
- Подробное описание продукта с фотореалистичными фотографиями, рассказ о преимуществах будущего продукта.

Наличие работоспособного макета и разработанного бизнес-плана выхода на платформу Кикстартер позволило привлечь инвестора, которого заинтересовала эта идея.

Активная подготовка к выходу на платформу велась нами в течение года. За это время было разработано:

- Технический дизайн устройства в форм-факторе часов.
- Промо сайт envio.watch на русском и английском языках. (сейчас на сайте размещена следующая версия устройства в виде браслета).

- Конструкторская документация, включая спецификации элементов, сборочные чертежи печатных плат, принципиальная схема, оснастка для тестирования.

- Разработана микропрограмма для целевого контроллера (прошивка), которая реализовала базовый функционал нашего устройства.

- Разработана тестовая программа на мобильной системе Андроид, для проведения испытаний макетов в полевых условиях.

- Разработан дизайн страницы проекта на платформе [2] (зайти сайт kickstarter.com, выбрать поиск и ввести слово Envio).

Устройство было оборудовано светодиодным пиксельным экраном 17x7 точек для высокой контрастности изображения, двумя сенсорными кнопками для управления (перелистывания) информацией на экране. Акселерометр использовался для вычисления количества шагов и в алгоритме распознавания артефактов движения при регистрации пульса. Ядром устройства являлся 32 разрядный ARM микроконтроллер. Коммуникации со смартфоном осуществлялись по интерфейсу Bluetooth Low Energy 4.0 на базе микросхемы TI CC2540.

Для продвижения проекта в нашей стране мы использовали возможности популярного ИТ-ресурса habrahabr.ru и его раздела geektimes.ru как нашей целевой аудитории, а также ресурсе vc.ru. В блоге geektimes [3, 4] нами был описан весь путь разработки, включая первые испытания, опыт в создании видеороликов для технических

проектов. Также по мотивам этих публикаций информация попала в новостные ленты популярных ресурсов 4pda.ru, 3dnews.ru.

Продвижение на зарубежные площадки происходило через пресс-релизы, размещение статей на сетевых ресурсах, для этого был составлен список площадок, подходящих по тематике. Особенности продвижения заключались в том, что нужно было обязательно заинтересовать пишущего на тему журналиста. Например, журналист с популярного ресурса Engadget.com [5] запросил прототип для тестирования, и нам пришлось отсылать один экземпляр в Италию. После этого он опубликовал свои впечатления от использования устройства, в результате чего 40 человек, сделавших заказы, пришли по ссылке с его заметки.

Для работы с англоязычной аудиторией мы работали совместно с коллегами из проекта Crowdsourcing.ru, которые занимаются продвижением отечественных проектов на российских и международных площадках.

Компания по сбору денег стартовала в апреле 2015 года. Финансовая цель была поставлена в \$250000. Это довольно большая сумма была рассчитана из расчета набора минимального заказа в 1000 экземпляра для начала производства первой серии, по \$250 за одно устройство. За месяц компании нам удалось собрать \$25000, т.е. 10% от минимального порога. Одной из причин низких сборов стала презентация часов Apple Watch и проекта Pebble, которая состоялась примерно в одно время с началом нашей компании. Для сетевых журналов с миллионными аудиториями тема умных гаджетов на тот момент стала избыточной, и нам не удалось попасть в ленты многих крупных изданий, за исключением Engadget. Для отечественной аудитории число заказов ограничило повышение курса валюты, хотя мы получили от отечественной аудитории довольно большой трафик и конверсию в 4%.

Изначально мы рассчитывали продвигать свой проект на розничном рынке и работали только с частной аудиторией. Однако проведенная рекламная компания, множество статей на русском и английском языках по теме контроля стресса с помощью гаджетов вызвала интерес на корпоративном рынке. Через некоторое время после окончания нашей компании по сбору средств к нам обратились коллеги из Высшей школы экономики, занимающиеся исследованиями и работой в области повышения продуктивности сотрудников и развитием эмоционального интеллекта в рамках Международного центра «Креативные Технологии Консалтинга» [6]. В итоге нас пригласили к участию в пилотном проекте по контролю и управлению эмоциональным здоровьем на площадках одного из ведущих банков России.

Пилотный проект по “умному” управлению производительностью персонала колл-центра банка.

Современные крупные организации, имеющие тысячи сотрудников, крайне заинтересованы в повышении их производительности, увеличения коммуникативных возможностей сотрудников решении различных проблем, а также уменьшения случаев выгорания, инцидентов связанных потерей контроля над ситуацией, а также уменьшения выходов на больничный. Когда организация небольшая (до 50-100 человек) эти проблемы не так заметны. Однако издержки крупной организации от проблем с состоянием здоровья сотрудников исчисляются миллионами рублей.

В данном контексте проблемы особый интерес представляют колл-центры по телефонному обслуживанию клиентов, сотрудники которых с одной стороны подвергаются высоким эмоциональным нагрузкам, с другой работают в режиме рутинных операций и жестко заданного графика рабочего времени. Из-за высоких нагрузок текучка кадров колл-центров очень высокая, соответственно растут затраты на обучения новых. Сотрудник представляет перед клиентом компанию, и от его опыта и умения общаться с проблемными клиентами зависит ее репутация. Тема исследования сотрудников колл-центров довольно популярна, выходит множество публикаций, например [7].

Обычно контроль статуса психоэмоционального состояния сотрудника осуществляется через периодические психологические тесты. Службы, которые их проводят, стараются определить общий эмоциональный фон подразделений, выявить проблемы личностного или социального характера. Недостатком такого подхода является низкая скорость реагирования, о ситуации можно узнать, хоть и субъективной окраской, только через некоторое время, когда стрессовое состояние, возможно, уже перешло режим истощения ресурсов.

Преимуществом нашего устройства для решения таких задач оказалась возможность регистрации уровня стресса в реальном времени, причем в удаленном режиме.

Целью пилотного проекта являлось изучение и апробация технологии контроля и управления состоянием персонала для повышения производительности. Режим работы оператора, или агента, четко регламентирован, с помощью технических средств ведется контроль за графиком его работы, прослушивание звонков. Вся эта информация может быть выгружена из информационной системы и наложена на текущее состояние сотрудника. Также у операторов есть четкие показатели эффективности (как правило, скорость и качество работы).

Для технического обеспечения пилота нашей командой было подготовлено и дополнительно разработано соответствующее оборудование и программное обеспечение:

- 15 прототипов часов Emvio с линейной шкалой от 0 до 10 баллов.

- Приложение для смартфона, регистрирующее данные с Emvio, с последующей передачей на удаленный сервер. Также приложение поддерживало создание метки события и при превышении порога стресса запрашивало (путем вибрации) у оператора описание текущего состояния в виде мини-теста.

- Серверная часть с доступом о HTTP типа “dashboard” для просмотра и выгрузки записей сотрудников, также наблюдения за их состоянием в режиме реального времени. Все данные сохранялись анонимно.

В итоге был создан прототип системы, объединяющий мониторинг деловой активности (выгрузки ERP и CMS систем) и мониторинг напряженного состояния. Активная фаза пилотного проекта проходила в течении 4 месяцев. В числах результаты мониторинга выглядят так:

- 160 Сотрудников приняли участие в мониторинге
- Проведено 3300 часов мониторинга;
- 15 000 создано событий сотрудниками о своей фактической деятельности;
- 3 500 событий были оценены сотрудниками как эмоционально напряженные;
- Собрано более 11 миллионов секундных записей уровня стресса, пульса и активности.

Оказалось, что стресс выше 5 (50% шкалы) баллов, состояние ощущается работниками как дискомфортное состояние. Субъективно работник начинает ощущать стресс выше 4 баллов. Большую часть рабочего времени (73%) работники находятся в состоянии незначительного стресса.

Качественным результатом пилота стала возможность с помощью интеграцией с информационной системой колл-центра увидеть какие рабочие процессы сопровождали стресс. На основе этих данных могут применяться различные управленческие решения по эффективному использованию сотрудников на линии. Подтвердилось исходное предположение, что для повышения стабильности и предсказуемости работы сотрудника ему, прежде всего, следует знать о своем состоянии и научиться управлять им.

Важным итогом апробации стало обнаружение, что значение стресса одного и того же человека может сильно меняться в разные

дни и во времени. Поэтому разовые замеры стресса, например рекомендуемые 5 минут, в отрыве от контекста текущего события, имеют низкую информативность.

Участие в проекте Инновационного центра Олимпийского комитета России

Благодаря информации о проекте, размещенной в Интернете и успешно выполненном пилотном проекте нашей технологией заинтересовался Инновационный центр Олимпийского комитета России (ИЦ ОКР). Данный центр принимает участие в разработке решений биомедицинского сопровождения профессиональных спортивных команд при авиаперелетах в рамках проекта Sportjet by Sukhoi.

Проект Sportjet позволит спортсменам отдыхать и восстанавливаться, находясь на борту самолета. Кроме того, в основу создания Sportjet by Sukhoi легли научно-практические исследования влияния перелетов на организм профессиональных спортсменов, занимающихся различными видами спорта: смена часовых поясов, гипоксия, нарушение питания, обезвоживание, стресс и аэрофобия, и другое [8].

Нашу команду пригласили, на договорной основе, к участию к разработке и изготовлению электронных модулей регистрации стресса для последующей интеграции в систему контроля состояния пассажира во время полета в виде браслета с целью сбора данных о частоте сердечных сокращений, уровне стресса, физической активности.

В результате был разработан биометрический браслет для контроля адаптации спортсмена в режиме перелета и при проведении тренировок в гостевых условиях. Наша команда предоставила электронную часть и датчик, технических дизайн и изготовление прототипов выполнялся силами ИЦ ОКР и позиционировался под торговой маркой Sukhoi Sportjet.

Апробация браслета проходила на летней олимпиаде Рио 2016, на небольшом количестве участников. Сейчас ведутся работы по совершенствованию программного обеспечения браслета.

Разработка мобильного приложения для контроля стресса и улучшения самочувствия StressCam для Apple Store.

Параллельно с работами над совершенствованием устройства мы начали разработку независимого мобильного приложения с похожей функциональностью.

Индустрия мобильных приложения переживает рассвет, поэтому нам показалось интересным предложить нашу технологию широ-

кому кругу пользователей смартфонов без необходимости покупки дополнительного устройства.

В качестве датчика регистрации пульса мы использовали штатную фотокамеру и светодиод вспышки в качестве подсветки. Данный способ широко применяется в программах пульсометрах на платформах Apple и Andriod. Нашей задачей стало предложить пользователем функционал по измерению стресса и проведению тренировки по снижению напряжения с помощью биологической обратной связи.

В качестве первой платформы мы выбрали смартфоны Apple на системе iOS. Выбор был обусловлен двумя причинами:

- Ограниченным количеством конструкций телефонов, а значит и их фотокамер.

- Более высокой платежеспособностью пользователей

В настоящее время разработка завершается, сайт приложения <http://stress-cam.ru>. Время измерения 2 минуты, все это время пользователь должен держать подушку пальца на фотокамере. Релиз планируется на декабрь 2016.

Текущая версия измеряет уровень стресса, пульс и биологический возраст, улучшает состояние с помощью дыхательной тренировки в режиме биологической обратной связи. В данной разработке вы ввели параметр биологический возраст. Это параметр, который отражает жизненные резервы с позиции работы дыхательной и сердечно-сосудистой системы, в своем роде виртуальная оценка самочувствия, которая не привязана к реальному возрасту. Значение биологического возраста вычисляется путем анализа дыхательной составляющей сердечного ритма, которая называется дыхательной аритмией (RCA). В программе заложена статистическая модель зависимости глубины дыхания от возраста человека.

Также программа позволяет делиться своим самочувствием, опытами в БОС и достижениями в социальных сетях, мотивирует пользователей с помощью виртуальных наград.

На сайте stress-cam.ru в разделе FAQ [9] можно познакомиться с подробной информацией о работе приложения.

Библиографический список

1. Анализ вариабельности сердечного ритма при использовании различных электрокардиографических систем (Часть 1). Баевский Р. М. [и др.] // Вестник аритмологии. – 2004. – № 24. – С. 65-87
2. Emvio: The First Watch to Measure and Manage Your Stress [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://www.kickstarter.com/projects/993110774/emvio-the-first-watch-to>

measure-and-manage-your-s?ref=nav_search. – Заглавие с экрана. – (Дата обращения: 07.11.2016).

3. Как меняется наш уровень стресса в течение дня? Один день с Emvio на запястье [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://geektimes.ru/company/darta_systems/blog/246598/. – Заглавие с экрана. – (Дата обращения: 07.11.2016).

4. Трекер эмоционального стресса Emvio — теперь на Kickstarter [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://geektimes.ru/company/darta_systems/blog/247302/. – Заглавие с экрана. – (Дата обращения: 07.11.2016).

5. Emvio's smartwatch will tell you when you're stressing out [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://www.engadget.com/2015/03/28/emvio-stress-readeign-smartwatch/>. – Заглавие с экрана. – (Дата обращения: 07.11.2016).

6. Международный центр КТК [Электронный ресурс]: [официальный сайт]. – Режим доступа: <http://mc-ktk.ru>. – Заглавие с экрана. – (Дата обращения: 07.11.2016).

7. Барабанщикова В.В. Роль стабильности рабочих нагрузок в формировании функционального состояния сотрудников колл-центров [Текст] / Барабанщикова В.В., Епанчинцева А. В. // Экспериментальная психология. – 2014. – Т.7. – № 13. – С.113–127.

8. Знакомьтесь - концепт SportJet by Sukhoi [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.aex.ru/m/docs/5/2016/7/13/2469/>. – Заглавие с экрана. – (Дата обращения: 07.11.2016).

9. StressCam — часто задаваемые вопросы [Электронный ресурс] : [официальный сайт] – Режим доступа: Sukhoi <http://stress-cam.ru/faq.html>. – Заглавие с экрана. – (Дата обращения: 07.11.2016).

КЛОНИРОВАНИЕ В БИМЕДИЦИНЕ, СЕЛЬСКОМ ХОЗЯЙСТВЕ И ЭКОЛОГИИ

В.В. Клименко

Рязанский государственный радиотехнический университет

Одомашненный тутовый шелкопряд с 1936 г. по сей день остается единственным обоеполом животным, на котором впервые было достигнуто полное сохранение наследственного материала организма в последовательных поколениях, названное клонированием. На животных, как и на растениях становится реальной перспектива клонирования уникальных сочетаний наследственных элементов клетки, возникающих в процессах селекции, мутагенеза и генно-инженерного конструирования. Рождаются клональное биотехнологическое шелководство, которое обеспечит многие отрасли народного хозяйства биологически стандартизированными продуктами.

О клонировании, по сути

В качестве репродуктивного процесса клонирование лежит в основе эволюции живой природы. По одной простой причине: наследственная и ненаследственная изменчивость как имманентный атрибут жизни могут проявиться только на множестве исходно идентичных организмов. Возникновение такого множества особей в естественных условиях или при участии человека и есть клонирование. В селекции мы замечаем любое изменение, если с определенного момента изучаемый признак уклоняется в развитии хотя бы у одной особи из многих, составлявших до этого совокупность идентичных организмов (клон). Так были обнаружены, в сущности, все известные на данный момент мутации у изучаемых человеком биологических объектов.

Сам термин **клон** (от греческого – ветвь, отпрыск) явно растениеводческого, садово-огороднического происхождения и был предложен известным специалистом в этой области Гербертом Уэббером (H. J. Webber. Science, 1903) в статье «Новые садоводческие и сельскохозяйственные термины» после двух лет консультаций с коллегами. Он искал подходящее название «для тех растений, которые размножаются вегетативно почками, прививками, черенками, отростками, отводками, побегами, луковичками, клубнями и т.д. Растения, выращенные из таких **вегетативных частей**, не являются индивидами в обычном смысле, а представляют собой просто трансплантированные части одного и того же индивида; **по наследственности** и во всех биологических и физиологических смыслах такие растения есть тот же самый

индивид». Мысль интересная и не потерявшая своей свежести и глубины через 100 с лишним лет.

Клонирование растений человек подсмотрел у природы, но пошел дальше, приживляя вегетативные части клонируемого растения к иным растительным видам (подвой – привой) или постепенно уменьшая размер донорской части до отдельной клетки, трансплантируемой на питательную среду, как в современных клеточных технологиях, выдающих ежегодно на испытания сотни новых сортов, например, риса в Китае. Очевидный прогресс базируется на изменчивости, возникающей спонтанно или индуцированной в клеточных клонах, и, конечно, на возможности **регенерации целого растения** из его **вегетативной** клетки.

К этому можно добавить, что репродукция многих одноклеточных организмов простым делением постоянно приводит к образованию множества отличающихся друг от друга клонов, если их исходные клетки отличались по своей наследственности.

У животных регенерация целого организма из **соматической** (неполовой) клетки встречается исключительно редко (например, у некоторых асцидий). Такое клонирование, как на растениях, на животных представляется до сих пор недостижимым: из неполовой клетки получить целый организм, идентичный донору клетки, экспериментальной зоологии пока не удалось. Овечка Долли, созданная из безъядерной **половой клетки** (яйца) «посторонней» овцы и ядра, взятого из клетки вымени 6-летней овечки-донора, представляла собой по сути гибридную ядерно-цитоплазматическую конструкцию, единственную из 323 таких же, дожившую до живорождения. Эффективность этого **параклонирования** (ядерного клонирования в разных цитоплазмах) составила в нашумевшем случае с Долли всего лишь 0,3%. Но даже при заветных, еще не достигнутых на животных 10%, произведенные таким путем особи не будут клоном донора из-за гибридности стартовых в будущее сконструированных яйцеклеток. Кроме того, по определению, клетки, дающие начало особям клона, не должны быть половыми.

Принципиально иной подход к клонированию на животных выявился довольно неожиданно в 30-х годах прошлого века в генетических исследованиях на тутовом шелкопряде, инициированных основателем экспериментальной биологии в России Н.К. Кольцовым и возвращенных его учеником Б.Л. Астауровым. Первоначально ставилась задача **управления полом** тутового шелкопряда, имевшая хозяйственное значение; были проанализированы всевозможные хромосомные варианты начальных стадий развития яйца в норме и при эксперимен-

тальных воздействиях. В первую очередь были выделены дозированные температурные **прогревы неоплодотворенных яиц**, давшие как раз в проведенных тогда опытах Н.К. Кольцова первые положительные результаты: индуцированное таким способом девственное (партеногенетического) развитие доходило до вылупления личинок из обработанных яиц. Следует напомнить, что впервые это явление было открыто и названо **искусственным партеногенезом** в 1886 г. известным русским зоологом А.А. Тихомировым (он основал Зоологический музей МГУ, был ректором, общественным деятелем и антидарвинистом); однако вылупления личинок из грены он не наблюдал, а индуцированное водным прогревом развитие регистрировал по пигментации серозной оболочки яиц. Отсутствие личинок во многом определило пессимистический взгляд ученого на перспективы использования открытого явления в практическом шелководстве.

Иная картина возникла перед глазами Б.Л. Астаурова, когда метод температурной активации неоплодотворенных яиц был усовершенствован в результате скрупулезного экспериментального изучения действия сублетальных (на грани жизни и смерти) температур на начальные стадии развития яйца; были испытаны многочисленные породы и гибриды тутового шелкопряда, имевшиеся тогда в Среднеазиатском институте шелководства в Ташкенте. Теперь отдельные бабочки-самки давали девственное потомство примерно из половины содержащихся в них яиц, прогретых в воде при 46°C в течение 18 мин. Генетический анализ неизменно показывал женскую однополюсть и генетическую идентичность потомков со своей девственной родительницей. **Любой наследственный признак матери** теперь можно было отслеживать у всех партеногенетических дочерей в непрерывной череде поколений и на любой стадии индивидуального развития. Благодаря исследованиям Б.Л. Астаурова генетические характеристики растительных клонов и микроорганизмов, столь способствующие их изучению и практическому использованию, впервые стали реальностью в экспериментальной биологии высших животных организмов. Полученные Астауровым в 1936 г. клоны как **совокупности генетически идентичных особей** не только поставили биологические эксперименты на тутовом шелкопряде в один ряд с физическими по точности, но сделали доступным глубокий анализ самой природы биологической изменчивости, лежащей в основе эволюции и селекции.

Однако и астауровские клоны, формально говоря, не являются клонами; опять же по определению, поскольку дочернее потомство самки-основательницы возникает из яиц (их у самки около 500), т.е. клеток половых, предназначенных для оплодотворения. У обоеполых

животных, типичным представителем которых является одомашненный тутовый шелкопряд, в яйцеклетках происходят два деления клеточного ядра (мейоз) таким образом, что после первого деления каждое из образовавшихся двух ядер получает уменьшенный вдвое набор хромосом (это деление называют редукционным), который сохраняется при втором (эквационном) делении каждого из них. Только одно из четырех возникших ядер (три остальных дегенерируют) сливается при оплодотворении с таким же «уполовиненным» ядром от самца и число хромосом в новом ядре, приступающем к развитию, восстанавливается; от материнского набора в нем сохраняется случайная уполовиненная выборка хромосом. Больше того, уцелевшие хромосомы матери, как правило, в редукционном делении обмениваются в процессе **кроссинговера** некоторыми своими участками со сходными (гомологичными) хромосомами, отходящими в дегенерирующее впоследствии ядро, поэтому собственно материнского наследственного материала в потомке оказывается меньше половины. В этом плане шелкопряд явился для клонирования весьма и весьма благоприятным исключением, поскольку кроссинговер в женском мейозе у него просто отсутствует, и потомок получает половину незатронутых обменами материнских хромосом. Поэтому, когда в результате сублетального водного прогрева при 46°C в течение 18 минут неоплодотворенное яйцо приступает к девственному развитию с **подавленным редукционным делением**, вместо двух ядер с уполовиненными хромосомными наборами восстанавливается материнское ядро с полным набором «чистых» материнских хромосом. **Эквационное деление, однако, не подавляется**; клетки зародыша, которые все берут начало от этого деления, формируют в процессе индивидуального развития ткани и органы организма, функционирующие на основе полностью сохраненной материнской наследственности как ядра, так и цитоплазмы (поэтому, кстати, потомство и должно быть исключительно женским).

От яйца до половозрелой особи **в новом, искусственном поколении** у всех дочерей одной девственной самки полностью, то есть во всех «биологических и физиологических смыслах», повторяются все стадии развития материнского организма. Это и есть **экспериментальное клонирование**. Материнские копии (числом до 500 от одной самки) через повторное приложение метода Астаурова образуют непрерывную последовательность женских поколений, где каждая особь на любой стадии развития будет воспроизводить состояние или процесс, имевшие место во всех предыдущих поколениях, включая самку-основательницу данного клона. Некоторые клоны нашей коллекции, включая созданные Астауровым, прошли за 40-50 лет сотни кло-

нальных репродукций. Такой уникальный опыт – лучшее свидетельство жизнеспособности и перспективности любой биотехнологии, создаваемой на основе астауровского клонирования. И конечно, самое изящное и привлекательное в открытом Астауровым экспериментальном геномном (организменном) клонировании – простота метода в сочетании с его 100% эффективностью, достигнутой к 1972 году. К успеху привел отбор на повышенную способность к клонированию в последовательных поколениях от скрещивания уже полученных лучших клонов с самцами различных пород и гибридов тутового шелкопряда, имевшихся в богатейшем генофонде СССР.

Следует отметить замечательный факт, что возможность повысить способность к клонированию путем отбора и сохранять ее затем при клональной репродукции сколь угодно долго, однозначно свидетельствуют о наследственной природе этого явления. Астауров это прекрасно понимал и в последней работе (1973) уже дал предварительные характеристики генов, определяющих максимальную способность к клонированию у тутового шелкопряда. Так было положено начало генетике партеногенетического клонирования (партеногенетике).

Если мы вернемся к исходному определению клона, то увидим, что партеноклонирование фактически этому определению не противоречит: через свою часть, яйцеклетку, организм тождественно и экспоненциально умножается (трансплантируется) в следующих друг за другом поколениях. Разница лишь в том, что трансплантируемая часть растений состоит из вегетативных (неполовых) клеток, делящихся при развитии «эквивационно», так сказать, равнонаследственно, а каждая яйцеклетка самки-основательницы клона является клеткой половой.

И вот в чем суть метода и открытия Астаурова: в результате точно дозированного термического воздействия развитие будущей особи в материнской цитоплазме яйца **начинается с эквивационного деления ядра яйцеклетки**, чем обеспечивается полное сохранение материнской наследственности в формирующемся организме; яйцеклетка шелкопряда стала подобна растительной клетке, или, точнее, неполовой (соматической) клетке животного с регенеративным потенциалом растения. Как из растения можно взять его вегетативные клетки и из каждой воспроизвести вновь (трансплантировать во времени и пространстве) материнское растение, так и у тутового шелкопряда самка-родоначальница клона продолжает свою жизнь в сотнях копирующих ее дочерей в череде следующих одно за другим поколений.

Клонирование в руках человека: сохранение уникального

Из сказанного выше должно быть очевидно, что в растениеводстве клонирование в строгом смысле слова используется давно, широко и весьма эффективно, особенно в наше время благодаря проникновению клеточных технологий в селекционную практику. И это понятно: клонирование там, где оно доступно, предотвращает потерю обнаруженной уникальности среди единообразного, одинакового. Через **клонирование уникального экземпляра** мы получаем возможность сохранить его и сколь угодно долго использовать в разнообразных целях. Для растений эту проблему можно считать решенной, но какая польза от клонирования селекционеру, работающему с животными? Чего, в конце концов, ждать Человеку в грядущем, когда от каждого живого организма можно будет производить копии для своего и следующих поколений?

Не будем пускаться в фантастику с человеческими клонами. Обратимся к реалиям экспериментального клонирования на животных. За 20 лет после овечки Долли страсти поутихли, но исследования не прекращаются. Несколько лет назад британскому эмбриологу Джону Гёрдону вручили Нобелевскую премию за клонирование на шпорцевой лягушке *Xenopus*: микрохирургическое удаление ядра из реципиентной яйцеклетки он заменил его разрушением с помощью УФ облучения и после этого вводил в туда ядро из клетки донора. В этих опытах результат во многом зависит от возраста донора и ткани, выбранной для взятия ядра. Это, однако, не меняет сути параклонирования: пересаженное ядро не может быть ни функционально, ни структурно идентично тому ядру, с которого донор после оплодотворения начинал формироваться в свое время из яйца матери. Воспроизвести в точности на сконструированной гибридной яйцеклетке то яйцо, которое когда-то в определенных, сегодня уже не воспроизводимых, условиях дало начало донору, – задача невыполнимая. Возможны лишь приближенные решения, оцениваемые по разной степени морфофизиологического сходства между полученным «клоноидом» и двумя, фактически, донорами, так как ядро и цитоплазма сконструированной яйцеклетки происходят обычно от разных особей. Даже если цитоплазма энуклеированного яйца идентична ооплазме, в которой когда-то началось развитие копируемого донора (например, для энуклеации можно взять яйцеклетку от матери донора), введенное в нее донорское ядро никак не может быть идентично тому, с которого стартовал онтогенез донора; по той простой причине, что ядро берется из соматической клетки взрослого организма, в которой **уже** реализована наследственная программа развития, которую мы хотели бы воспроизвести. Индивидуальным развитием запрограммирована каждая клетка и каждое

ядро донора. Будучи перенесенным в энуклеированную ооплазму, такое ядро с большим трудом находит «общий язык» с чуждым ему вместилищем. Этим, в конечном счете, объясняется низкая эффективность и неубедительность современного «клонирования», называемого трансядерным. Интенсивно разрабатываемое в молекулярной биологии «ядерное **репрограммирование**», должно будет улучшить «взаимопонимание» между насильно соединяемыми при параклонировании ядром и цитоплазмой. К этому надо добавить, что процедура энуклеации и последующего введения тем или иным способом донорского ядра в безъядерную яйцеклетку не остаются без последствий, разумеется негативных, и выход клоноидов во всех случаях остается невысоким.

Всех этих недостатков, к счастью, лишен термический метод клонирования по Астаурову, разработанный, однако, пока лишь для тутового шелкопряда. Это ограничение метода – исключительно результат сложившегося непонятно высокомерного (и особенно неуместного в России) отношения «молекулярщиков» к экспериментальной генетике и общей биологии, объяснимого порой лишь биологической неграмотностью. Так, в ответ на рассказ о клонировании у тутового шелкопряда до сих пор часто слышишь: какое же это клонирование? Это – партеногенез! Коллега, видимо, допускает применение термина «клон» только к совокупностям идентичных макромолекул, а с множеством генетически идентичных особей ему иметь дело не приходилось и, тем более, производить их с помощью экспериментального партеногенеза. Как правило, обнаруживается, что собеседник и о партеногенезе имеет довольно смутные представления: что-то там размножается без самцов, то ли у пчел, то ли у тлей. Если, затем, на пальцах объясняешь, что трансядерное клонирование в случае Долли есть ничто иное как тот же искусственный партеногенез с замещением собственного ядра яйцеклетки ядром донора, то и тогда понимания не всегда удается достичь. Причина в узком, антропоцентрическом представлении о партеногенезе и половых различиях.

А всего-то и нужно помнить **определение партеногенеза**: это – развитие яйца без оплодотворения, то есть без слияния ядра яйцеклетки с ядром сперматозоида. Поэтому формирование эмбриона может происходить либо только с материнским ядром (если даже сперматозоид проникает в яйцо, он лишь дает толчок развитию, а затем дегенерирует в активированной им цитоплазме яйцеклетки; этот вариант партеногенеза называется **гиногенезом**), либо в альтернативном варианте, называемом **андрогенезом**, развитие происходит на основе ядра (ядер) сперматозоида, а ядро яйцеклетки в процессе формирования

зародыша не участвует, поскольку было предварительно удалено либо разрушено.

Прежде всего, надо усвоить, что всякое развитие начинается с **активации** системы, в нашем случае, яйца. Без процесса активации, снимающего блок со зрелой яйцеклетки, нет развития. Можно поместить сперматозоид или его ядро в яйцо, но развитие не начнется, пока мы не воспользуемся для его стимуляции **осеменением** (проникновение спермия в яйцо – не путать с оплодотворением!) или каким-нибудь физико-химическим агентом, например, тепловым шоком или электрическим импульсом. Точно так же при трансядерном клонировании (Долли) яйцеклетка с замещенным ядром активируется электрическим разрядом. Без этого развитие не имеет места. Поскольку отсутствует слияние мужского и женского ядер, трансядерное клонирование является ничем иным как искусственным партеногенезом; но это почему-то замалчивают. Кстати, и о трансядерном клонировании уже почти не говорят, предпочитая называть его генетическим (ядерным) репрограммированием. На этом фоне весьма вызывающим выглядит геномное (организменное) клонирование, открытое 80 лет назад выдающимся русским биологом Б.Л. Астауровым. Следующие одно за другим поколения особей, идентичные по наследственности своей матери-основательнице и названные их создателем **клоном**, непрерывной нитью прошли через десятилетия и вошли, благодаря простому и надежному методу термического партеногенеза, в наше время в качестве бесценного материала для анализа сложнейших проблем биологии и для использования в самых современных биотехнологиях.

Клонирование, открытое Астауровым в изучении общей и практически важной проблемы регуляции пола у животных, рассматривалось им как половинное решение задачи получения по желанию мужского или женского пола у тутового шелкопряда. Открытие метода клонирования рассматривалось и воспринималось именно в этой плоскости и неизбежно ставило перед экспериментатором вопрос о возможности получения только мужского пола у этого хозяйственно важного объекта. Термическая обработка **свежеосемененных яиц**, полученных от предварительно облученных бабочек (облучение **разрушает женское ядро**, в котором содержится хромосома, определяющая женский пол) способствует, как показал Астауров, слиянию проникших в яйцо спермиев, что и определяет в отсутствие женской хромосомы разрушенного ядра развитие мужского пола. Правда, далеко не столь эффективно и, разумеется, не в форме клонов. За неимением места детали использованного андрогенетического метода здесь опущены. В авторском свидетельстве Астаурова на открытие принципов

альной возможности получения желаемого пола у животных с помощью мужского и женского партеногенеза клонирование никак не выделено. Его время тогда еще не пришло.

Неимоверно раздутая сенсация с овечкой Долли, вовсе не являвшейся клоном, тем не менее резко обострила интерес к проблеме клонирования в экспериментальной биологии. Под клонирование стали подводить опыты 50-х и 60-х годов, в основном на амфибиях, по трансплантации ядер из различных тканей донора в энуклеированные яйцеклетки. Результаты были тем успешнее, чем более ранние стадии развития донора использовались для забора ядер из клеток. Это и понятно, ведь ядра донора тем меньше отличаются от исходного ядра, чем меньше возраст донора. Даже у млекопитающих (опять же овца) пересадка ядер из 8-16-клеточного эмбриона в энуклеированное яйцо оказалась успешной (Уилладсен) и развитие доходило до взрослого организма. В этом случае яйцеклетки для энуклеации можно было взять от той же матери, от которой был получен эмбрион, однако и тогда это не было бы клонированием (даже если забыть, что яйцо – клетка половая), поскольку сконструированная человеком условная клетка была взята не из сформировавшегося организма с определенными признаками, интересующими селекционера, а из эмбриона. Раз клонируется эмбрион, то такое клонирование называли эмбриональным. В животном мире не редко можно наблюдать успешное развитие нескольких эмбрионов, а затем и особей, из одного поделенного на части эмбриона. Это все – варианты **эмбрионального клонирования**. С момента зарождения экспериментальной эмбриологии в начале XX века оно играет весьма важную роль в решении принципиальных вопросов общей биологии развития.

Итак, если говорить о клонировании у животных серьезно, то в практическом плане проблему можно считать решенной только на одомашненном тутовом шелкопряде. Это убедительно доказывает, что и в век молекулярной генетики **экспериментальная биология** остается определяющим вектором в прогрессе науки о жизни. Анализируя в 30-е годы средствами экспериментальной генетики и эмбриологии механизм воздействия точно отмеренной температурной дозы на неоплодотворенное яйцо, Астауров поднял ряд проблем, требующих и сегодня изучения на хромосомном и молекулярном уровнях. Он сформулировал гипотезы, которые позже были подтверждены его последователями, а полученные в целом результаты сформировали новое научное направление, заложив надежную основу для анализа уже на современном молекулярном уровне механизмов открытого в России экспериментального партеногенетического клонирования.

Изучение клонов тутового шелкопряда выявило целый ряд возможностей для управления репродуктивными процессами у этого организма. Если при обоеполом размножении развитие начинается с яйцеклетки с двумя гаплоидными хромосомными наборами (диплоидность), материнским и отцовским, то при клональном размножении в каждом поколении дочерей в их яичниках неизбежно возникает определенная доля яйцеклеток с удвоенным хромосомным составом, т.е. с четырьмя хромосомными наборами (два материнских + два отцовских). Эти **тетраплоидные** яйца примерно в полтора раза крупнее диплоидных и могут быть легко от них отделены. Если клональных самок вернуть на обоеполющий путь развития, скрестив их с самцами, то диплоидные яйца в кладке останутся диплоидными, а крупные станут **триплоидными**, потому что в крупных уменьшенный вдвое состав хромосом ($4:2=2$) станет диплоидным и при оплодотворении дополнится гаплоидным (единичным) набором сперматозоида ($2+1=3$). Из крупных яиц диплоидного клона таким путем Астауров получил триплоидных самок и самцов, отсутствующих в обычном обоеполом размножении; действительно, если бы таковые вдруг возникли в популяции, то перспектив оставить потомство у них бы не было никаких, так как уполовинивание триплоидного набора хромосом приводит к образованию неправильных, «полуторных» гамет и как неизбежное следствие к гибели эмбриона с несбалансированным хромосомным набором, возникающим после слияния родительских гамет. Невозможное в природе оказалось возможным для **партеноклонирования**, открытого Астауровым: неразрешимая проблема деления трех хромосомных наборов пополам просто отменяется прогревом неоплодотворенных яиц при 46°C в течение 18 мин (см. выше), и развитие каждой яйцеклетки начинается, как и развитие материнской с триплоидного набора. Так были впервые получены человеком и многократно репродуцированы триплоидные клоны – новое явление в биологии тутового шелкопряда, положившее начало последовавшему успешному продвижению к синтезу обоеполющей тетраплоидной расы (вида) тутового шелкопряда (начало 60-х). Это неоспоримое, уникальное для животного мира достижение экспериментальной биологии, признано пионерским среди биологов всего мира. Тетраплоидный вид тутового шелкопряда просуществовал около двадцати поколений, ненадолго пережив своего создателя (1974). От этого непревзойденного успеха отечественной биологии до нашего времени удалось сохранить единственный тетраплоидный клон, находящийся в коллекции автора.

В биологической науке создание человеком новых форм живых организмов и их сохранение – это путь к еще неизведанным тайнам

живого. Клоны Астаурова сами по себе – не только уникальные воспроизводимые человеком формы конкретного живого организма, но и ступень к созданию новых разновидностей и видов тутового шелкопряда. На практике это означает расширение спектра производимых шелководством новых материалов и улучшение свойств уже существующих.

Шелкопряд – важный сельскохозяйственный объект. Его одомашнивание насчитывает пять тысяч лет. Сама история человечества, как известно, тесно связана с историей шелка; недаром шелк временами ценился дороже золота. На протяжении многих веков человек производил **отбор** уникальных или лучших по тем или иным полезным признакам особей (прежде всего по параметрам шелковой нити) на огромном по численности материале и достиг в ряде направлений отбора выдающихся результатов (в коконе содержится 25% шелка; сам кокон стал чисто белого цвета, вместо ярко желтого, нестойкого в тканях; длина непрерывной, сравнимой по прочности со сталью, нити свыше 2 км и т. п.). Столь важный для получения высоких урожаев в сельском хозяйстве **гетерозис** был открыт на тутовом шелкопряде раньше, чем на кукурузе. Успехи селекционеров разных стран стали возможны благодаря четко организованной племенной работе: в пределах нескольких возникших географических рас существуют в разных странах мира сотни линий, определенные скрещивания между которыми, дают высококачественную гетерозисную грену (яйца), поставляемую фермерам для выращивания шелковичных червей и получения стандартных коконов, пригодных для шелкомотальных фабрик. Тот, кто хоть немного знаком с шелководством, знает какой кропотливый труд стоит за шелковой нитью, прежде чем она поступает во множество отраслей народного хозяйства: от косметики до космонавтики, от хирургических ниток и самых надежных парашютов до искусственных суставов и каркасов органов в современной регенеративной медицине стволовых клеток. Самую сложную и напряженную часть этой работы составляет как раз племенное дело.

Что даст клонирование шелководству, сельскому хозяйству и сохранению живой природы? Какие возможности оно предоставляет человеку через неограниченно долгое сохранение (в разумных пределах) уникального?

Генетика и селекция

В качестве примера берем, разумеется, шелководство, если дело касается животных. Скрещивая разные породы, линии, расы и разновидности шелковичного червя, селекционер нередко обнаруживает уникальные формы как результат мутирования или возникновения

уникального сочетания генов в отдельном индивидууме. Страстное желание сохранить и размножить уникальный экземпляр воплощено в пополняемых коллекциях, кунсткамерах, мавзолеях, чучелах, мумиях и, конечно, фотографии и видео. Получать живые копии уникалов обоеполое размножение не позволяет: при скрещивании редкого экземпляра с противоположным полом уникальная констелляция генов буквально рассыпается в потомстве. То же самое с мутациями, поскольку на проявление любой из них влияет множество других генов организма и среди последних могут быть уникальные для изучения обнаруженной наследственной аномалии сочетания, также рассыпающиеся в следующем поколении.

Клонирование эту проблему решает в один прием, почти как у растений.

Промышленное шелководство основано, как часто и у растений (кукуруза), на использовании **гетерозиса**, или гибридной силы, у гибридов первого поколения от скрещивания в разной степени инбредных линий и пород, полученных в результате длительной селекции и воспроизводимых по строгим селекционным и зоотехническим правилам на специальных племенных станциях или заводах. Создание и поддержание многочисленных линий, обеспечивающих ежегодное приготовление качественной грены промышленного гибрида, требует больших затрат на проведение постоянных селекционных работ, неизбежно сопряжённых с разного рода испытаниями и зоотехническими мероприятиями с единственной целью обеспечить стабильность и стандартность всех показателей используемого в производстве гибрида. Известно из элементарной генетики, что во втором гибридном поколении происходит рекомбинация генов, и от достигнутых скрещиванием «выровненных» инбредных линий гетерозиса и стандартности практически ничего не остается.

Клоны, произведенные от наиболее гетерозисных, оптимальных по разным качествам форм, станут стабильной основой племенного дела и промышленного производства стандартизированной продукции, стократно упрощенных через автоматизацию клонирования и воспроизводства живого материала.

После того как в России Астауровым была доказана на тутовом шелкопряде возможность эффективного, 100%-го клонирования путем искусственного (термического) партеногенеза, развернулись исследования по созданию клонов, несущих определенные легко отслеживаемые мутации (например, белая или красная грена, цвет и рисунок покровов у гусениц, форма коконов, рисунок на крыльях бабочки и т.д.) из линий, размножаемых обычным обоеполом путем. Задача переноса

таких маркерных генов в клон оказалась достаточно простой, поскольку скрещивание клона с носителем гена-маркера давало обоеполое потомство, в котором самки были в высокой степени способны дать начало новым клонам с нужным геном в одном (отцовском) экземпляре. Показано, что и во втором поколении, полученном от первого скрещиванием самок и самцов, способность к партеноклонированию достаточно высока для получения клонов с маркерами в двойной дозе (от матери и от отца), что необходимо для проявления т.н. рецессивных генов. Были получены клоны даже с шестью проявляющимися рецессивами и очень высокой способностью к термическому партеногенезу, один из которых стабильно воспроизводится в моей коллекции уже в течение 40 лет.

Молекулярная биология

Создание описанным способом клонов стало особенно актуально с появлением генной инженерии, позволяющей встраивать чужеродные гены в геном тутового шелкопряда. Этот процесс называется **трансгенозом** и непрерывно совершенствуется. Когда в 2000 г. японские и французские исследователи получили трансгенного шелкопряда, введя ему ген, вырабатывающий флюоресцирующий зеленым светом белок (GFP), от медузы, то тем самым было положено начало созданию на шелковичном черве биотехнологического производства различных белковых продуктов, включая модифицированный шелк, в первую очередь для фармакологии и регенеративной медицины и не в последнюю – для ВПК и космонавтики. Трансгенная GFP-линия была мне любезно предоставлена французскими коллегами для клонирования и GFP-клон уже много лет находится в моей коллекции. Точно таким же путем могут переводиться в клоны будущие трансгенные конструкции промышленного назначения, создаваемые на тутовом шелкопряде, размножающемся обычным, обоеполым путем.

Полученные результаты с маркерными генами, включая трансген, не оставляли сомнений в том, что и прямо введенные в геном (наследственный материал клетки) клона генно-инженерные конструкции будут стабильно следовать менделевским законам подобно изученным нами маркерным генам, которые, кстати сказать, также возникли когда-то в геноме шелковичного червя в форме мутаций. Предположение это было подтверждено в совместных исследованиях с чешскими и японскими исследователями в 2014-2015 годах на предоставленном мною клоне. Полученный маркерный трансгенный клон существует уже несколько поколений стабильно демонстрируя рабочее состояние введенного чужеродного генетического материала. Я предполагал продолжить совместные исследования на полученном модельном кло-

не, используя разработанные мною генетические методы, но модифицированный в Японии клон чешские и японские коллеги отказались мне вернуть под разными предлогами. Кто больше потерял, покажет только время. Кто вырвется вперед на старте и кто придет первым к финишу, за которым вырисовывается организация новой отрасли – клонального биотехнологического шелководства – в сложившейся в России ситуации предсказывать затруднительно.

Экология

Открытие геномного клонирования Б.Л. Астауровым и давно практикуемое клонирование черенками шелковицы (тутового дерева, туты) – единственного растения, поедаемого личинками (гусеницами) тутового шелкопряда дают нам уникальную возможность постоянного экологического мониторинга не только в Рязанской области, или Центральном регионе, а по всей России; даже там, где шелковица не растет, но тутовый шелкопряд в виде стандартного живого эталона можно выкармливать, если не на клональной шелковице с фитодрома, предложенного рязанским ученым В.Н. Сельменным, то на стандартной искусственной диете, рецепт которой имеется в наших разработках.

Биологические, биохимические и генетические показатели, снимаемые с одних и тех же клонов шелкопряда или шелковицы, выращенных в разных районах области, дадут нам в месячной, годовой и многолетней динамике целый комплекс биологических, т.е. жизненно важных показателей, существенно необходимых для оценки состояния окружающей среды. Следует добавить к этому, что созданный нами генофонд тутового шелкопряда позволяет уже сейчас в рамках клонального экологического мониторинга оценивать частоту спонтанных мутаций в разных районах области доступными экспериментально-генетическими методами.

Параллельно с клональным мониторингом состояния окружающей среды в Рязанской области клоны тутового шелкопряда (достаточно одного) можно эффективно и просто использовать для биологического **контроля качества пищевых продуктов**, производимых местными или иными предприятиями. Для этого достаточно в стандартную искусственную диету выкармливаемого эталонного клона добавить небольшое количество того или иного компонента из списка на этикетке, прочитав который, обычно, можно только под микроскопом. Этот анализ можно дополнить и оценкой мутагенного эффекта, что еще важнее. В качестве примера приведу опыт из своей практики, когда я решил воспользоваться для выкармливания шелкопряда листом шелковицы, высаженной вдоль шоссе. Гусеницы не дожили и до середины личиночного периода, тогда как в 50 метрах от дороги лист кус-

товых посадок тутовника оказался нормальным. Листья шелковицы, особенно молодые, легко накапливают тяжелые металлы (например, свинец), к которым развивающийся организм очень чувствителен, о чем и предупреждает ценою жизни тутовый шелкопряд. Замечу, кстати, что в Японии его используют для оценки экологической обстановки еще проще: по спектру белков в капельке крови (гемолимфы) личинки. Делается это с помощью электрофореза. Что нам мешает поступать также?

И далее... Что вообще мешает нам в стране разрушенного социализма, не построенного коммунизма, недоделанного, криминально-уродливого и чуждого русской душе капитализма создать отрасль народного хозяйства, сконцентрированную вокруг высокотехнологичного уникального и эффективного производства **на основе отечественных открытий и разработок** и связывающую, скрепляющую шелковыми нитями буквально все сферы нашей жизни и трудовой деятельности? Как в Китае, Индии и ряде других стран. Кстати шелководство там, помимо прочего, помогает решать сложнейшие проблемы трудовой занятости населения. Нам это помешает?

И не будем забывать, что в лермонтовские времена в провинциальном Ставрополье русские люди, начав с нуля, достигли вершин шелководства и признания на Всемирной промышленной выставке в Лондоне (Первая выставка ЭКСПО 1851 г.), где их лучший в мире шелк и изобретения были удостоены Золотой медали и вызвали шок у компетентной публики. Почетная награда была вручена кавказскому промышленнику-новатору Алексею Федоровичу Реброву – талант, организаторские способности и энтузиазм которого, помноженные на трудолюбие крестьян, увлеченных новым промыслом, обеспечили заслуженный успех России в новой для нее сфере производства. «Ребровский» шелк ценился не ниже итальянского и почти в три раза выше азиатского; он стоил две тысячи рублей ассигнациями за пуд. Позже, на других выставках, включая Париж, за свои достижения А.Ф. Ребров получил еще пять золотых медалей. Он насаждал плантации шелковицы на неугодах, осушал болота, грену шелкопряда привозил из разных стран. Ребров организовал бесплатные школы для крестьянских мальчиков, где зимой детей учили грамматике, Закону Божьему и арифметике, а летом шелководству.

Далеко не все знают, что спектр биотехнологических продуктов шелководства очень широк: буквально от косметики до космонавтики, от лучшего японского крема до внутренней выстилки скафандра космонавта и ракетостроения, от хирургических ниток, прекрасных одежд и бронежилетов до шелковых каркасов регенеративной медицины,

производимых с помощью 3D-печати в точном соответствии с архитектурой органов или тканей, подлежащих восстановлению, включая случаи утраты участков головного или спинного мозга. Перспектива получения фармакологических препаратов на тутовом шелкопряде путем бакуловирусных, а теперь и генно-инженерных технологий на сегодня определилась достаточно четко и важное место в этой сфере будет принадлежать клональному генофонду, созданному и развиваемому в России.

Названные технологии могут быть круглогодичными благодаря искусственной диете, первоначально созданной в Японии. Наши разработки им не уступают. Возражение, что шелковица у нас растет только на юге, не принимается. Сибирь и Дальний восток (родина дикого шелкопряда) предоставляют нам много разновидностей тутового дерева, адаптированных к суровым, местами, условиям нашей страны. Еще акад. Б.Л. Астауровым были произведены успешные опыты по выращиванию в Подмосковье шелковицы, взятой из Уссурийской тайги и из Средней Азии. Этот опыт подтвержден в Рязани: двадцать трехлетних саженцев, купленных у одного из садоводов Подмосковья и высаженных в детском Эколого-биологическом центре, в этом году стали основой кормовой базы для успешного воспроизведения уникальной коллекции клонов тутового шелкопряда в отделе биомедицины РГРТУ. В следующем году предусмотрены дополнительные насаждения шелковицы, выращенной в этом году как из семян, так и черенкованием. Используя черенкование, а это по определению и есть клонирование, мы можем воспроизвести в любом количестве любой уникальный экземпляр шелковицы, заведомо адаптированный к конкретным условиям и климату определенного района Рязанской области. В самом городе Рязани мы черенковали четыре многолетних дерева: три женских дерева и одно мужское. Хорошо прижившиеся в средней и более северной зонах России тутовые деревья представляют собой надежный источник для целенаправленного, спланированного создания не только кормовой базы для клонального биотехнологического шелководства, но и для шелководства традиционного, поскольку для шелколичного червя не ягоды, а листья шелковицы являются единственным кормом. Поэтому для кормовых посадок и плантаций можно использовать даже южные разновидности туты, которые, как показал опыт, иногда обмерзают почти до основания, но из оставшейся живой части вырастают до осени двух-трехметровые хорошо облиственные побеги, которые удобно использовать для выкормок шелкопряда.

Очень важно, что создаваемая кормовая база биотехнологического шелководства, одновременно станет, и уже становится, источни-

ком ценнейшего лекарственного сырья для фармацевтической промышленности. Перечень лекарственных свойств шелковицы занимает 5-6 книжных страниц, причем используются все части мужских и женских растений, включая кору корней, используемую для лечения онкологических заболеваний. И опять, для стандартизации препаратов, изготавливаемых из тутового дерева, очень удобными будут клоны, созданные черенкованием или с использованием клеточных технологий из уникальных отобранных по биохимическому составу растений. Совместными усилиями РГРТУ и кафедры фармакогнозии и ботаники РГМУ эта работа уже начата в этом году.

Современное шелководство является безотходным производством. Уже одно развитие кормовой базы биотехнологического шелководства неизбежно повлечет за собой появление сопутствующих ему продуктов, но уже отечественных и, может быть, более совершенных, чем те, которые во множестве производятся в самых различных отраслях, упомянутых выше.

Важно, что для создания нового биотехнологического производства мы мобилизуем имеющиеся естественные ресурсы России и отечественные научные открытия и разработки, внедрение которых на практике не требует на первых порах использования слишком высоких технологий. Однако масштаб вытекающих из поставленной цели задач таков, что рассчитывать на появление современных Ребровых недостаточно. Да и мальчики-то уже не «ребровских» времен: порой не знают ни грамматики, ни арифметики, ни, тем более, Закона Божьего, но знают много чего другого. Вопрос, пригодится ли это другое в нашем большом и общем деле?

На вопрос, что делать и с чего начать, мною уже дан ответ в виде предложения Рязанскому Правительству создать молодежный биотехнологический центр, где в основу всей работы необходимо положить творческую инициативу молодежи в поисках тех путей, которые кратчайшим путем ведут нас к овладению всеми преимуществами новой биотехнологии в сравнении с существующими.

В последнее время говорят и пишут о детском технопарке, о том какие науки начнут там двигать вперед молодые таланты. А в упоминавшемся выше Областном эколого-биологическом учреждении дополнительного образования совсем недавно открыли Научный центр, где дети смогут ставить научные эксперименты вместе с учеными рязанских университетов и институтов. Предполагается, что там же эти ученые бесплатно (используя свои Нобелевские премии?) будут читать детям лекции и проводить практические занятия. Есть в Рязани и другие детские центры для развития творческих способностей под-

растающего поколения. Но легко заметить, что наибольших успехов дети достигают там, где соприкасаются с научным экспериментом и необходимым для этого приборным оснащением не требуется: пение, танцы, шоу и, конечно, компьютеры и Интернет для подготовки презентаций на конкурсах, публикаций и т.п. Это все хорошо и иногда просто необходимо, но, по моему мнению, в таких количествах – явно не ко времени. И не ведем ли мы себя безответственно, закрыв всякие там физические, химические и прочие естественно-научные кружки. Мы заранее обрекаем детей на беспомощность в грядущих жизненных ситуациях. Какие там кислоты, щелочи, кристаллический йод или марганцовка! Дети в экологическом центре не знают, как выглядят удобрения, так как из-за опасности отравления центр не должен их применять. И еще много чего можно было бы рассказать, что оправдывает почти повсеместное исключение естественно-научного эксперимента из молодежного образования и творчества. Я уже не говорю о биологии и генетике. И на что тогда в теперешней жизни надеяться? Запеть? А может, сплясать?

Нужен современный молодежный биотехнологический центр, и понимание того, что новые биотехнологии впитывают в себя последние достижения практически всех наук. Дети неизбежно будут постигать из них то, что быстрее ведет их достижению поставленной цели, или даже мечты, как это было в старое доброе время (не при либералах будь сказано). Фитотрон или современная теплица могли бы стать ядром этого центра, а окружение состояло бы из нескольких естественно-научных лабораторий и технических мастерских. Только индивидуальный интерес и упорное стремление решать неизбежно встречающиеся на пути к цели задачи необходимы для работы ребенка в таком центре, причем рядом с ученым, работающим с ним в одном направлении.

И тогда «стрекозе», летом распевавшей, не придется услышать при нахлынувшем холоде жизни такое обидное: Ты все пела, это – дело, так поди же – попляши! Наша любимая стрекоза, напевая, строила свой дом.

Библиографический список

1. Astaurov B.L. Selection for high ability for artificial thermic parthenogenesis and obtaining clones of the silkworm advanced in this direction. *Genetika*. 1973; 9: 93–106.
2. Klimenko V.V, Spiridonova T.L. Transpolyploid combinant variation during artificial parthenogenesis in the silkworm. *Dokl Akad Nauk SSSR*. 1977; 236: 740-743.

3. Klymenko V.V. Parthenogenesis and cloning in the silkworm *Bombyx mori* L.: problems and prospects. *J. Insect Biotech. Sericol.* 2001; 70: 155–165
4. Tamura T, Thibert C, Royer C, Kanda T, Abraham E, Kamba M, et al. Germline transformation of the silkworm *Bombyx mori* L. using a piggyBac transposon-derived vector. *Nat. Biotechnol.* 2000; 18: 81–84.
5. Zabelina V, Klymenko V, Tamura T, Doroshenko K, Liang H, Sezutsu H, et al. Genome engineering and parthenocloning in the silkworm, *Bombyx mori*. *J Biosci.* 2015; 40: 645-655.
6. Zabelina V, Uchino K, Mochida Y, Yonemura N, Klymenko V, Sezutsu H, et al. Construction and long term preservation of clonal transgenic silkworms using a parthenogenetic strain. *J Insect Physiol.* 2015; 81: 28-35

1. ЭКОЛОГИЧЕСКИЕ И МЕДИЦИНСКИЕ СИСТЕМЫ И КОМПЛЕКСЫ

УДК 53.087.45

МИКРОПРОЦЕССОРНАЯ ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНАЯ СИСТЕМА КОНТРОЛЯ КАЧЕСТВА КОМПОЗИТНЫХ ТОКОПРОВОДЯЩИХ МАТЕРИАЛОВ ЭЛЕКТРОННОЙ ТЕХНИКИ*

С.П. Москвитин

Тамбовский государственный технический университет

Представлена микропроцессорная информационно-измерительная система контроля качества композитных токопроводящих материалов электронной техники в процессе их производства. Разработан и представлен алгоритм функционирования данной системы, позволяющий улучшить качество готового композитного материала вследствие повышения прочности сцепления слоев и уменьшить количество брака на последующих стадиях производства.

В современном мире из-за резкого возрастания объемов производства во всех отраслях промышленности особо остро встает вопрос выпуска продукции с наименьшим процентом брака. Одним из путей решения этой проблемы является ведение непрерывного контроля на всех стадиях подготовки и производства выпускаемой продукции.

В данной работе описывается микропроцессорная информационно-измерительная система контроля качества композитных токопроводящих материалов электронной техники в процессе их производства. Особенность данной системы заключается в том, что в процессе производства материал дополнительно прорабатывается импульсами тока высокой плотности, параметры которого также необходимо регулировать в зависимости от типа материала, скорости производства и геометрических параметров заготовок. Данный способ позволяет повысить энергоэффективность производства, суть его описана в работе [1].

В состав микропроцессорной информационно-измерительной системы входят следующие каналы (см. рис.):

- контроля геометрических параметров исходных компонент;
- измерения скорости движения полос на входе и выходе из зоны совместной пластической деформации;
- контроля толщины верхнего слоя готового материала;

- контроля прочности соединения слоев готового материала;
- контроля теплофизических свойств готового материала и заготовок;
- контроля и регулировки параметров импульсного тока;
- маркировки дефектной области.

Функционирование системы осуществляется по следующему алгоритму. После включения системы запускается самодиагностика, автоматическая проверка и настройка измерительных каналов. Если в результате первого шага ошибок не обнаружена на экране появляется диалоговое окно с запросом исходных параметров, а именно запрашивается: материалы лакирующего слоя и основания; коэффициент обжатия ε . По исходным данным микроконтроллер определяет оптимальные параметры импульсного тока, а также выбирает стандартные значения для дальнейшего расчета (проводимость материала, удельное плотность и т.д.).

Далее, после подачи заготовок на линию производства, измеряются скорости движения полосы v_1 до и v_2 после пластической деформации соответствующими датчиками $D3$ и $D10$. Одновременно измеряются геометрические параметры исходных компонент $h_{исх1}$ и $h_{исх2}$ с помощью лазерных датчиков $D1$ и $D2$. Цифровые сигналы с этих датчиков передают в микроконтроллер в реальном времени значения толщины и ширины каждой из полос. Далее измеряется температура T_1 готового материала после пластической деформации датчиком $D4$, а также толщина и ширина готового материала датчиками $D5$ и $D6$.

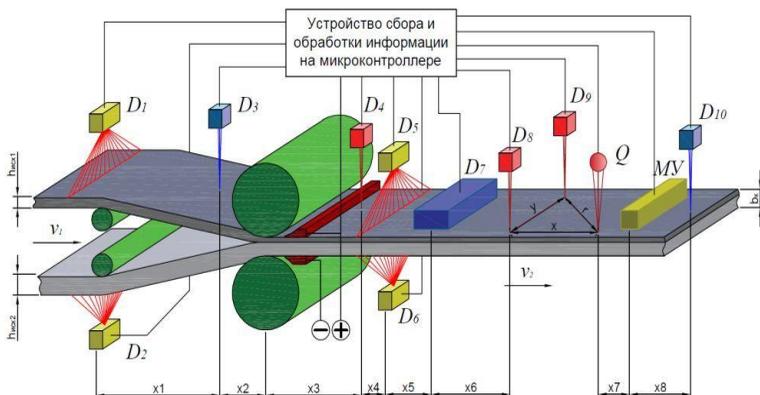


Рисунок – Система контроля качества композитных материалов

Затем с помощью вихретокового преобразователя $D7$ определяется толщина верхнего слоя полученной биметаллической полосы h_1 . Толщина основания вычисляется из измеренных значений общей тол-

щины готового материала и толщины верхнего слоя. По значениям толщин вычисляется коэффициент обжатия и сравнивается с исходным ε . При отклонении этих значений от допустимых на экране выдается соответствующая ошибка, а дефектная область маркируется с помощью специального устройства МУ с учетом движения полосы.

Далее определяется средняя теплоемкость готового материала для этого на биметалл воздействуют точечным источником тепловой энергии Q и одновременно измеряются избыточные температуры T_2 и T_3 соответственно датчиками $D8, D9$ [2].

Исходя из полученных значений с датчиков и параметров действующего импульсного тока вычисляется температура контакта слоев T в зоне пластической деформации,

$$T = \frac{U \cdot I \cdot t_{им}}{c_{cp} \cdot b_k \cdot \rho_{cp}},$$

по которой в свою очередь вычисляется толщина проникновения d одного слоя в другой, которая и определяет прочность сцепления слоев

$$d = \sqrt{4 \cdot D_0 \cdot e^{-\frac{E_a}{RT}} \cdot t_{им} \cdot \ln \frac{p}{\sqrt{\frac{1}{4 \cdot \pi \cdot D_0 \cdot e^{-\frac{E_a}{RT}} \cdot t}}}}$$

где E_a – энергия активации атомов; R – газовая постоянная; t – время взаимодействия; T – абсолютная температура; D_0 – предэкспоненциальный множитель; p – плотность вероятности нахождения атомов на расстоянии d в течение времени t ; $t_{им}$ – время действия импульса тока; U, I – напряжение и ток действующие в зоне деформации; b_k – толщина готового материала; ρ_{cp} – средняя плотность готового материала; c_{cp} – средняя теплоемкость.

Если значение прочности соединения слоев биметалла отклоняется от требуемого, то также выводится сообщение об обнаружении дефекта и данная область маркируется с помощью устройства МУ. Далее цикл повторяется непрерывно до окончания производства.

С целью определения работоспособности системы проводилась экспериментальная проверка отдельных измерительных каналов и датчиков. В частности проводились исследования канала контроля толщин верхнего (плакирующего) слоя с использованием метода вихревых токов. Исследования показали, что в процессе производства проявляются определенные дестабилизирующие факторы, а именно изме-

нение расстояния между контролируемым изделием и датчиком и изменение электропроводности и магнитной проницаемости исследуемых материалов за счет увеличения их степени деформации при прокатке. Исследования показали, что при деформации алюминиевых, медных и стальных образцов до 50% незначительно изменяется (не более чем на 1%) электропроводность исследуемых материалов [3].

Исследования канала контроля геометрических характеристик полос, собранных на лазерных толщиномерах, показали, что их разрешающая способность составила 0,18 мкм при расстоянии между датчиком и образцом не более 8 мм.

Библиографический список

1. Пат. 2356711 Российская Федерация, В 23 К 20/4, В 32 В37/10, 21 В 38/00. Способ изготовления биметалла / С.П. Москвитин, А.П. Пудовкин, Е.Е. Чванов; заявитель и патентообладатель Тамб. гос. техн. ун-т. – № 2007122210/02 ; заявл. 13.06.07 ; опубл. 27.05.09, Бюл. № 15. – 11 с.
2. Москвитин, С.П. Способ контроля прочности сцепления слоев биметалла в процессе его прокатки [Текст] / С.П. Москвитин, А.П. Пудовкин // Вестник Тамбовского государственного технического университета. 2007. Т.13 № 3. С. 789 – 794.
3. Кузьяев, Д.Р. Исследование влияния скорости движения объекта при контроле вихретоковыми преобразователями [Текст] / Д.Р. Кузьяев, А.П. Пудовкин; отв. ред. Т.И. Чернышова // Актуальные проблемы энергосбережения и энергоэффективности в технических системах: вторая международная конференция с элементами научной школы. / Тамб. гос. техн. ун-т. – Тамбов: Першин Р.В., 2015. – с.338-340.

**Работа выполнена при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 16-38-00483 мол_а.*

УДК 615.072

ПРИМЕНЕНИЕ ПРАВИЛ GMP ПРИ ПРОИЗВОДСТВЕ ЛЕКАРСТВЕННЫХ СРЕДСТВ В РОССИИ

А.В. Губарев, С.В. Волкова

Рязанский государственный радиотехнический университет

В статье рассмотрены основные моменты применения правил GMP при производстве лекарственных средств в России. Проанализированы сложности разработки и внедрения, а также правильной ин-

терпретации этих правил. Выявлена необходимость внедрения всех правил серии GxP в качестве национальных стандартов Российской Федерации.

Во все времена производство лекарственных препаратов отличалось особой ответственностью и каждой эпохе присущи свои различные методы борьбы с некачественной фармацевтической продукцией. Но, если в период преобладания единичного производства лекарства изготавливались небольшими партиями или даже индивидуально, что могло причинить ущерб лишь единицам, то сейчас, на этапе массового производства, стало недопустимо появление брака в силу того, что некачественный препарат нанесет вред не одному человеку, а сотне и даже тысяче людей, употребивших данную продукцию.

Причины некачественной фармацевтической продукции могут быть различными, например, наличие загрязнений, отсутствие маркировок, износ оборудования, ошибки персонала и т.д. В связи с этим в разных странах, так или иначе, примерно в одно и то же время начал внедряться контроль лекарственных средств. Каждая страна делала это обособлено от других, но схожей чертой было то, что вся их борьба за качество была направлена против фальсификации, то есть основное внимание уделялось именно готовой продукции, а не производственному процессу. Это же послужило причиной того, что экспорт фармацевтической продукции был крайне затруднен, что и явилось предпосылкой к созданию единых правил производства лекарственных средств.

Первой страной, разработавшей правила GMP (Good Manufacturing Practice – надлежащая производственная практика) в начале 60-х годов, стали США. Именно они обратили внимание производителей на то, что недостаточно контролировать качество готовой продукции и объяснили необходимость построения производства так, чтобы выпуск несоответствующей лекарственной продукции был исключен. Эта необходимость вызвана пониманием того, что невозможно обеспечить 100% контроль лекарственных препаратов, поскольку лекарства нельзя проверить неразрушающими методами, а сплошной разрушающий контроль оставит фармацевтические предприятия без реализации продукции.

Впоследствии независимо от Американских правил GMP стали разрабатываться подобные правила в Великобритании, а в 1989 году вышли первые правила GMP ЕС. Однако Советский Союз долгое время не проявлял интереса к подобным разработкам и до последнего действовал по собственным стандартам, которые имели статус госу-

дарственных, но на деле были разработаны на основе понимания конкретного человека, и, более того, просто подгонялись под существующие возможности производств вместо того, чтобы излагать требования к производственным элементам с целью обеспечения качества продукции. В результате этого, впоследствии многие уже Российские фармацевтические фирмы были куплены зарубежными предпринимателями с целью извлечения максимальной прибыли при минимальных затратах.

Дело дошло даже до того, что зарубежные производители, пользуясь отсутствием четких правил производства лекарственных средств в России, начали экспортировать нам продукцию второго сорта, изготовление которой было более выгодно для них. А та продукция, которая соответствовала требованиям GMP, реализовалась непосредственно в их стране.

Тем временем Российские предприниматели начали понимать, что им нужно бороться за качество выпускаемой продукции, чтобы сохранить свое место на рынке. Это и привело к созданию первых в России GMP правил в виде национального стандарта ГОСТ Р 52249-2004 с последующим переизданием в 2009 году, который действует по сегодняшний день.

Однако внедрение данного стандарта повлекло за собой определенные сложности. Перед предпринимателями теперь ставилась задача не только полностью перестроить производство, что само по себе требует немалых затрат, но и поддерживать его так, чтобы уровень работы не снижался со временем. А это требует огромных усилий, направленных на обеспечение качества, что является комплексной задачей, в которой нет второстепенных элементов.

Особое внимание стоит уделить грамотному ведению документации, так как безопасность и качество продукции начинаются с качества нормативных документов.

Внедрение GMP в России вывело фармацевтическое производство на новый уровень, однако сложности с применением правил GMP на этом не заканчиваются. Они усложнены информацией в области валидации, менеджмента и анализа рисков, что приводит к непониманию, ведь, по сути, у всех этих и других иностранных слов есть отечественные синонимы, использование которых в стандарте было бы более уместно. Например, за туманным термином «Валидация» стоят давно всем известные методики испытаний, только разработанные с учетом специфики фармацевтического оборудования.

Также проблемой оказалась узкая специализация правил GMP и их ориентация исключительно на производно лекарственных средства.

Для всестороннего контроля производства, начиная от сбора и обработки сырья и заканчивая изготовлением медицинских изделий, необходимо внедрение в России других правил серии GxP. Эта необходимость в первую очередь вызвана тем, что правила GMP не распространяются на многие важные аспекты, непосредственно касающиеся производства лекарственных средств. В них отсутствуют четкие правила изготовления медицинских изделий, например, таких, как шприцы, клапаны и т.д., ведь стерильный препарат, залитый в простой флакон, теряет данное свойство. Также правила GMP не регламентируют процесс сбора, получения и подготовки сырья для производства препаратов, а ведь именно от них во много зависит качество лекарств.

Таким образом, для успешного применения правил GMP в России необходимо, в первую очередь, понимание того, что качество должно обеспечиваться не только за счет контроля материалов и готовой продукции, но, и, в основном, за счет технологии и организации производства таким образом, чтобы появление несоответствующих лекарственных средств было исключено. Более того, медицина не стоит на месте, появляются новые виды лекарственных препаратов, для производства которых необходимо совершенно другое оборудование и другие стандарты, сосредоточенные именно на новых исследованиях. Поэтому уже разработано множество стандартов «Надлежащей практики» такие, как GTP (правила производства клеток и тканей и продукции на их основе), GLP (надлежащая лабораторная практик), GACP (надлежащая практика культивирования и сбора лекарственных растений) и т.д. Применение всей совокупности правил серии GxP, многие из которых приняты в качестве национальных стандартов в России позволит обеспечить качество фармацевтической и медицинской продукции.

Библиографический список

1. ГОСТ Р 52249-2009. Правила производства и контроля качества лекарственных средств. – Взамен ГОСТ Р 52249-2004. Введ. 01.01.2010. – М.: Стандартиформ, 2009. – 132 с.
2. Федотов А.Е. Основы GMP. Производство лекарственных средств / А.Е. Федотов. – М.: АСИНКОМ, 2012. – 576 с.
3. Волкова С.В., Губарев А.В. Анализ видов и последствий потенциальных отказов бытовой техники как инструмент повышения безопасности и доверия потребителя // Лидерство и менеджмент. — 2016. — Том 3. — № 3. — doi: 10.18334/lm.3.3.35849

4. Волкова С.В. Проблемы применения стандартов медицинской помощи/ С.В. Волкова, А.В. Губарев // Перспективы развития науки и образования: Сборник научных трудов. – 2015. – Часть 3, с. 32-33.

УДК 615.47:621.37/89

СОКРАЩЕНИЕ ЧИСЛА ВЫЧИСЛИТЕЛЬНЫХ ОПЕРАЦИЙ ПРИ ПРОВЕДЕНИИ ВЕРОЯТНОСТНЫХ РАСЧЕТОВ ПРИ МНОГОКРИТЕРИАЛЬНОМ АНАЛИЗЕ СИСТЕМ

Т.Г. Авачева¹, Н.В. Дорошина¹, А.Н. Кабанов², О.А. Ломакина²

¹Рязанский государственный медицинский университет

²Рязанский государственный радиотехнический университет

В докладе рассматривается многокритериальная система исходных данных. Предложен метод получения для каждого критерия области допустимых значений в виде системы линейных неравенств и повышения оперативности проведения вероятностных расчетов на основе теоретико-множественного подхода и матричных преобразований.

Постановка задачи

При теоретико-множественном подходе к вычислению вероятности событий основными операциями являются нахождение вероятностей произведений и сумм совместных событий на основе вычислений площадей и объемов множеств [1]. Если множества событий представлены в виде системы линейных неравенств, то определение произведения событий соответствует нахождению пересечения этих множеств. При этом представление выпуклого множества системой линейных неравенств позволяет свести задачу пересечения множеств к исключению лишних неравенств методом матричных преобразований, т.е. к определению фундаментальной системы решений для системы однородных линейных неравенств.

Решение задачи

Метод гиперплоскостей для построения выпуклой области.

Метод гиперплоскостей заключается в последовательном включении каждой граничной точки в выпуклую оболочку и в исключении гиперплоскостей, оказавшихся внутри области [2]. После перебора всех граничных точек процесс построения области работоспособности заканчивается и производится определение знаков « \geq » « \leq » для системы линейных неравенств. Формула для вероятности суммы n совместных событий A_1, A_2, \dots, A_n .

$$P(A_1 + A_2 + \dots + A_n) = \sum_{i=1}^n P(A_i) - \sum_{i < j, i \in \overline{1, n}, j \in \overline{1, n}} P(A_i A_j) + \sum_{i < j < k, i, j, k \in \overline{1, n}} P(A_i A_j A_k) - \dots + (-1)^{n-1} P(A_1, A_2, \dots, A_n). \quad (1)$$

Для $n=2$ получим $P(A + B) = P(A) + P(B) - P(AB)$.

Вероятности $P(A)$, $P(B)$ получим на основе вычисления многомерных объемов объектов, описываемых системой линейных неравенств. Примем, что многомерный объект состоит из суммы объемов k -мерных параллелепипедов, построенных на произвольной системе независимых векторов a_1, a_2, \dots, a_k . Объем каждого параллелепипеда рассчитывается по формуле [3]:

$$V^2 = \det \|(a_i, a_j)\| = \begin{vmatrix} (a_1, a_1) & \dots & (a_1, a_k) \\ \dots & \dots & \dots \\ (a_k, a_1) & \dots & (a_k, a_k) \end{vmatrix},$$

где $(a_i, a_j) = (\overline{a_i})^T \cdot \overline{a_j}$

Для расчета $P(AB)$ целесообразно предварительно исключить лишние неравенства. Также данный подход можно применять при расчете вероятности по формуле Байеса $P(A/B) = \frac{P(AB)}{P(B)}$.

Алгоритм предварительного решения системы линейных неравенств и исключения лишних неравенств [4].

Вопрос о строении множества решений произвольной совместной системы неоднородных линейных неравенств

$$a_{j1} X_1 + a_{j2} X_2 + \dots + a_{jn} X_n - a_j \leq 0, \quad j = \overline{1, m},$$

может быть сведен к поиску общей формулы решений системы однородных линейных неравенств:

$$a_{j1} X_1 + a_{j2} X_2 + \dots + a_{jn} X_n - a_j X_{n+1} \leq 0, \quad j = \overline{1, m}, \\ - X_{n+1} \leq 0.$$

Действительно, если известна общая формула решений системы (3), то при $X_{n+1} = 1$ из нее получаем решение для исходной системы (2). Поэтому основное внимание в докладе при анализе решений уделено системе (3).

Алгоритм и вычислительная схема для нахождения общей формулы неотрицательных решений системы (3) сводятся к последовательным однотипным преобразованиям таблицы

$$T^1 = [T_1^1 | T_2^1] = \left[\begin{array}{ccc|ccc} 1 & 0 & 0 & a_{11} & \dots & a_{m1} \\ 0 & 1 & 0 & & & \\ \dots & \dots & \dots & & & \\ 0 & 0 & 1 & a_{1n} & \dots & a_{mn} \end{array} \right],$$

при этом общая формула неотрицательных решений системы (3) может быть записана в многомерноматричном виде

$$X(1,0) = \sum_{n=1}^l P_n X_n(1,0), \quad P \geq 0, \quad \text{где } l - \text{число строк последней таб-}$$

лицы T^k .

Выводы

Предложена последовательная процедура, позволяющая повысить оперативность проведения вероятностных расчетов для каждого критерия и различных их совокупностей на основе теоретико-множественного подхода и матричных преобразований. Все расчеты осуществляются известными методами многомерной линейной алгебры.

Данный алгоритм может найти свое применение в различных системах многокритериального контроля в технических приложениях, медицинской практике, поскольку задача лечения представляет собой многокритериальную задачу, зависящую от параметров (от количества употребляемых лекарств).

Библиографический список

1. М.П. Булаев, Н.В. Дорошина, А.Н. Кабанов. Повышение оперативности вероятностных расчетов на основе теоретико-множественного подхода и матричных преобразований/«Классическое университетское образование для XXI века: доступность, эффективность, качество». Сборник научных трудов 6-ой Международной заочной научно-методической конференции, Саратов, 2009. – 336 с. - С.91-92.
2. М.П. Булаев [и др.]. Определение центров кластеров для многомерных тестовых данных на основе метода главных компонент/ Материалы ежегодной на-учной конференции университета /под общ.ред. проф. М.М. Лапкина. – Рязань: РИО РязГМУ, 2010. – с. 304 – 308.
3. Н.В. Ефимов, Э.Р. Розендорн. Линейная алгебра и многомерная геометрия. М., 1970 г. – 538 с.
4. Т.Г. Авачева, Н.В. Дорошина, А.Н. Кабанов. Адаптивный метод анализа многомерных временных рядов/ Информационные технологии, межвузовский сб. научн. трудов, Рязань, РГРТУ, 2016. с. 8-10.

СОВРЕМЕННЫЕ БИОМАТЕРИАЛЫ И ИХ ПРИМЕНЕНИЕ В МЕДИЦИНЕ

Г.Ю. Пивень, М.Ф. Умаров

Вологодский государственный университет

Биоматериалы стали неотъемлемой частью современной жизни. Их качество, надежность, доступность являются главными причинами по которым будет увеличиваться продолжительность и качество жизни человека.

Основная черта нового тысячелетия – возрастающий интерес к увеличению качества и продолжительности человеческой жизни. Достижение подобной цели предполагает, в частности, создание материалов для искусственных органов и тканей. Эти материалы стали называть биоматериалами.

Биоматериалы – это материалы, заменяющие поврежденные участки организма, их отдельные органы и ткани.

Актуальность данного направления определяется тем, что в медицине они играют важную роль для сохранения жизни человека. Усовершенствование, разработка и исследование новых и уже существующих биоматериалов является одним из важнейших направлений науки.

В связи с этим перед нами была поставлена цель, заключающаяся в изучение различных биоматериалов для улучшения качества и продолжительности жизни человека.

Биоматериалы должны обладать совместимостью с тканями организма и не причинять им вред. Наш организм наделен особым механизмом самозащиты: посторонние предметы или живые тела, попавшие в тело, воспринимаются как угроза, и организм сразу старается нейтрализовать их или избавиться от них разными способами. Поэтому любой вставленный в тело материал оценивается как угроза и незамедлительно отторгается. Биосовместимость – это отсутствие реакций со стороны иммунной системы, приводящее к отторжению помещенного в тело материала. Иными словами, биосовместимость предполагает беспрепятственную работу биоматериала. Анализируя имеющуюся информацию, можно выделить следующие основные свойства биосовместимых материалов [1]:

1) Биоматериалы не должны вызывать местной воспалительной реакции;

- 2) Биоматериалы не должны оказывать токсического и аллергического действия на организм;
- 3) Биоматериалы не должны обладать канцерогенным действием;
- 4) Биоматериалы не должны провоцировать развитие инфекции;
- 5) Биоматериалы должны сохранять функциональные свойства в течение предусмотренного срока эксплуатации.

На основе полученных данных нами был сделан анализ эффективности зубных протезов из титана [2]. Для этого выберем три группы пациентов.

I группа – пациенты в полости рта, которых находилось до 8 металлических единиц и до двух протезов. Всем пациентам этой группы мы проводили потенциометрические замеры до снятия металлических мостовидных протезов, затем после снятия их и в период после изготовления мостовидных протезов из титана. Этот временной период составлял 20 дней. Третьи потенциометрические замеры мы проводили после замены хромоникелевых сплавов (ХНС) и хромокобальтовых (ХКС) на мостовидные протезы из титана после протезирования в период 20-40 дней, и четвертые потенциометрические замеры проводились спустя 6 месяцев.

II группа – впервые обратившиеся за ортопедической помощью и до этого ни разу не носившие зубные протезы. В полости рта, которых находилось до 8 титановых единиц и до двух протезов.

III группа – контрольная с интактным зубным рядом в полости рта, у которых нет ни металлических пломб, ни зубных протезов. В этой группе пациентов также проводились потенциометрические замеры.

В таблице 1 представлены значения замеров по трем параметрам (сила тока, разность потенциалов и электрическая проводимость) для пациентов вышеприведенных групп.

Таблица 1 – Зависимость параметров замера (сила тока, разность потенциалов и электрическая проводимость) от группы пациентов

Группы		Параметры	Сила тока, мкА	Разность потенциалов, мВ	Электрическая проводимость, мкСм
I Группа	Протезы ХНС и ХКС		$17,9 \pm 1,2$	$124,8 \pm 7,2$	$18,9 \pm 1,4$
	20 дней после снятия ХНС и ХКС		$9,7 \pm 0,7$	$61,3 \pm 5,2$	$12,3 \pm 0,9$
	20-40 дней после замены ХНС и ХКС на титан		$4,1 \pm 0,4$	$45,6 \pm 5,2$	$6,1 \pm 0,4$
	6 месяцев после протезирования титаном		$2,7 \pm 0,3$	$32,8 \pm 4,1$	$3,0 \pm 0,3$
II Группа			$2,6 \pm 0,2$	$31,0 \pm 3,0$	$2,9 \pm 0,2$
III Группа			$2,5 \pm 0,2$	$30,8 \pm 3,6$	$2,9 \pm 0,2$

Как видно из данной таблицы параметры I и II группы при использовании титановых зубных протезов идентичны контрольной группе. Вследствие чего можно утверждать, что материал титан является более подходящим для изготовления и применения зубных протезов. На основе данного анализа можно сделать вывод о том, что биоматериалы положительно влияют на жизнь человека и улучшают ее. И развитие в области создания биоматериалов откроет дорогу к увеличению продолжительности жизни человека.

Библиографический список

1. Карпов А.В., Шахов В.П. Системы внешней фиксации и регуляторные механизмы оптимальной биомеханики. Томск: СТГ, 2001. 480 с
2. Шелякова И.П. Клиническая эффективность применения биоинертных несъемных зубных протезов из титана // Материалы II международной научно-практической конференции «Научный прогресс на рубеже тысячелетий - 2007», Днепропетровск, 1-15 июня 2007 г. - Т.11. - Медицина. Биологические науки. - Днепропетровск: Наука и образование, 2007. - С. 27-33.

СИСТЕМА МОНИТОРИНГА ПАЦИЕНТА В КЛИНИКЕ

М.А. Рогозина, М.Ф. Умаров

Вологодский государственный университет

В данной статье рассматривается классификация и область применения систем мониторинга пациента. Сделан сравнительный анализ важных параметров мониторов пациента. На основе полученных результатов сделан вывод об особенностях того или иного аппарата.

Развитие современных научных исследований в области медицины возможно лишь при условии комплексного подхода, основанного на привлечении разработок фундаментальных медико-биологических, естественных и точных наук, а также новых технологических решений в области управленческих, медицинских и информационных технологий [1].

В настоящее время получают широкое распространение автоматизированные информационные системы с встроенными функциями биомедицинского мониторинга, основное предназначение которого направлено на раннюю диагностику заболеваний и проведение динамического наблюдения за лечебным процессом [2].

Термином мониторинг пациентов описывается измерение признаков жизни и функционирования органов пациента специальным устройством с автоматическим обнаружением и оповещением опасных для жизни условиях. Актуальность таких систем заключается в комплексном подходе регистрации физиологических параметров организма больных с помощью датчиков.

Цель работы: провести анализ и оценить уже существующие системы мониторинга состояния пациента, чтобы выбрать наиболее разработанные и стабильно актуализируемые.

Для достижения поставленной цели проводили сравнительный анализ систем мониторинга пациента.

Традиционно, функция мониторинга, которая используется, главным образом, в операционной или у койки больного, реализуется на протяжении короткого периода времени, либо длительного периода времени и предназначена для возможно более раннего безотказного привлечения внимания медицинского персонала к нестабильным физиологическим состояниям.

Обычное электронное устройство измерений и мониторинга, стало многофункциональной программно-управляемой системой с

обширными возможностями сбора и хранения данных, которые используются для диагностики, а также, в сочетании с другими клиническими наблюдениями, для принятия решений о назначении лечения и мониторинга эффекта лечения.

Для пользователей основной приоритет имеет лёгкость в общении с монитором и с его принадлежностями, включая их универсальность в применении и надёжность всех измерений и сигналов оповещения. Ложных тревог должно быть как можно меньше и прежде всего опасная для жизни ситуация никогда не должна оставаться необнаруженной.

Системы мониторинга пациентов применяются, главным образом, в специализированных операционных. Кроме того, мониторы используются на регулярной основе в отделениях и палатах, которые принимают пациентов из отделений интенсивной терапии на очень ранних этапах.

Важная функция монитора заключается в подаче звуковых и зрительных сигналов оповещения на трех разных уровнях. Уровни сигналов оповещения должны звучать по-разному, для того чтобы персонал был способен распознавать сигналы оповещения медицинского оборудования.

В памяти хода измерения параметров все измеренные значения сохраняются монитором. Как правило, сохраняются средние поминутные значения постоянно измеряемых параметров в последние сутки или более. Многие мониторы также обеспечивают вычисление дозровок для различных препаратов и инфузий.

С помощью сети центральные станции мониторинга осуществляют подачу зрительных и звуковых сигналов оповещения на центральные рабочие станции и обеспечивают обзор состояния подключенных пациентов с использованием одного или более экранов. Предельные значения мониторов могут быть изменены с центральной станции.

На сегодняшний день, существует большое разнообразие мониторов, и мы рассмотрим только небольшую часть:

1) Транспортные мониторы.

Этот монитор является переносным, со встроенным дисплеем, которое может быть закреплено на больничной или транспортной койке и используется с питанием.

2) Устройства телеметрии.

Это переносные передатчики для беспроводного мониторинга пациентов в конкретной зоне покрытия антенной системы, установ-

ленной на территории клиники. Такие устройства переносятся самими пациентами.

3) Модульные мониторы.

Функциональность этих мониторов является легко расширяемой путем замены или добавления модулей для отслеживания дополнительных параметров, а также модификации программного. Эти мониторы имеют встроенный или отдельный экран, часто используются в стационарном положении у койки пациента.

4) Информационные мониторы с устройствами для транспортировки.

Модульные мониторы, предназначенные для транспортировки по больнице, оснащены логически соединенным панельным медицинским ПК. Он выполняет задание информационного портала для врачей и медсестер и обеспечивает доступ ко всей доступной в электронном виде информации, имеющейся в больнице о пациентах, а также к базам данных.

5) Фетальный монитор.

Предназначен для диагностики состояния плода и определение жизненно важных показателей матери во время родов, а также и в период беременности.

Сравнительная характеристика систем мониторинга пациента представлена в таблице 1.

Судить о том, какой тип монитора лучше будет не правильно, т.к. они относятся к разным областям применения и условиям эксплуатации. Но, одно сказать можно, чем больше измеряемых жизненно важных параметров присутствует в аппарате, тем эффективнее и правильнее будет оказана помощь.

Таблица 1 – Сравнительная характеристика систем мониторинга

Тип мониторинга	Модульный монитор	Транспортный монитор	Информационный монитор с устройством для транспортировки	Устройства телеметрии	Фетальный монитор
Количество измеряемых параметров	До 12	До 6	До 12	До 3	До 12
Встроенная аккумуляторная батарея	Более 6 часов	До 8 часов	До 6 часов	До 26 часов	6 часов
Точность измерения параметров	1%-2%	2%-3%	2%-3%	2%-3%	1%-2%
Надежность и долговечность модели	10-15 лет	Не менее 4 лет	Более 5 лет	5 лет	5 лет
Связь	Автономные или сетевые	Автономные или сетевые	Автономные или сетевые (проводные и беспроводные), возможность подключения к центральной станции	Автономные с использованием беспроводной радиосети WLAN	Автономные или сетевые, возможность подключения центральной системы мониторинга через встроенный порт связи

На основе проведенного нами анализа можно сделать вывод о том, что в различных областях применения систем мониторинга существует свой наиболее разработанный и стабильно актуализируемый монитор пациента, но с большим количеством измеряемых жизненно важных параметров.

Библиографический список

1. Концепция развития системы здравоохранения в Российской Федерации до 2020 г. п. 2.7. Информатизация здравоохранения, п.4.2.6. Инновационное развитие здравоохранения.
2. Попова Г.М., Дятчина И.Ф. Методика организации системы наблюдения за состоянием пациентов // Информационные технологии и вычислительные системы. 2013, №3, С.84-95.

УДК 681.518.3:616-07

СИСТЕМА ОБЪЕМНОГО ЛАЗЕРНОГО СКАНИРОВАНИЯ РЕЛЬЕФА МЕСТНОСТИ В СОСТАВЕ МУЛЬТИКОПТЕРА ЭКОЛОГИЧЕСКОГО МОНИТОРИНГА

Г.В. Дорогов, А.Г. Борисов

Рязанский государственный радиотехнический университет

Статья посвящена разработке системы лазерного сканирования рельефа местности. В статье обоснована актуальность использования лазерного сканирования в экологическом мониторинге. Описан разработанный принцип действия системы лазерного сканирования и алгоритм обработки данных лазерного сканирования.

Экологический мониторинг на локальном и меньших уровнях, помимо наблюдений за химическими и биологическими показателями окружающей среды, включает в себя мониторинг оползневых процессов. Оползневый мониторинг является важнейшей частью системы оценки опасности, прогнозирования и предотвращения катастроф и обеспечения экологической безопасности объектов социальной и технической сферы [1]. Мониторинг дает возможность отслеживать опасные оползневые процессы, выявлять динамику и причины их развития, что позволяет составлять пространственные и временные прогнозы оползневой угрозы.

Для периодического описания оползней в локальном масштабе наиболее подходящими методами мониторинга являются дистанционные: аэрофотосъемка, космическая съемка и лазерное сканирование с применением ЛИДАР-технологии [2]. В детальном масштабе чаще используются геотехнические и геофизические методы, однако в случае невозможности доступа к оползнеопасному склону также могут быть использованы дистанционные методы. Важным разделом мониторинга является моделирование устойчивости склонов, источником информации для которого в основном является дистанционное лазерное сканирование. Преимуществами лазерного сканирования перед космической и аэрофотосъемкой являются большая плотность получаемого изображения и более точная трехмерная интерпретация результатов съемки.

Доклад посвящен разработке системы объемного лазерного сканирования рельефа местности в составе мультикоптера экологического мониторинга. Структурная схема предлагаемого к разработке устройства для лазерного сканирования имеет вид:

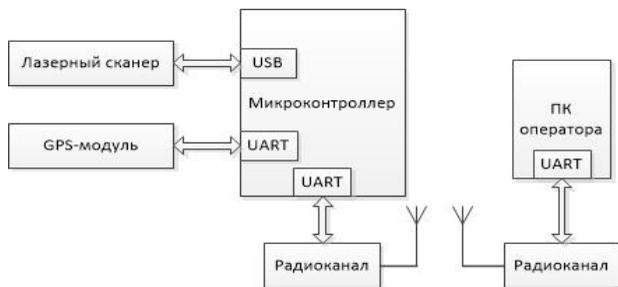


Рис. 1 – Структурная схема системы объемного лазерного сканирования рельефа местности в составе мультикоптера экологического мониторинга

В качестве сенсора в данном устройстве используется лазерный сканер, который построочно считывает рельеф местности. Принцип действия лазерного сканера заключается в измерении расстояния от источника лазерного импульса до объекта. Лазерный луч, вышедший из излучателя, отражается от поверхности исследуемого объекта, отраженный сигнал поступает чувствительный элемент сканера, где по задержке времени или сдвигу фаз (в зависимости от реализованного метода) между излученным и отраженным сигналом определяется расстояние до объекта. Для компенсации угловых движений сканера применяется трехосевой подвес с собственной системой управления, использующей инерциальные датчики. При движении мультикоптера по заданному маршруту на основании данных, полученных с лазерного сканера и данных о месторасположении сканера, с помощью программной обработки строится трехмерный рельеф местности.

Для позиционирования в пространстве используется GPS модуль, с помощью которого соблюдается заданная траектория полета и вычисляются текущие координаты. Для более точной ориентации в пространстве используется инерциальная система мультикоптера. Предобработка данных производится в микроконтроллере, а окончательная обработка – на ПК оператора. Для передачи данных с мультикоптера на ПК используется радиоканал.

Так же на мультикоптер экологического мониторинга могут быть установлены сопутствующие датчики, не входящие в систему лазерного сканирования, но дополняющие данные об экологической ситуации на исследуемой территории, такие как датчики температуры, атмосферного давления и другие.

Наиболее узким местом в технологии лазерного сканирования местности является обработка полученных данных. При проведении самой процедуры сканирования микроконтроллер получает данные с

лазерного сканера, GPS-ГЛОНАСС модуля, инерциального датчика и передает их в сжатом виде по радиоканалу на ПК оператора. Лазерный сканер, который предполагается использовать, с частотой 150 Гц измеряет расстояния до объектов, находящихся в плоскости сканирования с угловым разрешением $0,03^\circ$ [3]. Таким образом со сканера в каждый момент времени поступают вектор-столбцы данных. Этим данным в соответствие ставятся координаты аппарата, полученные с GPS модуля и показатели угловых и линейных ускорений инерциального датчика.

Последующая обработка на ПК оператора состоит из нескольких этапов:

1. Расчет траектории полета, координат и углов разворота снимков
2. Приведение полученных точек к единой евклидовой системе координат
3. Аппроксимация облаков точек математически описываемыми поверхностями

Если для построения траектории полета на основании данных GPS и инерциальных датчиков, приведения точек к одной системе координат используются простые математические алгоритмы, то для аппроксимации необходимо использовать методы требующие значительных вычислительных затрат. Цель этапа аппроксимации - построение непрерывной, гладкой и удобной для расчетов математической модели поверхности. Поскольку полученные в результате измерения данные обычно включают в себя некоторую случайную шумовую составляющую, вызванную ошибками измерения расстояния, ошибками построения траектории движения сканера и дефектами поверхности исходного объекта, при реконструкции поверхностей наиболее эффективно применять аппроксимационные методы, которые позволяют получить более приемлемый с точки зрения гладкости результат [3]. Для построения гладкой параметрической поверхности по дискретному набору произвольно расположенных точек будем использовать концепцию базовой поверхности которая была предложена В. Ма и Крусом [4].

Библиографический список

1. Мониторинг оползневых процессов [Электронный ресурс] // МЧС КР [Официальный сайт]. URL: http://mes.kg/upload/kniga_2015/book_rus088.html (дата обращения 29.10.2015)
2. Вартанов, А. З. Методы и приборы контроля окружающей среды и экологический мониторинг [Текст] / А. З. Вартанов, А. Д.

- Рубан, В. Л. Шкуратник. – М. : Горная книга (МГГУ), 2009. – 648 с.
3. Automatisierte Auswertung und Kalibrierung von scannenden Messsystemen mit tachymetrischem Messprinzip/ A. Rietdorf - Munhen: 2005 – 130с.
4. Methods of reconstruction with basic surfases / W. Ma, K.Krus. – Luxemburg: 2002 – 120с.

УДК 004.421, 519.688

АЛГОРИТМИЧЕСКАЯ ОБРАБОТКА ИНФОРМАЦИИ ТРЕНАЖЕРА, ОСУЩЕСТВЛЯЮЩЕГО РАЗВИТИЕ МЫШЦ

Р.Н. Мушарапов, Е.П. Семенова, С.В. Смирнова

Казанский национальный исследовательский технический университет
им. А.Н. Туполева – КАИ

В статье ставится задача разработки управляющей программы устройства, входящего в тренажер. Кратко описывается назначение тренажера. Приводится описания основных этапов алгоритма работы устройства.

При проектировании устройств, одним из важных этапов является разработка управляющей программы, на основе которой осуществляется функционирование устройства.

Цель работы: разработка алгоритма работы устройства для тренажера, построенного на базе микроконтроллерной системы.

Устройство состоит из трех основных блоков: канала измерения, канала управления и пульта управления. Каждый из которых отвечает за определенный узел тренажера. Тренажер предназначен для развития мышц кистевого сустава и предплечья при занятиях арм-спортом, а также для лечебных целей в области физиотерапия, для восстановления после травм, различных операций.

Тренажер основывается на базе рычажно-гидравлической системы двустороннего действия, с помощью которой достигается ряд преимуществ по сравнению с другими тренажерами. А также, он оснащен системой регистрации биомеханики мышц, содержащей электроды, фиксирующие биопотенциал мышц пользователя [1].

Реализация принципа работы тренажера, рассмотрим на основе разработанного алгоритма работы управляющей программы устройства для тренажера, изображенного на рис. 1.

Выделим основные этапы работы устройства для тренажера:

1. Инициализация микроконтроллера. При включении устройства, происходит инициализация модулей МК. Она предполага-

ет загрузку данных, синхронизацию с генератором тактовых импульсов, настройку периферийных модулей микроконтроллера [2].

2. Анализ работы устройства. Проводится анализ положения кнопки «Пуск». В случае, если кнопка нажата, выполняется подпрограмма временной задержки для защиты от дребезга контактов и повторно проверяется положение кнопки «Пуск» [2].

3. Выбор режима тренировки. Осуществляется при нажатой кнопке «Пуск» на пульте управления, на котором выводится информация о режимах тренировки: «легкий»; «средний»; «сложный». Пользователь выбирает режим тренировки в соответствии с необходимым диапазоном нагрузок.

4. Определение нагрузки. Определение нагрузки выполняется по средствам нескольких подпрограмм (п/п): п/п опроса датчиков давления $ДД_1$ и $ДД_2$, необходимых для нагрузки на рычаге; п/п вычисление измеряемого параметра, осуществляющая вычисление и осреднение числового эквивалента измеряемого параметра; п/п функциональная обработка измеряемого параметра; п/п перевода вычисляемого параметра в двоично-десятичный код; п/п вывода информации на средство отображения информации.

5. Корректировка тренажера. Здесь выполняется подпрограмма фиксирования нагрузки, осуществляющая калибровку проходного сечения регулятора потока рабочей жидкости в гидравлической системе тренажера в соответствии с выбранным режимом тренировки.

6. Корректировка режима. Для дальнейшей работы пользователю необходимо определиться с режимом тренировки. Поэтому, если выполняется условие «Режим выбран», то происходит переход к пункту 7. В противном случае, переход к пункту 3.

7. Регулирование нагрузки. Регулировка нагрузки осуществляется двумя способами: в режиме «ручного» и «автоматического» управления. В режиме «ручного» управления пользователь изменяет нагрузку с помощью ручки регулировки и средств индикации, а в режиме «автоматического» управления, путем выбора уровня от 1 до N с соответствующей ему нагрузкой. Она выполняется двумя подпрограммами: п/п выбора режима регулирования нагрузки; п/п вывода информации на индикацию.

8. Контроль состояния жидкости. Контроль жидкости выполняется с помощью подпрограммы контроля температуры рабочей жидкости, которая выполняет несколько функций: опрос датчика температуры; измерение и вычисление измеряемого параметра; управление элементами охлаждения и сигнализацией.

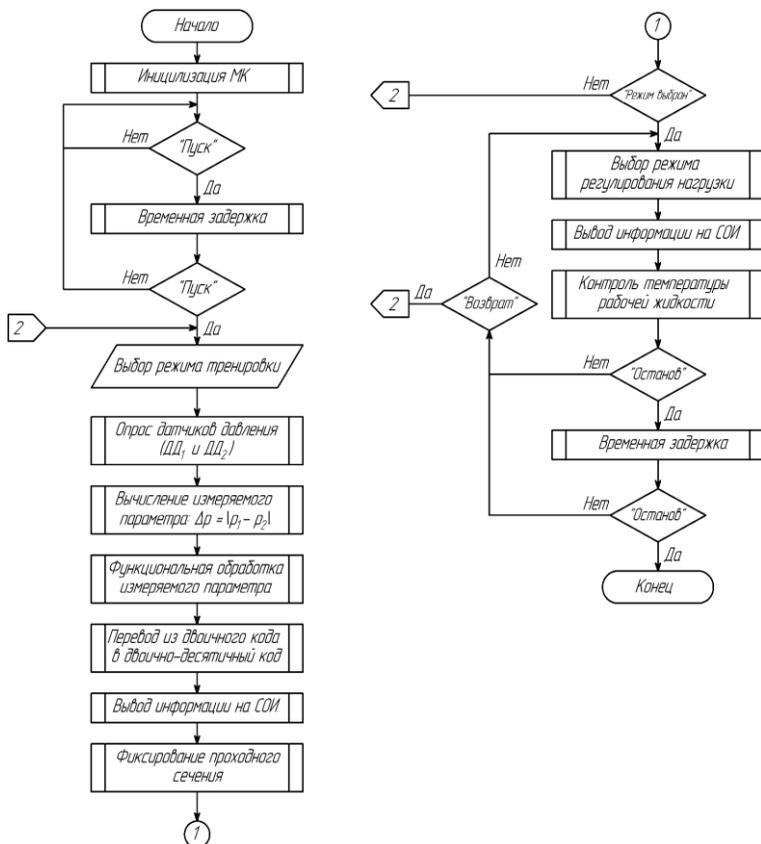


Рис. 1 – Блок-схема алгоритма работы устройства для тренажера

9. Анализ завершения работы. По окончании цикла работы анализируется нажатие кнопки «Останов». Если кнопка не нажата, то происходит переход к условию «Возврат», т.е. если пользователь хочет продолжить тренировки в выбранном режиме, то происходит переход к пункту 7. Иначе переход к пункту 3. В противном случае, если кнопка «Останов» нажата, то происходит завершение алгоритма работы программы [2].

Таким образом, был разработан алгоритм управляющей программы устройства для тренажера, реализация на основе микроконтроллерной системы.

Библиографический список:

1. Патент №. 164167. Тренажер для развития биомеханики мышц верхних конечностей. Смирнова С.В., Мушарапов Р.Н., Мингазетдинов И.Х. Опубл. 20.08.16. Бюл. №23.
2. Новиков Ю.В., Скоробогатов П.К. – Основы микропроцессорной техники. Курс лекций: Учебник для студентов ВУЗов – М: ИНТУИТ. РУ, 2003. – 440 с.

УДК 616.71

**АКТУАЛЬНОСТЬ РАЗРАБОТКИ УСТРОЙСТВА
ДЛЯ РЕГИСТРАЦИИ И КОНТРОЛЯ СКОРОСТИ
ПЕРЕДВИЖЕНИЯ ОБЪЕКТА В ПРОСТРАНСТВЕ В
МЕДИЦИНЕ И СПОРТЕ**

А.Ю. Аксенов, Д.А. Самоквитов

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина) (СПбГЭТУ)»

Рассматривается актуальность разработки устройства для регистрации и контроля скорости передвижения объекта в пространстве для применения в медицине и спорте.

Статистика Всемирной организации здравоохранения (ВОЗ) свидетельствует о том, что около 80% населения мира страдает различными болезнями опорно-двигательного аппарата: деформации и функциональные нарушения, позвоночника, таза, коленных и тазобедренных суставов, остеоартрозы и прочие осложнения, которые могут быть напрямую связаны с заболеваниями стоп. Частота распространения заболеваний может варьироваться среди полов и возвратных групп. К факторам риска развития функциональных нарушений опорно-двигательного аппарата можно отнести следующие: возраст, истории болезней, наследственные предрасположенности к различным болезням (диабет, неврологические осложнения и т. д.), малоподвижный образ жизни, сидячая работа, избыточный вес, производственные травмы, чрезмерная физическая нагрузка, ношение обуви на высоком каблуке и неправильно подобранные индивидуальные ортопедические изделия.

На сегодняшний день существуют множество методик оценки состояния опорно-двигательного аппарата во время ходьбы. Среди них можно особо выделить видеоанализ кинематики и кинетики движений, который целесообразно проводить совместно с регистрацией электромиографических показателей мышц, также можно отметить методики

динамического анализа плантарного распределения давления под стопами и динамического сканирование стоп в 3D. Все эти методы широко распространены и используются во всех современных медицинских и исследовательских учреждениях Европы и Америки. Они позволяют провести достоверную диагностику существующих нарушений, на основе которой специалисты смогут подобрать курс лечения и отслеживать происходящие изменения [1-3].

Довольно часто применяется метод оценки биомеханики ходьбы с использованием беговой дорожки. Однако, стоит отметить и недостаток такой методики: в условиях эксперимента происходит нарушение естественности походки, что может повлиять на получаемые результаты [4]. Также немаловажным фактором является скорость ходьбы человека [5].

Исследования, в основе которых лежал анализ кинематики движений показали, что скорость ходьбы в значительной степени влияет на угловые изменения голеностопного, коленного и тазобедренного сустава при различных скоростях ходьбы как показано на рисунке 1 [6].

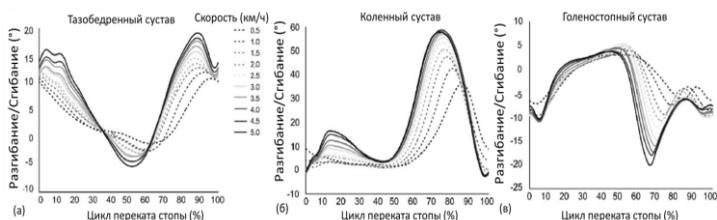


Рис. 1 – Влияние скорости ходьбы на угловые изменения бедра (а), коленного (б) и голеностопного сустава (в) при 10 различных скоростях ходьбы [6].

Другие исследования свидетельствуют о значительных изменениях работы мышц при разной скорости ходьбы как показано на рисунке 2 [7].

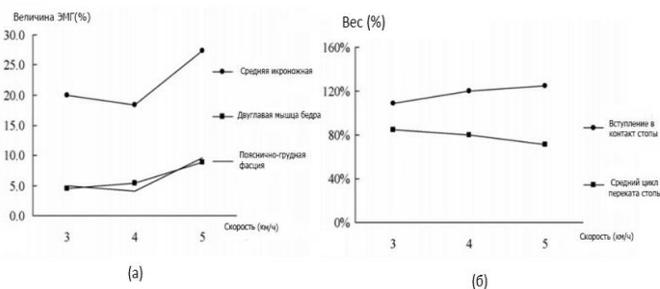


Рис. 2 – Влияние скорости ходьбы на электромиографическую активность (ЭМГ) (а) и силы реакции опоры (б) [7].

По этим причинам в клинических лабораториях Европы был установлен золотой стандарт контроля скорости $\pm 2.5\%$. Для этих целей используется лазерные ворота, срабатывающие на линиях «старт» и «финиш», после чего при известном расстоянии пути автоматически рассчитывается скорость.

На сегодняшний день в России данная технология пока не используется в диагностике, однако, она нашла свое применение в спорте. При этом стоит отметить, что нет ни одной российской компании, занимающейся производством данного оборудования.

Цель проекта заключается в разработке прототипа устройства для бесконтактного контроля скорости, которое может найти свое применение в клинической диагностике функциональных нарушений опорно-двигательного аппарата и для тренировки спортсменов. Цена аналогичных зарубежных устройств в среднем составляет \$10 000.

Принцип действия разрабатываемого устройства заключается в следующем. Инфракрасные ворота состоят из четырех блоков: два излучателя и два приёмника, работающих в инфракрасном диапазоне (рис. 3).

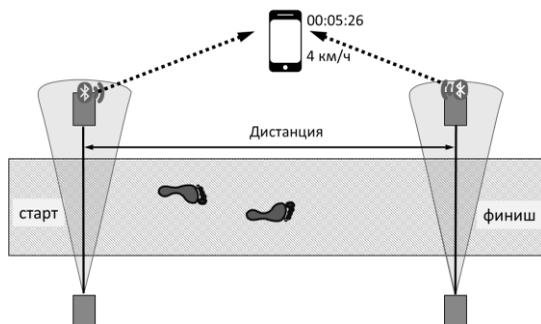


Рис. 3 – Схема работы устройства инфракрасных ворот

При пересечении объектом линии связи излучателя и приемника формируется сообщение о начале движения, которое передается по каналу Bluetooth на смартфон, с предварительно установленным программным обеспечением (ПО). Происходит запуск секундомера, работа которого прекращается при пересечении объектом второго блока регистрации. При вводе дистанции идет расчет средней скорости движения.

Программное обеспечение также предусматривает ввод диапазона допустимых значений (например, $\pm 2.5\%$) для контроля скорости при проведении диагностики опорно-двигательного аппарата.

Библиографический список

1. Deepashini, H., et al.. An insight into the plantar pressure distribution of the foot in clinical practice: Narrative review.// Polish Annals of Medicine, 2014.№ 21(1). p. 51-56.
2. Schmid, S., et al.. Quantifying spinal gait kinematics using an enhanced optical motion capture approach in adolescent idiopathic scoliosis.//Gait & Posture, 2016.№ 44. p. 231-237.
3. Carse, B., et al.. Affordable clinical gait analysis: An assessment of the marker tracking accuracy of a new low-cost optical 3D motion analysis system.//Physiotherapy, 2013. №99 (4). p. 347-351.
4. Yang, F. and G.A. King.Dynamic gait stability of treadmill versus overground walking in young adults//Journal of Electromyography and Kinesiology, 2016. №31.p. 81-87.
5. Аксенов А.Ю., Тагиева К.Ф., Клишковская Т.А., Матвеева В.Н. Влияние фактора скорости ходьбы на распределение давления под стопами // Научные исследования. 2016. № 6 (7). С.9-16.
6. van Hedel, H.J.A., L. Tomatis, and R. Müller. Modulation of leg muscle activity and gait kinematics by walking speed and bodyweight unloading.// Gait & Posture, 2006. №24(1).p. 35-45.
7. Chiu, M.-C. and M.-J. Wang. The effect of gait speed and gender on perceived exertion, muscle activity, joint motion of lower extremity, ground reaction force and heart rate during normal walking.//Gait & Posture, 2007. №25(3).p. 385-392.

УДК 004.942

**РАЗРАБОТКА МЕДИЦИНСКИХ ИЗДЕЛИЙ С ПОМОЩЬЮ
МЕТОДОВ ИМИТАЦИОННОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ**

А.В. Пермяков, М.А. Сидоров

Пензенский государственный технологический университет

В статье описана возможность разработки медицинских изделий с помощью методов имитационного моделирования. Рассмотрена роль современных информационных технологий в разработке медицинских изделий.

Сегодня разработка медицинских изделий определяется увеличивающейся ролью современных информационных технологий. Информационные технологии непрерывно развиваются, что помогает исследовать процессы создания все более совершенных медицинских изделий. Постоянное усовершенствование компьютеров и прикладного

программного обеспечения, позволяет решать сложные инженерные задачи.

Современные сложные инженерные задачи можно и нужно решать с применением вычислительной техники и различных видов моделирования. Важную роль играет имитационное моделирование, которое используется в процессах исследования, разработки и создания медицинской техники и изделий медицинского назначения.

При решении задач моделирования некоторые медицинские изделия рассматривают, как часть биотехнической системы. В свою очередь под биотехнической системой понимают сложную систему, объединяющую в единое целое биологические и технические подсистемы и элементы.

В процессе анализа задач моделирования медицинских изделий выделяют ряд особенностей:

- для технических элементов системы – возможность построения математических моделей на основе известных законов, с применением типовых математических моделей (схем) уже известных объектов;

- для биологических элементов системы – возможность создания математических моделей, использующих аналогию характеристик входных координат биологического объекта;

- для биотехнической системы в комплексе, необходимы модели, позволяющие прогнозировать состояния системы при различных входных воздействиях [1].

Если рассматривать биотехническую систему как объект для имитационного моделирования, то для исследователя важны не только входные воздействия и состояния системы на выходе, но и поведение системы в динамике с течением времени. Именно для этих целей и используется имитационное моделирование.

С каждым годом по данным ВОЗ увеличивается доля людей с заболеваниями сердечнососудистой системы. Поэтому важна работа по внедрению и развитию новых технологий лечения сердца и сосудов. Современной альтернативой традиционным методикам сердечнососудистой хирургии являются способы лечения в виде имплантации искусственных клапанов сердца. Этот метод обеспечивает возможность предотвращения негативных последствий болезни сердца и его клапанов, что позволяет улучшить состояние пациента и дает положительный прогноз на его дальнейшую реабилитацию.

При патологической работе клапанов сердца, существуют методики внедрения искусственных транскатетерных клапанов сердца. При помощи рентгенологической системы врач может следить за своими

действиями и осуществлять контроль процесса установки искусственного транскатетерного клапана. В этом случае имитационное моделирование играет существенную роль в определении параметров клапана, выборе материала для его изготовления, оценке свойств и характеристик изделия.

В настоящее время с помощью современного программного обеспечения можно осуществлять проекты в сфере биомеханики и сопровождении разрабатываемого изделия на всех стадиях его жизненного цикла. Например, задачи эндопротезирования также наиболее эффективно решаются с помощью возможностей имитационного моделирования. Известны [2] основные особенности применения имитационного моделирования в медико-технических системах. К примеру, системы автоматизированного проектирования могут использоваться для оценки работоспособности технических изделий. Процесс предварительного моделирования разрабатываемого изделия позволяет повысить уровень его надежности.

С помощью имитационного моделирования можно разработать модель искусственного транскатетерного клапана сердца. Системы автоматизированного проектирования позволяют визуализировать этот процесс. Сегодня существует множество программ для объемного имитационного моделирования. При выборе программного обеспечения большую роль играет его распространенность и доступность.

Для решения задач разработки моделей транскатетерного клапана сердца может быть использована прикладная программа объемного моделирования КОМПАС-3D V15. Решение задач моделирования в среде программы КОМПАС-3D требует большого количества операций, но благодаря удобному и понятному графическому интерфейсу пользователя можно эффективно создавать модели объектов. Программа имеет достаточно высокое качество графики, и возможность проведения прочностного анализа созданной модели разработанного образца (рисунок 1).

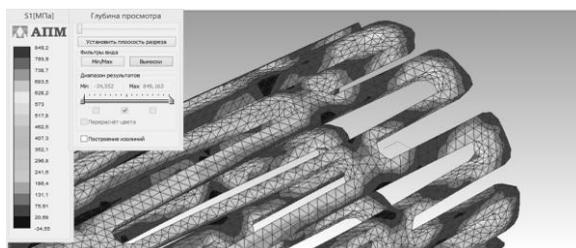


Рис. 1 – Пример работы программы

Изменяя параметры модели и ее структуру с помощью программы КОМПАС-3D можно получать более точные результаты моделирования. Например, в ходе прочностного анализа определяется стабильность модели. В целом, расчеты, проведенные с помощью систем автоматизированного проектирования, позволяют оптимизировать процессы производства медицинского изделия.

Имитационное моделирование находит все большее применение в медико-биологической и учебно-инженерной практиках. Например, математическое моделирование тестовых электрокардиосигналов невозможно осуществить без математической обработки с применением современных информационных технологий [3].

Таким образом, развитие информационных технологий и имитационного моделирования в медицине значительно упрощает работу врача и сокращает время обследование пациента. При этом врач освобождается от рутинной работы и может заняться более тщательной систематизацией полученных данных обследования.

Совершенствование информационных технологий, и применение имитационного моделирования позволяет развивать области науки и техники связанные с медициной и производством медицинских изделий. Использование современных информационных технологий в процессе производства, например, транскатетерных клапанов сердца позволит экономить ресурсы предприятия, а также значительно упростить, ускорить и удешевить процесс изготовления медицинского изделия, что будет способствовать уменьшению количества летальных исходов заболеваний.

Библиографический список

1. Филатова Н.Н., Моделирование биотехнических систем: учебное пособие / Н.Н. Филатова. Тверь: ТГТУ, 2008, с. 3-15.
2. Сидорова М.А., Костенков С.Ю. Особенности имитационного моделирования электрофизиологических сигналов. – СПб.: Изд-во «Политехника», Биотехносфера. Научный журнал. 2014. - № 3, с. 55-57.
3. Сидорова М.А., Костенков С.Ю. Математическое моделирование тестовых электрокардиосигналов. Медицинская техника: Научно-технический журнал. 2015. - № 1. - М., с. 23-27.

ПРИМЕНЕНИЕ ПРЕДВИЖНЫХ ЛАБОРАТОРНЫХ КОМПЛЕКСОВ ДЛЯ ЦЕЛЕЙ ЭКОЛОГИЧЕСКОГО КОНТРОЛЯ

Е.А. Артюх, А.С. Мазур

Санкт-Петербургский государственный технологический институт
(технический университет)

Изложены традиционные методы наблюдений экологического мониторинга за загрязнением атмосферного воздуха, поверхностных вод, почв в зоне расположения магистральных нефтепроводов. Отмечены особенности и факторы, влияющие на достоверность результатов. Предложены рекомендации по использованию передвижных лабораторных комплексов для целей наблюдения и контроля природной среды.

Производственный эколого-аналитический контроль (ПЭАК) является неотъемлемой составной частью системы экологического управления промышленным предприятием. Получаемые результаты используются в качестве информационной базы для принятия управленческих решений в сфере экологической безопасности. Одним из элементов ПЭАК является мониторинг источников загрязнения, а при необходимости – объектов природной среды [1]. В компаниях нефте- и нефтепродуктопроводного транспорта функции экологического мониторинга возложены на эколого-аналитические лаборатории, которые оснащены необходимым аналитическим оборудованием, приборами, устройствами для отбора проб воды, воздуха и почвы.

Объекты трубопроводного транспорта в силу специфики, как правило, расположены в значительном отдалении от расположения лабораторий. Для отбора проб бригада в составе двух человек выезжает к контрольным точкам, где отбирает пробы и осуществляет прямые замеры непосредственно на источниках загрязнения (например, в дымовых трубах котельных установок). Для справки: магистральный нефтепровод «Рязань – Москва» на свое протяжении пересекает 110 водных преград и водотоков. Нормативными документами требуется контролировать содержание нефтепродуктов в природной воде в 500 выше и 500 м ниже подводного перехода. Периодичность контроля в зависимости от рыбохозяйственного назначения водоем установлена два или три раза в год. Таким образом, в год следует осуществить не менее 220 анализов в год только по одному показателю. В настоящее время требования к качеству природных поверхностных вод ужесточаются и количество контролируемых показателей увеличивается. В

водах некоторых рек Ярославской области, пересекаемых нефтепроводом, необходимо определять также содержание взвешенных веществ, БПК, рН, железа общего. Кроме того, методиками измерений определены жесткие требования к хранению и консервации проб. Так, в соответствии с требованиями ГОСТ 31861-2012 определение водородного показателя (рН) следует проводить на месте отбора проб [2]. В случае транспортировки, в лабораторию пробу доставляют в течение 6 часов. Учитывая расстояние от мест отбора проб до лаборатории. Очевидно, что выполнить данное условие не всегда представляется возможным.

Во избежание получения недостоверных данных экологического мониторинга взамен традиционным способом целесообразно использовать передвижные лабораторные комплексы.

Передвижные экологические лаборатории (Рис. 1) предназначены для отбора проб с последующей транспортировкой их в центральную лабораторию, а также экспресс-контроля на местах приоритетных загрязнителей в воздухе или воде [3]. Одновременно может осуществляться контроль метеопараметров в зоне отбора проб.



Рис. 1 – Передвижная экологическая лаборатория

Конструктивно лаборатория разделяется на транспортный и рабочий отсеки (рис. 2). В транспортном отсеке расположены места для пассажиров и лаборантов. В модуле размещают аналитические приборы и устройства (перечень которых определяется на стадии разработки лаборатории), которые позволяют выполнять следующие задачи:

- определение метеопараметров (направление и скорость ветра, температуру и влажность окружающего воздуха);
- отбор проб и анализ атмосферного воздуха и промышленных выбросов.

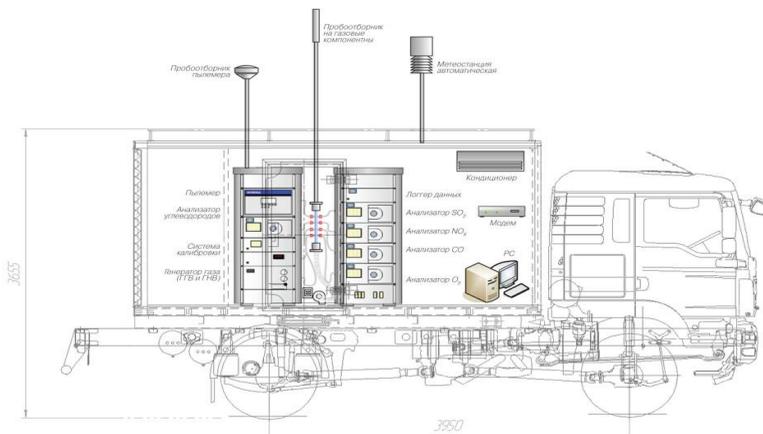


Рис. 2 – Комплектация передвижной экологической лаборатории

Ниже представлены основные виды комплектации передвижного экологического лабораторного комплекса.

Комплектация автомобиля:

- специальная платформа на крыше с устройством для быстрой установки метеомачты;
- лестница на задней двери для подъема на крышу автомобиля;
- электрическая лебедка;
- тягово-сцепное устройство;

Комплектация аналитического (лабораторного) отсека:

- принтер;
- мойка.

Лабораторная мебель:

- лабораторный стол;
- стеллаж для приборов.

Система отопления, вентиляции и кондиционирования для соблюдения условий выполнения измерений):

- Вентиляционно-аварийный люк в крыше;
- Климатическая установка (тепло\холод);
- Приточно-вытяжная вентиляция.

Комплектация вспомогательного отсека:

- кронштейны крепления пробоотборных устройств;
- крепеж тары для отбора проб воды;
- огнетушитель.

Перечислим некоторые преимущества использования лабораторных передвижных экологических комплексов.

Требованиями охраны труда определена бригада лаборантов из двух человек. При традиционном отборе проб бригаду к месту обора на автотранспорте доставляет водитель, всего выезжают на объект три сотрудника. Для оптимизации численности штата лаборатории следует обучить водителя дополнительной смежной профессии пробоотборщика или лаборанта. Таким образом, бригада будет состоять из двух человек вместо трех. Снизятся затраты на заработную плату, командировочные расходы.

Снизится расход реактивов в связи с отсутствием необходимости консервации проб.

Существенно снизятся финансовые и временные затраты на выполнение поверки средств измерений и аттестации вспомогательного оборудования. Обычно, каждая единица лабораторных средств измерений подлежит периодической поверке в специализированных организациях. Отличие лабораторного экологического комплекса в том, что он поверяется как единое средство измерений.

С точки зрения аналитического контроля повысится вероятность достоверности результатов анализов, в связи с отсутствием этапа консервации проб.

Для предприятий повышенной опасности, таких как организации, трубопроводного транспорта, особенно актуально использование передвижных экологических комплексов в случае аварийных ситуаций с выходом нефти и нефтепродуктов в водные объекты. В настоящее время указанное особенно актуально, так как участились случаи выявления несанкционированных врезок в трубопроводы. В результате происходит загрязнение нефтепродуктами водоемов питьевого и рыбохозяйственного назначения. Так, за первое полугодие 2016 г. в системе ПАО «Транснефть» выявлено 107 криминальных врезок. Лабораторный мониторинг на базе передвижного экологического комплекса в подобных случаях позволит оперативно оценить масштабы, динамику, область распространения загрязнения, а также эффективность проведенных мероприятий по ликвидации аварийных разливов нефтепродуктов и рекультивации нарушенных земель, принять соответствующие управленческие решения.

Библиографический список

1. ГОСТ Р 56062-2014 Производственный экологический контроль. Общие положения.
2. ГОСТ 31861-2012. Вода. Общие требования к отбору проб.
3. ТУ 4215-001-51215386-02 Лаборатория экологическая передвижная. (ЦОЭГ10.0000-0 ТУ).

ПОЛИСОМНОГРАФИЯ

Р.Ф. Адигамова, Т.В. Васильева, Д.Р. Мухаметвалеева

Уфимский государственный авиационный технический университет

Качество жизни в значительной степени определяется нашим состоянием умственного и физического здоровья. Общество осознает насколько важны для здоровья правильное питание и физическая активность. А значение сна, к сожалению, недооценено. Это связано с тем, что мы анализируем свои ощущения и происходящие с нами события во время бодрствования, а сон рассматриваем как пассивный период отдыха души и тела. Однако, современная наука убедительно показала, что сон – это активный, сложный и многофункциональный процесс.

При исследовании работы организма человека в период сна, позволяет выявить причину различных нарушений. Такое исследование называется полисомнографией (ПСГ) .

На полисомнографию направляются пациенты не только с жалобами на плохой сон. Часто возникают ситуации, когда больные даже не подозревают о своих нарушениях сна и обращаются к врачу с жалобами на плохое самочувствие, боли в области сердца, повышенную утомляемость и дневную сонливость, головную боль и т.д.

Полисомнография нужна для диагностики некоторых заболеваний, проявление которых можно заметить только во время ночного сна. В первую очередь – это остановки дыхания во сне при храпе (причина повышения массы тела, артериальной гипертензии, дневной сонливости и т.д.), синдром беспокойных ног, лунатизм (сомнамбулизм) и бессонница различной природы[3].

Данное исследование – это один из наиболее щадящих методов диагностики: безболезненный, да и практически, не ощущаемый пациентом, поскольку во время исследования пациент спит. Может проводиться и детям (начиная с раннего возраста), и беременным, и пожилым пациентам.

Полисомнографическое исследование назначают для диагностики причины таких состояний, как: бессонница (определение причины нарушения ночного сна: синдром беспокойных ног т.е. повышенная мышечная активность, нарушение работы сердца, повышенный уровень тревоги, невроз, апноэ (остановка дыхания во сне); храпа с остановками дыхания – причина многих болезней и даже преждевременной смерти. Полисомнография имеет большое диагностическое значение при диагностике храпа со всеми вытекающими проблемами:

гипертония, болезни сердца, ожирение, преждевременная смерть); снохождение или сноговорение. При парасомнии (аномальном поведении во время сна) полисомнография является эффективным способом установить истинную причину снохождения и сноговорения: эпилепсия, подавляемая тревога и др.

Полисомнографическое исследование включает в себя следующие исследования:
Электроэнцефалография (ЭЭГ) необходима, чтобы определить стадии и фазы сна.
Электроокулография (ЭОГ) — применяется для тех же целей, может быть полезной при рассмотрении патогенеза СОАС у исследуемого больного.

Электромиография (ЭМГ): исследование тонуса мышц подбородка;
Электрокардиография (ЭКГ) — позволяет судить о нарушениях кровоснабжения сердца, ритма сердечных сокращений, Возбудимости и проводимости миокарда, которые существенно меняются у больных с СОАС во время сна.

Пульсоксиметрия — используется для определения насыщения крови кислородом (SaO_2), за эпизод десатурации принимается снижение SaO_2 на 4% и ниже.

Определение двигательной активности грудной клетки и живота позволяет дифференцировать центральное апноэ от обструктивного. Базовыми для идентификации стадий и фаз сна являются показатели ЭЭГ, ЭОГ и ЭМГ. На основании анализа этих показателей строится гипнограмма, отражающая динамику стадий и фаз сна в течение периода регистрации, и вычисляются различные характеристики сна, а затем сравниваются с нормативными [2].

Информация, полученная при полисомнографическом исследовании, позволяет не только установить точный диагноз, но и выбрать оптимальный план последующего лечения больного и предпочтительный комплекс респираторной терапии.

Процедура полисомнографии проводится в условиях стационара или же дома у пациента. В первом случае необходима специально выделенная для проведения полисомнографии комната, в которой находится удобная кровать с возможностью регуляции угла наклона головного и ножного конца для максимального комфорта каждого конкретного пациента, а также кровать для его сопровождающего (без него не обойтись во время исследования ребенка, особенно младшего возраста). Во втором случае пациент приходит в отделение вечером, непосредственно перед сном. На его кожу накладывают многочисленные электроды с целью регистрации всех указанных выше параметров.

Датчики устанавливаются таким образом, чтобы причинить пациенту как можно меньше дискомфорта и не помешать его здоровому сну.

После наложения электродов пациент засыпает. Весь период сна прибор фиксирует изменения в организме и передает эти данные на компьютер, расположенный в соседней комнате.

В течение нескольких суток результаты исследования расшифровывают, после чего приглашают пациента на консультацию.

Полисомнография может быть проведена и дома. Обычно исследование на дому назначают людям, которые не могут уснуть вне дома, или особо эмоциональным, чувствительным к смене обстановки, детям.

Для диагностики храпа и апноэ во сне могут использоваться упрощенные варианты полисомнографии- ночное и дневное кардиореспираторное мониторирование. При этом накладываются только датчики для оценки дыхания во сне. Время сна определяется по данным видеомониторирования. В дневное время при трудностях засыпания пациент получает короткодействующий снотворный препарат, не изменяющий картину дыхания во сне.

Для количественной оценки дневной сонливости используется множественный тест латенции сна (МТЛС). В течение дневного времени 5 раз пациента укладывают спать с наложенными, как при ПГС, датчиками. Затем усредняют время засыпания и сравнивают с нормативными. Этот тест используется для диагностики нарколепсии[1].

Изучение сна привело к выявлению большого количества нарушений сна. Диагностика и лечение различных расстройств сна требует не только специальных врачебных знаний, но и определенного, отвечающим современным требованиям, медицинского оборудования.

Библиографический список

1. Вейн А.М. Бодрствование и сон. М.:Наука,2000
2. Глухова Л.Ю., Мухин К.Ю. Видео-ЭЭГ полисомнография ,2015
3. Блоцкий А.А.,Плужникова М.С., Феномен храпа и синдром обструктивного сонного апноэ. Ст-Петербург: СпецЛит 2002

ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЯ

Р.Ф. Адигамова, Т.В. Васильева, Д.Р. Мухаметвалеева

Уфимский государственный авиационный технический университет

Функционирование нервно-мышечной системы человека являются одной из актуальных и интенсивно разрабатываемых проблем современной физиологии. Интерес исследователей к данной проблеме

обусловлен существованием ряда заболеваний, клиническая картина которых определяется расстройствами нервно-мышечного аппарата.

В настоящее время благодаря использованию современных электрофизиологических методов получены подробные сведения о закономерностях функционирования нервно-мышечной системы у здоровых лиц и о некоторых ее отклонениях. Ведущее место среди этих методов исследования занимает электромиография.

Электромиография – это метод диагностики, позволяющий оценить биоэлектрическую активность мышц, на основании которой можно сделать вывод о функциональном состоянии нерва, иннервирующего поврежденную мышцу[1]. Это исследование поможет специалисту определить локализацию и распространенность очага поражения, степень тяжести и характер повреждения мышц и периферических нервов.

Исследование проводится с использованием специального аппарата – электромиографа. Сегодня он представляет собой целую компьютерную систему, которая записывает биопотенциалы мышц, усиливает их, после чего оценивает полученные данные.

Существуют определенные нормы электрической активности мышц, свидетельствующие об удовлетворительной их функции. Если показатели электромиограммы выходят за рамки этих норм, то это говорит о каком-либо заболевании самой мышцы или периферического нерва, который ее иннервирует.

Существует несколько видов исследования:

- поверхностный метод электромиографии — безболезненный не инвазивный способ, позволяющий получить наиболее общую картину;
- игольчатая электромиография — электроды в виде тонких игл вводятся непосредственно к предполагаемому месту поражения (только по направлению врача, детям от 8 лет без поведенческих расстройств);
- стимуляционная электромиография — исследуется скорость распространения электрического импульса в нервной и мышечной ткани.

Электромиография может быть назначена пациенту в случае наличия у него следующих симптомов или при подозрении на такие заболевания, как чувство слабости в мышцах; частые интенсивные мышечные боли; частые подергивания мышц, судороги; БАС (боковой амиотрофический склероз); миоклония; полимиозит; нарушение тонуса мышц (дистония); травматические повреждения периферических нервов или органов центральной нервной системы – головного или

спинного мозга; рассеянный склероз; невралгия лицевого нерва; туннельные синдромы.

В целом, электромиография – совершенно безопасное, безвредное и безболезненное исследование, разрешенное даже для пациентов детского возраста. Однако и для его проведения существуют противопоказания, общие для многих диагностических манипуляций: острые инфекционные или неинфекционные заболевания; эпилепсия или другая органическая патология центральной нервной системы; заболевания психической сферы, особенно те, при которых пациент не может адекватно себя контролировать и выполнять определенные действия; острая сердечно-сосудистая патология (гипертензивный криз, приступ стенокардии, острая стадия инфаркта миокарда и другие); электрокардиостимулятор; дефекты кожи, гнойничковые высыпания в месте предполагаемого воздействия.

Отдельно стоит сказать о противопоказаниях к проведению локальной (игольчатой) электростимуляции, каковыми являются: наличие у обследуемого инфекций, которые передаются через кровь (ВИЧ/СПИД, гепатит и прочие); заболевания свертывающей системы крови с повышенной кровоточивостью (гемофилия и другие); высокая индивидуальная болевая чувствительность[2].

Электромиография проводится в амбулаторных условиях. Пациент в специальном кресле принимает положение лежа, сидя или полусидя. Контактующие с электродом участки кожи обрабатываются антисептическим средством. Затем накладываются или вводятся в мышечную ткань электроды, подключенные к электромиографу.

В первую очередь фиксируются биопотенциалы мышцы, находящейся в расслабленном состоянии. Затем ее нужно медленно напрячь – в этот момент также идет регистрация импульсов. Колебания биопотенциалов отображаются на мониторе компьютера и одновременно записываются на бумажный или магнитный носитель в виде «скачущих» зубцов и волн .

На электромиограмме определяются колебания (осцилляции) с различной амплитудой, частотой и периодичностью. Когда мышца только начинает сокращаться, величина амплитуды этих колебаний составляет порядка 100-150 мкВ, а в состоянии максимального сокращения – 100-3000 мкВ. Эти показатели напрямую зависят от возраста человека и его физического развития[3]. Исказить результат может толстый слой подкожной жировой клетчатки в области исследования и заболевания свертывающей системы крови.

Миозиты, мышечные дистрофии и другие первичные мышечные заболевания вызывают снижение амплитуды колебаний соответ-

ственно степени тяжести болезни (в начальной стадии до 500 мкВ, а в терминальной – даже до 20 мкВ при максимальном возбуждении). При полинейропатиях любой природы – поверхностная электромиография регистрирует урежение осцилляций, а также различные по амплитуде и частоте одиночные биопотенциалы. Спинальные амиотрофии на локальной ЭМГ характеризуются увеличением амплитуды осцилляций, острыми волнами[2].

Если мышцы не напрягаются, то это не значит, что от них не идут импульсы ЭМГ. Фоновое состояние мышц называется тонусом. При этом на ЭМГ идут периодически спайки, т.е. в двигательную единицу идут нервные импульсы. В частности это проявляется в позной активности мышц. Позная активность – это действие мышц по поддержанию положения тела или одних его звеньев во время движения других.

Таким образом, с помощью ЭМГ преобразуются мышечные сокращения в электрические сигналы и изучаются двигательные функции человека. Но к сожалению, до настоящего времени нет литературных сведений о применении метода электромиографии для изучения деятельности мышц туловища у человека, хотя это представляет большой теоретический интерес и может иметь широкую область приложения.

Библиографический список

1. Николаев С. Г., Электромиография: клинический практикум, Иваново, 2013;
2. Общая неврология / А.С. Никифоров, Е.И. Гусев. – 2007.
3. Касаткина Л. Ф., Гильванова О. В., Электромиографические методы исследования в диагностике нервно-мышечных заболеваний. Игольчатая электромиография, М., 2010

УДК 621.3.089.5

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ СОВРЕМЕННЫХ СПИРОМЕТРИЧЕСКИХ ПРИБОРОВ

Р.Д.Голкова¹, С.В.Голков², Е.С. Морозова¹

¹Уфимский государственный авиационный технический университет

²Башкирский государственный медицинский университет

Статья посвящена актуальной на сегодняшний день проблеме бронхолегочных заболеваний. Особое внимание уделяется их диагностике. В ходе исследования проанализированы современные интеллектуальные устройства, позволяющие осуществлять важную функцию исследования внешнего дыхания.

В настоящее время, бронхолегочные заболевания являются глобальной проблемой здравоохранения во всех странах независимо от их уровня и развития. За последнее время произошли существенные изменения в диагностике и лечении бронхолегочных заболеваний, целью которого стало не только лечение и облегчение симптомов, но и эффективный контроль над заболеванием.

Постановка диагноза требует не только оценки симптомов, но и объективного подтверждения их наличия. Точность диагноза во многом зависит от используемых диагностических технологий. «Золотым стандартом» диагностики бронхолегочных заболеваний в пульмонологии в ряде случаев является исследование функции внешнего дыхания (ФВД), т.е. спирометрия.

Спирометрия – наиболее важный способ оценки легочной функции. При проведении спирометрии пациент совершает ряд дыхательных маневров, вдыхая и выдыхая с определенной силой. В дальнейшем проводят математический анализ полученных данных, рассчитывается их по кривой «объем-время», «поток-объем», «скорость-объем», «максимальный поток-статическая отдача» и другие. Наибольшее клиническое значение имеет анализ данных, полученных при форсированном выдохе [1].

Прибор, с помощью которого осуществляется спирометрическое исследование, называется спирометром. Спирометр используется для диагностики таких заболеваний, как хроническая обструктивная болезнь легких (ХОБЛ), бронхиальная астма (БА), фиброз легких и другие. К основным показателям, оцениваемым при проведении спирометрии, можно отнести: жизненная емкость легких (ЖЕЛ), разница между объемами воздуха в легких в точках начала и конца маневра форсированного выдоха (ФЖЕЛ), объем форсированного выдоха за первую секунду маневра форсированного выдоха (ОФВ1), пиковая объемная скорость в процессе выдоха (ПОС), и другие [2].

В течение многих лет применялись спирометры самой простой системы, измерявшие объем легких с использованием закрытого контура, в которых дыхание осуществляется в замкнутом объеме. Примером такой системы может быть водяной спирометр, показанный на рисунке 1.

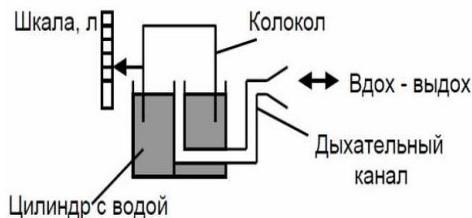


Рис.1 – Простейший водяной спирометр

Изменение объема легких в водяном спирометре регистрируются по изменению объема цилиндра, наполненного воздухом и помещенным в сосуд с водой. Больной совершает дыхательные маневры в виде резкого выдоха и вдоха из специальной трубки. Полученные показатели вдоха и выдоха оцениваются с помощью стандартных нормативов.

Несмотря на отсутствие явных недостатков рассмотренного метода, научное общество усердно занимается изучением данной проблемы, и, уже сегодня, на рынке представлено множество различных устройств, способных осуществлять важную функцию исследования внешнего дыхания. В таблице 1 представлены современные интеллектуальные спирометры и их основные параметры.

Таблица 1 – Сравнительная характеристика современных спирометров

	MIR "Spirobank II"	SPIRODOC OXY	Спиротест УСЦЦ-1	HI-101 CHESTGRAPH
Внешний вид				
Страна производителя	США	Италия	Россия	Япония
Стоимость, руб	53 680	91 000 - 103 000	11 700 – 12 700	141 000
Габариты, мм	60x145x64	101x48x16		310x210x100
Масса, кг	0,180	0,99	0,2	2,2
Назначение	Полная диагностика дыхательной функции	Измерение показаний внешнего дыхания	Измерение и индикация ФЖЕЛ и ОФВ1	Исследование функций внешнего дыхания
Точность измерений	+/- 2%	+/- 2%	+/- 5%	+/- 3% (50 мл)
Преимущества	Возможность длительного наблюдения пациента с созданием базы данных, статистический отчет, универсальное ПО	Простое меню пользователя, большой сенсорный дисплей, 3D акселерометр, встроенная память, беспроводная система связи	Широкий диапазон измерения, простая работа от автономного источника, устойчив к дезинфекции, ЖК индикатор.	Простое управление, быстрое измерение (3 мин), пневмодатчик, ЖКИ индикатор, встроенный аккумулятор

Таким образом, широкое внедрение компьютеризованных приборов, отказ от использования механических устройств не обошел стороной и данную область исследования. Современные интеллектуальные приборы способны выполнять множество функций, помимо их прямого назначения (регистрация скорости воздушного потока, преобразование данных в кривую, вычисление необходимых характеристик внешнего дыхания) – это визуализация и хранение базы данных. Благодаря этому расширяется область применения спирографического исследования:

1. Диагностика (оценка состояния здоровья, оценка прогноза заболевания, определение операционного риска, объективные изменения функционального состояния легких).
2. Динамическое наблюдение (оценка терапевтических мероприятий, оценка динамики развития заболеваний).
3. Экспертная оценка (утрата трудоспособности, пригодность к работе).
4. Оценка здоровья населения (массовые обследования).

Библиографический список

1. Новик Г.А., Боричев А.В. Спирометрия и пикфлоуметрия при бронхиальной астме у детей. СПбГПА, 2005 г. 69 с.
2. Старшов А.М., Смирнов И.В. Спирография для профессионалов. М.: озавательная книга пресс, 2003 г. 76с.

СИСТЕМА ДЛЯ МАГНИТНОЙ СТИМУЛЯЦИИ

В.Э. Пасюкевич, И.Б. Старченко

Институт нанотехнологий, электроники и приборостроения
Южного федерального университета

В последние десятилетия в России и за рубежом интенсивно развивается перспективная область медицины – транскраниальная магнитная стимуляция, основанная на использовании биологического и лечебного воздействия магнитных полей. Многочисленные лабораторные и клинические опыты показали высокий лечебный эффект импульсного магнитного поля, оно активно влияет на обмен веществ, оказывают противовоспалительное, обезболивающее действие.

Магнитный стимулятор предназначен для безболезненной и неинвазивной стимуляции мозга, центральной и периферической нервной системы. Является электрофизиологическим инструментом для диагностики, прогнозирования и мониторинга болезней центральной и периферической нервной системы. Структурная схема такого прибора изображена на рисунке 1.

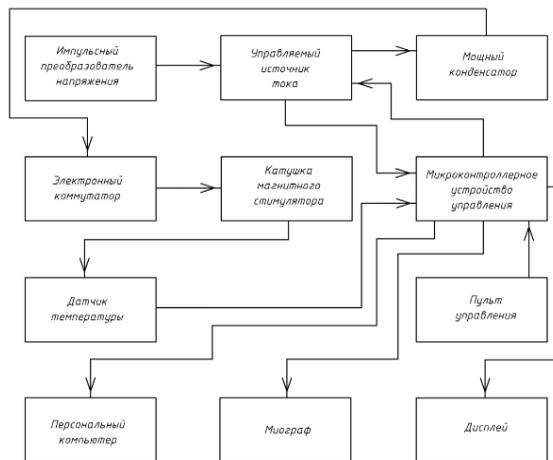


Рис. 1 – Электрическая структурная схема магнитного стимулятора

Магнитный стимулятор является отдельным блоком, который подсоединяется к любому современному электронейромиографу через специальный вход на его панели. Развертка экрана электромиографа запускается синхронно с разрядом катушки соленоида (или, наоборот, магнитный стимулятор запускается от основного блока). В любом случае дисплей прибора обычно служит для визуализации вызванных ответов.

Импульсный преобразователь напряжения служит для повышения напряжения от сети до значений, которые способны обеспечить правильную работу магнитного стимулятора. [1].

Мощные конденсаторы высокого напряжения (от 400 В до 5 кВ) заряжаются электрическим током большой силы (до 30 кА) до необходимого вольтажа, для управления этим процессом в магнитном стимуляторе предназначен управляемый источник тока.

Чтобы произошел разряд стимулятора, т.е. для индукции электрического тока, необходимо направить электрический ток из конденсатора в катушку соленоида, где происходит генерация магнитного поля большой мощности. В некоторых приборах мощность магнитного поля может достигать 10 Тл. Однако по причине требований большей безопасности для больного широкое распространение получили приборы, генерирующие магнитное поле максимальной мощности 2,0–3,4 Тл. При пропускании электрического тока большой амплитуды через катушку генерируется переменное магнитное поле [2].

Коммутатор обеспечивает прерывистый или непрерывный режим магнитного поля. Он состоит из двух электронных ключей и механических переключателей, которые обеспечивают переключение в один из трех режимов работы магнитного стимулятора: монофазный, бифазный (полный синус) и бифазный разряд. На рисунке 2 монофазная форма приведена в укороченном виде с длительностью, сравнимой с другими формами волны.

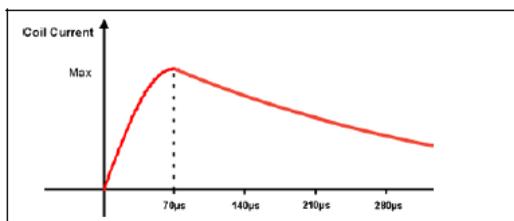


Рис. 2 – Монофазный режим работы магнитного стимулятора

Одиночный бифазный импульс обычно выбирается при высокочастотной ритмической стимуляции, например, при транскраниальных исследованиях. Бифазный стимул оказывает очень сильное воздействие. Ни рисунке 3 изображен вид бифазного импульса.

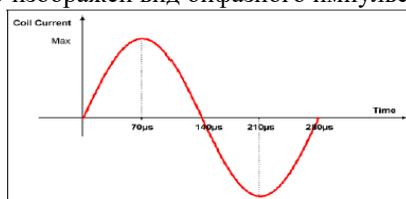


Рис. 3 – Бифазный режим работы магнитного стимулятора

Бифазный разряд также позволяет выполнять стимуляцию с мощным воздействием. На рисунке 4 приведен пример импульса бифазного разряда.

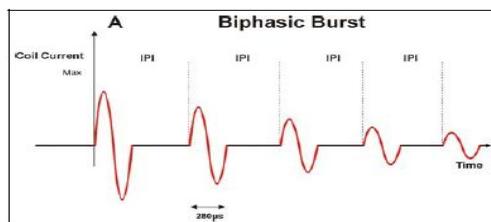


Рис. 4 – Импульс бифазного разряда

После зарядки конденсатора до определенного уровня и прохождения коммутатора, производится его разряд через стимулирующий индуктор (кагушку магнитного стимулятора), приводящий к прохождению через индуктор импульса тока. Величина создаваемого магнитного поля пропорциональна величине этого импульса тока. Создаваемый индуктором импульс магнитного поля приводит, в свою очередь, к созданию импульса тока в проводящих материалах, например, тканях тела. Если величина тока, возбужденного в ткани, имеет достаточную величину, то он возбудит нейрон.

Датчик температуры предназначен для контроля за температурой индуктора. Часть энергии импульса рассеивается в индукторе, что приводит к его перегреву, датчик передает информацию о температуре на экран и микроконтроллерное устройство управления, которое в свою очередь может автоматически отключить питание индуктора, при сильном перегреве (свыше 41°C [3]).

Микроконтроллерное устройство управления отвечает за управление элементами схемы и обработку полученных сигналов.

Также в приборе реализована связь с ПК. Как правило, современные приборы взаимодействуют с ПК через интерфейс USB. Для этого в интерфейсной блоке имеется микросхема преобразующая цифровые последовательности формируемые микропроцессором в электрические и логические уровни требуемые интерфейсом USB и наоборот, преобразование уровней USB в формат цифровых данных микропроцессора.

Библиографический список:

1. Компоненты и технологии №6, 2006 г. Иоффе Д.А. статья «Разработка импульсного преобразователя напряжения с топологией SEPIC».
2. Индуктор для магнитотерапии // [Электронный ресурс]: <http://www.findpatent.ru/patent/205/2053807.html> // Дата обращения: 22.10.2016 г.
3. Гимранов Р. Ф. «Транскраниальная магнитная стимуляция» - МЛ Аллана, 2002.

ОСОБЕННОСТИ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ВРЕМЕНИ СвёрТЫВАНИЯ КРОВИ ПО ИНФОРМАТИВНЫМ ПАРАМЕТРАМ

А.А. Одинокова, Е.И. Глинкин

Тамбовский государственный технический университет

Анализ методов определения времени свёртывания крови показал, что алгоритм определения гемокоагуляции должен строиться стандартно — от простого к сложному, быть максимально адекватными и соответствующими свёртыванию *in vivo* [1].

Для решения поставленной задачи была предложена математическая модель процесса свёртывания крови в явном виде с минимум информативных параметров [2,5], однозначно определяющие динамическую характеристику эксперимента. На основе данной модели предложен способ определения функционального состояния системы гемостаза [2], в основе которого лежит определение информативных параметров, а именно: предельного напряжения и постоянной времени, по которым находят время начала и конца процесса гемокоагуляции. Ранее была доказана эффективность данного способа [3].

Однако в медицинской практике встречаются условия, при которых информативные параметры (предельное напряжение или постоянная времени) определены неоднозначно [4]. В последнем случае один из параметров принимает вид функции, компенсирующей неопределённость второго параметра.

Для решения данной проблемы разработан авторский способ определения функционального состояния системы гемостаза, заключающийся в том, что проводят измерение амплитуды записи процесса свёртывания крови в его начале, определяют показатели начала и конца процесса свёртывания электрокоагулограммы крови и сравнивают их с одноименными показателями процесса свёртывания крови в норме и при разнонаправленных отклонениях диагностируют нарушения функционального состояния системы гемостаза, определяют постоянную времени по калибровочной характеристике, калибровку проводят априори для двух измеренных и известных значений верхней и нижней границ адаптивного диапазона, калибровочной характеристикой служит функция предельного напряжения крови, компенсирующая неопределённость постоянной времени, выбранной произвольно, и связывающая эталонную и измеренную характеристики за счёт нормирования измеренных значений известными, по калибровочной характеристике находят действительные значения постоянной времени и предельного напряжения крови, по которым последовательно строят калибровочную характеристику предельного напряжения крови, эталон-

ную характеристику и определяют показатели начала и конца процесса свёртывания крови [5].

Оценка метрологической эффективности показала, что определение действительных значений времени свёртывания крови за счёт нормирования измеренных значений известными по калибровочной характеристике не только снижает методическую погрешность на десятки порядков, но повышает точность времени свертывания на 4 порядка.

Авторами рассмотрен случай (подана заявка на изобретение 2016121490 от 31.05.2016), когда неизвестным информативным параметром является предельное напряжение, а постоянная времени принимает вид калибровочной функции, компенсирующей неопределённость предельного напряжения, что позволит в значительной степени повысить точность диагностики нарушений в определении времени свёртывания крови.

Таким образом, определение времени свёртывание по информативным параметрам позволяет:

- 1) сделать способ более пригодным для индивидуального подхода к пациенту;
- 2) исключить трудоёмкую задачу набора и обработки статистических данных;
- 3) свести к минимуму погрешности определения времени свёртывания крови можно за счёт гибкой калибровочной характеристики с заданной точностью образцовых мер, что ускоряет процесс определения времени свёртывания крови;
- 4) обеспечить своевременную диагностику нарушений свёртывающей системы крови и устранить ошибки лаборантов при определении состояния системы гемостаза.

Библиографический список

1. Пантелеев М.А., Васильев С.А., Синауридзе Е.И., Воробьев А.И., Атауллаханов Ф.И. Практическая коагулология. — М.: Практическая медицина, 2011. — 192 с.
2. Одиноква А.А. Разработка способа определения функционального состояния системы гемостаза. Новые информационные технологии. Тезисы докладов XXI Международной студенческой школы-семинара - М.: МИЭМ НИУ ВШЭ, 2013, С. 238.
3. Глинкин Е.И., Одиноква А.А. Эффективность анализа гемостаза. Автоматизированный электропривод, автоматика, электроэнергетические системы: сборник докладов всероссийской научно-

практической конференции. 1-4 июля 2014 г. - Липецк: Изд-во Липецкого государственного технического университета, 2014, С. 36 – 37.

4. Одинокова А.А. Компьютерный анализатор определения времени свертывания крови. Биотехнические медицинские и экологические системы и комплексы: материалы конференции. Рязань: РГРТУ, 2014, С. 119 – 120.

5. Патент РФ по заявке №2013145132, МПК G01N 33/86 Способ определения функционального состояния системы гемостаза/А.А.Одинокова, Е.И. Глинкин, п.р. от 03.02.2015.

ЭЛЕКТРИЧЕСКАЯ АКТИВНОСТЬ КОЖИ И ОБЛАСТИ ЕЕ ПРИМЕНЕНИЯ

Д.Д. Мац, А.Ю. Демин

Уфимский государственный авиационный технический университет

Электрическая активность кожи (кожно-гальваническая реакция) является биоэлектрической реакцией, регистрируемой с поверхности кожи. В психофизиологии она рассматривается как вегетативный компонент ориентировочной реакции, оборонительных, эмоциональных и других реакций организма, связанных с симпатической иннервацией, мобилизацией адаптационно-трофических ресурсов, и представляет собой непосредственный эффект активности эккринных и апокринных потовых желез [1].

В настоящее время выделяют два типа кожно-гальванической реакции – фазическую и тоническую. Фазическая реакция является ответом центральной нервной системы на какой-то ситуационный, короткий раздражитель. Такой тип реакции называют ответом на новизну информации, предъявленной человеку. Особенность фазического типа заключается в том, что если раздражитель воздействует на объект значительное количество времени, то ответная реакция постепенно исчезает по причине адаптации нервной системы к данному воздействию. Степень проявления особенности определяется уровнем мотивации в сокрытие информации, типом нервной системы человека, его функциональным состоянием. Тоническая реакция – это медленно изменяемое кожное сопротивление или потенциала кожи, которое косвенно характеризует нервно-эмоциональное напряжение человека. Несколько минут необходимо для переключения на этот тип реакции при предъявлении некоторой стрессовой ситуации [2].

Наибольшее применение ЭАК находит в психофизиологии где принято считать, что активатором возникновения кожно-гальванической реакции являются эмоции. Они представляют особый

класс психических явлений, проявляющийся в форме непосредственного, пристрастного переживания субъектом жизненного смысла этих явлений, предметов и ситуаций для удовлетворения своих потребностей. Выделяя в образе действительности жизненно значимые явления и побуждая направить на них активность, эмоции служат одним из главных механизмов психической регуляции поведения [3].

Согласно данным *Google Scholar*, в иностранной литературе отмечается стабильный рост числа научных публикаций, в том числе патентов, за последние 6 лет на тему кожно-гальванического рефлекса по сравнению с предыдущими годами [4].

В 2013 году было опубликовано исследование [5], согласно результатам которого с помощью измерения электрической активности кожи в акупунктурных точках можно определить испытывает ли пациент боль или дискомфорт. Эксперимент проводился путем создания двух групп. В одной состояли люди, испытывающие боли в суставах и мышцах, а во второй – не испытывающие. Исследование проводилось во временной период с 8 утра до 12 вечера при температуре окружающего воздуха от 19 до 22 °С. Участники располагались в специально оборудованном сидении, которое может принимать различные положения. Изначально измерения проводились из вертикального положения. В дальнейшем поза изменялась так, чтобы ноги были приподняты. В исследовании было задействовано 24 акупунктурные точки на пальцах рук и ног, предварительно кожа обрабатывалась спиртом для удаления жира.

Зависимость изменения проводимости кожи, как параметра ЭАК, от величины эмоционального напряжения исследовалась в 2010 году в институте психиатрии Рио-де-Жанейро [6]. Сформированы две опытные группы, в одну были включены люди с паническим расстройством, во вторую – здоровые люди. Исследуемым демонстрировался специально созданный видеоматериал, вызывающий нервное напряжение. В процессе просмотра регистрировались параметры, среди которых частота дыхания, скорость сердечных сокращений, проводимость кожи. Результаты исследования показывают, что люди с паническим расстройствами имеют повышенные показатели по всем измеренным параметрам по сравнению с группой здоровых участников.

В этом году была опубликована работа [7], изучающая изменение фазической электрической активности кожи во время стандартной оценки воспоминаний. В первую группу были включены люди с предыдущими сотрясениями мозга, во вторую здоровые люди. Измерения производились с двух запястий, однако внимание акцентировалось на той руке, которая является ведущей у исследуемого. Предва-

рительно испытуемого просили совершить пятиминутный бег трусцой, а затем начиналось тестирование. Задания состояли из различных элементов, требующих активизации различных форм памяти. В результате эксперимента было установлено, что в первой группе наблюдается более высокое значение ЭАК, чем во второй группе.

Изучив научную литературу, опубликованную по направлению ЭАК за последние несколько лет, можно сделать вывод, что данная область является перспективной для исследования. Все эксперименты проводились по методу Фере, поскольку он обладает хорошей помехоустойчивостью, прост в реализации и достаточно информативен. В нашем исследовании также планируется использовать метод Фере для изучения влияния коротких аудио-раздражителей на изменение электрической активности кожи.

Библиографический список

1. Большой психологический словарь. Под ред. Б.Г. Мещерякова, акад. В.П. Зинченко. М.: Прайм-ЕВРОЗНАК, 2003. 632 с.
2. Варламов В.А. Детектор лжи. Краснодар: «Советская Кубань», 1998. 368 с.
3. Большая психологическая энциклопедия. А. Б. Альмуханова и др. М.: Эксмо, 2007. 542 с.
4. Бесплатная поисковая система по полным текстам научных публикаций [Электронный ресурс] www.scholar.google.com
5. Turner L., Linden W., Electrodermal Activity at Acupuncture Points Differentiates Patients with Current Pain from Pain-Free Controls. Springer Science+Business Media, New York, 2013.
6. Freire R.C., Carvalho M.R. Anxiogenic properties of a computer simulation for panic disorder with agoraphobia. Journal of Affective Disorders, 125 (2010), 301-306.
7. Raikes A.C. Phasic Electrodermal Activity During the Standardized Assessment of Concussion. Journal of Athletic Training. 2016, 51(7), 533–539.

УДК 004.82

ОБЗОР СУЩЕСТВУЮЩИХ СИСТЕМ ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ МЕДИЦИНСКИХ РЕШЕНИЙ

Д.Х. Доан, А.В. Крошилин, С.В. Крошилина

Рязанский государственный радиотехнический университет

Определены предпосылки создания систем поддержки принятия медицинских решений. Проведен сравнительный анализ популяр-

ных систем поддержки принятия решений в области здравоохранения.

Деятельность отдельных людей и коллективов, как правильно, связана с выбором решений, которые позволяют получить определенные оптимальные результаты. В медицинской области принятие медицинских решений (ПМР) заключается в процессе выбора оптимальных решений для достижения установленных целей медицинского персонала, как в лечении пациентов, так и в управлении медицинским учреждением в целом [1].

Для принятия наилучшего медицинского решения требуется учет многих факторов от лица, принимающего медицинское решение (ЛПМР), что влечет за собой больше затрат временных и финансовых ресурсов для медицинского учреждения. Очень часто процесс ПМР характеризуется недостаточностью знаний, неполнотой информации о состоянии больного, отсутствием возможности привлечения большого количества компетентных экспертов, а также ограниченностью временных и финансовых ресурсов [2]. Указанные факторы являются причинами врачебных ошибок, которые могут привести к дальнейшей потере здоровья пациента. Поэтому наряду с разработкой медицинских информационных систем (МИС) важной является задача создания систем поддержки принятия медицинских решений (СППМР), которые являются информационными системами, функционирующими автономно либо в составе МИС. В общем случае СППМР включает в себя средства ввода, хранения, обработки и анализа медикотехнологических данных, которые относятся к медицинской предметной области и предназначены для оценки возможных вариантов с целью помочь ЛПМР в выборе наилучшего из медицинских решений. При этом важно понимать, что СППМР только предоставляет ЛПМР информацию для анализа и оценки определенных ситуаций, а также право выбрать наилучший вариант из возможных решений, но не выдает «правильное» медицинское решение.

В настоящее время созданы и успешно функционируют в области здравоохранения такие СППМР как: программный комплекс «АЙБОЛИТ»; система «ЭКСАПРАС»; инструментарий «SIMER+MIR»; система «ДИАГЕН»; ИКС, разработанная в МНИИЦПР; медицинская экспертная система Iliad; экспертная система PUFF; экспертная система SPE; экспертная система ABEL; экспертная система AI/RHEUM; экспертная система CADUCEOS; экспертная система BLUE FOX; экспертная система CASNET/GLACOMA; эксперт-

ная система MYCIN; экспертная система ONCOCIN; экспертная система PIP; экспертная система МОДИС-2 [3, 4].

Экспертная система создается чаще всего для узкоспециализированного направления какой-либо области знаний. Представленные системы не являются исключением из этого правила, они направлены на выявление и постановку определенного подмножества заболеваний, а потому сравнительный анализ такого большого количества различных систем представляется довольно сложной задачей. Эффективным критерием оценки для них всех может служить только процент верно выявленных заболеваний у пациентов, а также процент совпадения диагноза, поставленного системой, с диагнозом, поставленным врачом.

В таблице 1 представлен сравнительный анализ СППМР в области здравоохранения.

Таблица 1 – Сравнительный анализ СППМР в области здравоохранения

Название системы	Верность диагноза, %	Совпадение с диагнозом врача, %
ЭКСАПАС	82	81
SIMER+MIR	86	88
ДИАГЕН	90	92
PUFF	92	90
BLUE FOX	89	91
CASNET/GLAUCOMA	85	80
СППР при выборе тактики лечения воспалительных заболеваний позвоночника	84	83

Согласно результатам анализа вышеуказанных СППМР в области здравоохранения можно сделать вывод о том, что наилучшие результаты по точности диагностирования достигаются системами, которые наиболее специализированы на своей области знаний. Второй важный момент заключается в том, что подобного рода системы не решают в комплексе задачи медицинского учреждения, а хранимую в них информацию можно применять и при решении смежных (или параллельных) задач, к примеру, при распределении медицинских материальных потоков (медикаментов) возможно использование информации о поставленных диагнозах и выбранных схемах лечения [4].

Таким образом, проблема создания мульти-направленных системы поддержки принятия медицинских решений является актуальной.

Библиографический список

1. Доан Д.Х., Крошилин А.В., Крошилина С.В. Особенности работы систем поддержки принятия решений в медицине / Интеллектуальные и информационные системы: Материалы всероссийской науч. тех. конф. / Тульский государственный университет. – Тула, 2015. – с. 31-32.
2. Доан Д.Х., Крошилин А.В., Крошилина С.В. Задачи и основы построения систем поддержки принятия решений в медицине / Проблемы передачи и обработки информации в сетях и системах телекоммуникаций: Материалы 18-ой международной науч. тех. конф.: Горячая-линия Телеком, 2015. – с. 291-293.
3. Симанков В.С. Халафян А.А. Системный анализ и современные информационные технологии в медицинских системах поддержки принятия решений. Монография. – М.: Бином, 2009. – 362с.
4. Доан Д.Х., Крошилина С.В., Крошилин А.В. Обзор подходов к проблеме принятия решений в медицинских информационных системах в условиях неопределенности // Фундаментальные исследования.– 2015.–№ 12–1.–С.26-30

УДК 616-71

ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНАЯ СИСТЕМА ДЛЯ ОЦЕНКИ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ БИОЛОГИЧЕСКОГО ОБЪЕКТА

Ю.Л. Лемдясов, А.Ф. Латыпов, Р.М. Нафикова, Л.Р. Саяпова
Уфимский государственный авиационный технический университет

В статье рассмотрены методы определения артериального давления, приведен пример устройства безманжетного тонометра. Устройство способно проводить измерение среднего артериального давления в динамике при одновременном измерении скорости распространения пульсовой волны.

В современной медицине существует большое количество разнообразных приборов и средств измерения для определения сердечно-сосудистых заболеваний и болезней сердца. Одной из самых популярных проблем, стоящая перед врачами, является выбор универсального точного устройства, которое верно и быстро выявит болезнь пациента на ранних стадиях заболевания. Принятые при обследовании пациентов разовые измерения артериального давления (АД) не всегда отражают истинные его величины, не дают представления о суточной динамике, в связи с этим затрудняется диагностика артериальной гипер-

тензии, подбор антигипертензивных препаратов, оценка их эффективности и адекватность лечения.

Определить уровень АД можно инвазивным и неинвазивным способом. Инвазивный метод отличается высокой точностью, но он травматичен, так как заключается в непосредственном введении иглы в сосуд или полость сердца. Этот метод применяется чаще всего в кардиохирургии. При неинвазивном методе измерение давления проводят на периферических сосудах верхних конечностей (на локтевом сгибе руки).

В современной медицине широко применяются два неинвазивных метода:

1. Аускультативный способ основан на пережатии артерии плеча манжетой и выслушивании тонов, появляющиеся при медленном выпускивании воздуха из манжеты. Верхнее и нижнее давление определяют по появлению и исчезновению звуков, характерных для турбулентного потока крови.

2. При осцилометрическом способе артериальное давление измеряют электронным тонометром. Принцип этого метода заключается в том, что прибор регистрирует пульсации в манжете, которые появляются, когда кровь проходит через сдавленный участок сосуда.

Общим недостатком данных методов является невозможность использовать их непрерывно в нестационарных условиях, что особенно важно для людей, не чувствующих повышения АД. Поэтому актуальной является задача разработки непрерывных измерителей АД, адаптированных к условиям в которых производится измерение.

В настоящее время активно развиваются неинвазивные безманжетные способы измерения артериального давления, позволяющие производить комфортные измерения артериального давления в нестационарных условиях. В свою очередь безманжетные методы делятся на:

1. *Фотоплетизмографический (оптический) метод.* В основу данного метода положено изменение сосудистых артериальных рефлексов при различных положениях конечности - превалирование сосудорасширяющего рефлекса при поднятии конечности вверх, при опускании конечности вниз превалирует сосудосуживающий рефлекс. Метод основан на преобразовании давления (Р) в силу (Р) и измерении параметров пульсовой волны одновременно с измерением значений давления.

2. *Метод импедансной плетизмографии.* При определении параметров АД крови, а именно, его систолического P_s и диа-

столического P_d давлений, импедансная плетизмография позволяет получить кривую изменения сопротивления участка тела человека, так называемую реограмму.

3. *Механический метод.* Для исследования тонов и шумов сердца и записи фонокардиограмм применяются электродинамические и пьезоэлектрические микрофоны. Суть метода заключается в измерение напряжения, которое возникает в преобразователе после прохождения пульсовой волны, определенной силы.

Целью предлагаемого изобретения является измерение среднего артериального давления в динамике при одновременном измерении скорости распространения пульсовой волны.

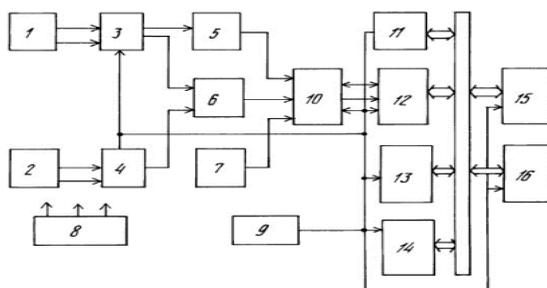


Рис. 1 – Структурная схема устройства измерения скорости распространения пульсовой волны и среднего артериального давления

Это достигается тем, что устройство содержит два емкостных датчика, расположенных на определенном расстоянии друг от друга, воспринимающих поперечные колебания стенок артерии и силу этих колебаний, что позволяет получить информацию о фазе и амплитуде колебания и затем посредством электронного блока обработки, оснащенного однокристальной микро-ЭВМ и репрограммируемым запоминающим устройством, автоматически измерить среднее артериальное давление и скорость распространения пульсовой волны.

Емкостные датчики 1 и 2 устанавливаются над исследуемой артерией на расстоянии L . Пульсовая волна вызывает поперечные колебания стенок артерии, эти колебания сжимают и отпускают пластины датчиков. При сжатии емкость конденсатора, образованного ими, увеличивается, а при отпускании — уменьшается. Изменения емкости, зафиксированные датчиками 1 и 2, преобразователи 3 и 4 преобразуют в пропорциональные изменения электрического напряжения. Напряжения с преобразователей 3 и 4 поступает на входы фазового компаратора 6, измеряющего разность фаз колебаний пульсовой волны и пре-

образующего его в пропорциональное постоянное напряжение. С преобразователя 3 напряжение, соответствующее изменениям пульсовой волны, поступает на пиковый детектор 5, который преобразует амплитуду колебаний поступающего напряжения в постоянное напряжение, пропорциональное величине амплитуды пульсовой волны. С помощью датчика 7 устанавливается величина постоянного напряжения, пропорционального расстоянию между датчиками 1 и 2.

С пикового детектора 5, фазового компаратора 6 и с датчика 7 на аналоговый коммутатор 10 поступают напряжения, несущие информацию о величине амплитуды пульсовой волны, времени распространения пульсовой волны и расстояния, пройденного волной за это время. Аналоговый коммутатор 10 по команде, поступающей с аналого-цифрового преобразователя 12, поочередно подключает на вход его выходы пикового детектора 5, фазового компаратора 6, датчика 7. Аналого-цифровой преобразователь 12 преобразует поступающие напряжения в соответствующий им цифровой код, который поступает в микро-ЭВМ 13, которая, пользуясь программой, константами, характеризующими законы преобразования измеряемых величин, и константами, характеризующими пациента, записанными в репрограммируемом постоянном запоминающем устройстве 11, производит вычисление скорости распространения пульсовой волны и среднего артериального давления. Результаты вычислений поступают на индикаторное устройство 15 и на регистратор 16 через цифро-аналоговый преобразователь.

Программируемый таймер 14 управляет устройством в реальном времени. Тактовый генератор 9 синхронизирует все микрооперации устройства. Блок питания 8 обеспечивает все функциональные узлы питающими напряжениями.

Учитывая, что 20% взрослого населения страдают артериальными гипертензиями, причем повышение артериального давления приводит к таким осложнениям, как инфаркт миокарда, мозговой инсульт, то возникает острая необходимость в разработке эффективных средств контроля и лечения, выше упомянутых заболеваний. Как показывает врачебная практика, лечение этих заболеваний может быть эффективным только при правильном подборе лекарственных средств и их доз, а процесс подбора лекарственных средств и доз является процессом длительным и требует постоянного наблюдения за больным посредством измерения его артериального давления.

Библиографический список

1. Правила измерения артериального давления [Электронный ресурс] - URL: <http://serdec.ru/diagnostika/pravila-izmereniya-arterialnogo-davleniya>
2. Рогоза, А.Н. Современные неинвазивные методы измерения артериального давления для диагностики артериальной гипертонии и оценки эффективности антигипертензивной терапии/ А.Н. Рогоза, Е.В. Ощепкова, Е.В. Цагареишвили, Ш.Б. Гориева - Москва Медика, 2007. - 72 с.
3. Патент РФ 2040207 [Электронный ресурс] - URL: <http://www.freepatent.ru/patents/2040207>

УДК 616-71

ПУЛЬСОКСИМЕТРИЯ КАК МЕТОД НЕИНВАЗИВНОГО ИЗМЕРЕНИЯ САТУРАЦИИ КРОВИ

Ю.Л. Лемдясов, А.Ф. Латыпов, Р.М. Нафикова, Л.Р. Саяпова
Уфимский государственный авиационный технический университет

В статье рассмотрены виды пульсоксиметрии, показания для применения, а так же причины проведения пульсоксиметрии. Рассмотрена структурная схема пульсоксиметра.

Пульсоксиметрия – это неинвазивный метод измерения процентного содержания оксигемоглобина в артериальной крови (сатурации). В основе данного метода лежит измерение поглощения света определенной длины волны гемоглобином крови. Степень поглощения зависит от процентного содержания оксигемоглобина.

Пульсоксиметрия применяется:

- Во время анестезии, при интенсивной терапии пациентов с заболеваниями сердечно-сосудистой и дыхательной системы.
- Для контроля за состоянием пациентов при транспортировке.
- Для наблюдения за состоянием конечностей после проведения оперативных вмешательств на них.
- Для контроля за состоянием младенцев, родившихся в результате тяжелых родов.
- Для контроля физических нагрузок у спортсменов.

Пульсоксиметр измеряет:

- Периферическую сатурацию гемоглобина кислородом артериальной крови (SpO₂).

- Частоту пульса в ударах в минуту, рассчитываемую в среднем за 5-20 секунд (ЧСС).

Пульсоксиметрию подразделяется на 2 вида:

- Трансмиссионная.

При анализе применяется световая волна, проходящая через ткани организма. Излучающий и принимающий датчики расположены напротив друг друга. Для исследования источник света и фотодетектор закрепляют на пальце, мочке уха, крыле носа.

- Отраженная.

Для анализа используется отраженная световая волна. Излучающий и принимающий датчики располагаются рядом. Прибор может измерять сатурацию кислорода на разных участках тела (предплечье, лицо, голень, живот и т.д.)

Существует два вида пульсоксиметров:

- Стационарный пульсоксиметр — устройство, имеющее достаточно точное измерение сатурации, предназначенное для длительного контроля состояния пациента. Предоставляют развернутое получение информации.

- Портативный пульсоксиметр — прибор, который отличается удобством, легкостью, компактностью. Благодаря небольшому размеру данный прибор можно брать на работу, в места отдыха или использовать дома, осуществляя мониторинг в удобное время суток..

Пульсоксиметрию проводят при следующих показаниях:

- послеоперационный период (когда были проведены ортопедические операции, операции по восстановлению сосудистой стенки, или операции на дистальных участках тела);
- применение длительного наркоза;
- дыхательная недостаточность;
- проведение кислородной терапии;
- наличие сложных хронических заболеваний, которые сопровождаются большой вероятностью возникновения гипоксии;

Для датчиков пульсоксиметров используются специально разработанные бескорпусные светодиоды красного и инфракрасного диапазонов, которые размещены на одной подложке для совмещения оптических осей излучения.

В качестве фотоприемников в датчиках пульсоксиметров используются кремниевые фотодиоды, обладающие высокой чувствительностью в области “красного” и “инфракрасного” диапазонов излучения, быстродействием и низким уровнем шума.

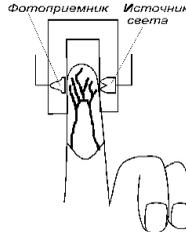


Рис. 1 – Датчик фотоплетизмограммы при исследовании кровотока в пальце руки

Структурная схема пульсоксиметра показана на рис. 2. Фотоприемник преобразует интенсивность ослабленного тканями “красного” и “инфракрасного” излучения в электрический сигнал, поступающий в тракт усиления. Излучатели датчика включаются поочередно, т.е. коммутируются с частотой порядка 1000 Гц, что позволяет использовать для регистрации излучения один коммутируемый фотоприемник. Далее в усилительном тракте сигналы “красного” и “инфракрасного” излучения разделяются на два канала с помощью импульсов управления коммутатора, переключающих светодиоды. В каждом канале производится измерение двух составляющих ФПГ сигнала, обусловленных постоянной и пульсирующей составляющими абсорбции, необходимых для вычисления величины R и определения сатурации по калибровочной кривой.

Реализация требуемого динамического диапазона достигается использованием цифровой АРУ, охватывающей каскады усиления ФПГ сигнала и источника тока, питающего светодиоды. Система АРУ поддерживает выходные сигналы усилительного тракта на уровне номинального напряжения входа АЦП вычислителя с целью уменьшения шума квантования.

Вычислитель пульсоксиметра содержит программное обеспечение, реализующее первичную обработку ФПГ сигнала, алгоритмы выделения артериальных пульсаций по “красному” и “инфракрасному” каналам, вычисления отношения R и определения величины SpO_2 по занесенной в памяти вычислителя калибровочной зависимости.

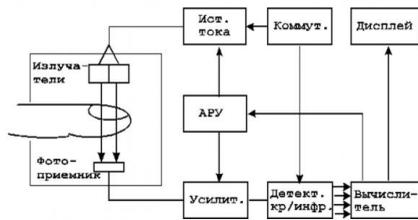


Рис. 2 – Структурная схема пульсоксиметра

Преимущество использования пульсоксиметрии заключается в том, что метод получения данных является неинвазивным (исключающим забор крови для исследования), поэтому пульсоксиметр производит измерения нужных величин быстро, облегчая задачу врача-диагноста, также пульсоксиметр позволяет получать и обрабатывать данные, выводить их на дисплей прибора и в том случае, если пациент находится без сознания. Индивидуальный пульсоксиметр может быть рекомендован тем больным, которым показана кислородная терапия в амбулаторных условиях. Пульсоксиметр в этом случае обеспечит наибольшую эффективность лечения, измеряя и контролируя необходимые показатели.

Библиографический список

1. Пульсоксиметрия [электронный ресурс] – URL: <http://www.24farm.ru/diagnostika/pulsoksimetriya/#11930>
2. Как выбрать пульсоксиметр? [электронный ресурс] – URL: <http://medbuy.ru/articles/kak-vybrat-pulsoksimetr>
3. Методы и приборы функциональной диагностики [электронный ресурс] – URL: <http://ilab.xmedtest.net/?page=9&q=node/6249>

УДК 616-72

ИСПАРИТЕЛЬ АНЕСТЕТИКОВ КАК ВИД НАРКОЗНОГО АППАРАТА

К.Р. Шаймарданова, И.Н. Логинова, А.Б. Блинова, Ю.О. Уразбахтина
Уфимский государственный авиационный технический университет

В данной статье рассмотрено техническое решение одного из видов наркозной системы - испаритель анестетиков. Описаны физические свойства анестетиков и факторы, влияющие на работу испарителя.

Наркозный аппарат – система, обеспечивающая проведение общей ингаляционной анестезии жидкими и газообразными анестетиками в сочетании с ИВЛ и мониторингом основных параметров вентиляции и витальных показателей пациента [1]. Другими словам наркозный аппарат - многофункциональный медицинский прибор, который обеспечивает: 1) дозированную подачу в дыхательные пути ингаляционных анестетиков, кислорода или воздуха, 2) удаление углекислого газа из выдыхаемой газовой смеси, 3) вспомогательную или искусственную

вентиляция легких, 4) поддержание необходимой влажности и температуры вдыхаемой газонаркоотической смеси.

Анестезиологические установки являются обязательными для хирургического отделения и представляют собой напольные, настенные и переносные модификации. В операционных обычно используются стационарные напольные модели, оборудованные колесными опорами с системой фиксаторов. Настенными аппаратами оснащаются автомобили скорой помощи, а портативными устройствами пользуются спасатели и сотрудники экстренных медицинских служб.

Рассмотрим один из видов наркозной системы - испаритель анестетиков.

Анестетиками являются лекарственные средства, оказывающие ослабляющее действие на чувствительность окончаний нервных волокон и способных угнетать прохождения возбуждения по ним.

Все анестетики должны обладать следующими физическими свойствами:

- Инертность – не должны вступать в химические реакции с металлом, резиной;
- Стабильность – не должны разрушаться под воздействием света и тепла;
- Не должны быть взрывоопасными или легковоспламеняющимися;
- Должны обладать приятным запахом;
- Не должны накапливаться в атмосфере.

Испарители представляют собой оборудование, предназначенное для доставки безопасных концентраций паров ингаляционных анестетиков в дыхательный контур больного. Ингаляционный анестетик попадает в испаритель в жидкой форме, а выходит из него в качестве пара в концентрации, установленной анестезиологом.

Рассматриваемый испаритель использует для своей работы собственное дыхание человека, а также повышает точность дозировки анестетика [3].

Он содержит испарительную камеру 1, которая снабжена рядом расположенных одна над другой тарелок 2 с жидким анестетиком, помещенных в цилиндрический корпус 3 симметрично относительно его оси. Внутренняя стенка корпуса 3 снабжена двумя рядами отверстий 4. Тарелки образуют ступенчатый вертикальный лабиринтовый канал. Испарительная камера 1 снабжена питателем 5, установленным на ее крышке 6, резервуаром – сборником 7, подсоединенным к штуцеру 8 слива, термометром 9 и окружена рубашкой 10 с термостабилизирующей жидкостью. Питатель 5 выполнен в виде второго резервуара и

конического вентиля, посредством которого он подключен к питательному отверстию 11 крышки 6.

Распределительное устройство выполнено в виде проходящего вдоль оси корпуса 3 сердечника 12, снабженного обтекателями 13 и 14 на обоих его концах, снижающими входное и выходное гидравлическое сопротивление потока, коническим обтюратором 15 и турбулизирующим насадком 16, байласа 17, конического седла 18 и золотника 19. Золотник 19 снабжен прорезями 20, сообщающимися с отверстиями 4 испарительной камеры 1 и продольно перемещается между обтюратором 15 и седлом 18, являющимся частью внутренней стенки испарительной камеры 1.

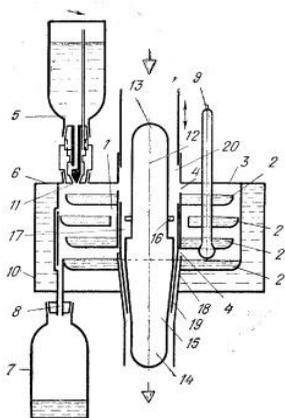


Рис. 1 – Испаритель анестетиков

Для контроля концентрации и обнаружения критических уровней испаренных анестетиков авторами предлагается ввести блок индикации, включающий в себя световую и звуковую индикации.

Факторы, влияющие на работу испарителя [2]:

- Поток несущего газа;
- Давление насыщения паров;
- Атмосферное давление;
- Соотношение потока через шунтирующую / испарительные камеры;
- Поверхность испарения пар / жидкость;
- Температура.

На сегодняшний день невозможно представить хирургическое вмешательство без анестетиков [4]. Мировым лидером в производстве и поставке современных наркозно – дыхательных аппаратов является

Германия, компания Draeger Medical. В России производством наркозно – дыхательной аппаратуры занимается ЗАО «Завод «ЭМО» (Электромедоборудование).

Библиографический список

1. Шик А.Н. Руководство по классической физиологии дыхания. Л.: Медицина, 1980.
2. Ингаляционные анестетики [Электронный ресурс] - <http://gusanesth.com/> (дата обращения: 1.11.2016)
3. Перельмутр А. С., Берлин А. З. Испаритель анестетиков // База патентов СССР №330870. Заявл. 20.11.1970, опубл. 1.04.1974.
4. Портал профессиональной медицины [Электронный ресурс] - <http://medobook.com/> (дата обращения: 1.11.2016)

УДК 66.067.55

ОБЕСПЕЧЕНИЕ ПОМЕХОУСТОЙЧИВОСТИ ИЗМЕРИТЕЛЬНОГО КАНАЛА ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ ДИСТАНЦИОННОГО КОНТРОЛЯ

Р.О. Дементьев, З.М. Селиванова

Тамбовский государственный технический университет

Разработана обобщенная математическая модель помехоустойчивого измерительного канала, которая позволяет повысить достоверность измерительной информации об объекте исследования и точность определяемых параметров теплофизических свойств материалов.

Интеллектуальная информационно-измерительная система (ИИИС) дистанционного неразрушающего контроля (ДНК) параметров теплофизических свойств (ТФС) материалов (коэффициентов тепло- и температуропроводности) предназначена для обеспечения качества теплоизоляционных, строительных, полимерных и других твердых материалов при их производстве на предприятиях. Эффективность функционирования ИИИС ДНК ТФС материалов определяется показателями точности, оперативности и обеспечением помехоустойчивости измерительного канала. На указанные показатели большое влияние оказывают воздействующие дестабилизирующие факторы (ДФ) на процесс измерения. Решение задачи оперативного и точного дистанционного контроля ТФС материалов при воздействии ДФ является важным и актуальным.

Структурная схема предложенной ИИИС ДНК ТФС материалов представлена на рис. 1.

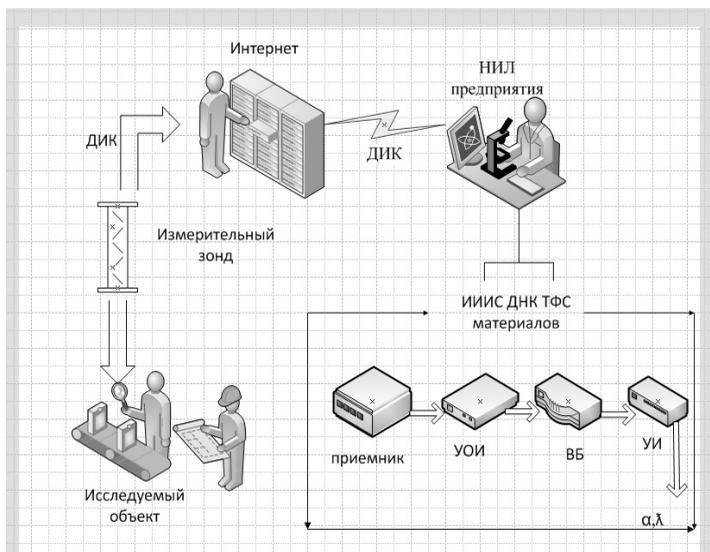


Рис. 1 – Структурная схема ИИИС ДНК ТФС материалов

В состав структурной схемы ИИИС ДНК ТФС материалов входят: ДИК - дистанционный измерительный канал; НИЛ - научно-исследовательская лаборатория предприятия, УОИ – устройство обработки информации; ВБ – вычислительный блок; УИ – устройство индикации; α , λ – коэффициенты тепло- и температуропроводности.

Измерительный зонд предназначен для определения параметров ТФС материалов (α , λ) в соответствии с реализуемым в системе частотно-импульсным методом контроля ТФС материалов. НИЛ предприятия изучает и анализирует информацию о ТФС свойствах исследуемых материалов, выпускаемых на предприятии.

ИИИС ДНК ТФС материалов реализует следующие функции: управление измерительным процессом или экспериментом в соответствии с алгоритмом определения ТФС материалов; обеспечение требуемых показателей точности, помехоустойчивости, быстродействия, надежности, адаптивности, сложности; соответствие экономическим требованиям в результате экономии затрат энергоресурсов в процессе производства выпускаемых на предприятии исследуемых материалов; представление информации о параметрах ТФС материалов в виде, удобном для пользователя; адаптация к измерительным информаци-

онным системам аналогичного назначения на предприятии при производстве продукции.

Важной задачей при разработке ИИИС ДНК ТФС материалов является обеспечение помехозащищенности измерительного канала в условиях воздействия дестабилизирующих факторов.

Под помехой понимается дестабилизирующий фактор, который воздействует на сигнал и вызывает потерю информации при прохождении сигнала. Для предотвращения воздействия дестабилизирующих факторов и обеспечения достоверности измерительной информации в области исследования объекта устанавливаются измерительные датчики, которые определяют параметры воздействующих факторов для последующей целенаправленной коррекции измерительной информации на их воздействие.

Для обеспечения помехозащищенности измерительного канала в настоящее время применяется несколько известных методов: выбор помехоустойчивых видов модуляции, помехоустойчивое кодирование, использование помехоустойчивых методов приема, введение обратных связей.

Повышение помехоустойчивости можно достичь в результате повышения мощности сигнала, что приведет к увеличению отношения мощностей сигнал / помеха. Однако, использование этого метода имеет существенный недостаток для промышленного использования - большее потребление электроэнергии, что приведет к увеличению затрат при ДНК ТФС материалов.

Ошибки в определении параметров свойств материалов могут приводить к снижению качества выпускаемой продукции. Поэтому с целью повышения устойчивости к ошибочным измерениям предлагается в системах ДНК использовать методы искусственного интеллекта для уменьшения погрешности измерения и повышения степени достоверности получаемых результатов с использованием метода Демпстера - Шафера.

Создана обобщенная математическая модель измерительного сигнала, которая используется для анализа помехоустойчивости измерительного канала ИИИС, что в результате способствует повышению помехоустойчивости измерительного канала ИИИС ДНК ТФС материалов:

$$T_{uc} = L_c \cdot S \cdot \log_2 \tau_c \cdot \delta_c, \quad (1)$$

где T_{uc} – измерительный сигнал; L_c - отношение мощности измерительного сигнала к мощности помех; S - спектр измерительного сигнала; τ_c - длительность контроля сигнала; δ_c - относительная погрешность измерительного сигнала.

Предлагаются следующие направления решения вопроса увеличения помехоустойчивости измерительного канала ИИИС ДНК ТФС материалов:

- при использовании способа увеличения отношения средней мощности сигнала к средней мощности помех следует повысить мощность передатчика, направленности антенн и подавление помех или их коррекция в измерительном канале ИИИС ДНК ТФС материалов;

- в процессе модуляции и детектирования сигналов для расширения спектра сигнала S необходимо применение широкополосной системы модуляции;

- для повышения информативности, достоверности измерительной информации и точности измерений при определении ТФС материалов необходимо повышение длительности контроля измерительного сигнала T_c .

Применение созданной обобщенной математической модели помехоустойчивого измерительного канала позволяет повысить достоверность измерительной информации об объекте исследования и точность определяемых параметров ТФС материалов.

Библиографический список

1. Раннев, Г. Г. Информационно-измерительная техника и электроника / Г. Г. Раннев, В. А., Суругина, В. И. Калашников, С. В. Нефедов, А. П. Тарасенко. – М.: Издательский центр «Академия», 2007. – 512 с.
2. Селиванова, З. М. Интеллектуализация информационно-измерительных систем неразрушающего контроля теплофизических свойств твердых материалов / З. М. Селиванова – М.: Москва «Издательство машиностроение-1», 2006. - 127 с.
3. Стасенко, К. С. Метод и интеллектуальная информационно-измерительная система для повышения точности допускового контроля теплопроводности теплоизоляционных материалов / К. С. Стасенко, З. М. Селиванова // Вестник ТГТУ. 2015. Т.21. № 1. С. 42-49.
4. Селиванова, З. М. Моделирование и оптимизация параметров измерительного канала информационно-измерительных систем / З. М. Селиванова, В. В. Третьяков // Вестник ТГТУ. 2012. Т. №18, С. 65-73.

СИСТЕМА НЕИНВАЗИВНОГО МОНИТОРИНГА ГИПЕРБИЛИРУБИНЕМИИ У НОВОРОЖДЕННЫХ

Г.Н.Хайруллина, С.В. Жернаков

Уфимский государственный авиационный технический университет

Разрабатываемое устройство относится к измерительной технике и предназначено для определения уровня билирубина транскутантным методом. Преимуществами разрабатываемого устройства является неинвазивность метода определения концентрации билирубина в крови, что даёт быструю, безболезненную, безопасную и удобную альтернативу обычному методу проверки, также необходимо отметить простоту реализации конструкции и лёгкость в управлении и снятии информации.

Билирубин — жёлчный пигмент, один из главных компонентов жёлчи в организме человека и животных. Образуется в норме как результат расщепления белков, содержащих гем: гемоглобина, миоглобина и цитохрома.

В крови билирубин содержится в небольших количествах в виде двух фракций: свободной и связанной. Повышение билирубина может говорить как об избыточном разрушении эритроцитов (гемолитическая желтуха и пр.), так и о нарушенном выведении билирубина из организма, например при печёночной желтухе, закупорке жёлчных протоков и прочем. Показатели общего, свободного (непрямого) и связанного (прямого) билирубина используются для более точной диагностики.

Примерно у 70% новорожденных развивается физиологическая желтуха. Чтобы она не перешла в патологическую форму, которая опасна для здоровья, необходимо держать под контролем уровень билирубина. При гипербилирубинемии последствиями становятся тяжёлые поражения центральной нервной системы.

Транскутантный метод определения уровня билирубина в сыворотке крови основано на том, что существует прямая зависимость между концентрацией билирубина в крови и в коже. Билирубин обладает ярко выраженной жёлтой окраской, цвет кожи меняется в зависимости от содержания билирубина в ней.

Приборы для транскутанного определения билирубина в коже калиброваны в условных единицах, которые названы в соответствии с международной практикой «транскутантный билирубиновый индекс».

Оптическая схема разрабатываемого устройства с одновременным измерением на длинах волн 492 нм и 523 нм позволяет компенсировать влияние гемоглобина кожи на показания прибора.

Структурная схема разрабатываемого устройства приведена на рисунке 1.

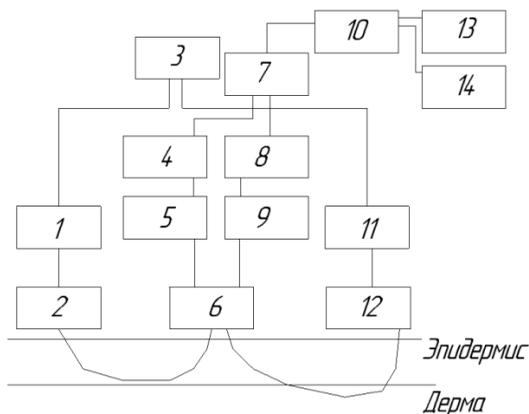


Рис.1 – Структурная схема разрабатываемого устройства
1,11 – светодиоды; 2,6,12 – световоды; 3 – формирователь импульсов излучения; 4, 8 – фотоприемник; 5,9 – интерференционные светофильтры; 7 – усилитель; 10 – микроконтроллер; 13 – блок индикатора; 14 – блок клавиатуры

Формирователь импульсов излучения 3 производит импульсы тока, которые питают два излучающих светодиода 1, 11. Световой импульс от светодиодов с помощью передающих световодов 2, 12 подводится к участку кожи. Облучающий импульс света, содержащий в своем спектре составляющие двух длин волн 492 нм и 523 нм после отражения, рассеяния и поглощения в эпидермальной и истинной кожных тканях достигает подкожной жировой клетчатки, которая у новорожденных содержит большое количество билирубина (содержание билирубина в подкожной жировой клетчатке связано с содержанием его в крови). Отразившись от подкожных тканей, спектрально преобразованный световой импульс снова проходит через кожную ткань, дополнительно рассеиваясь и поглощаясь в ней. Отраженное излучение, несущее информацию о содержании билирубина в подкожной жировой клетчатке, поступает с помощью приемного световода 6. Затем составляющие двух длин волн выделяются посредством интерференционных светофильтров 5,9 и преобразуются в электрические сигналы с помощью фотоприемников 4, 8. Сигналы с фотоприемников поступают на усилитель 7 и затем на микроконтроллер 10. С помощью микрокон-

троллера в приборе по измеренным значениям вычисляется транскутанный билирубиновый индекс – ТБИ. Расчет производится по формуле, полученной экспериментальным путём и дающей максимальную корреляцию между сывороточным билирубином и показателем ТБИ. Информация о содержании билирубина в дерме отображается на блоке индикатора 13. К микроконтроллеру подключен блок клавиатуры 14.

Преимуществами разрабатываемого устройства является неинвазивность метода определения концентрации билирубина в крови, что даёт быструю, безболезненную, безопасную и удобную альтернативу обычному методу проверки, также необходимо отметить простоту реализации конструкции и лёгкость в управлении и снятии информации.

Библиографический список

1. Гусев В.Г., Мирина Т.В. Методы построения точных электронных устройств Учебное пособие/В.Г.Гусев, Т.В.Мирина - М.: Машиностроение, 2010.- 268с.
2. Гусев В.Г. Получение информации о параметрах и характеристиках организма и физические методы воздействия на него: Учебное пособие/В.Г.Гусев.- М.: Машиностроение, 2004.- 759с.
3. Гусев В.Г., Мирина Т.В. Методы построения точных электронных устройств Учебное пособие/В.Г.Гусев, Т.В.Мирина - М.: Машиностроение, 2010.- 268с.

УДК 551.508.5

ПРИНЦИПЫ И СХЕМЫ ПОСТРОЕНИЯ СИСТЕМЫ ЭКОЛОГИЧЕСКОГО МОНИТОРИНГА ПАРАМЕТРОВ ВОЗДУХА В ПРИЗЕМНОМ СЛОЕ АТМОСФЕРЫ

Д.И. Ворошнин, А.А. Порунов

Казанский национальный исследовательский технический университет
им. А. Н. Туполева-КАИ

В работе обоснована необходимость применения системы экологического мониторинга параметров воздуха. Рассмотрены принципы и схемы построения всенаправленной системы экологического мониторинга параметров воздуха без подвижных элементов.

Важное значение в спектре задач информационного обеспечения процессов экологического мониторинга имеют приборы и системы измерения газодинамических параметров воздушных потоков и газо-

вый состав в приземном слое атмосферы. В связи с этим совершенствование существующих и разработка новых методов и средств измерений кинематических параметров ветровых атмосферных процессов представляет актуальную задачу для авиационной и судовой метеорологии. Это обусловлено также тем, что широко применяемые в настоящее время анемотахометрические, флюгерные и другие механические измерители параметров движения воздушных масс имеют ограниченные функциональные и эксплуатационные характеристики, именно они имеют низкую точность и механическую надежность.

В последние годы для измерения кинематических параметров воздушных потоков все чаще начинают применяться многоканальные ветроприемные устройства (ВПУ), реализованные на основе сочетания проточных аэрометрических и струйно-конвективных преобразователях [1, 2].

Применение таких ВПУ в системах экологического мониторинга затруднено недостаточным уровнем и сложностью преобразования пневматических сигналов в электрические, что обусловлено ограниченными метрологическими характеристиками существующих преобразователей перепада давлений. Решение этой проблемы предлагается выполнить на основе сочетания в ВПУ эффектов торможения и дросселирования набегающего воздушного потока [1].

Как показали результаты предварительных аэродинамических исследований таких ВПУ, существенно повышается уровень (в 1,3..5,3 раза) выходного пневматического сигнала ВПУ в диапазоне 1-30 м/с. Еще большего повышения уровня информативного сигнала позволяют достигнуть струйно-конвективные преобразователи (СКП).

В результате научно-исследовательских работ были разработаны входящие в ВПУ преобразователи. Функционально и конструктивно они представляют собой модули (рис.1), выполненные в едином корпусе, в котором размещены формирующее струю сопло и анемочувствительный элемент в виде полупроводникового терморезистора сферической формы. Применение высокочувствительных СКП позволяет также значительно расширить диапазон измерения в сторону малых скоростей ветра до 0,5...1,0 м/с, и повысить точность измерения во всем диапазоне измерения до (1...2,0)% и определения азимута (направления) ветра до 1-2 угл. град.

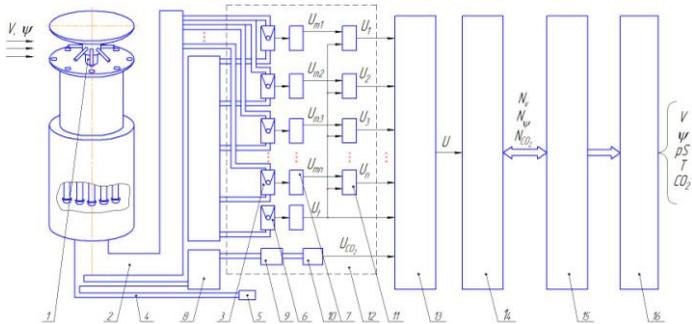


Рис.1 – Структурная схема системы экологического мониторинга параметров воздуха в приземном слое атмосферы:

1 – ветроприемное устройство; 2 – пневматический канал; 3 – анемочувствительные элементы; 4 – канал измерения атмосферного давления; 5 – блок формирования электрического сигнала по абсолютному давлению; 6 – компенсационный преобразователь; 7 – электроизмерительная схема; 8 – газоотборник; 9 – побудитель расхода; 10 – оптоэлектронный преобразователь газового анализа воздуха; 11 – аналоговый делитель; 12 – электронный блок; 13 – коммутатор; 14 – аналого-цифровой преобразователь; 15 – микропроцессор; 16 – средство отображения информации.

В работе рассмотрены вопросы обоснования принципов и схем построения системы экологического мониторинга, основанного на использовании струйно-конвективных преобразователей. Отличительной особенностью этой системы является расширенные функциональные возможности за счёт введения канала газового анализа CO_2 , реализованного на основе оптоэлектронного датчика (рис.2).

Канал построен по двухканальной схеме, и поэтому источник ИК-излучения в оптической части прибора создает световой поток, который собирающей линзой преобразуется в параллельный световой поток, а затем расщепляется призмой на два равных по интенсивности потока, первый из которых пронизывает эталонную камеру, а второй измерительную. Каждый из этих потоков взаимодействует со своим приемником излучения, построенном на фотодиоде, согласованном по спектру с источником излучения.

На выходе схемы включения каждого из фотодиодов формируются напряжения, пропорциональные соответственно концентрации эталонного и измеряемого газов. После усиления эти сигналы подаются через коммутатор микроконтроллера на АЦП, где происходит последовательно и поочередно оцифровка сигналов, их обработка в соответствии с выражение

$$I_{\lambda} = I_{0\lambda} \exp(-\varepsilon_{\lambda} Cl), \quad (1)$$

где $I_{0\lambda}$ – интенсивность падающей радиации на данной длине волны излучения λ ; ε_{λ} – коэффициент поглощения энергии на данной длине волны; C – концентрация поглощающего газа; l – длина слоя поглощающего газа.

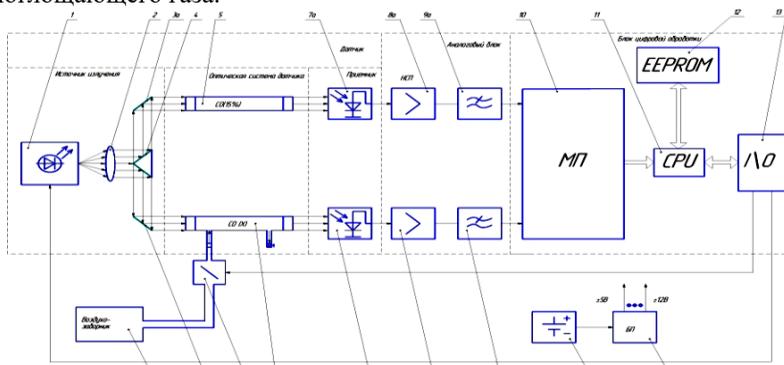


Рис. 2 – Функциональная схема канала измерения и контроля CO_2

Кроме того в работе представлен анализ требований к основным преобразователям системы экологического мониторинга и представлены результаты метрологического синтеза позволяющего вести разработку и проектирование датчиков и приборов в рамках системотехнического подхода. Результаты, представленные в работе исследований, могут быть использованы в инженерной практике при разработке устройств аналогичного назначения [2].

Библиографический список

1. Бердников А.В., Порунов А.А. Измеритель параметров ветра с процес-сорной обработкой выходных сигналов. – В сб.: Периферийные устройства ЭВМ и систем. Материалы семинара – М.: МДНТП, 1991. – С.123-128.
2. Porunov A.A. Soldatkin V.M., Rotanov D.A. On studies and development of ecological monitoring systems in active traffic areas. The First International Conference "AUTOMOBILE & TECHNOSPHERE" (ICATS'99), Kazan: KSTU (KAI), 1999. - Pp. 91-94.

УДК 616.71

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ МЕТОДОВ И СРЕДСТВ УРОДИНАМИЧЕСКОГО МОНИТОРИНГА И РАЗРАБОТКА СИСТЕМЫ ИЗМЕРЕНИЯ ПАРАМЕТРОВ МОЧЕВЫДЕЛИТЕЛЬНЫХ ОРГАНОВ

А.М. Миннуллина, К.В. Дьячков, А.А. Порунов, М.М. Тюрина
Казанский национальный исследовательский технический университет
им. А.Н. Туполева

В работе проведен анализ методов и средств измерения параметров мочевогоделительных органов. Выделены перспективные методы. Представлен вариант структурного построения системы измерения параметров мочевогоделительных органов.

Разработка и исследование методов и средств измерения параметров уродинамики при диагностике мочевогоделительной системы представляет одну из актуальных проблем современной урологии. Это связано с возрастающей распространенностью заболеваний мочевогоделительных органов, как среди взрослых, так и детей, а также недостаточной оснащенностью отделений функциональной диагностики отечественных больниц и клиник урологического профиля техническими средствами контроля параметров уродинамики. Современное состояние методов и средств контроля параметров уродинамики требует их систематизации и проведения сравнительного анализа с целью обоснования предпочтительного направления в создании отечественных устройств, соответствующих лучшим образцам зарубежных аналогов.

На рис. 1 представлена классификация методов и средств параметров мочевогоделительных органов.



Рис. 1 – Классификация параметров методов и средств измерения параметров мочевогоделительных органов

Наибольшее распространение получили урофлоуметры, построенные на основе весовых и емкостных датчиков. Тем не менее, перечисленные виды урофлоуметров имеют свои недостатки [1, 2].

Весовой урофлоуметр (рис.2) практически является электронными весами – поступающая в мочесборник моча взвешивается. График мочеиспускания является производной прироста веса в единицу времени. Преимуществом этого типа урофлоуметра является простота в использовании. Недостатками является необходимость точной установки датчика, и необходимость корректировки методической ошибки при измерении, связанной с тем, что прибор изначально измеряет только вес выделенной биологической жидкости.

Принцип действия емкостного урофлоуметра (рис. 3) основан на изменении во времени емкости. Он состоит из воронки и датчика в форме стрелы с металлической оплеткой. Недостатком является контакт датчика с агрессивной средой, вследствие чего, возникают искажения в его работе.

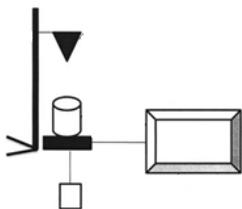


Рис. 2 – Принципы построения весового урофлоуметра

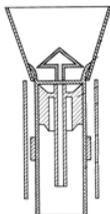


Рис. 3 – Принцип конструктивного построения емкостного урофлоуметра

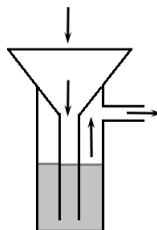


Рис. 4 – Принципы построения урофлоуметров, основанных на вытеснении воздуха

Одним из перспективных направлений в разработке урофлоуметров является их построение на основе ультразвукового способа измерения. Способ определения объёмной скорости потока мочи заключается в следующем: определение уровня мочи в измерительном цилиндре, основанное на принципах ультразвуковой локации (зондировании через газ), а затем численное дифференцирование текущего значения выделенного объёма, что позволяет определить значение объёмной скорости потока мочи [2].

Предлагаемый вариант построения системы измерения параметров уродинамики [3], основанной на урофлоуметре, построенном на основе метода вытеснения воздуха биологической жидкостью, поступающей в мочесборник в процессе акта мочеиспускания пациента.

Объем воздуха, вытесненного из мочесборника биологической жидкостью в процессе мочеиспускания, обеспечивает определение основных параметров уродинамики – объемной скорости и объема выделенной мочи. Принципы конструктивного построения такого урофлоуметра представлена на рис. 4. При мочеиспускании поток мочи посредством воронки попадает в мочесборник. При постепенном накоплении жидкости в мочесборнике происходит синхронное вытеснение такого же объема воздуха из сосуда через предусмотренное отверстие, в которое и помещается датчик. То есть объем мочи равен объему вытесненного воздуха. При этом отсутствует контакт измерительной части прибора с агрессивной средой. Определение статических и динамических параметров выделенного воздуха при мочеиспускании можно осуществить посредством термоанемометрического датчика, принцип действия которого основан на зависимости между скоростью потока и теплоотдачей нагретого электрическим током анемочувствительного элемента, помещенного в поток.

Разрабатываемая система (рис.5) обладает повышенной точностью и расширенным диапазоном измерения, что дает возможность проводить исследования в широкой возрастной группе пациентов. Отличительной особенностью разрабатываемой системы является дополнительный автоматизированный расчет урофлоуметрического индекса и крутизны урофлоуграммы на интервале от начала мочеиспускания до достижения максимальной скорости потока мочи.

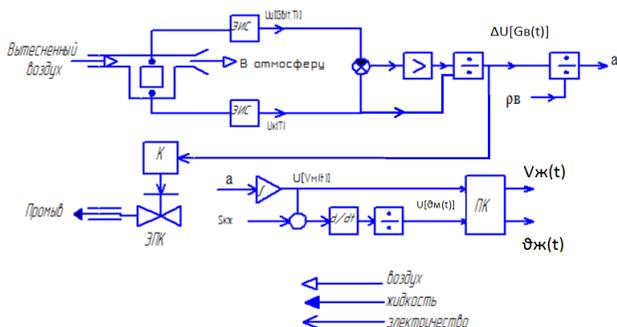


Рис. 5 – Структурная схема разрабатываемой системы измерения параметров мочевыделительных органов

Сочетание инструментальной и алгоритмической обработки исходной информации дает высокую эффективность диагностики заболеваний мочевыделительных органов при проведении скрининг-обследований и, как следствие, позволит своевременно выявлять группы риска.

Библиографический список

1. Вишневский Е.Л., Пушкарь Д.Ю., Лоран О.Б., Данилов В.В., Вишневский А.Е. Урофлоуметрия. – М.: Печатный Город, 2004. – 220 с.
2. Подмарев А.А. Способы измерения объемной скорости потока мочи с использованием различных типов датчиков / Труды международного симпозиума надежность и качество. 2015. Т. 2. – С. 266-270.
3. Дьячков К.В., Порунов А.А., Тюрина М.М. Разработка и исследование системы измерения параметров мочеиспускания для уродинамического мониторинга / Труды II международной школы-конференции студентов, аспирантов и молодых ученых «Материалы и технологии XXI века». Казань: Изд-во КФУ, 2016 г. – С. 35.

ПРИМЕНЕНИЕ ФК «КОРНЕТ» В СИСТЕМЕ ЛЬГОТНОГО ОБЕСПЕЧЕНИЯ НАСЕЛЕНИЯ ЛЕКАРСТВЕННЫМИ ПРЕПАРАТАМИ

А.В. Сперанский, Т.Г. Авачева, М.П. Грозовская
ФГБОУ ВО Рязанский государственный медицинский университет
имени академика И.П. Павлова Минздрава России

Функциональный комплекс «Корнет» (далее – ФК «Корнет») – это программное обеспечение предназначенное для проведения процедуры медицинскими организациями оформления и регистрации персонализированной информации в ЕРИС ЛЛО о выписанных рецептах рецептурной формы № 107-1/у для граждан.

ФК «Корнет» позволяет оперативно пополнять или изменять регистр краевой льготы. При этом гражданин, которому установлен диагноз, дающий право на краевую льготу, может получить льготные медикаменты уже на следующий день. Раньше на это требовалось две-три недели. Порядок ведения регистра федеральной льготы и «семи нозологий» не изменяется.

Цель исследования – оценка эффективности использования ФК «Корнет» в системе льготного обеспечения населения лекарственными препаратами.

Задачи исследования: 1. Изучение функционального комплекса «Корнет». 2. Анализ работы единой базы данных по льготному лекарственному обеспечению. 3. Выявление социальной значимости ФК «Корнет».

Пользователями программой являются сотрудники и врачи медицинских и фармацевтических организаций. При этом, пользователи

должны обладать опытом работы с офисными приложениями, иметь навыки работы с персональным компьютером.

Расматривай комплекс обеспечивает выполнение следующих функций: 1) оформление рецептов в соответствии с требованиями нормативных документов; 2) учет выписанных рецептов; 3) учет лекарственных средств; 4) учет врачей, осуществляющих оформление рецептов; 5) прием / передача данных между ФК «Рязанская область» и ФК «Хранилище данных» ЕРИС ЛЛЮ РО на основе построения web-сервисов.

Условия функционирования. Для корректной работы модуля оформления и учета рецептов формы №107-1/у и № 148-1/у-88 в медицинских организациях Рязанской области необходимо соответствие системы следующим аппаратным и программным требованиям: 1) наличие на компьютере постоянного выхода в интернет с пропускной способностью не менее 128КБит/с; 2) операционная система MS Windows XP SP3, Vista, Seven, 8, 8.1; 3) программное обеспечение MS Office 2003, 2007, 2010, 2013.

Внимательно изучив ФК «Корнет», по согласованию с управлением координации деятельности медицинских и фармацевтических организаций №8 Министерства здравоохранения Московской области, мы отправились в поликлинику для детального изучения комплекса. Ведущий специалист отдела по льготному обеспечению населения подробно разъяснила нам практическую значимость ФК «Корнет», а так же предоставила нам возможность самостоятельно оформить и выписать препарат, который назначил врач для больной сахарным диабетом.

После посещения отдела по льготному обеспечению, мы узнали много нюансов работы ФК «Корнет» в системе первичного звена здравоохранения.

По согласованию с заведующей аптеки ГБУЗ Мособлмедсервис, нам было разрешено обеспечить льготный рецепт, первым делом необходимо было принять рецепт у больного и проверить его на соответствие всем требованиям отпуска (например, чтобы были проставлены все необходимые печати поликлиники).

Затем необходимо найти препарат на складе аптеки, препараты для льготного отпуска хранятся в отдельных шкафах, это сделано для того чтобы не было путаницы с препаратами для коммерческого отпуска, т.е. с препаратами отпускаемыми за деньги.

После того как был найден нужный препарат, то он просто отдается пациенту, а в базе данных «Корнет», делается специальная отметка о выдаче препарата, путем сканирования штрих-кода указанного

на рецепте, так препарат списывается с аптеки и из базы данных он пропадает до следующего поступления.

Практическое ознакомление с работой ФК «Корнет» позволяет сделать ряд выводов:

1) ФК «Корнет», предоставляет возможность оптимизации лечебных учреждений по составлению заявок на льготные препараты, в том числе за счет предоставления доступной информации о наличии льготных лекарственных препаратов в аптечных сетях [1].

2) Нам удалось доказать, что ФК «Корнет» способен решать социально важные задачи в системе льготного обеспечения лекарственными средствами, т.к. без специальных программных комплексов таких, как «Корнет», обеспечение лекарственными препаратами населения оказалось бы в сотни раз сложнее, и соответственно повышался риск развития у больных различных осложнений, а в некоторых случаях это много бы привело к смерти, ведь своевременное получение жизненно важных и дорогостоящих лекарственных препаратов крайне необходимо для пациентов [2].

3) ФК «Корнет» является оптимальным решением в обеспечении льготными лекарственными препаратами населения, ведь главным показателем в здравоохранении должно являться доступность медицинской и лекарственной помощи.

4) Внедрение ФК «Корнет» в образовательный процесс в рамках курса «Компьютерные технологии для фармации» для студентов специальности 33.05.01 Фармация станет мощным фактором повышения компетентности будущих провизоров в сфере владения современными информационными технологиями [3].

Библиографический список

1. Маркова И.С. Информационные технологии в психологии // Материалы Межрегиональной научной конференции Рязанского государственного медицинского университета имени академика И.П. Павлова с международным участием / под общ. ред. Заслуженного работника высшей школы Российской Федерации, проф. В.А. Кирюшина. – Рязань: РИО РязГМУ, 2014. – с. 364-366.
2. Калинин Р.Е., Авачева Т.Г. Корреляционная связь некоторых биохимических показателей у больных облитерирующим атеросклерозом артерий нижних конечностей в различные сроки наблюдения // Бюллетень НЦССХ им. А.Н. Бакулева РАМН «Сердечно-сосудистые заболевания». М: Научный центр сердечно-сосудистой хирургии им. А.Н. Бакулева Минздрава РФ, 2008. Т. 9, № 53. С.81.

3. Дмитриева М.Н., Сивиркина А.С. Компьютерные технологии в обучении студентов математической статистике // NOVAINFO.RU. Т. 1. №: 43. 2016. С. 258-260.

ТЕХНОЛОГИИ МУЛЬТИМЕДИЙНОГО ЛОНГРИДА ПРИ ИЗУЧЕНИИ МАТЕМАТИКИ В МЕДИЦИНСКОМ ВУЗЕ

И.С. Маркова, Д.А. Марков

Рязанский государственный медицинский университет имени академика И.П.Павлова Минздрава России

В настоящее время информационные мультимедийные технологии становятся неотъемлемой частью современного образования. Процесс информатизации образования влияет на формат представления учебных материалов. Так как учебный материал по курсу математики, разработанный на кафедре математики, физики и медицинской информатики РязГМУ, содержит большое количество формул, графиков, таблиц и т.д., то возникает необходимость в использовании специализированных программных средств для его отображения в электронном виде [1]. Некоторые программные средства и их реализации не являются мультиплатформенными. В результате отображение мультимедийных элементов и математических обозначений на различных электронных устройствах становится затруднительным, или не корректным. Учитывая то, что современные студенты обладают разнообразнейшими мобильными устройствами с различными версиями операционных систем, разработка электронных мультимедийных учебных курсов и материалов представляет собой сложную задачу [2, 3].

Также возникает проблема в организации доступа к имеющемуся банку знаний всех студентов в равной степени. Организация раздачи данного материала при помощи копирования на переносные носители информации, или организация доступа к ним через средства передачи данных, которыми располагает кафедра, в круглосуточном режиме не представляется возможным.

Наиболее оптимальными решениями вышеописанных проблем являются использование: вычислительных возможностей сети Интернет и размещения там учебных материалов по курсу математики для ограниченного круга лиц; современных универсальных форматов представления мультимедийных данных; новейших CMS систем для построения и формализации имеющихся материалов по учебному курсу.

Система управления содержимым (контентом) (CMS) - информационная система или компьютерная программа, используемая для

В начале каждой темы лекции кратко излагается теоретический материал, приводятся основные формулы, поясняющие рисунки и примеры решения задач (рис. 2).

Пример 2.	Решение.
<p>Среди определенной группы людей вероятность некоторой болезни 0,02. Тест, позволяющий выявить болезнь, несовершенен. На больном он дает положительный результат в 98 случаях из 100, и, кроме того, он дает положительный результат в 4 случаях из 100 на здоровом. Найти вероятность того, что человек на котором тест дал положительный результат, действительно болен.</p>	<p>Гипотеза H_1 – пациент здоров Гипотеза H_2 – пациент болен Событие А – тест положительен Вычисляем соответствующие вероятности:</p>
$P(H_1) = 0,98 \quad P(A H_1) = \frac{4}{100}$	
$P(H_2) = 0,02 \quad P(A H_2) = \frac{98}{100}$	
$P(A) = P(H_1)P(A H_1) + P(H_2)P(A H_2) = 0,98 \cdot \frac{4}{100} + 0,02 \cdot \frac{98}{100} = 0,059$	

Рис. 2 – Пример изложения учебного материала

В заключение хочется отметить, что технологии мультимедийного лонгрида легко реализуется средствами сервиса Tilda, материалы лекций удобны для просмотра с любых мобильных устройств, оформлены в едином стиле, легко создаются и корректируются преподавателем при помощи стандартных элементов управления и не требуют специальных навыков применения гипертекстовой разметки текста.

Библиографический список

1. Авачева Т.Г., Дмитриева М.Н., Шмонова М.А. Применение дистанционных технологий в обучении математике студентов вузов // Сборник статей всероссийской (с международным участием) научно-практической конференции. «Непрерывное математическое образование, проблемы, научные подходы, опыт и перспективы развития», 16-17 июня 2016 г. М: 2016. С. 47-51.
2. Авачева Т.Г., Буренин М.А., Кривушин А.А. Применение дистанционных технологий для преподавания физики в вузе // Сборник трудов международной научно-технической и научно-методической конференции «Современные технологии в науке и образовании – СТНО-2016», 02-04 марта 2016 г.: в 4 томах. Под общей редакцией О.В. Миловзорова. Рязань: РГРТУ. 2016. С. 289-292.
3. Авачева Т.Г. Дорошина Н.В., Кабанов А.Н. Адаптивный метод анализа многомерных временных рядов // Межвузовский сборник научных трудов «Информационные технологии». Под общей редакцией О.В. Миловзорова. Рязань: РГРТУ. 2016. С.8-11.
4. Википедия – свободная энциклопедия [Электронный ресурс]. - <http://wikipedia.org>. - (дата обращения: 01.11.2016).
5. Сервис Tilda [Электронный ресурс]. - <https://tilda.cc/ru>. - (дата обращения: 27.10.2016).

УДК 502.08

СИСТЕМЫ ЭКОЛОГИЧЕСКОГО МОНИТОРИНГА НА ОСНОВЕ БЕСПИЛОТНЫХ ЛЕТАТЕЛЬНЫХ АППАРАТОВ

Р.Р. Уразбахтин, В.В. Саяпова

Уфимский государственный авиационный технический университет

В статье рассматриваются возможные пути решения задач экологического мониторинга с помощью беспилотных летательных аппаратов, а именно: контроль состояния лесных и сельскохозяйственных угодий, оценка состояния линий электропередач, оценка состояния теплотрасс, нефте и газопроводов, мониторинг горных работ.

Негативные последствия хозяйственной деятельности и техногенного воздействия человека на окружающую среду для биосферы сегодня уже объективная реальность. Однако негативные результаты антропогенного воздействия в современных условиях развития человеческой цивилизации не являются неизбежными. Во многом ухудшение состояния окружающей среды связаны с нерациональным использованием природных ресурсов, низким уровнем разработки и дальнейшего внедрения современных безотходных технологий, ошибками в экологической и технической политике, малой изученностью возможных последствий антропогенного воздействия на экосистему.

Комплекс наблюдений за состоянием окружающей среды, оценки и прогноза изменений состояния окружающей среды под воздействием природных и антропогенных факторов называют экологическим мониторингом [1]. Обычно на территориях, где ведется мониторинг, имеется ряд наблюдательных сетей, принадлежащих различным службам, которые ведомственно разобщены и не скоординированы в хронологическом и параметрическом аспектах. В связи с этим, главными проблемами экологического мониторинга являются эколого-хозяйственное районирование и выбор информативных показателей экологического состояния территорий с проверкой их системной достаточности.

Применение беспилотных летательных аппаратов (БПЛА) может выступать как общий источник информации для различных ведомств на конкретную территорию, а разнообразие переносимой полезной нагрузки позволит получать информацию о различных аспектах одних и тех же процессов.

БПЛА способны решать следующие задачи:

- Наблюдение за очагами лесных пожаров.
- Опустынивание и эрозия почв.
- Мониторинг динамики наводнений.
- Контроль атмосферных выбросов.

Помимо перечисленных задач возможно наблюдение за объектами с повышенным радиационным фоном. Например, во время аварии на атомном реакторе Фукусима-1 в марте 2011 года для контроля над распространением радиационного фона применяли БПЛА самолетного типа. Также во время этих событий БПЛА показали эффективность как средство координации действий по борьбе с авариями подобного рода.

Как известно, экологический мониторинг представляет собой многоуровневую структуру, состоящую из следующих уровней: детальный, локальный, национальный, глобальный. Применение БПЛА целесообразно для постоянного наблюдения за небольшими участками земной поверхности, то есть и для детального уровня, а при совокупном использовании нескольких комплексов и интерполяции данных с этих комплексов, и для локального уровня [2].

К настоящему времени разработано и доведено до опытной эксплуатации более десятка различных комплексов БПЛА. Основные задачи комплексов – аэрофотосъемочные работы с целью составления ортофотопланов, а также видеонаблюдение в режиме реального времени. Аэрофотосъемка с использованием комплекса БПЛА может использоваться для решения широкого спектра мониторинговых задач:

- Контроль состояния лесных и сельскохозяйственных угодий.
- Оценка последствий наводнений.
- Наблюдение за ведением дорожных работ.
- Оценка состояния линий электропередач.
- Оценка состояния теплотрасс, нефте и газопроводов.
- Мониторинг горных работ.

За счет детализированности снимков и высокой скорости съемочных работ открываются возможности для осуществления мониторинга технологических процессов при проведении открытых горных работ, таких как: буровые, взрывные работы, формирование породных отвалов, поиск опасных участков, наблюдение в труднодоступных местах. Помимо съемки в визуальном диапазоне возможно применение мультиспектральных сенсоров для решения задачи поиска полезных ископаемых и анализа состава уже открытых месторождений.

Задачи мониторинга в сельском и лесном хозяйстве связаны с объектами большой площади, оценка состояния которых контактными

методами является трудоемкой и дорогостоящей. Применение БПЛА позволяет исследовать эти объекты намного быстрее и увеличить производительность следующих видов работ: инвентаризация сельскохозяйственных угодий, прогнозирование всходов и урожайности, построение карт вегетационных индексов, химический анализ почв на предмет наличия удобрений и пестицидов, слежение за лесными пожарами.

БПЛА необходимо использовать для мониторинга нефтегазовых сооружений и месторождений. Данная сфера промышленности требует возможности получать информацию о линейных протяженных объектах в высоком разрешении. Комплексы БПЛА представляют необходимый для этого инструментарий и помогают решать задачи: наблюдения за состоянием трубопроводов, поиска и разведки месторождений, экологического мониторинга атмосферных выбросов, удаленного контроля изысканий и подрядных работ. Комбинированное применение фотокамеры и тепловизора позволяет вести практически круглосуточное наблюдение за состоянием трубопроводов и как следствие находить утечки и нарушение герметичности трубопроводов. Кроме того БПЛА дает возможность оценивать экологическую обстановку, например, определять наличие нефтепродуктов в поверхностном слое почвы или атмосфере. Возможность интеграции БПЛА с простейшими газоанализаторами позволяет строить картину экологического загрязнения атмосферы и вести подфакельный мониторинг.

Актуальна задача использования БПЛА при мониторинге сооружений энергетической промышленности. Использование БПЛА в этих целях позволяет в короткие сроки находить повреждения линий электропередач, а также производить мониторинг высотных труднодоступных объектов, например линий электропередач. Детальные изображения полученные с помощью БПЛА позволяют контролировать целостность крепежа изоляции и натяжение проводов. В случае контактного наблюдения за этими элементами имеется угроза человеческой жизни. Съемка с БПЛА самолетного типа может служить инструментом поиска разрывов на линиях электропередач. Использование традиционного метода поиска обладает значительно более низкой производительностью работ.

БПЛА уже зарекомендовали себя как эффективное средство мониторинга, но при всем этом остается еще множество областей промышленности, где применение БПЛА целесообразно как технологически, так и экономически.

Эффективность экологического мониторинга с применением БПЛА зависит во многом от научного обоснования его методологических и теоретических основ, показателей антропогенных нарушений и изменений в биосфере, критериев оценки разных факторов. Решение этих вопросов может существенно повысить уровень значимости результатов, полученных в ходе аэросъемки и измерений различных показателей. Задачи мониторинга не требуют от БПЛА высоких точностей позиционирования моделей земной поверхности, что позволяет сосредоточиться исключительно на качестве получаемых материалов. Сложность организации мониторинга окружающей среды будет зависеть от количества задействованной техники и точной калибровки датчиков, установленных на БПЛА.

Современные БПЛА обладают широким спектром возможностей, начиная от простого фото и ведеонаблюдения в видимом спектре, заканчивая тепловизионной и лидарной съемкой.

Если рассматривать возможность применения БПЛА для целей мониторинга, то раскрываются довольно большие перспективы развития данных технологий.

Библиографический список

1. Израэль Ю.А. Экология и контроль состояния природной среды.- Л.: Гидрометеиздат, 1979.-376с.
2. Кузенкова Г.В. Введение в экологический мониторинг: учебное пособие.-Н. Новгород: НФ УРАО, 2002.-72с.

УДК 622.647.2

ВОЗМОЖНОСТИ ПОВЫШЕНИЯ ЭФФЕКТИВНОСТИ СИСТЕМ КОНТРОЛЯ ШАХТНОГО ВОЗДУХА

А.С. Орлов, С.Н. Швец

Луганский национальный университет имени Владимира Даля

Рассмотрены существующие способы и системы аэрогазового контроля шахтного воздуха, особенности их построения и оснащения, которые позволяют повысить быстрдействие и оперативность реагирования аэрогазовой защиты.

Широкое распространение и высокий уровень развития вычислительной техники и информационных технологий в современном обществе позволяет автоматизировать выполнение ряда задач в угольной отрасли.

Повышение эффективности систем контроля шахтного воздуха может быть реализовано различными способами. Известны способы аэрогазового контроля (АГК) [1], включающие непрерывный контроль содержания метана и скорости воздушных потоков в горных выработках, передачу информации по каналам телеметрии на поверхность, фиксирование этой информации самописцами или стационарными ЭВМ, входящими в состав АСУТП, формирование команд управления для включения аварийной сигнализации; средств автоматической газовой защиты (АГЗ), воздействующей на установки и оборудование для поддержания безопасного аэрогазового режима, и, наконец, формирование команды АГЗ на отключение сети силового электроснабжения, если концентрация СГЦ превышает допустимые нормы.

Дальнейшим развитием способа явились реализованные в системе АГК «МИКОН» [2] решения, касающиеся усовершенствования отдельных узлов и блоков системы; расширения функциональных возможностей, как за счет увеличения числа контролируемых параметров, так и числа формируемых команд управления; применения современных методов системотехники и способов и технических средств сбора и представления информации с использованием компьютерной техники.

Другой аналог рассматриваемого способа реализован в системе АГК «Гранч МИС», являющейся частью комплекса «Умная шахта» [3]. Как и ранее выпускавшиеся системы АГК [1] и ныне выпускаемая система «МИКОН», вариант системы «Гранч МИС» ориентирован на обеспечение требований нормативных документов, регламентирующих работу систем АГК и включающих: - аэрогазовый контроль (содержание CH_4 , CO , скорости воздушных потоков); - автоматическую газовую защиту (отключение электроэнергии и прекращение работ при превышении допустимых норм СГЦ); - формирование команд на управление работой главных вентиляторных установок (ВГП) и вентиляторов местного проветривания (ВМП); - автоматический контроль положения дверей вентиляционных шлюзов; - телеизмерение и телесигнализация состава и параметров рудничной атмосферы; - возможность телеуправления оборудованием поддержания безопасного аэрогазового режима в горных выработках.

Основное отличие системы АГК «Гранч МИС» заключается в том, что она интегрируется в единую сеть комплекса «Умная шахта» в которой телекоммуникации осуществляются как кабельной, так и беспроводной связью и основным элементом подземной инфраструктуры беспроводной сети связи являются базовые станции (БС), устанавливаемые вдоль выработок на расстоянии 200 м друг от друга и обеспе-

чивающие организацию скоростного информационного канала до любых подвижных и стационарных объектов по WiFi стандарту. Известен ближайший аналог АГК, совмещенного с контролем геомеханических параметров лавы и автоматизацией технологических процессов, реализованных в системе «Marco System analyse und Entwicklund GmbH» немецкой фирмы «Marco» [4].

Несмотря на наличие систем АГК, на шахтах России и Донбасса имеют место случаи взрывов метана, что свидетельствует, прежде всего, о нарушениях Правил Безопасности и в какой-то степени о несовершенстве существующих систем АГК, не защищенных от «несанкционированного вмешательства» в их работу. Суть «несанкционированного вмешательства» состоит в механическом ограничении диффузионного доступа анализируемой метановоздушной смеси в реакционную камеру стационарного метаномера, что является недостатком всех рассмотренных выше способов АГК.

Одним из вариантов решения данной проблемы является изобретение [5], в котором повышение эффективности АГК угольных шахт обеспечивают увеличением количества точек контроля CH_4 объекта до величины n , зависящей от длины лавы и определяемой оптимальным числом точек контроля для отслеживания меняющейся картины распределения концентрации CH_4 по вентиляционному потоку объекта контроля, а также определенным алгоритмом выполнения операций контроля. Суть алгоритма следующая: фиксируют фоновое значение сигналов о концентрации CH_4 в контролируемых точках при неработающих забойных машинах и механизмах, затем в рабочие смены в режиме «on-line» фиксируют текущие значения и сравнением этих сигналов по определенной методике выявляют наличие «несанкционированного вмешательства». При мгновенно возникающих и быстропротекающих процессах образования взрывоопасных концентраций CH_4 осуществляют формирование опережающего воздействия на средства АГЗ аварийных сигналов (команд), вырабатываемых системами контроля и прогноза внезапных выбросов угля и газа, горных ударов и иных масштабных аварийных газодинамических проявлений.

Существующая аппаратура АГЗ типа Метан предполагает контроль содержания метана на свежей и исходящей струе лавы [6] и, с помощью аппарата сигнализации, выполнение автоматического защитного отключения электрооборудования лавы в случае недопустимого повышения концентрации CH_4 . К недостаткам таких систем относится низкое быстродействие, поскольку из-за отсутствия контроля содержания метана непосредственно в очистном забое участка, имеет

место запаздывание при выявлении существующими датчиками газодинамических явлений в лаве.

Для повышения быстродействия АГЗ в [7] предлагается интеграция мобильного компонента в систему автоматической газовой защиты. Перспективным направлением в развитии шахтных информационно управляющих систем являются системы позиционирования горнорабочих, типа СПГТ-41. Результаты измерения со встроенного в головной светильник датчика будут использоваться не только для сигнализации аэрогазовой обстановки горнорабочему, но и могут транслироваться в систему позиционирования. Портативный блок состоит из датчика метана, который через блок согласования подает результаты измерений на вход встроенного в микроконтроллер (МК) аналого-цифрового преобразователя (АЦП). Выборка результатов измерений сохраняется во внутренней памяти МК.

Предложенные в работе [7] решения дают возможность контролировать значение концентрации метана во всех выработках, в которых находится персонал. Данная технология позволит дополнить стационарные системы газовой защиты на подготовительных участках и участках добычи, а также контролировать значительное пространство горных выработок, без внедрения дорогостоящей и требующей постоянного обслуживания инфраструктуры стационарных систем.

Библиографический список

1. Карпов, Е.Ф. Контроль проветривания и дегазации в угольных шахтах [Текст]/ Е.Ф. Карпов, Б.И. Басовский.– М.: «Недра». – 1994. – 333 с.
2. Сайт компании ООО «Ингортех» /Система газоаналитическая шахтная многофункциональная «МИКОН 1Р». [Электронный ресурс]// <http://www.ingortech.ru> [2010]. URL: <http://www.ingortech.ru/produktsiya/statsionarnye-sistemy/paragraf-41-pb/aerologicheskaya-zashchita-p-41-pb/item/292-система-газоаналитическая-шахтная-многофункциональная-микон-1р> (дата обращения: 25.04.2015).
3. Сайт компании НПФ «Гранч» / Комплекс «Умная шахта» ® - ГОРНАСС. [Электронный ресурс]// <http://www.granch.ru/> [2015]. URL: http://www.granch.ru/index.php?option=com_content&view=article&id=17&Itemid=28 (дата обращения: 25.05.2015).
4. Сайт немецкой фирмы «Марко»/ «Marco System analyse und Entwicklund GmbH» [Электронный ресурс]// <http://www.marco.de/> [2008]. URL: <http://www.marco.de/digital-mining-russisch.html> (дата обращения: 20.01.2015). Рос. Федерация:

5. Способ аэрогазового контроля (АГК) угольных шахт [Текст]: пат. 2526033: МПК E21F 5/00 (2006.01), E21F17/18 (2006.01)/ заявители и патентообладатели Е.Ф., Миронов С.М., Сучков А.А., Карпов Е.Е., Грачев А.Ю., Грачев М.Ю., Чечулин С.Г. – № 2013114143/03; заявл. 29.03.13; опубл. 20.08.14, Бюл. № 23. -8 с: ил.
6. Басовский Б. И. Автоматическая газовая защита и контроль рудничной атмосферы/Басовский Б.И., Биренберг И.Э., Карпов Е.Ф.– М.:Недра,1984–284 с.
7. Федорченко А. А. Совершенствование системы автоматической газовой защиты участка шахты [Электронный ресурс] / Федорченко А. А., Василец С. В. - Автоматизация технологичних об'єктів та процесів. Пошук молодих.: XIII науково-технічна конференція аспірантів та студентів, м. Донецьк: зб. наук. праць. / Донец. нац. техн. ун-т.– Донецьк: ДонНТУ, 2014. URL: <http://masters.donntu.org/2014/fkita/fedorchenko/library/article4.htm> (дата обращения 21.01.2015).

УДК 621.76

МНОГОФУНКЦИОНАЛЬНЫЙ ОЗДОРОВИТЕЛЬНЫЙ МОДУЛЬ

Ю.А. Куприянова, А.Н. Бодрухин

Луганский национальный университет имени Владимира Даля

Предложен модуль уникальной конструкции, который изготавливается по современным технологиям и предназначен для поднятия жизненного тонуса организма, исключения разных патологий и отклонений. Заложенные в модуле способы профилактики, коррекции и реабилитации эффективно помогают при различных невротических расстройствах и реакциях на стресс.

Многофункциональный оздоровительный модуль используется в целях профилактики и лечения различных заболеваний, а также в период обострения больных с различными патологиями. Модуль уникальной конструкции изготавливается по современным технологиям, предназначен для поднятия жизненного тонуса организма, исключения разных патологий и отклонений. Использование методов восстановительной медицины укрепляет здоровье и служит профилактикой и лечению хронических заболеваний [1].

Сфера применения: может использоваться для спасателей, реабилитации пострадавших во время чрезвычайных ситуаций, для улуч-

шения регенерации тканей, для лечения синдрома хронической усталости, невротозов и реакций на стресс, для снятия напряжения и ослабления организма после многочасового труда водителей и пилотов транспортных средств, машинистов железнодорожного подвижного состава и представителей других видов деятельности, которая требует особого внимания, физического и нервного напряжения.

Модуль оборудован местом для размещения пациента в оболочке из металлических перфорированных листов с изоляционным напылением диэлектриком и прокладками из органического материала. Модуль камеры оснащен специальными створками для циркуляции воздуха, рядом ионизационных специальных устройств и приспособлений (ингаляция, арома- и спелеотерапия) для проведения сеансов релаксации в случае необходимости, массажным оборудованием.

Приспособления и устройства входящие в комплектность модуля имеют следующие особенности:

- генератор аэроионов – пополняет запас электронов, лечебное влияние универсально. Целебные аэроионы, поступающие в легкие человека, заряжают кровь, делают клетки и ткани организма значительно более стойкими, т.е. повышают иммунитет [2]. С помощью генератора аэроионов успешно лечатся бронхиальная астма, хронический бронхит, стенокардия, гипертония, ревмокардит, радикулит, невралгия, невралгические состояния, мигрень, бессонница, фантомные боли, пиодермит, ожоги, раны, грипп и многое другое;

- ингалятор Махольда и аромолампа – применяется при любых заболеваниях органов дыхания, а также ряда профессиональных заболеваний, нервных возбуждений [3]. В зависимости от необходимости применяются соответствующие эфирные масла: лаванды, мяты, шалфея, полыни, зонтичных и хвойных растений и др., в том числе и композиции масел;

- акустическая система – предназначена для проведения сеансов релаксации, а также для голосового инструктажа пациента в зависимости от назначаемых процедур;

- специальное кресло, регулируемое в соответствии с антропологическими данными пациента и позволяющее занимать удобное для приема процедур положение от «прямо сидящего» до «полулежащего», а также оснащенное массажным оборудованием, например с использованием аппарата ДЭНАС Вертебра, позволяющим в зависимости от отклонений пациента проводить лечебное воздействие;

- спелеолампы включают и применяют в зависимости от состояния пациента в качестве спелеотерапии, как отдельной функции

модуля, или как часть комплексной терапии, которая показана больным с бронхиальной астмой, хроническим бронхитом, аллергическими патологиями кожи, гипертонической болезнью.

Диагностика и выбор функции терапии в модуле определяется аппаратом ДИАДЭНС-ПК.

Щит управления представляет собой набор автоматов с переключателями, выполняющими двойную функцию защиты элементов модуля, а также управления (включения или выключения).

Щит контроля представляет собой прибор с набором контролируемых параметров, высвечиваемых на табло передней стенки модуля: температуры окружающей среды и внутри модуля, влажности воздуха внутри модуля, барометрического давления внутри модуля.

Предложенный выше арсенал способов для профилактики, коррекции и реабилитации эффективно помогает при различных невротических расстройствах и реакциях на стресс. Модуль рекомендуется для практического использования с целью психоэмоциональной разгрузки работников транспортной сферы, повышению их умственной и физической работоспособности, психологической самозащиты. Это развивает способность своевременного и оптимального принятия решения в аварийных и чрезвычайных обстоятельствах, при которых зачастую зависит жизнь многих людей.

Библиографический список

1. Аверьянова Н. И. Основы физиотерапии: учеб. пособие / Н. И. Аверьянова, И. А. Шипулина. – Изд. 2-е, доп. и перераб. – Ростов н/Д. : Феникс, 2010. – 213 с.
2. Василенко А.М. Инновационные технологии, сочетающие принципы физио- и рефлексотерапии / А.М. Василенко, К.Ю. Черемхин, И.М. Черныш // Учебник по восстановительной медицине под ред. А.Н. Разумова, И.П. Бобровницкого, А.М. Василенко - М.: "Восстановительная медицина, 2009. - 648 с.
3. Королева М.В. Исследование активности мозга в процессе динамической электронейростимуляции / М.В. Королева, Е.Е. Мейзеров // Традиционная медицина. 2006. - № 2 (7). – С. 15-20.

**РАЗРАБОТКА ВИРТУАЛЬНОГО ПРИБОРА
«ТЕСТ НА ВНИМАНИЕ»**

Н.А. Сенина, М.Б. Каплан

Рязанский государственный радиотехнический университет

В статье рассматриваются особенности исследования внимания, его основные характеристики и способы оценки. Предложена разработка программного продукта, направленного на изучение ключевых показателей этого свойства у людей. Описаны основные параметры теста и его результаты.

Сейчас трудно представить отрасль, работая в которой человеку не требуется избирательно направлять свое восприятие с одного объекта на другой, т. е. быть внимательным. Изучением внимания занимаются в физиологии, психофизиологии, психологии. Разработано множество тестов на изучение различных видов (произвольное, непроизвольное, послепроизвольное) и свойств внимания (концентрация, объем, устойчивость, переключаемость распределение). Исследование различных особенностей внимания было вызвано потребностью в поиске условий для безаварийной работы, снижения травматизма, повышения производительности труда. Несмотря на очевидную актуальность, эти методы не приобрели массовое использование в широкой практике, в том числе и в лечебных учреждениях. Ведь применяя экспресс-тест на внимание можно не только сделать объективнее заключение о допуске водителя на работу в рейс, но и провести первичную диагностику болезни Альцгеймера. С нашей точки зрения, «Тест на внимание», разработанный как виртуальный прибор (ВП) в среде графического моделирования LabVIEW позволит упростить процедуру тестирования и обеспечит надежность и высокую скорость обработки полученных данных.

Обычно под вниманием понимают не отдельный психический процесс, а определенную сторону психических процессов – направленность, сосредоточенность сознания на объектах или явлениях, предполагающую повышение уровня сенсорной, интеллектуальной и двигательной активности.

Внимание характеризуется рядом свойств:

- сосредоточенность или концентрированность - проявляется в отвлечении от всего постороннего, в торможении побочной деятельности и тесно связана с интенсивностью внимания, являющейся основой «помехоустойчивости»;

- объем - характеризуется количеством объектов, на которое может быть направлено внимание при условии их одновременного восприятия (иногда рассматривается как показатель концентрированности внимания);

- распределение - обуславливает возможность одновременного выполнения двух или более видов деятельности (или нескольких действий в процессе одной деятельности);

- переключение (гибкость) – способность быстро выключаться из одних установок и включаться в новые, соответствующие изменившимся условиям, проявляющаяся либо в переходе от одного объекта к другому, либо от одной деятельности к другой. Показателями продуктивности переключения внимания являются время переключения, объем работы, выполненной в единицу времени, точность переключения;

- устойчивость – длительность сосредоточения на объекте или явлении [1].

Устойчивость внимания обычно изучается в процессе длительной зрительно напряженной работы (не менее 10 минут). Исследование позволяет установить: насколько прочно и устойчиво внимание сохраняется в течение длительного времени; отмечаются ли при этом колебания его устойчивости; когда возникают явления утомления, при которых внимание субъекта начинает отвлекаться побочными раздражителями. Показателем устойчивости внимания служит динамика эффективности деятельности испытуемого на протяжении всего времени исследования. Обычно в качестве основного критерия используется производительность (количество просмотренных заданий), а качество работы (количество допущенных ошибок) выступает как дополнительный показатель.

Для количественной оценки внимания рассчитывают следующие показатели:

продуктивность – количество просмотренных заданий за 10 мин;

точность — отношение правильных ответов к общему числу ответов, выражаемая в процентах:

$$K = \frac{m}{n} * 100,$$

где K – точность, n – общее количество заданий, просмотренных за время работы, m – количество правильно выполненных заданий [3];

устойчивость — отношение верно выбранного ответа к времени, затраченному на поиск выбора, выражаемое в процентах

$$S = \frac{m}{T} * 100,$$

где S – устойчивость, T – время, затраченное на поиск выбора, m – количество правильно выполненных заданий [3];

Так же имеются данные из раздела психотехники по интерпретации полученных результатов (см. Таблица №1).

Таблица 1 – Система качественной оценки концентрации внимания.

Значения	Уровень точности внимания
81% -100%	Высокий
61% - 80%	Выше среднего
41% - 60%	Средний
0% - 40%	Низкий

Сопоставление производительности с количеством ошибок позволяет сделать заключение о преобладании у исследуемого установки на скорость или на точность. По количеству ошибок можно судить о степени концентрации внимания исследуемого.

В общем виде предлагаемый нами программный продукт, направленный на изучение особенностей внимания «Тест на внимание» состоит из блоков, изображенных на рисунке 1.

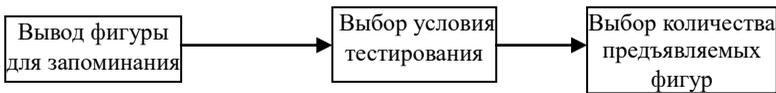


Рис. 1 – Структура программного продукта

Рассмотрим каждый блок отдельно.

Блок «Вывод фигуры для запоминания» содержит предъявление испытуемому тестовое изображение фигуры, которое он должен запомнить. Для фигуры определены форма и цвет. Форма фигуры: круг, прямоугольник, треугольник, шестиугольник. Цвет: красный, черный, белый, зеленый, синий, желтый.

Блок «Выбор условия тестирования» включает в себя следующие возможные условия:

- выбор фигур только тестового изображения;
- выбор фигуры тестовой формы;
- выбор фигуры тестового цвета и формы;
- выбор фигуры тестового цвета, но только не тестовой формы;
- выбор фигуры тестовой формы, но только не тестового цвета.

Блок «Выбор количества предъявляемых фигур» позволяет определить экспериментатору количество тестовых фигур.

Блок «Проведение теста» запускает тестирование, в ходе которого испытуемому на заданное время предъявляются фигуры различной формы и цвета. Если фигуры удовлетворяют поставленному условию, испытуемый должен нажать кнопку №1, если нет — на кнопку №2.

По окончании теста на экран выводятся результаты тестирования в виде таблицы, где указывается:

- количество правильных ответов;
- количество неправильных ответов;
- среднее время реакции;
- среднеквадратичное время реакции для правильных и неправильных ответов.

Программа «Тест на внимание» будет интересна широкому кругу специалистов: педагогам, врачам, психологам, сотрудникам кадровых служб и не только. Благодаря использованию простых и понятных стимулов (форма и цвет) тест может быть проведен на аудитории с различными национальными, половозрастными и интеллектуальными характеристиками. Ограничением данной методики является отсутствие у испытуемых таких недостатков зрения как слепота, дальтонизм. Так же не стоит забывать, что на качество изучаемых свойств внимания влияет характер материала методики, с которым работает испытуемый. В дальнейшем для более полного изучения качества внимания следует ввести выбор материала, которым оперирует испытуемый (буквенный, цифровой, предметный).

Библиографический список

1. Добрынин Н.Ф. О селективности и динамике внимания // Вопросы психологии. 1975. № 2. С. 68–80
2. Дубровинская Н.Д. Нейрофизиологические механизмы внимания. - Л.: Наука, 1985.-144 с.
3. Практикум по общей, экспериментальной и прикладной психологии / В.Д. Балин, В.К. Гайда, В.К. Гербачевский и др. Под общей ред. А.А. Крылова, С.А. Маничева. - 2-е изд., доп. И перераб. - Спб.: Питер, 2003. - 560 с.

**УПРАВЛЕНИЕ ТЕХНИЧЕСКОЙ ДОКУМЕНТАЦИЕЙ
В ПРОЦЕССЕ ПРОВЕДЕНИЯ МЕТРОЛОГИЧЕСКОЙ
ЭКСПЕРТИЗЫ МЕДИЦИНСКОЙ ТЕХНИКИ**

А.Я. Клочков, Т.Г. Лунькина

В данной статье мы рассмотрели актуальность и значимость управления технической документации в процессе проведения метрологической экспертизы. Показана роль управления технической документации при метрологической экспертизе для совершенствования метрологического обеспечения разработки и производства продукции, повышения эффективности измерений, обеспечивающих единство и требуемую точность измерений на всех стадиях жизненного цикла продукции медицинского оборудования. Предложена методика своевременного и качественного проведения метрологической экспертизы, позволяющей вскрыть и своевременно устранить метрологические ошибки и проникновение в разрабатываемую документацию технических решений с нарушением метрологических норм и правил.

При производстве продукции на предприятии для обеспечения единства измерений одним из неотъемлемых процессов является метрологическая экспертиза технической документации.

В Федеральном законе «Об обеспечении единства измерений» [1] содержится ряд положений, которые регламентируют проведение метрологической экспертизы, как различных объектов, так и технической документации.

Реализация политики предприятия в области качества в части метрологического обеспечения разрабатываемой продукции является значимой особенностью метрологической экспертизы технической документации на всех последовательно взаимосвязанных процессах изменения состояния конкретного типа изделий (от стадии исследований и обоснования разработки до его утилизации).

Однако, для эффективного развития инфраструктуры метрологического обеспечения необходимо периодически анализировать потребности организаций в измерениях. Такой анализ – это сложная и неотъемлемая задача не одной, а целого ряда организаций. Следствием не отлаженного механизма анализа и прогнозирования могут быть различные ошибки при выборе направлений развития и инвестирования в метрологию и обеспечение единства измерений.

Согласно определению, которое содержится в РМГ 63 [2], метрологическая экспертиза технической документации, это процесс ана-

лиза и оценивания технических решений, которые касаются измеряемых параметров, требований к точности измерений, методов и средств измерений, их метрологического обслуживания.

Анализ нормативных документов метрологической экспертизы технической документации на наш взгляд должен решать ряд задач, сгруппировав их последовательно, которые представлены на рис.1.

В таком случае управление технической документацией в процессе осуществления метрологической экспертизы можно «разбить» на два процесса:

- 1) Планирование работ по осуществлению метрологической экспертизы технической документации;
- 2) Реализация метрологической экспертизы технической документации.

Тогда процедура осуществления метрологической экспертизы позволит своевременно выявить в технической документации решения по вопросам метрологического обеспечения разработки, производства, испытаний, эксплуатации и ремонта изделий, которые были приняты ошибочно или недостаточно обоснованы. После чего разрабатываются рекомендации по устранению недостатков.

Например, рассматривая управление технической документации в процессе проведения метрологической экспертизы процедуры лицензирования медицинской деятельности лечебного учреждения, где происходит оценка работы метрологической службы лечебного учреждения согласно требованиям Закона Российской Федерации «Об обеспечении единства измерений», правильности применения метрологических правил и норм, по которым определяют уровень износа измерительной медицинской техники в соответствии с интенсивностью использования и условий эксплуатации. И только тогда комплекс мероприятий по подготовке лечебных учреждений к лицензированию проводят эксперты-метрологи, в соответствии нормативными правовыми актами, которые регулируют лицензирование медицинской деятельности [3].

Таким образом, метрологическая экспертиза затрагивает каждый из этапов жизненного цикла продукции и влияет на него, а как следствие и качество медицинского обслуживания населения нашей страны.



Рис. 1 – Основные задачи метрологической экспертизы технической документации

Библиографический список

1. Федеральный закон от 26.06.2008 N 102-ФЗ (ред. от 13.07.2015) "Об обеспечении единства измерений", статья 14.
2. РМГ 63-2003 ГСОЕИ. Рекомендации по межгосударственной стандартизации. Обеспечение эффективности измерений при управлении технологическими процессами. Метрологическая экспертиза технической документации.
3. Федеральный закон от 08.08.2001 № 128-ФЗ «О лицензировании отдельных видов деятельности»; Федеральный закон от 08.08.2001 № 134-ФЗ «О защите прав юридических лиц и индивидуальных предпринимателей при проведении государственного контроля (надзора)»; Постановление Правительства РФ от 22 января 2007 г. № 30 «Об утверждении положения о лицензировании медицинской деятельности»; Кодекс Российской Федерации об административных правонарушениях и др.

СЕМАНТИЧЕСКАЯ СЕТЬ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ВРАЧЕБНОЙ НАГРУЗКИ МЕДИЦИНСКИХ УЧРЕЖДЕНИЙ

С.Ю. Жулева, А.В. Крошилин

Рязанский государственный радиотехнический университет

В статье рассматриваются вопросы распределения врачебной нагрузки. Приведен анализ существующих систем. Рассмотрен метод решения на основе языка нечетких множеств.

Работа современных медицинских учреждений, в частности распределение нагрузки персонала, требует использования специализированных информационных систем, которые позволяют накапливать и хранить большие объемы информации. Анализ существующих информационных систем показывает, что данную задачу они не решают, так как работа врача связана с оценкой факторов, делающих это распределение в условиях неполноты и нечеткости исходной информации. Поэтому для решения таких задач целесообразно использовать семантические сети, где предметная область рассматривается как совокупность объектов и связывающих их отношений [1,2].

Проблемы формирования врачебной нагрузки заключаются в:

- нечеткой оценке загруженности врача
 - распределение пациентов по участкам, если это участковый врач;
 - изменение численности пациентов, связанное со вспышками эпидемии;
 - изменение численности пациентов в случае отсутствия врача соседнего участка (отпуск, больничный лист);
 - работа врача, связанная с использованием медицинского оборудования (максимальная загруженность медицинского оборудования, альтернатива при поломке);
- учете выбора пациента, если есть альтернатива врачей-специалистов;
- контроле моментальной загрузки медицинского персонала;
- оптимизации работы специалистов приемного покоя, для увеличения пропускной способности.

Формализация задачи данного процесса основана на выделении множеств исходных данных и задании связей между ними [1,2,3].

Объект семантической сети в общем виде можно представить:

$$D = \langle V, P, W \rangle, \quad (1)$$

где $V = \{v_1, \dots, v_N\}$ - множество врачей, N - число врачей; $P = \{p_1, \dots, p_K\}$ - множество, определяющее профессиональные характеристики (квалификацию и специализацию) врача, K – количество характеристик врача; $W = \{w_1, \dots, w_L\}$ - множество, определяющее нагрузку специалистов, в которую входит информация о численности пациентов, участке и особенностях рассматриваемого медицинского заведения, L – количество характеристик по нагрузке (ситуаций); множество, определяющее зависимость между врачом и его профессиональными характеристиками представим:

$$W = \{T, V\}, \quad (2)$$

где $T = \{t_1, t_2\}$ - это множество, характеризующее рассматриваемую ситуацию t_1 и набор действий для ее реализации t_2 [4].

Распределение врачебной нагрузки можно представить в виде:

$$\sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^L F(i, z1_{ij}, z2_{ij}, z3_{ij}) \rightarrow \max. \quad (3)$$

где $F(z1_{ij}, z2_{ij}, z3_{ij})$ показывает соответствие врача нагрузке и блока $z1_{ij}, z2_{ij}, z3_{ij}$ отражающего занятость специалиста V_i на основном месте работы либо изменения, связанные с наличием форс-мажорных ситуаций.

На основе изложенных факторов можно представить сетевую модель распределения нагрузки врачей (рис.1)

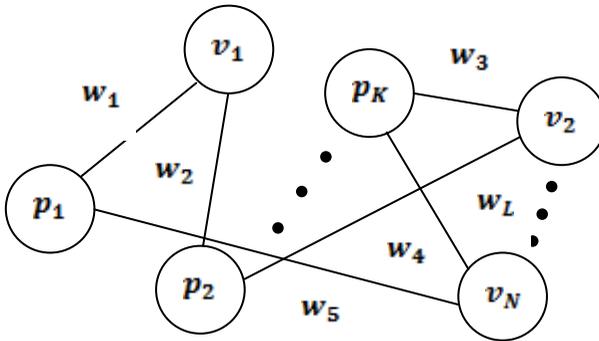


Рис. 1 – Семантическая сеть

Вывод: предложена семантическая модель распределения учебной нагрузки на основе нечетких множеств, позволяющая представить неопределенность во взаимосвязях, которая положена в основу разрабатываемой информационной системы.

Библиографический список

1. Долженко Е.Н., Крошилин А.В., Жулева С.Ю, Пылькин А.Н. Поддержка принятия решений на основе нечеткой логики в системах медицинского назначения //Биомедицинская радиоэлектроника – 2015. – №7. – С. 60-70.
2. Крошилин А.В., Крошилина С.В., Жулева С.Ю. Оверлейная модель пациента в медицинских системах поддержки принятия решений //Фундаментальные исследования. – 2015. – № 9–2. – С. 261-265.
3. Крошилин А.В., Крошилина С.В. Построение моделей оценки состояния здоровья пациента в нечетких медицинских экспертных системах //Вестник РГРТУ. – 2012. – № 41. – С. 64-70.
4. Жулева С.Ю., Крошилина С.В. Распределение учебной нагрузки преподавателей ВУЗов на основе методов искусственного интеллекта //Математическое и программное обеспечение вычислительных систем: Межвуз. сб. науч. тр./ Под ред. А.Н. Пылькина – Рязань (РГРТУ), декабрь 2014. – 156с.(97-99).

УДК 625.768.5

РАЗРАБОТКА ЭКОЛОГИЧЕСКОЙ МОБИЛЬНОЙ УСТАНОВКИ ДЛЯ ОЧИСТКИ ОТ СНЕГОВОГО ПОКРОВА

К.А. Потапов, С.В. Смирнова

Казанский национальный исследовательский технический университет
им. А.Н. Туполева – КАИ
МБОУ «Лицей №145», г. Казань

В статье рассматривается комплексная очистка снежных масс и работа разрабатываемой экологической снегоплавильной установки в использовании, для очистки локальных территорий от снегового покрова.

На данный момент, в России не имеются должные способы утилизации и переработки снежных масс, которые включают в себя какие-либо способы его очистки от внешних загрязнителей. Так, в пробах снега, взятого со снежных свалок г. Казани, было выявлено превышение ПДК по содержанию металлов, органических соединений, циани-

дов и т.п. Особое место в списке загрязнителей занимают нефтепродукты, кратность превышения ПДК которых достигало в некоторых пробах 8186 раз [2]. Особую опасность представляют снежные свалки, при их таянии происходит серьёзное загрязнение почвы, сравнимое с залповым выбросом сточных вод [1].

Данный проект рассчитан на создание нового способа утилизации и переработки снежных масс, собираемых с урбанизированных территорий. Задачи данной работы: анализ методов физико-химической очистки, разработка структурной схемы установки, патентный поиск, защита интеллектуальной собственности, создание конструкторских документов, изготовление опытного образца и его испытание, доработка и оптимизация установки.

Во время разработки была разработана схема очистки снежных масс, состоящая из плавильной части, очистки от крупных примесей, механической и физико-химической очистки, далее идёт вывод очищенной воды и сбор концентрата загрязнителя, который может быть переработан на полигонах ТБО. Непосредственно установка состоит из плавильной камеры, двухступенчатого гидроциклона-окислителя, блока электронного управления и резервуаров для жидкостей и окислителя.

Работает установка следующим образом: снег поступает в плавильную часть и проходит через металлическую решётку для очистки от крупного мусора, затем полученная жидкость попадает в гидроциклон, который осуществляет физическую и физико-химическую очистку. Работа двухступенчатого гидроциклона-окислителя подробнее представлена в описании в патенте на полезную модель [3]. В гидроциклоне, благодаря тангенциальному подводу, жидкость приобретает вращательное движение, и взвешенные частицы под действием центробежной силы отбрасываются, а остальная часть частиц задерживается в фильтре. Далее жидкость, изменяя своё направление, попадает в барботажное устройство, подающее воздушно-озоновую смесь, как окислитель. В этот момент осуществляется одновременное окисление и флотация загрязнителей. Во время окисления, углеводороды распадаются до углекислого газа и воды, цианиды теряют свою токсичность. Образованная процессом флотации пена выходит через особый штуцер, а вода проходит через завихрители и попадает во вторичную полость, где окончательно очищается от взвешенных частиц. Концентрат загрязнителя и очищенная вода, пригодная для использования в технических целях, попадает в резервуары.

Таким образом, в предложенной установке производится плавление и механическая очистка снега, двухступенчатое центробежное

разделение взвешенных частиц в воде, фильтрование и окислительное разложение нефтепродуктов, цианидов, сероводорода, что повышает качество очистки и увеличивает производительность процесса и позволяет использовать воду вторично.

Новизной проекта является производство комплексной очистки снежных масс, что в несколько раз снижает количество инородных веществ в получаемой жидкости. Также данная установка более экономична и мобильна, чем аналоги. Конструкторская новизна проекта подтверждается патентом на полезную модель [3].

Библиографический список

1. Журнал «Безопасность жизнедеятельности», №7,2005, г. Казань
2. Доклад «О состоянии природных ресурсов и охраны окружающей среды Республики Татарстан в 2005-2014 годах», 2006-2015, г. Казань.
3. Двухступенчатый гидроциклон – окислитель. Потапов К.А., Смирнова С.В., Мингазетдинов И.Х. Патент №165646. Опубл. 27.10.2016 г. Бюл. №30.

УДК 574; 621.311

РАЗРАБОТКА ЦЕНТРОБЕЖНО-СОРБЦИОННОГО СЕПАРАТОРА ДЛЯ ОЧИСТКИ СТОЧНЫХ ВОД

С.И. Чорная, И.Х. Мингазетдинов, С.В. Смирнова

Казанский национальный исследовательский технический университет
им. А.Н. Туполева – КАИ
МБОУ «Лицей №145», г. Казань

Для отчистки сточных вод сложного состава предложено комбинированное устройство отчистки, сочетающее механическую центробежную сепарацию с сорбционным поглощением, при непрерывной регенерации сорбента.

На экологическую ситуацию в мире большое влияние оказывает промышленная деятельность. Образование большого количества отходов и является основной проблемой всех промышленных предприятий. Таковыми являются твердые отходы производства, выбросы в атмосферный воздух и сточные воды.

Путей решения экологических проблем, а именно проблем, связанных с организацией замкнутых оборотных систем водоснабжения может быть несколько:

- Снижение водопотребления - совершенствование существующих и разработка новых технических процессов.
- Организация малоотходных и безотходных технических процессов. Например, многократное использование сточных вод для промышленного водоснабжения.
- Совершенствование методов очистки сточных вод. То есть устранение недостатков существующих установок для очистки, комбинирование разных процессов для достижения лучшего результата и т.д.

Большинство сточных вод в своем составе имеют несколько видов загрязняющих веществ, что увеличивает количество процессов, т.е. стадий очистки:

1) Предварительная стадия обработки сточных вод. Когда стоки промышленного предприятия содержат крупные частицы взвешенных веществ либо волокна, а также нефтепродукты, требуется тщательная предварительная очистка сточных вод, которая включает такие процессы, как фильтрация, отстаивание, коагуляция и др.;

2) Первая стадия обработки сточных вод. Ее цель – механическая очистка и снижение количества загрязнений.

3) Вторая стадия обработки сточных вод. Является основной стадией очистки стоков, на которой происходит извлечение большинства загрязненных веществ.

Для полноценной очистки сточных вод достаточно часто приходится прибегать к использованию нескольких аппаратов, что значительно увеличивает время и затраты на очистку.

Предлагаемое нами устройство - центробежно-сорбционный сепаратор [1]. Он совмещает в себе 2 процесса: сепарацию и сорбцию.

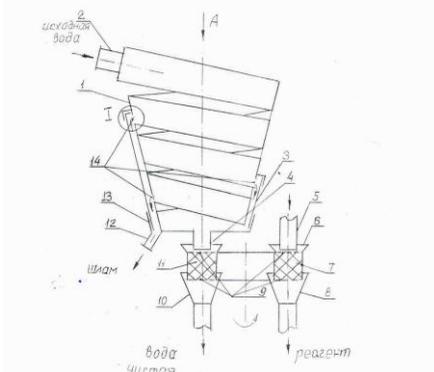


Рис.1 – Центробежно-сорбционный сепаратор, общий вид

На рис. 1:1 – спиральный корпус; 2 – патрубок подвода очищаемой воды; 3 – кожух емкости отвода шлама; 4 – патрубок отвода воды из сепаратора; 5 – патрубок подвода регениерирующей среды; 6 – козырек; 7 – подвижная камера; 8 – воронка для отвода регениерирующей среды; 9 – непровальная сетка; 10 – воронка для отвода очищенной воды; 11 – сорбент; 12 – патрубок отвода шлама; 13 – камера сбора шлама; 14 – прорези.

Устройство работает следующим образом. Исходная сточная вода, загрязненная взвешенными и растворенными загрязнителями, через патрубок подвода очищаемой воды 2 поступает в спиральный корпус 1. По мере движения в спиральном канале, за счет действия центробежных сил, взвешенные частицы отбрасываются с внешней стенки спирали и, по мере накопления, дойдя до отражателей 15, отводятся через прорези 14, через кожухи 3 попадают в камеру отвода шлама 13 и удаляются через патрубок 12.

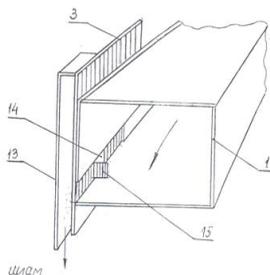


Рис. 2 – Прорези отвода шлама:

- 1 – спиральный корпус; 3 – кожух емкости отвода шлама;
- 13 – камера сбора шлама; 14 – прорези; 15 – отражатель.

По мере продвижения жидкости по спиральному каналу центробежная сила возрастает, и к стенке канала отбрасываются средние и мелкие частицы, которые удаляются через прорези 14, расположенные на нижних витках спирального корпуса. Далее они через соответствующие кожухи попадают в камеру 13 и отводятся через патрубок 12. Очищенная от взвешенных частиц жидкость через патрубок 4 попадает в козырек 14 и начинает проливаться через насыпной слой сорбента (или ионита) 11. Сорбент (или ионит) за счет физических или химических процессов извлекает из воды растворенные загрязняющие вещества, и очищенная вода через воронку 10 и патрубок поступает потребителю. По мере прохождения воды через слой сорбента (или ионита) тот насыщается загрязняющим веществом и теряет сорбционные свойства. Для регенерации сорбент перемещается вместе с подвижной ка-

мерой 7 специальным приводом (не показан) в зону патрубка 5, где обрабатывается регенерирующим составом. После регенерации слой сорбента 11 вновь перемещается вместе с камерой 7 в зону подачи жидкости из патрубка 4. Процесс очистки и регенерации можно осуществлять непрерывно, подбирая скорость перемещения камеры 7. Также, в зависимости от вида и концентрации взвешенных веществ, производят регулирование расположения прорезей 14 по длине спирального канала.

Таким образом, предлагаемое устройство повышает эффективность очистки промышленных сточных вод, расширяет диапазон использования, снижает экономические затраты на очистку.

Библиографический список

Мингазетдинов И.Х., Бурова И.Д., Смирнова С.В., Чорная С.И. Центробежно-сорбционный сепаратор // Патент России № 158792. Опубл. 20.01.2016. Бюл. № 2.

УДК 618-085+615.83

ВАРИАНТ РЕШЕНИЯ ПРОБЛЕМЫ ГИПЕРДИАГНОСТИКИ СИНДРОМА ЗАДЕРЖКИ РАЗВИТИЯ ПЛОДА В РЯЗАНСКОМ РЕГИОНЕ

Н. Черёмушкин, И.А. Соломатин, А.А. Супряга

В проведённых ранее исследованиях выявлено, что актуальной проблемой современности является гипердиагностика синдрома задержки развития плода. Было решено разработать пути решения данной проблемы.

Синдром задержки развития плода (СЗРП) – это отставание размеров плода от их средних значений, установленных в качестве нормы для указанного срока гестации. Развитие этого синдрома очень часто приводит к осложнениям как в период беременности и родов, так и в неонатальном периоде. А это, в свою очередь, оказывает серьёзное влияние на качество последующей жизни человека. Поэтому, так важна своевременная и точная диагностика данного состояния. Тем не менее, у этой проблемы есть и обратная сторона. Погоня за ранним выявлением СЗРП приводит к гипердиагностике этого состояния. Что, в свою очередь, увеличивает акушерскую агрессию по отношению к нормально развивающимся плодам и в разы увеличивает материаль-

ные расходы из бюджета здравоохранения, как конкретного региона, так и Российской Федерации в целом.

В статье 2015 года: «Проблемы гипердиагностики синдрома задержки внутриутробного развития» было показано, что в Рязанской области из 100 женщин у которых на том или ином этапе был выставлен диагноз СЗРП, реально, после оценки состояния новорождённых, данный синдром был подтверждён только в 25 случаях. Т.е. гипердиагностика составила 75% от общего числа выставленных диагнозов.

Цель данной работы состоит в том, чтобы показать один из путей решения проблемы гипердиагностики СЗРП. Не секрет, что в постановке диагноза СЗРП, решающее значение играет метод ультразвукового исследования (УЗИ). Для расчёта параметров плода при ультразвуковых исследованиях используются таблицы размеров частей тела плода, такие как: БПР – бипариетальный размер, ОЖ – окружность живота, ДБ – длина бедра и т.д. Существует несколько общепринятых таблиц, разработанных в разные годы разными авторами. В России чаще всего используются данные Hadlock, Hansmann, Shepard, В.Н. Демидова, М.В. Медведева. Эти таблицы разработаны для крупных регионов, например, Россия, Европа, Северная Америка, Юго – Восточная Азия и т. д. К сожалению, эти таблицы совершенно не учитывают региональные и национальные особенности развития костной системы плодов, а эти особенности существуют. Поэтому М.В. Медведев, один из ведущих специалистов в области пренатальной ультразвуковой диагностики, а так же институт Акушерства и гинекологии имени Кулакова в течение ряда лет призывают специалистов к созданию региональных ультразвуковых параметров развития плодов. В Рязанском регионе такие особенности развития также существуют.

В данной работе было проведено измерение основных параметров внутриутробного развития плодов от 16 до 40 недель гестации. Всего было проанализировано более 2 500 ультразвуковых исследований у женщин с русскими именами, отчествами и фамилиями, проживающими на территории Рязанской области и восточных районов Московской области. Учитывая ограниченные временные возможности выступления, на примере только одного из показателей, можно продемонстрировать общую тенденцию развития плодов в нашем регионе у коренного населения. В приведённой ниже таблице приведены показатели развития лучевой кости плода в различные сроки беременности у представителей Рязанской области и восточных районов Московской области в сравнении с общепринятыми параметрами разработанными М.В. Медведевым в редакции 2001 года.

Таблица 1 – Основные параметры развития

параметры недели гестации	Наши параметры		Параметры по Медведеву М.В. (2001 год)
	Количество исследований	Параметры	
20	20	27 (23-33)	26 (22-29)
25	8	37 (30-41)	37 (33-41)
28	6	41 (38-44)	43 (39-47)
32	19	46 (42-53)	49 (45-53)
38	13	53 (50-56)	56 (52-60)

В приведённых данных хорошо видно, что приблизительно до 24 – 26 неделе гестации региональные и федеральные стандарты совпадают. А уже к 28 – 32 неделям и особенно к 36 – 38 неделям региональные размеры значительно уступают федеральным. (Совпадение федеральных и региональных размеров в сроках от 16 до 26 недель беременности, может служить дополнительным критерием правильного измерения параметров, согласно принятых на сегодняшний день международных рекомендаций). Подобная тенденция характерна для всех измеряемых параметров: БПР, ОГ, ЛЗР, ОЖ, ДБ, ДББ, ДП. При этом разница в размерах начинает проявляться именно в те сроки, когда впервые при ультразвуковых исследованиях регистрируются признаки СЗРП. Следовательно, введение в практику врачей ультразвуковой диагностики региональных стандартов внутриутробного развития плодов, поможет реально снизить процент ошибочных заключений о наличии СЗРП.

2. МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЙ, МОДЕЛИРОВАНИЕ МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ И СИСТЕМ

БИОИМПЕДАНСНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ ОРГАНИЗМА С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ АНАЛОГОВЫХ ИНТЕРФЕЙСОВ ТИПА

Analog Front End

Ю.Б. Мухатаев

Юго-Западный государственный университет

Вопросам биоимпедансных исследований организма и связям электрического сопротивления биообъектов с их функциональным состоянием и состоянием здоровья человека посвящены многочисленные исследования отечественных и зарубежных ученых [1,2]. Одной из серьезных проблем, связанной с биоимпедансными исследованиями, является проблема точности и надежности измерений при небольших аппаратных, энергетических и стоимостных затратах.

Значительное число проблем, связанных с процедурой измерения биоимпеданса, снимается посредством специализированных микросхем аналоговых интерфейсов (в зарубежной литературе Analog Front End). Специально для биоимпедансных измерений фирма Analog Devices выпускает микрочипы AD 5933, AFE 4300 и т.д.

Прецизионный конвертер импеданса AD 5933 обеспечивает измерение составляющих импеданса (включая биоимпедансные исследования) в широком диапазоне частот. Конвертор вычисляет мнимую и действительную части измерительного импеданса Z_x , используя аппаратную реализацию быстрого преобразования Фурье для различных диапазонов частот, задаваемых пользователем. Настройка микросхемы осуществляется через стандартный интерфейс I²C.

Зондирующий ток формируется цифровым синтезатором частоты, цифро-аналоговым преобразователем и усилителем с программируемым коэффициентом усиления.

Микросхема AD 5933 работает в широком диапазоне температур (-40,...,125°C) с погрешностью измерения импеданса $\pm 0,75\%$, которая может быть учтена путем ввода поправки, рассчитываемой с помощью показателей встроенного датчика температуры.

Микросхема AD 5933 имеет достаточно большое входное сопротивление. Поэтому для повышения точности измерений, особенно при малых значениях измеряемого импеданса, рекомендуется использовать дополнительные усилители мощности (рис. 1). При использова-

нии операционного усилителя AD 8531 обеспечивается выходной ток в 250 мА при работе в режиме усилителя тока.

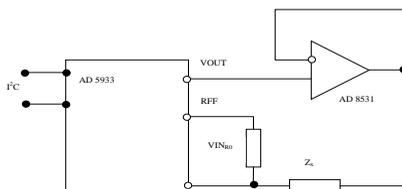


Рис. 1 – Схема измерителя импеданса

Для представления полученных значений импеданса пользователю и проведения необходимых расчетов AD 5933 подключается к микроконтроллеру (MCU), имеющему в своем составе интерфейс I²C. Вариант схемы автономного измерителя биоимпеданса без усилителя мощности приведен на рис. 2.

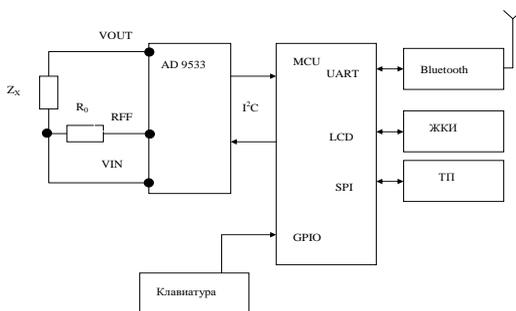


Рис. 2 – Вариант схемы биоимпедансного измерителя

Управление прибором, схема которого приведена на рис. 2, осуществляется с клавиатуры, подключаемой через побитно управляемый интерфейс GPIO. Через интерфейс UART подключен радиомодуль Bluetooth для связи с другими устройствами, например, с более мощными вычислительными средствами. Через интерфейс SPI обеспечивается возможность подключения твердотельной памяти (ТП).

Таким образом, использование специализированных аналоговых интерфейсов позволяет строить точные, простые и дешевые измерители биоимпеданса.

Библиографический список

1. Гусев В.Г. Получение информации о параметрах и характеристиках организма и физические методы воздействия на него: учебное пособие.-М.: Машиностроение, 2004. - 597с.
2. Корневский Н.А., Попечителей Е.П. Биотехнические системы медицинского назначения: учебник / Старый Оскол, ТНТ, 2012. - 935с.

ПРОГНОЗИРОВАНИЕ БРОНХОЛЕГОЧНЫХ ЗАБОЛЕВАНИЙ РАБОТНИКОВ АГРОПРОМЫШЛЕННОГО КОМПЛЕКСА НА ОСНОВЕ НЕЧЕТКИХ МОДЕЛЕЙ

А.О. Позин

Юго-Западный государственный университет

Среди работников агропромышленного комплекса широкое распространение получили бронхолегочные заболевания, связанные с их профессиональной деятельностью. В связи с этим своевременное прогнозирование появления и развития этого класса заболеваний является актуальной задачей, поскольку ее решение позволит повысить эффективность проводимых профилактических мероприятий.

Учитывая нечеткую природу задач медицинского прогнозирования на основании рекомендации работ [1, 2] в качестве математического аппарата была выбрана нечеткая логика принятия решений в ее модификации для решения классификационных задач [3].

На начальном этапе исследования с использованием экспертов медиков и оптимизационных процедур пространства информативных признаков с использованием теории измерения латентных неизменных [3] был определен состав основных факторов риска, сгруппированных в четыре основные подгруппы: факторы, характеризующие специфику трудовой деятельности (пыль, содержащая удобрения и другие вредные вещества, загрязнение воды сельскохозяйственной деятельностью, микроорганизмы и др.); общеэкологические факторы (постоянные и переменные магнитные и электромагнитные поля, пятна радиационного загрязнения, наличие вредных веществ в атмосфере, воде и на почве и др.); условия труда (эргономика сельскохозяйственных машин, перепады температур и другие климатические условия, физические перегрузки, приводящие к развитию хронического утомления и др.); инди-

видуальные факторы риска (наследственность, уровень защитных свойств организма, употребление алкоголя, табакокурение и др.).

В соответствии с рекомендациями [3] для синтеза прогностического решающего правила для каждой из подгрупп признаков были выделены частные коэффициенты уверенности в том, что через заданное время T_0 у обследуемых появится бронхолегочная патология (гипотеза ω_ℓ):

$KY_{AЭ, \omega_\ell}^X$ - уверенность в гипотезе ω_ℓ от группы факторов, характеризующих специфику трудовой деятельности;

$KY_{OЭ, \omega_\ell}^X$ - от группы общеэкологических факторов;

$KY_{УТ, \omega_\ell}^X$ - от условий труда;

$KY_{И, \omega_\ell}^X$ - от индивидуальных факторов риска.

По мнению высококвалифицированных экспертов, подтвержденному разведочным анализом и статистическим экспериментом, каждая из этих составляющих увеличивает уверенность в гипотезе ω_ℓ , поэтому в соответствии с рекомендациями [3], агрегирование частных решений в финальное решающее правило целесообразно осуществлять в соответствии с выражением:

$$\hat{E}O_{\omega_\ell}^{\hat{\delta}}(q+1) = \hat{E}O_{\omega_\ell}^{\hat{\delta}}(q) + \overline{E}O_{\omega_\ell}^{\hat{\delta}}(q+1) [1 - \hat{E}O_{\omega_\ell}^{\hat{\delta}}(q)] \quad (1)$$

где q - номер интеграции в расчетах $KY_{\omega_\ell}^X$: $KY_{\omega_\ell}^X(1) = KY_{AЭ, \omega_\ell}^X$;

$\overline{KY}_{\omega_\ell}^X(2) = KY_{OЭ, \omega_\ell}^X$; $\overline{KY}_{\omega_\ell}^X(3) = KY_{УТ, \omega_\ell}^X$;

$\overline{KY}_{\omega_\ell}^X(3) = KY_{И, \omega_\ell}^X$.

Каждая из составляющих правил (1) определяется множеством разнородных факторов, вносящих свою долю в исследуемую гипотезу, и требует отдельного исследования с синтезом соответствующих решающих правил.

Для синтеза составляющих $\overline{KY}_{\omega_\ell}^X$ в соответствии с рекомендациями [1, 2, 3] были получены функции принадлежности к классу высокий риск бронхолегочных патологий $\mu(\tilde{\sigma}_i)$, где x_i - базовая переменная, определенная по шкале факторов риска.

С учетом рекомендаций [1, 2, 3] и данных разведочного анализа составляющие формулы (1) определялись выражением

$$\overline{\hat{E}\hat{O}}_{\omega_\ell}^{\hat{O}}(i+1) = \overline{\hat{E}\hat{O}}_{\omega_\ell}(i) + \mu(x_{i+1})[1 - \overline{\hat{E}\hat{O}}_{\omega_\ell}(i)], \quad (2)$$

где $KY_{\omega_\ell}(1) = \mu(x_1)$.

Для проверки достоверности срабатывания правил расчетов соответствующих коэффициентов уверенности были сформированы репрезентативные контрольные выборки, по которым рассчитывались такие показатели качества «срабатывания» решающих правил, как прогностическая значимость положительных и отрицательных результатов наблюдений (ПЗ⁺ и ПЗ⁻), диагностические чувствительность, специфичность и эффективность (ДЧ, ДС и ДЭ, соответственно).

В ходе экспериментальных исследований было установлено, что при решении прогностических задач все показатели растут по мере увеличения срока наблюдения и, по мнению экспертов, на третий год наблюдения полученным решающим правилам можно доверять с уверенностью приемлемой для практического использования.

Библиографический список

1. Корневский Н.А. Использование нечетной логики принятие решений для медицинских экспертных систем /Н.А. Корневский//Медицинской техники. – 2015.-№1. -С 33-35.
2. Корневский Н.А. Метод синтеза гетерогенных нечетких правил для задач управления состоянием биотехнических систем /Н.А. Корневский // Известие Юго- Западного государственного университета. Серия управления, вычислительная техника, информатика, медицинское приборостроение. - 2013.-№2. - С.94-103.
3. Корневский Н.А. Оценка и управление состоянием здоровья обучающихся на основе гибридных интеллектуальных технологий: монография/ Н.А. Корневский, А.Н. Шуткин, С.А. Горбатенко, В.И. Серебровский - Старый Оскол: ТНТ, 2016. - 472с.

ИССЛЕДОВАНИЕ НЕЧЕТКИХ МАТЕМАТИЧЕСКИХ МОДЕЛЕЙ ДЛЯ ПРОГНОЗИРОВАНИЯ ВОЗНИКНОВЕНИЯ И ОБОСТРЕНИЯ ПРОСТАТИТА У ВОДИТЕЛЕЙ СТРУКТУРЫ МЧС

Е.А. Старцев

Юго-Западный государственный университет

Анализ профессиональных заболеваний водителей транспортных средств, задействованных в структуре МЧС, показал, что одной из самых распространенных патологий у этой категории работников является хронический простатит

Учитывая нечеткую природу структуры данных, присущую выбранному классу задач, в качестве основного математического аппарата выбрана технология мягких вычислений и, в частности, метод синтеза коллективов гибридных нечетких правил, разработанный на кафедре БМИ ЮЗГУ [1, 2, 3].

В качестве основного элемента нечетких правил выбрана функция принадлежности μ_{ω_ℓ} к исследуемому классу состояний пациента ω_ℓ с базовой переменной x_i , определяемой в пространстве информативных признаков $X = \{x_1, x_2, \dots, x_i, \dots, x_n\}$ размерностью n . Определение и механизмы построения функций принадлежности описаны в работах [1, 2, 3].

Из всего многообразия математических моделей, использующихся при синтезе коллективов гибридных нечетких решающих правил [2], для решения поставленных в данной работе задач, был выбран следующий их набор.

1. Операции нечеткого сложения и умножения в терминологии Л.Заде:

$$YR_{\omega_\ell} = \min[(\mu_{\omega_\ell}(x_1), \mu_{\omega_\ell}(x_2) \dots \mu_{\omega_\ell}(x_n))]; \quad (1)$$

$$YR_{\omega_\ell} = \max[(\mu_{\omega_\ell}(x_1), \mu_{\omega_\ell}(x_2) \dots \mu_{\omega_\ell}(x_n))]; \quad (2)$$

где YR_{ω_ℓ} - уверенность в принимаемом решении по классу ω_ℓ .

2. Модификация накопительной модели Е. Шортлифа

$$YR_{\omega_\ell}(j+1) = YR_{\omega_\ell}(j) + \mu_{\omega_\ell}(x_{i+1})[1 - YR_{\omega_\ell}(j)];$$

(3)

$$YR_{\omega_\ell}(j+1) = YR_{\omega_\ell}(j) + YR_{\omega_\ell}(j=1)[1 - YR_{\omega_\ell}(j)]$$

(4)

где j - номер итерации; $YR_{\omega_\ell}(1) = \mu_{\omega_\ell}(x_1)$; $YR_{\omega_\ell}(j+1)$ - уверенность в решении от свидетельства с номером $j+1$.

3. Комбинированные правила продукции:

$$\text{ЕСЛИ } Q \text{ ТО } [YR_{\omega_\ell} = F_1(X)] \text{ ИНАЧЕ } [YR_{\omega_\ell} = F_2(X)], \quad (5)$$

где Q – четкое или нечеткое логическое условие, $F_1(X) \dot{\in} F_2(X)$ четкие или нечеткие агрегаторы, X – вектор исходных чисел.

С использованием решающих правил (1), ..., (5) решались задачи, прогнозирования возникновения хронического простатита - класс ω_1 и прогнозирования обострения хронического простатита - класс ω_2 .

Задачи прогнозирования рассматривались как классификационные задачи с разделением классов: пациент не заболет в течении выбранного времени; пациент в течении выбранного времени приобретёт патологию ω_ℓ [3].

Специалисты - урологи выделили 55 информативных признаков, разбитые на пять крупных блоков: I- социально-экономические факторы x_1, \dots, x_4 ; II- эргономические факторы x_5, \dots, x_{13} ; III- поведенческие факторы x_{14}, \dots, x_{34} ; IV- факторы питания x_{35}, \dots, x_{40} ; V- медико-биологические факторы x_{40}, \dots, x_{55} .

После оптимизации структуры пространства признаков пакетом RUMM2020 (модель Г. Раша) [3] было оставлено 15 наиболее существенных факторов риска, которые агрегируются в прогностические решающие правила типа (3) и (4).

По выбранным задачам, пользуясь рекомендациями [3], были получены соответствующие математические модели, качество работы которых проверялось на репрезентативных контрольных выборках не менее 100 человек на каждый класс.

В ходе испытаний рассчитывались также показатели качества, как:

ДЧ – диагностическая чувствительность, ДС – диагностическая специфичность, ПЗ⁺ – прогностическая значимость положительных результатов, ПЗ⁻ – прогностическая значимость отрицательных результатов, ДЭ – диагностическая эффективность (таблица 1).

Таблица 1- Сводные показатели качества прогнозирования и диагностики урологических заболеваний на основании синтезированных нечетких решающих правил

Задача	ДЧ	ДС	ПЗ ⁺	ПЗ ⁻	ДЭ
Прогнозирование возникновения хронического простатита	0,91	0,92	0,76	0,97	0,92
Прогнозирование обострения хронического простатита	0,83	0,95	0,79	0,96	0,92

Анализ таблицы свидетельствует о высокой эффективности решающих правил при принятии прогностических решений.

Библиографический список

1. Корневский Н.А. Использование нечеткой логики принятие решений для медицинских экспертных систем /Н.А. Корневский//Медицинской техники. – 2015.-№1. –С 33-35.
2. Корневский Н.А. Метод синтеза гетерогенных нечетких правил для задач управления состоянием биотехнических систем /Н.А. Корневский // Известие Юго- Западного государственного университета. Серия управления, вычислительная техника, информатика, медицинское приборостроение. - 2013.-№2. - С.94-103.
3. Корневский Н.А. Оценка и управление состоянием здоровья обучающихся на основе гибридных интеллектуальных технологий: монография/ Н.А. Корневский, А.Н. Шуткин, С.А. Горбатенко, В.И. Серебровский - Старый Оскол: ТНТ, 2016. - 472с.

УДК 615.4

ЯДЕРНАЯ МЕДИЦИНА

К.Н. Коновалова, С.В. Фролов

Тамбовский государственный технический университет

Описаны методы ядерной медицины, которые используются для диагностики и лечения. В позитронно-эмиссионной томографии,

одном из перспективных направлений ядерной медицины, используются современные средства обработки информации.

В последнее время важную роль в диагностике и терапии стала играть ядерная медицина. Это направление современной медицины, использующее радиоактивные вещества и свойства атомного ядра для диагностики и терапии в различных областях научной и практической медицины.

Методы радионуклидной диагностики основаны на введении в организм исследуемого пациента радиоактивных материалов, называемых радиофармацевтическими препаратами (РФП). В зависимости от типа ядерного медицинского обследования, радиофармацевтический препарат водится либо внутривенно, либо путем вдыхания его в качестве газа, так он аккумулируется в обследуемых органах тела. Радиоактивная эмиссия от РФП отслеживается специальной камерой, на которой отображаются картинка и детальная молекулярная информация.

Методы диагностики с использованием меченых изотопов, позволяющие за счёт раннего выявления заболеваний проводить своевременную и адекватную терапию, на сегодняшний день считаются самыми передовыми [1,2].

Позитронно-эмиссионная томография (ПЭТ) является одним из наиболее перспективных направлений ядерной медицины.

В тело человека внутривенно вводится радиофармпрепарат. Он состоит из радионуклида, дающего излучение, и носителя, который доставляет радионуклид в орган, нуждающийся в диагностике. Излучение радионуклида считывает специальный аппарат – позитронно-эмиссионный томограф (ПЭТ). Полученная информация передается на монитор компьютера врача, где формируется информативное изображение исследуемого органа. Таким образом, можно увидеть функциональные особенности исследуемого органа.

ПЭТ позволяет обнаружить опухоль или ее метастазы в тот момент, когда другие методы исследования их просто не заметят. Так, с помощью ПЭТ можно увидеть новообразования размером 3–4 мм, при этом быть точно уверенным в злокачественной природе опухоли. Если при однофотонной эмиссионной компьютерной томографии для каждого органа используют свой изотоп, для ПЭТ нужен один элемент – 2-дезоксид-2-фторо-D-глюкоза. Он имеет свойство накапливаться в злокачественных клетках.

Этот метод функциональной диагностики позволяет с высочайшей точностью разглядеть нарушения функций органа и начать его

лечение ещё до того, как в нём начнутся какие-либо структурные изменения [3].

Началом процесса ПЭТ-сканирования является взаимодействие излучения в теле человека, за которым следуют физические процессы, связанные с детектированием частиц и с генерированием соответствующих электрических сигналов. После этого электронные системы осуществляют аналоговую обработку сформированных электрических сигналов, обычно включающую усиление принятых импульсов и преобразование аналогового сигнала в цифровое представление. После этого система сбора данных приступает к сбору цифровых данных, осуществляя в реальном времени отбор наиболее существенной информации. Перед тем как вывести информацию, предварительно проводится ее обработка, и информация предоставляется в удобном для последующего анализа виде. Это происходит следующим образом.

К экспериментальной кривой, получившейся в ходе исследования, последовательно подгоняются теоретические кривые, рассчитанные в рамках различных математических моделей, и с помощью статистических критериев выбирается модель, наилучшим образом соответствующая экспериментальным данным. Наиболее распространенные кинетические модели собраны в Банк математических моделей ПЭТ, представляющий собой набор дифференциальных уравнений, описывающих физиологические процессы в организме и в отдельных его органах. Создание эффективного набора моделей, описывающих функционирование биохимических систем, представляет собой необычайно сложную и до сих пор до конца не решенную проблему. Решение такой задачи требует обширных физиологических исследований, которые далеки от завершения. Некоторые модели весьма громоздки и требуют трудоемких вычислений, с которыми не справляются современные компьютеры. Поэтому широко распространено использование простых моделей, сильно упрощающих реальный процесс, но все-таки правильно отражающих его основные особенности.

Когда теоретическая модель выбрана, происходит процесс моделирования изображения, которое показывает распределение радиоактивности [4].

Во многих медицинских центрах отсканированные изображения ПЭТ могут быть наложены на изображения от КТ или МРТ, чтобы получить более точные визуальные сведения. Данную практику называют слиянием изображений. Слияние изображений дает возможность объединить и интерпретировать результаты двух методов обследования, что позволяет увеличить точность информации и обеспечить точность постановки диагноза. В настоящее время производятся аппара-

ты, объединяющие в себе однофазные эмиссионные компьютерные томографы и КТ, а также позитронно-эмиссионные томографы и КТ, с их помощью можно провести оба исследования одновременно. Новое достижение гибридной радиологии ПЭТ и МРТ.

Радионуклидная терапия – раздел ядерной медицины, представляющий особую разновидность лучевой терапии. Ее особенность состоит в том, что лучевое воздействие осуществляется не за счет внешнего облучения, которое воздействуют как на раковые, так и здоровые клетки, а путем введения непосредственно в организм пациента лечебного радиофармацевтического препарата, содержащего радионуклид, который целенаправленно доставляется к пораженному опухолью органу. В таких случаях, как правило, используют альфа- и бета-излучающие радионуклиды с достаточно большими периодами полураспада (дни, десятки дней).

В 2015 году в г. Тамбове был открыт ПЭТ-центр, который проводит ПЭТ/КТ-диагностику [5]. В нем используется позитронно-эмиссионный томограф Discovery PET/CT 600 производства корпорации General Electric.

Также в ПЭТ-центре г. Тамбова предоставляется возможность лечения с помощью технологии Кибер-нож. Это радиохирургическая система производства компании Assiguа, предназначенная для лечения опухолей. Технология Кибер-нож основана на том, что опухоль облучается тонким сфокусированным пучком радиации под разными углами. При этом слабый пучок радиации проходит и через здоровые ткани, но не вредит им, а сама опухоль оказывается всегда облученной под разным углом. В итоге, происходит «накопление эффекта» радиации, и клетки опухоли уничтожаются, а здоровые клетки успешно регенерируются [6].

Уникальность методов ядерной медицины состоит в том, что они позволяют диагностировать функциональные отклонения жизнедеятельности органов на самых ранних стадиях болезни до клинического проявления симптомов заболеваний [7].

Библиографический список

1. Марусина, М.Я. Современные виды томографии: учебное пособие / М.Я. Марусина, А. О. Казначеева. – Спб: СПбГУ ИТМО, 2006. – 132 с.
2. Коновалова, К.Н. Современные средства обработки информации в ядерной медицине / К.Н. Коновалова, Т.А. Фролова // Виртуальное моделирование, прототипирование и промышленный дизайн: тез. докл. межд. н-практ. конф. Тамбов, 2015. С.259-263.

3. Потлов А.Ю. Трехмерное представление поздно пришедших фотонов для детектирования неоднородностей в диффузионной оптической томографии / А.Ю. Потлов, С.Г. Проскурин, С.В. Фролов. Квантовая электроника. 2014. Т. 44. № 2. С. 174-181.
4. Потлов А.Ю. Метод локализации неоднородностей в импульсной диффузионной оптической томографии / А.Ю. Потлов, С.Г. Проскурин, С.В. Фролов. Математические методы в технике и технологиях - ММТТ. 2015. № 4 (74). С. 41-42.
5. Проскурин С.Г. Доплеровское картирование знакопеременного потока со сложной структурой с помощью оптической когерентной томографии. С.Г. Проскурин, А.Ю. Потлов, С.В. Фролов. Квантовая электроника. – 2014. Т. 44. № 1. С. 54-58.
6. Проскурин С.Г. Время-разрешённая диффузионная оптическая томография биологических тканей на основе поздно пришедших фотонов. С.Г. Проскурин, А.Ю. Потлов, С.В. Фролов. Вестник Рязанского государственного радиотехнического университета. 2014. № 49. С. 41-45.
7. Проскурин С.Г. Визуализация кровеносных сосудов при помощи оптической когерентной томографии / С.Г. Проскурин, С.В. Фролов. Медицинская техника, 2012. – № 3. С. 9-13.

УДК 004.932

КЛАССИФИКАЦИЯ НОВООБРАЗОВАНИЙ МОЛОЧНОЙ ЖЕЛЕЗЫ НА ОСНОВЕ АНАЛИЗА ИХ ФОРМЫ

Ю.А. Подгорнова

В докладе предлагается классификация новообразований молочной железы на основе анализа их формы. Представлены структура алгоритма, зависимости качества работы алгоритма от особенностей внутреннего строения злокачественных заболеваний. Приведены результаты экспериментальных исследований, которые доказывают возможность использования разработанного алгоритма в маммографическом скрининге.

Рентгеновская маммография – это основополагающая методика диагностики заболеваний молочной железы, позволяющая выявлять злокачественные опухоли на ранних стадиях развития путем визуализации минимальных размеров новообразований [1].

Большинство новообразований молочной железы на маммограмме различаются по форме, внутренней структуре и плотности.

Киста дает однородную тень, по плотности, сходную с железистой тканью молочной железы, округлой или овальной формы [2].

Применительно к рентгеновским маммографическим снимкам фиброаденома представляет собой образование округлой, овальной формы, реже - дольчатого строения с четким ровным контуром. Плотность её выше или сравнима с плотностью ткани молочной железы [2].

Злокачественное новообразование (рак молочной железы) – опухоль звёздчатой структуры с нечеткими границами, имеющее низкую плотность [2].

За рубежом для стандартизации интерпретации результатов исследования молочных желез лучевыми методами визуализации используется система BI-RADS [3], которая представляет собой словарь опухолей молочной железы. В нем различаются 4 категории формы новообразования: круглые, овальные, дольчатые и нечеткой формы. Обычно плохо определяемые формы новообразований соответствуют злокачественным поражениям молочной железы.

Алгоритм классификации опухолей на маммограмме можно представить в виде следующей последовательности шагов: 1. контрастирование маммограммы [4-9]; 2. выделение области новообразования [4-9]; 3. выделение контура опухоли [7]; 4. построение выпуклой оболочки опухоли [10]; 5. расчет геометрических характеристик; 6. формирование вектора признаков; 7. классификация типа опухоли.

Алгоритмы контрастирования и выделения областей новообразований достаточно полно описаны в [4-9].

Выделение контура выполняется в два этапа. Сначала с помощью оператора Собела выделяется контур объекта. Зачастую контур получается не одноточечный, поэтому, используя утоньшение, приводим его к одноточечному.

В качестве геометрических характеристик используем площадь опухоли (K_1), ее периметр (K_2), коэффициент формы опухоли (K_3), площадь выпуклой оболочки (K_4), коэффициент формы выпуклой оболочки (K_5). Затем из полученных характеристик формируется вектор признаков $K[K_1, K_2, \dots, K_5]$, который сравнивается с эталонными векторами $K_3[K_{3,1}, K_{3,2}, \dots, K_{3,5}]$ – признаками из базы данных, при этом вычисляются минимумы средних сумм квадратов отклонений [9]. Тем самым определяется тип новообразования, то есть осуществляется машинная диагностика болезни молочной железы.

В докладе подробно рассмотрены особенности работы каждого блока предложенного алгоритма, приведены результаты экспериментов на тестовых и реальных маммограммах.

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 16-37-00227.

Библиографический список

1. Фишер У., Баум Ф. Маммография. 100 клинических случаев. Пер. с англ. /Под общ. ред. проф. Н.В. Заболотской. - "МЕДпресс-информ". - 2009. - 368 с.
2. Корженкова Г.П. Комплексная рентгено-сонографическая диагностика заболеваний молочной железы, 1-е издание – М.: ООО «Фирма СТРОМ», - 2004 – 128 с., ил.
3. Митина Л.А., Казакевич В.И., Фисенко Е.П., Заболотская Н.В. Лучевая диагностика патологии молочных желез с использованием системы BI-RADS // Онкология. Журнал им. П.А. Герцена, № 3, 2013. – С. 17-19
4. Садыков С.С., Буланова Ю.А., Захарова Е.А. Алгоритм выделения области кисты на малококонтрастных маммограммах // Информационные технологии. - 2013. - №8. - С. 53-57. - ISSN 1684-6400
5. Садыков С.С., Захарова Е.А., Буланова Ю.А. Использование информационных технологий для выявления области кисты молочной железы на маммограммах // Вестник рентгенологии и радиологии. - 2013. - №3. - С. 15-20. - ISSN 0042-4676
6. Буланова Ю.А. Использование информационных технологий для локализации области рака молочной железы на маммограммах с преобладанием железистого компонента // Прикаспийский журнал: управление и высокие технологии. - 2013. - №3 (23) . - С. 100-111. - ISSN 2074-1707
7. Садыков С.С., Буланова Ю.А., Захарова Е.А. Компьютерная диагностика новообразований на маммографических снимках // Компьютерная оптика. - 2014. - т.38, №1. - С. 131-138. - ISSN 0134-2452
8. Буланова Ю.А. Экспертно-аналитическая система обработки и анализа маммограмм // Прикаспийский журнал: управление и высокие технологии. - 2014. - №1 (25) . - С. 92-102. - ISSN 2074-1707
9. Sadykov S.S., Bulanova Y.A. Algorithm of localization of breast cancer in the background of mastopathy // 11th International Conference on Pattern Recognition and Image Analysis: New Information Technologies (PRIA-11-2013), 2013. – vol. 2. – P. 717-721.
10. Магдеев Р.Г., Биктимиров Л.Ш. Применение алгоритмов построения выпуклой оболочки при анализе изображений микроструктуры металла // Известия Самарского научного центра Российской академии наук. - 2014. - т.16, №6(2). - С. 496-500

ОПРЕДЕЛЕНИЕ ПАТОЛОГИИ ПИРАМИДАЛЬНОГО ТРАКТА НА ОСНОВЕ СРАВНЕНИЯ ДВУХ СИГНАЛОВ

О.И. Тювакова, В.Н. Морозов

Рязанский государственный радиотехнический университет

В статье рассмотрен подход к определению патологии пирамидального тракта. Выделены и описаны характерные особенности сокращения скелетных мышц. Определен основополагающий фактор, который влияет на оценку функционального состояния скелетных мышц и окончаний периферических нервов при проведении электромиографии.

Вопросы функционирования нервно-мышечной системы человека являются одной из интенсивно разрабатываемых проблем современной физиологии. Мышечная система человека включает в себя три группы мышц:

1. Скелетные мышцы (они же поперечнополосатые или произвольные);
2. Гладкие мышцы стенок сосудов или внутренних органов;
3. Сердечная мышца.

Известно, что опорно-двигательный аппарат – это кости скелета с суставами, связки и мышцы с сухожилиями. Кости и суставы участвуют в движении пассивно, подчиняясь действию мышц, являющихся активной частью двигательного аппарата. Всего в теле человека около 600 скелетных мышц: мышцы головы, туловища и конечностей, поражение которых приводит к серьезным последствиям.

Заболевания, связанные с поражением мышечной системы человека, в наше время сильно распространены. Чтобы поставить точный диагноз, а именно характер болезни мышц, пациенту необходимо сделать определенное обследование, на основе которого врач назначит необходимое лечение. Для определения места, степени и распространенности мышечного поражения используют электромиографию (ЭМГ) – это диагностический метод, с помощью которого специалисты оценивают функциональное состояние скелетных мышц и окончаний периферических нервов. Она относится к наиболее широко используемым методам диагностики функционального состояния человека в оздоровительных, медицинских учреждениях, что является актуальной задачей на сегодняшний день [1].

Сокращение скелетной мышцы возникает только при поступлении к ней сигналов от центральной нервной системы (ЦНС), которая представлена головным и спинным мозгом. Для изучения функциональной активности коры большого мозга и ее взаимоотношений с подкорковыми структурами используется метод регистрации биотоков мозга – электроэнцефалография (ЭЭГ). ЭЭГ – это диагностический метод, с помощью которого специалисты исследуют активность головного мозга путем записи электрических импульсов, исходящих из различных его областей. Двигательные сигналы, поступающие на мышечное волокно, непосредственно передаются от коры большого мозга к спинному через кортикоспинальный тракт (или пирамидный тракт) и опосредованно – через множество вспомогательных путей, вовлекающих мозжечок и разные ядра ствола мозга. Пирамидальный путь состоит из двух пучков нервных волокон:

- корково-спинномозгового пути, идущего от коры к спинному мозгу;
- корково-ядерного пути, направляющегося от коры к двигательным ядрам черепных нервов.

Пирамидальные пути расположены под корой в виде лучистого венца, постепенно сближаясь друг с другом, проходят определенный путь. Пучки волокон корково-спинномозгового тракта, постепенно истончаясь, заканчиваются на альфа-мотонейронах передних рогов спинного мозга всех сегментов, которым они передают двигательные импульсы. Таким образом, чтобы человеку осуществить простое произвольное движение, импульсы от коры большого мозга по аксонам пирамидальных клеток должны идти двумя путями: к мотонейронам передних рогов спинного мозга и к двигательным ядрам черепных нервов. Далее импульсы доходят до соответствующих мышц и вызывают сокращение их мышечных волокон [2].

Мышцы туловища получают преимущественно одностороннюю корковую двигательную иннервацию из противоположного полушария головного мозга. Следовательно, при одностороннем поражении пирамидального пути исчезают движения с противоположной стороны именно в мышцах конечностей, но функция большинства мышц, иннервируемых черепными нервами (мышцы шеи, туловища и промежности) при этом не нарушаются. При пирамидной недостаточности, т.е. при поражении самой нервной клетки Беца или ее аксона (содержащаяся в моторной коре головного мозга) происходит растормаживание нейрона (находящегося в спинном мозге) и она начинает посылать избыточное количество нервных импульсов к мышцам. Мышечный тонус повышается, повышаются рефлексы, возникает дрожание. При

отклонении мышечного тонуса от нормы происходит изменение мышечного сокращения: при снижении тонуса снижается амплитуда волны мышечного сокращения, при подъеме - повышается. При поражении пирамидального пути мышцы могут вообще не получать иннервацию от коры. В таком случае произвольные движения в этих мышцах становятся невозможными, они перестают сокращаться, возникает паралич [3].

Исходя из всего сказанного, выяснено, что основополагающий фактор, который влияет на оценку функционального состояния как скелетных мышц, так и окончаний периферических нервов при проведении электромиографии, является кора большого мозга. При обследовании пациента, который жалуется на слабость и боль в мышцах, врач с помощью метода электромиографии только исследует функциональное состояние и функциональные особенности мышечных волокон, двигательных единиц, нервно-мышечной передачи и т.п. А что является самой главной причиной поражения мышц (т.е. это патология пирамидального тракта или коры большого мозга, спинного мозга), он может и не узнать. Поэтому предлагается изучить состояние пирамидального тракта на основе сравнения сигналов ЭЭГ и ЭМГ, снятых с одного человека в одно и то же время. Для условного изображения такого взаимодействия составим модель «черного ящика», которая показана на рисунке 1.

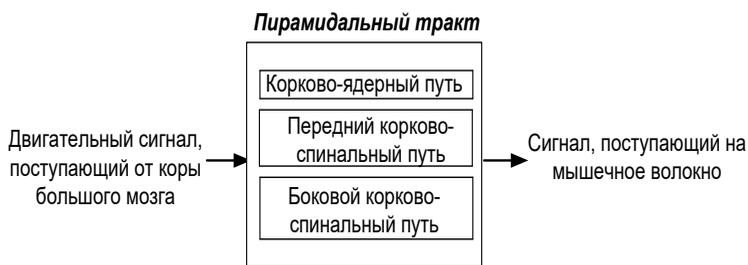


Рис. 1 – Модель «черного ящика» взаимодействия сигналов

Программа произвольных сокращений скелетных мышц формируется в структурах мозга, а команды поступают к мышцам по пирамидному пути (корково-спинномозговые, корково-ядерные, корково-ретикулярные и другие нервные волокна). Задача стоит в определении передаточной функции, по виду которой можно определить патологию прохождения сигнала по пирамидальному пути.

Библиографический список

1. Одинак М.М., Живолупов С.А. Руководство для врачей "Заболевания и травмы периферической нервной системы (обобщение клинического и экспериментального опыта)" - Санкт-Петербург, изд. "СпецЛит", 2009. - 568 с.
2. Рангайян Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход/пер. с англ.; под ред. А.П. Немирко. – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2007. – 440с.
3. А. А. Скоромец, А. П. Скоромец, Т. А. Скоромец. Топическая диагностика заболеваний нервной системы - СПб.: Политехника, 2007. – 399с.

УДК 681.518.3:616-07

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ МЕТОДОВ РЕГИСТРАЦИИ ДЫХАНИЯ В ЗАДАЧЕ МОНИТОРИРОВАНИЯ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ОРГАНИЗМА

О.В. Мельник, С.Ю. Панфилова

Рязанский государственный радиотехнический университет

В статье рассматриваются основные классы методов регистрации дыхания с целью мониторинга состояния организма. Описываются методы дистанционной регистрации дыхания и проводится их сравнительный анализ с позиции преимуществ и недостатков.

Одним из текущих направлений развития медицины является применение устройств, в том числе носимых, для контроля над функциональным состоянием организма человека. Не менее важным в этой области является отслеживание состояние человека-оператора. В задаче оценки функционального состояния организма (ФСО) в процессе повседневной деятельности человека перспективным направлением представляется регистрация сигнала дыхания. Следовательно, встает вопрос о выборе наиболее качественного и удобного метода регистрации параметров дыхания в условиях мониторинга ФСО.

Существует множество различных методов регистрации дыхания, пригодных для дистанционного мониторинга и носимых устройств.

Методы исследования дыхательной функции организма, такие, как спирометрия и капнометрия, обеспечивают возможность количественной оценки различных аспектов дыхательного цикла, однако не могут быть использованы в задачах мониторинга функционального состояния человека во время его повседневной активности. Методы

регистрации сигнала дыхания, которые удовлетворяют требованию минимального ограничения активности человека, позволяют достоверно оценить только фазы дыхательного цикла. Существующие методы можно разделить на три группы – прямые, непрямые и дистанционные [1].

Методы прямой регистрации сигнала дыхания с использованием датчиков, находящихся в непосредственном контакте с телом пациента, основываются, как правило, на регистрации изменения окружности грудной клетки во время дыхательного цикла или на измерении температуры вдыхаемого и выдыхаемого воздуха (например, в качестве датчика может использоваться терморезистор). Фиксация моментов периодически повторяющихся движений грудной клетки может быть наиболее просто осуществлена с помощью трёх типов пассивных биоправляемых датчиков: контактных, резистивных и пневматических [2]. Конструктивно такие датчики входят в состав поясов, размещаемых, в зависимости от типа дыхания, на грудной клетке или брюшной полости человека. Также известен способ оценки дыхательных движений при помощи пьезоэлектрических датчиков вмонтированных в основание кровати или матрасы (BioMatt; Biorec, Turku, Финляндия). Основным недостатком такого типа датчиков является сложность конструкции и низкая точность метода[3].

Методы непрямой регистрации дыхательного сигнала основаны на извлечении информации о дыхании из других регистрируемых сигналов. Хорошо разработанным является аппарат извлечения дыхательного сигнала из электрокардиосигнала (ECG-derived respiration, (EDR)). В последнее время появились информация о возможности достоверного восстановления сигнала дыхания на основе данных фотоплетизмографии. Таким образом, оценка параметров дыхательного цикла может быть реализована как дополнительная функция в носимых системах мониторинга сердечной активности, в том числе и с использованием фотоплетизмографии, наиболее широко распространенной в составе бытовых портативных устройств мониторинга, таких, как фитнес-браслеты или клипсы [1].

Наиболее перспективными и эффективными методами являются *методы дистанционной (бесконтактной) регистрации* дыхательных движений, поскольку не ограничивают жизнедеятельность пациента и не доставляют дискомфорта. Исследования в этой области связаны с применением радиолокационных методов с использованием когерентных квадратурных или сверхширокополосных приемников, WiFi-технологии, использованием анализа отраженных ультразвуковых или оптических сигналов, обработкой видеоизображений. Наибольшие

успехи в данной области заявлены группой разработчиков Массачусетского технологического института, чей проект «Vital-radio» предназначен для реализации возможности одновременной регистрации сигналов пульса и дыхания у нескольких лиц, находящихся в помещении [1].

Рассмотрим методы бесконтактного мониторинга дыхательных движений подробнее.

Одним из методов бесконтактного мониторинга дыхания и сердцебиения является оптическая интерферометрия. В данном случае сенсор определяет изменения объема с помощью регистрации перемещения лазерных точек на поверхности тела. Система фиксирует перемещение более 100 изолированных точек на верхней половине тела в вертикальном направлении и, по сумме измерений, регистрирует полученные данные как дыхательное движение[4]. К недостаткам данного способа следует отнести тот факт, что сигналы оптического диапазона часто блокируются одеждой и постельными принадлежностями пациента.

Другим наиболее популярным и удобным способом является ультразвуковое мониторирование. Используется принцип отражения радиоволн для регистрации на расстоянии состояния сна, дыхательных усилий, движений тела и даже сердечных сокращений. Разделение и интерпретация сигналов осуществляется за счет сложной системы обработки данных. Данный метод исследования позволяет идентифицировать нарушения дыхания[4]. Недостатком является низкое соотношение сигнал-шум.

Метод, основанный на инфракрасном излучении, можно разделить на две методики. Первая основана на регистрации теплового потока воздуха около ноздрей пациента. При анализе полученной информации может быть воспроизведена дыхательная кривая. Последовательная сегментация околоносовой области и алгоритмы, отслеживающие движения лицевой мускулатуры делают возможным длительный мониторинг дыхания. Таким образом, вышеописанный метод является бесконтактным эквивалентом термистора. Полученные данные обрабатываются в режиме реального времени с помощью специального программного обеспечения[4]. Вторая методика основана на регистрации изменения положения грудной клетки, путем использования инфракрасных датчиков (PIR), которые регистрируют тепловое излучение объектов. Данный метод называют пассивным, поскольку датчик не излучает, а улавливает диапазон инфракрасного излучения. Датчики представляют собой двухэлементные пироэлектрические сенсоры, которые генерируют электрический заряд под воздействием

излучения инфракрасного спектра. К недостаткам данного метода можно отнести невозможность распознавания различных типов движений, что является важным при оценке качества отслеживания частоты дыхательных движений и наблюдении за малоподвижными больными, а также необходимость точного позиционирования прибора, чтобы избежать искажения полезного сигнала, так как испытуемый будет выходить за пределы зоны действия прибора.

Еще одним методом, который можно отнести, как к контактному, так и к бесконтактным методам регистрации является использование так называемой «интеллектуальной» одежды, в которой используются пьезоэлектрические текстильные датчики. Недостатком этого метода является возможность смещения электродов относительно кожи пациента, что может существенно отразиться на регистрируемой информации.

Преимуществом данных методов во всех случаях является отсутствие ограничения двигательной активности пациента. Недостатки каждого из дистанционных методов представлены в таблице 1.

Таблица 1 – Сравнение бесконтактных методов регистрации дыхания

Название метода регистрации дыхательных движений	Принцип действия	Недостатки
Ультразвуковой	Отражение радиоволн от объекта	Соотношение сигнал-шум для данного типа устройств низкое
Инфракрасный	Регистрация теплового потока воздуха около ноздрей пациента	Отсутствует возможность распознавания различных типов движений Необходимость точного позиционирования прибора по дальности относительно человека
	Регистрация изменения положения грудной клетки	
Оптическая интерферометрия	Регистрация перемещения лазерных точек на поверхности тела	Сигналы оптического диапазона частот блокируются одеждой и постельными принадлежностями пациента.
Интеллектуальная одежда	Использование текстильных пьезоэлектрических датчиков, встраиваемых в одежду	Смещение электродов относительно кожи пациента, что влияет на результаты исследования

Каждый из классов методов регистрации сигнала дыхания имеет свои достоинства и ограничения, и, в зависимости от конкретной области, в которой решается задача оценки ФСО (спортивная медицина, мониторинг состояния человека-оператора, разработка системы «умного дома» или носимого трекера), предпочтение может быть от-

дано различным подходам. В любом случае в качестве выходной информации будут выступать временные параметры, характеризующие длительность дыхательного цикла и его фаз. [1]. Однако наиболее перспективным в задаче мониторинга является использование бесконтактных методов регистрации.

Библиографический список

1. О.В. Мельник, С.Ю. Панфилова. Перспективы использования параметров дыхательного ритма в оценке функционального состояния организма // Биомедицинская радиоэлектроника, 2016, № 6. С. 21-26.
2. Федотов, А.А. Методы и средства клинического мониторинга: Учеб. пособие / А.А. Федотов, С.А. Акулов; Самар. гос. аэрокосм. ун-т.; Самара, 2014, 252 с.
3. Анищенко Л.Н., Васильев И.А., Журавлев А.В., Ивашов С.И., Разевиг В.В. Способ автоматизированной дистанционной оценки параметров двигательной активности, дыхания и пульса человека или животного // Патент РФ № 2463949, 30.12.2010.
4. Бузунов Р.В. Эволюция технологий изучения сна и дыхания во сне [Электронный ресурс] // Бузунов-РФ. Лечение расстройств сна: сайт. – URL: <http://buzunov.ru/evolyuciya-texnologij-izucheniya-sna-i-dukhaniya-vo-sne/> (дата обращения: 02.11.2016)

УДК 681.518.3:616-07

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ЗАВИСИМОСТИ ПАРАМЕТРОВ ДЫХАТЕЛЬНОГО ЦИКЛА ОТ ЭМОЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ЧЕЛОВЕКА И СТАТИСТИЧЕСКАЯ ОБРАБОТКА РЕЗУЛЬТАТОВ

О.В. Мельник, С.Ю. Панфилова

Рязанский государственный радиотехнический университет

В статье рассматривается программное обеспечение для обработки и анализа сигнала дыхания. Описывается исследование зависимости временных параметров дыхания от эмоционального состояния испытуемого и проводится анализ статистической значимости полученных результатов по t-критерию Стьюдента.

Дыхательные движения при эмоциях претерпевают характерные для различных эмоциональных состояний изменения своей скорости и амплитуды [1]. В процессе трудовой деятельности, особенно связан-

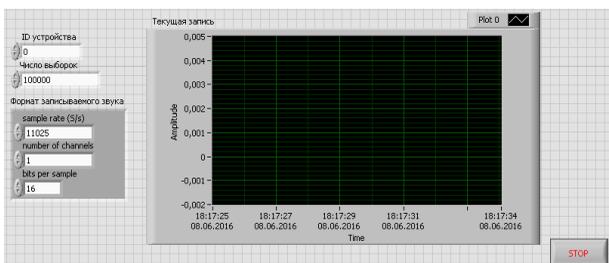
ной с высокой концентрацией внимания, важной является оценка степени вовлеченности человека именно в ментальную активность [2].

В ходе работы был проведен анализ различных источников, и обнаружено, что показательным при эмоциях является соотношение между продолжительностью вдоха и выдоха. Г. Штерринг (1906) определял это отношение путем деления времени вдоха на время всего цикла (состоящего из вдоха и выдоха) и получил следующие данные, показывающие значительное увеличение при эмоциональных состояниях продолжительности вдоха по сравнению с продолжительностью выдоха:

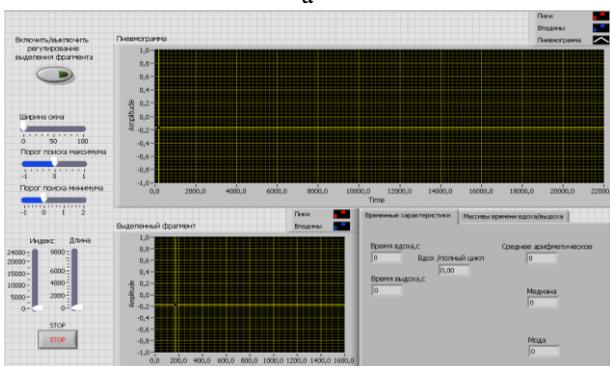
- при покое 0,43
- при возбуждении 0,60
- при удивлении 0,71
- при внезапном испуге 0,75[3].

Для проверки гипотезы о возможности использования данных, представленных Штеррингом, было разработано программное обеспечение для обработки и анализа сигнала дыхания. Программная реализация процедур анализа дыхательных паттернов была выполнена в среде разработки LabVIEW 2012 [3]. Для формирования дыхательного сигнала был применен метод регистрации с использованием терморезистора, закрепляемого в области носа. Для ввода и оцифровки данных использовался микрофонный вход звуковой карты персонального компьютера.

На рисунке 1 представлена лицевая панель системы для анализа паттернов дыхания. Под буквой а представлена часть лицевой панели записи файла, под буквой б представлена часть лицевой панели обработки сигнала. На лицевой панели расположены: развертка записываемой записи пневмограммы, подстройка формата записываемого звука, развертка текущей записи пневмограммы, развертка ее выбранного фрагмента, регуляторы выделения фрагмента текущей пневмограммы «Начальный индекс», «Длина», кнопка включения/выключения выделения фрагмента, кнопка выключения системы, регуляторы обнаружения пиков и впадин «Ширина окна», «Порог поиска максимума», «Порог поиска минимума» [3].



а



б

Рис. 1 – Лицевая панель системы для анализа паттернов дыхания:
а - лицевая панель записи файла, б - лицевая панель обработки сигнала

Также, на вкладке «Временные характеристики» расположены индикаторы времени вдоха, выдоха, отношения времени вдоха к полному времени цикла и индикаторы соответствующих им средних значений. На вкладке «Массивы времени вдоха/выдоха» расположены соответствующие массивы времени вдохов и выдохов. Система работает в двух режимах: обработка всей записи пневмограммы и обработка ее фрагмента. Выбор необходимого фрагмента осуществляется с помощью регуляторов выделения фрагмента пневмограммы [3].

Экспериментальное исследование проводилось на записях пневмограмм, снятых в состоянии эмоциональной и ментальной активности. Участники эксперимента – 7 человек в возрасте 21-22 лет. Состояние эмоциональной активности испытуемых провоцировалось путем просмотра эмоциональных картин, состояние ментальной активности – чтением научно-технической литературы.

Можно заметить, что в состоянии эмоционального возбуждения наблюдается преобладание времени вдоха (восходящий участок пнев-

мограммы) над временем выдоха (нисходящий участок), в состоянии же ментальной активности – наоборот.

Согласно теории Штерринга основным коэффициентом является отношение времени вдоха к полному циклу дыхания. Результаты работы программы по обработке пневмограмм и характерные паттерны дыхания в состоянии эмоциональной и ментальной активности представлены на рисунке 2.

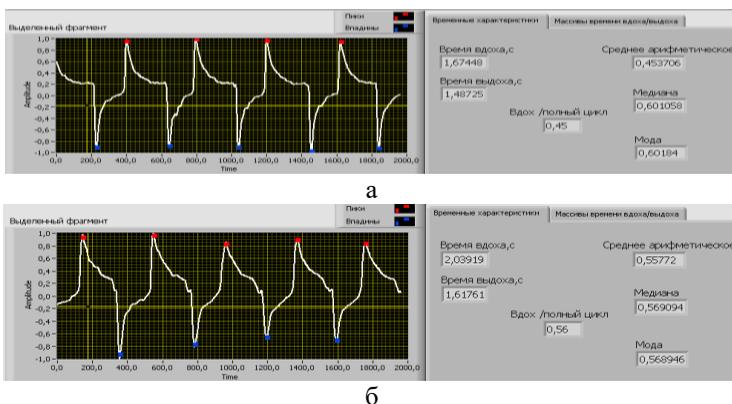


Рис. 2 – Результаты работы программы по анализу паттернов дыхания: а – паттерны дыхания в состоянии ментальной нагрузки; б – паттерны дыхания в состоянии психоэмоциональной нагрузки

По результатам исследований были получены следующие значения коэффициентов отношения время вдоха к полному циклу.

Таблица 1 – Коэффициенты отношения времени вдох/полный цикл

Эмоциональная активность	Ментальная активность
0.59	0.37
0.59	0.45
0.58	0.45
0.60	0.39
0.56	0.44
0.57	0.44
0.58	0.43

Проверим получившиеся выборки на существенность различий между ними по t-критерию Стьюдента. Расчет коэффициента Стьюдента был произведен автоматически в специальной программе.

Таблица 2 – Расчет t-критерия Стьюдента

№	Выборки		Отклонения от среднего		Квадраты отклонений	
	Выборка №1	Выборка №2	Выборка №1	Выборка №2	Выборка №1	Выборка №2
1	0.59	0.37	0.01	-0.05	0.0001	0.0025
2	0.59	0.45	0.01	0.03	0.0001	0.0009
3	0.58	0.45	0	0.03	0	0.0009
4	0.60	0.39	0.02	-0.03	0.0004	0.0009
5	0.56	0.44	-0.02	0.02	0.0004	0.0004
6	0.57	0.44	-0.01	0.02	0.0001	0.0004
7	0.58	0.43	0	0.01	0	0.0001
Сум- мы:	4.07	2.97	0.01	0.03	0.0011	0.0061
Сред- нее:	0.58	0.42				

В итоге были получены следующие результаты статистической обработки эксперимента:

Среднее арифметическое выборки 1: 0.58

Средняя ошибка средней арифметической выборки 1 (m_1): 0.01

Количество измерений в первой группе (n_1): 7

Среднее арифметическое выборки 2 (M_2): 0.42

Средняя ошибка средней арифметической выборки 2 (m_2): 0.03

Количество измерений во второй группе (n_2): 7

Значение t-критерия Стьюдента: 11.31

Различия статистически значимы ($p < 0,05$)

Число степеней свободы $f = 12$

Критическое значение t-критерия Стьюдента = 2.179, при уровне значимости $\alpha = 0,05$

На основе полученных результатов можно сделать вывод, что получившиеся выборки значимо отличаются друг от друга, а, следова-

тельно, существует разница между значениями коэффициента отношения времени вдоха к полному времени дыхательного цикла в состоянии ментальной и эмоциональной активности. В силу погрешности проведения исследований, а именно человеческого фактора, который выражается в том, что испытуемые во время проведения исследований могут отвлекаться от поставленной перед ними задачи, существует отклонение коэффициентов при ментальной активности от значения 0,30, выдвинутого Штеррингом. Однако в целом выдвинутая гипотеза подтверждается, поскольку выборки статистически различны, а, следовательно, можно говорить о различии в дыхательных циклах человека в состоянии эмоциональной возбужденности и ментальной активности.

Таким образом, показана возможность использования параметров дыхания для оценки психоэмоциональной составляющей ФСО, однако требуются дополнительные исследования по выбору оптимальной длины анализируемого фрагмента дыхательного сигнала и уточнению значений пороговых уровней.

Библиографический список

1. Vlemincx E., Van Diest I., Van den Bergh O. Emotion, sighing, and respiratory variability//Psychophysiology. – 2014. – Vol.52. – P. 657-666.
2. Мельник О.В., Панфилова С.Ю., Клинковская Ю.Я. Разработка континуальной модели функционального состояния для задачи контроля параметров организма человека в процессе повседневной деятельности [Текст]// Материалы Международной научно-технической и научно-методической конференции "Современные технологии в науке и образовании (СТНО-2016)". – Рязань, 2016.
3. Мельник О.В., Панфилова С.Ю. Программа для оценки психоэмоционального состояния человека на основе анализа параметров дыхательного цикла [Текст]// Труды 12-ой Международной научной конференции «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии – ФРЭМЭ'2016»/ – Владимир-Суздаль, 2016. – Книга 2. – С. 312-315.

УДК 004.942

МОДЕЛИРОВАНИЕ ЗАВИСИМОСТИ PH ОТ ОСНОВНЫХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ СОСТАВА КРОВИ В СРЕДЕ LABVIEW

С.А. Мордовина, А.М. Абрамов

Рязанский государственный радиотехнический университет

Рассматривается моделирование зависимости $pH = f(pCO_2, BE, BB)$ в среде LabVIEW на основе номограммы Siggaard-Andersen для расчета кислотно-щелочных показателей крови.

Метаболизм в организме человека работает без сбоев в «нормальных» условиях. Условия, при которых жизненно важные показатели приобретают значения вне диапазона нормальных величин, могут предотвратить нормальное функционирование протекающего обмена веществ и способствовать тяжелой болезни или, возможно, смерти. Нормальный артериальный и венозный pH крови составляет, соответственно, около 7,4 и 7,35. Т.е. кровь имеет слабощелочную реакцию. Слишком низкое значение pH, которое соответствует более высокой концентрации водорода, характерно для такого состояния организма человека как ацидоз, а значительно высокое значение pH свойственно для состояния алкалоза.

Существует три важных независимых переменных, которые влияют на pH крови: содержание углекислого газа, относительные концентрации электролита, и суммарные концентрации слабых кислот. Физические упражнения (тренировки) увеличивают производство углекислого газа, которое истощает «отсек» венозной крови так, что во время упражнений pH венозной крови значительно уменьшается. Артериальный pH может уменьшаться, если весь произведенный углекислый газ во время тренировки вымывается после прохождения через легкие.

Буферное основание (BB) отражает количественно избыточное количество фиксированной кислоты или основания в крови (Singer and Hastings, 1948). Буферное основание определяется как сумма концентраций всех буферных анионов крови: гидрокарбоната, фосфата, белков и гемоглобина в миллимолях на 1 л крови при 37°C и напряжении углекислого газа в артериальной крови $PCO_2 = 40$ мм рт. ст.; выражается в мг-экв/л. Величина буферного основания зависит от концентрации гемоглобина. При нормальном pH = 7,4 и $PCO_2 = 40$ мм рт. ст., нормальное буферное основание может быть выражено как:

$$NBB = 40,8 + 0,36 \times [Hb],$$

где [Hb] – концентрация гемоглобина в крови г/л. Нарушение кислотно-щелочного баланса приводит к отклонению буферных значений от NBB.

Избыток буферного основания (BE) – это отклонение концентрации буферных оснований от нормального уровня. Значение обычно выражается в единицах: мг-экв/л. Нормальное значение избытка буферного основания равно нулю. При повышении содержания буфер-

ных оснований величина BE становится положительной (избыток оснований), при снижении - отрицательной (дефицит оснований) [1, 2].

На основе кислотно-щелочной номограммы Siggaard-Andersen для расчета кислотно-щелочных показателей крови и ее улучшенной версии (Andersen и Engel, 1960 г.), описывающей связь между названными выше переменными в крови (PCO₂, pH, BE, BB), была разработана модель для расчета зависимости $pH = f(pCO_2, BE, BB)$ в среде LabVIEW [3,4].

LabVIEW (Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench) - среда разработки прикладных программ, созданная фирмой National Instruments (США). В ней используется интуитивно понятный язык графического программирования G. Его освоение не требует знания традиционных текстовых языков программирования. LabVIEW предоставляет широкие возможности для проведения вычислений и математического моделирования [5].

На рис. 1 показана лицевая панель разработанного виртуального прибора при его работе. На лицевой панели представлены: окно задания напряжения углекислого газа в артериальной крови (мм рт. ст.), окно задания буферного основания (мг-экв/л), окно задания избытка буферного основания (мг-экв/л) и окно вывода рассчитанного значения pH.

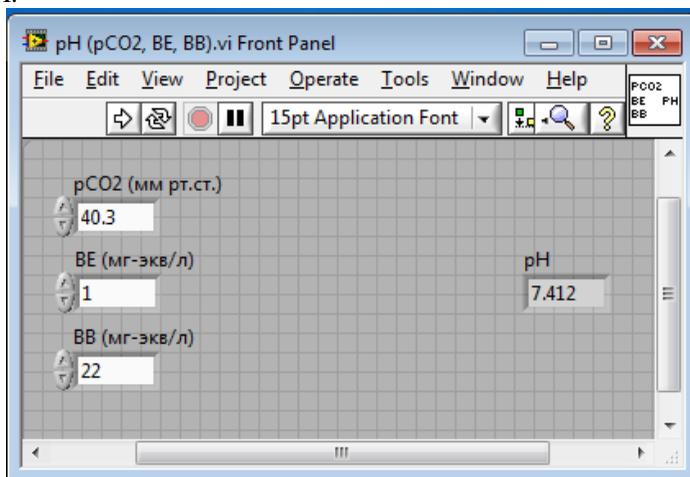


Рис. 1 – Лицевая панель разработанного виртуального прибора для расчета зависимости $pH = f(pCO_2, BE, BB)$

На рис. 2 представлена блок-диаграмма разработанного виртуального прибора.

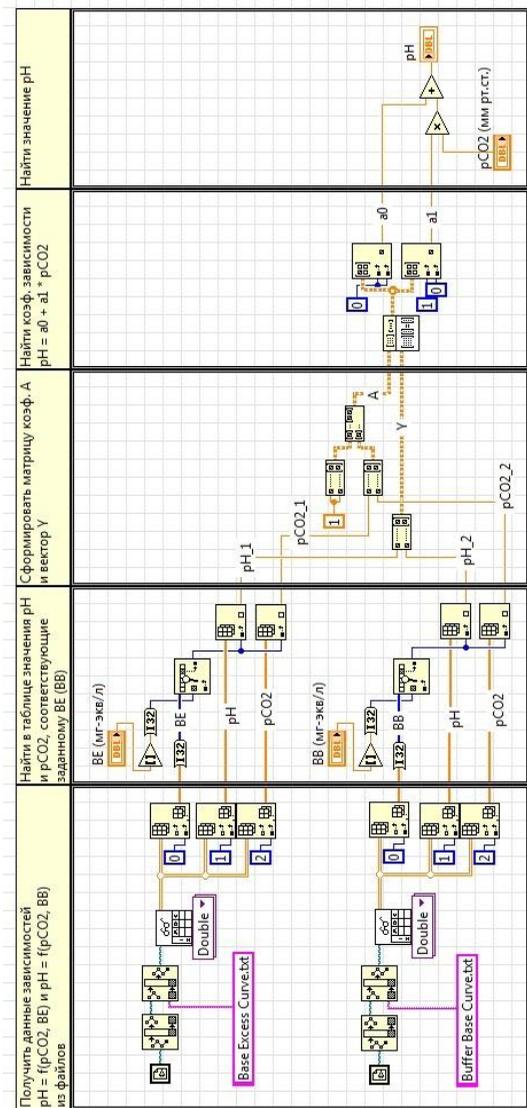


Рис. 2 – Блок-диаграмма разработанного виртуального прибора для расчета зависимости $pH = f(pCO_2, BE, BB)$

Проведенные эксперименты над моделью показывают, что она адекватна.

Планируется использовать данный разработанный прибор при моделировании системы управления газообменом организма человека, так как на альвеолярную вентиляцию влияет концентрация ионов водорода.

Известно, что при сдвиге рН плазмы крови с 7,4 до 7,0 (в кислую сторону) альвеолярная вентиляция увеличивается по сравнению с нормой в 4-5 раз, а при увеличении рН выше 7,4 вентиляция снижается. Дыхательная система регулирует содержание ионов водорода с помощью обратной связи. Деятельность дыхательной системы зависит от концентрации протонов. Поскольку высокий уровень ионов H^+ стимулирует дыхание, а усиленная вентиляция приводит к снижению содержания концентрации протонов, данный вид регуляции представляет собой типичный пример использования обратной связи [6].

Библиографический список

1. Batzel JJ, Tran HT (2000a) Stability of the human respiratory control system 1. *Journal of Mathematical Biology*41: 45-79.
2. Batzel JJ, Tran HT (2000b) Stability of the human respiratory control system 2. *Journal of Mathematical Biology*41: 80-102.
3. Andersen OS, Engel K (1960) A new acid-base nomogram an improved method for the calculation of the relevant blood acid-base data. *Scandinavian Journal of Clinical and Laboratory Investigation*12: 177-186.
4. Andersen OS (1962) The pH-log pCO₂ acid-base nomogram revised. *Scandinavian Journal of Clinical and Laboratory Investigation*14: 598-604.
5. Лупов С.Ю., Муякшин С.И., Шарков В.В. LabVIEW в примерах и задачах. Учебно-методические материалы по программе повышения квалификации «Обучение технологиям National Instruments». Нижний Новгород, 2007, 101 с.
6. Влияние альвеолярной вентиляции на рН. Влияние рН на дыхательную систему. [Электронный ресурс]. URL: <http://meduniver.com/Medical/Physiology/767.html> (дата обращения 31.10. 2016).

УДК 004.93.1, 612.86, 159.942.5

**АНАЛИЗ ЭЭГ-СИГНАЛОВ, ЗАРЕГИСТРИРОВАННЫХ
ПРИ ИЗМЕНЕНИИ ЭМОЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ
ИСПЫТУЕМОГО ПОД ВОЗДЕЙСТВИЕМ ОБОНЯТЕЛЬНЫХ
СТИМУЛОВ**

А.А. Горошук, К.В. Сидоров

Тверской государственной технической университет

Рассмотрены вопросы, связанные с поиском и анализом корреляции между характеристиками ЭЭГ-сигналов и эмоциональным состоянием человека при применении к нему обонятельной стимуляции. Приведены формализованные описания ЭЭГ-сигналов с использованием характеристик, описывающих морфологические свойства аттракторов, реконструированных по паттернам ЭЭГ. Представлены итоги интерпретации паттернов ЭЭГ, отображающих изменение знака эмоциональных состояний испытуемых в зависимости от предъявляемых им обонятельных стимулов.

Задача мониторинга эмоционального состояния человека является актуальной для многих сфер его деятельности, в том числе и для медико-биологической практики, где оценки различных эмоций пациента могут приниматься врачом для профилактической или лечебной целей (например, при оценке соматовегетативных, психомоторных или психосоматических нарушений; невротических и невротоподобных синдромов; депрессивных и эмоционально-аффективных расстройств у взрослых и детей и др.).

Одним из способов достижения озвученной задачи является создание методики исследования и разработка многоканальной биотехнической системы для регистрации и анализа невербальной информации, которая позволит конструировать сложные эмоционально значимые стимулы (например, аудио-визуальная, вкусовая, соматосенсорная и/или обонятельная стимуляция), воспринимающиеся человеком по нескольким каналам (например, слуховой, зрительный, тактильный и/или обонятельный анализатор), и регистрировать речевые сигналы испытуемого с одновременным мониторингом электрической активности его головного мозга [1]. Такая система позволит создавать базы данных с достоверными образцами биомедицинских сигналов, зарегистрированными при объективном подтверждении изменения знака и уровня эмоциональной реакции испытуемых, и позволяет сформировать экспериментальные выборки электроэнцефалограмм (ЭЭГ) и речевых сигналов, необходимых для построения модели и

правил классификации знака и уровня эмоций человека.

В данном докладе рассмотрены вопросы, связанные с поиском и анализом корреляции между характеристиками ЭЭГ-сигналов и эмоциональным состоянием человека при применении к нему обонятельной стимуляции.

Эксперименты проведены с биотехнической системой «EEG/S» [2]. Испытуемыми были условно здоровые люди – сотрудники, аспиранты и студенты Тверского государственного технического университета (5 женщин и 10 мужчин в возрасте 18–60 лет). Для регистрации и распознавания эмоциональных состояний человека по ЭЭГ на основе предъявления ему обонятельных стимулов использована методика [3], которая позволяет задействовать обонятельный анализатор человека для активизации у него соответствующих эмоций. В качестве стимулов (табл. 1) использовались запахи различной эмоциональной окраски.

В результате экспериментов сформирована база данных, включающая 120 очищенных от артефактов паттернов ЭЭГ, отображающих изменение знака и уровня эмоций испытуемых при обонятельной стимуляции. База позволяет создавать описания знака эмоций по шаблону $VALENCE_{emotion}$ [3]:

$$VALENCE_{emotion} = \langle E_i, name, d \rangle, \quad d \in \{-1, 0, +1\}, \quad (1)$$

где E_i – паттерн ЭЭГ i -го испытуемого; $name$ – идентификатор i -го испытуемого; d – значение разделительного признака: -1, 0, +1 (отрицательные эмоции (class 1), нейтральное состояние (class 2), положительные эмоции (class 3), соответственно).

Табл. 1 – Обонятельные стимулы

№	Знак эмоций	Примеры стимулов
1	Отрицательные эмоции (cluster 1)	Запахи сульфидов, аминов или эфирных масел («шалфей», «бархатцы», «можжевельник», «герань», «тимьян», «чайное дерево», «анис»).
2	Нейтральное состояние (cluster 2)	Запахи эфирных масел («иланг-иланг», «лиметт», «гвоздика», «кипарис», «мирра», «лаванда», «роза», «грейпфрут», «хо»).
3	Положительные эмоции (cluster 3)	Запахи эфирных масел («мята», «сосна», «мандарин», «эвкалипт», «лимон», «сандал», «нероли», «апельсин», «корица»).

На основе признака d (1) сформирована экспериментальная выборка из паттернов ЭЭГ (табл. 2):

$$OB_{EEG} = E^{+1}(d = +1) \cup E^0(d = 0) \cup E^{-1}(d = -1).$$

Табл. 2 – Структура базы ЭЭГ-сигналов

Выборка	Типы объектов	Частота дискретизации, Гц	Продолжительность, сек	Количество объектов			
				Всего	Class 1	Class 2	Class 3
OB_{EEG}	E_i	250	12	120	40	40	40

Для описания паттернов ЭЭГ используются характеристики реконструированного аттрактора y_n [4]:

$$y_n = (x_n, x_{n+\tau}, \dots, x_{n+(m-1)\tau}), \quad n=0, \dots, s-1, \quad s = N - (m-1)\tau, \quad (2)$$

где N – общее количество элементов временного ряда (x_1, x_2, \dots, x_N) ; τ – временная задержка между элементами ряда; m – размерность вложения.

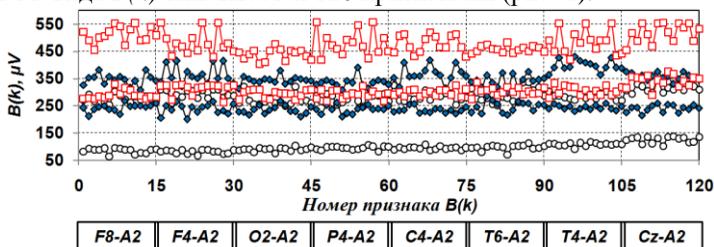
Для приближенной оценки размеров m -мерных (например, при $m=2$) проекций аттракторов вида (2) предложен алгоритм [4], позволяющий по 4 квадрантам вычислять вектор максимальной длины. На основе таких оценок по всем квадрантам находится усредненный вектор для одной (i -ой) проекции аттрактора

$\bar{A}_{\max}^i = 0,25 \sum_{j=1}^4 A_{\max}^{i,j}$, $A_{\max}^{i,j} = \max \{ \sqrt{x_h^2 + x_{h+\tau}^2} \}$, где $x_h, x_{h+\tau}$ – значения временного ряда в h -ый и $h+\tau$ -ый моменты времени; i – номер проекции; $i = \overline{1, 3}$ ($i = 1$ при $x_n - x_{n+\tau}$; $i = 2$ при $x_n - x_{n+2\tau}$; $i = 3$ при $x_{n+\tau} - x_{n+2\tau}$); j – номер квадранта проекции; $j = \overline{1, 4}$. Описание каждого паттерна ЭЭГ представляется в следующем виде:

$$B(k) = |b_w|_{p \times 1}, \quad b_w = \bigcup_{i=1}^3 \bar{B}_{\max}^i \bigcup_{j=1}^4 B_{\max}^{i,j}(w), \quad w = \overline{1, P}, \quad P \leq 8, \quad (3)$$

где $B(k)$ – признаки аттракторов, реконструированных по ЭЭГ; $B_{\max}^{i,j}$ – длина максимального вектора j -го квадранта i -ой проекции; \bar{B}_{\max}^i – длина усредненного вектора i -ой проекции; k – номер объекта ЭЭГ; $k = \overline{1, 120}$; w – номер отведения ЭЭГ (анализ паттернов ЭЭГ проводился по 8 наиболее информативным отведениям правого полушария [4]).

Таким образом, в соответствии с описанием (3), каждый объект ЭЭГ вида $V(k)$ описывается 120 признаками (рис. 1).



○ – отрицательные эмоции (class 1), ◆ – нейтральное состояние (class 2),
 □ – положительные эмоции (class 3)

Рис. 1 – Размах описаний признаков $V(k)$ (3) по 8 отведениям ЭЭГ

Графические зависимости (рис. 1) показывают отсутствие линейного разделения кластеров (class 2 и class 3) и существенные пересечения кластеров (class 1 и class 2) по всем отведениям ЭЭГ.

Полученные результаты являются предварительными и будут более детально уточняться в процессе постановки новых экспериментов с биотехнической системой «EEG/S».

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 14-01-00719.

Библиографический список

1. Rangayyan R.M. Biomedical Signal Analysis: 2nd Edition. New York, United States: Wiley-IEEE Press, 2015. 720 p.
2. Filatova N.N., Sidorov K.V., Iliasov L.V. Automated System for Analyzing and Interpreting Nonverbal Information // International Journal of Applied Engineering Research. 2015. Vol. 10, No. 24. Pp. 45741–45749.
3. Филатова Н.Н., Сидоров К.В., Ханеев Д.М. Классификация знака эмоций человека по ЭЭГ и речевым сигналам при аудиовизуальной или обонятельной стимуляции // XVIII Международная научно-техническая конференция «НЕЙРОИНФОРМАТИКА-2016»: Сборник научных трудов в 3-х частях. Ч. 3. М.: НИЯУ МИФИ, 2016. С. 183–193.
4. Филатова Н.Н., Сидоров К.В. Интерпретация характеристик эмоций с помощью анализа аттракторов, реконструированных по ЭЭГ-сигналам // Нечеткие системы и мягкие вычисления. 2016. Т. 11, № 1. С. 57–76.

**ВЛИЯНИЕ ЗНАКА ЭМОЦИИ НА СВОЙСТВА АТТРАКТОРА,
ВОССТАНОВЛЕННОГО ПО БИМЕДИЦИНСКОМУ СИГНАЛУ**

П.Д. Шемаев, К.В. Сидоров, Н.Н. Филатова

Тверской государственный технический университет

Рассмотрен вопрос поиска коррелятов эмоционального состояния человека в речевом сигнале. Приведен сравнительный анализ аттракторов, реконструированных по образцам русской и немецкой речи. Предложен способ дифференциации сигналов по знаку эмоционального состояния испытуемого с помощью показателя плотности точек в центре аттрактора.

Проблема распознавания эмоций (emotion recognition) в последнее время набирает популярность среди исследователей. Учитывая отсутствие математической модели эмоциональных реакций, при решении подобных задач используют различные методы распознавания образов. В качестве исходных данных в этом случае могут выступать изображения лица, речевой сигнал, а также сигналы электроэнцефалограммы (ЭЭГ), электрокардиограммы (ЭКГ) и др.

Учитывая, что большинство биомедицинских сигналов является не стационарными и нерегулярными, т.е. вероятностное распределение параметров сигнала имеет случайный характер, для их обработки становится актуальным применение методов нелинейной динамики.

В частности, для идентификации отдельных характеристик эмоций на основе исходного биомедицинского сигнала (БМС) осуществляется реконструкция аттрактора, который в дальнейшем и выступает в качестве объекта исследования.

Так, для распознавания знака эмоций ряд авторов используют показатель корреляционной размерности восстановленного аттрактора [1, 2].

В работе [1] данный признак использовался при сравнении ЭЭГ сигнала, зарегистрированного для пяти состояний испытуемого: горе, радость, отсчет времени, фон с закрытыми глазами и фон с открытыми глазами. Автор отмечает значительное увеличение корреляционной размерности в условиях эмоционального переживания по сравнению с нейтральным состоянием.

Среди других признаков, используемых для распознавания эмоций можно также выделить показатель Ляпунова. В работе [2] показатель Ляпунова использовался для оценки эмоционального состояния испытуемого по отдельным фонемам в речевом сигнале. Автор отме-

чает значительное различия между состоянием «спокойствие» и при наличии отрицательных эмоций (гнев, отвращение).

Исследование аттракторов, реконструированных по образцам русской речи, показало, что при переживании испытуемым положительных эмоций форма аттрактора расширяется, а при отрицательных наоборот сужается. Как следствие, изменяется количество точек в центре. Отсюда можно предположить, что коррелятом знака эмоций может служить показатель плотности точек траекторий аттрактора.

В нашем исследовании принимали участие студенты и аспиранты Тверского государственного технического университета от 18 до 25 лет. Испытуемым предлагалось просмотреть короткие видеоролики продолжительностью до 3 минут, которые можно условно разделить на три группы: 1) позитивный стимул ($k+$); 2) негативный стимул ($k-$); 3) нейтральный стимул (N). После каждого ролика участники должны были произнести контрольную фразу.

В качестве меры плотности аттрактора в центре использовался показатель [3]:

$$\rho_j = k_j / S_j, \quad k_j = h_j + r_j / 2,$$

который представляет собой отношение количество точек аттрактора, связанных с одной из ячеек ортогональной сетки, покрывающей проекцию аттрактора, (k_j) к площади этой ячейки (S_j). h_j – число точек, попавших внутрь каждой j -ой ячейки. Количество точек (r_j), оказавшихся на границе ячеек j -ой и $j+1$ -ой, делится поровну между граничными клетками.

Оптимальное значение временной задержки τ определялось с помощью автокорреляционной функции и варьировалась в зависимости от испытуемого.

Для анализа свойств аттрактора использовалась первая проекция аттрактора, точнее область наибольшего скопления точек, локализованная вблизи начала координат (рис. 1).

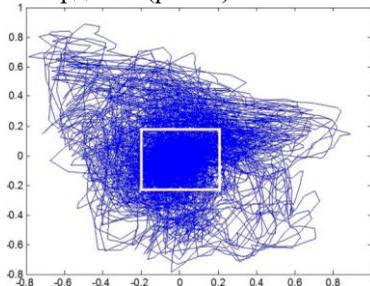


Рис. 1 – Проекция аттрактора, реконструированного из речевого сигнала, с выделенной областью наибольшего скопления точек

Продолжительность каждой аудиозаписи, используемой для анализа составило 20000 отсчетов (≈ 1 сек.). Полученные записи подвергались автонормированию с удалением артефактов.

Экспериментально установлено, что наличие шумовой компоненты практически не отражается на классифицирующей способности параметра ρ_j [4].

В общей сложности нами проанализировано 74 фрагмента речевого сигнала от 8 испытуемых (по 3 стимула для каждого знака эмоции).

На рисунке 2а представлена диаграмма изменения усредненных значений плотности аттрактора ρ_j в центре.

Отмечено, что практически у всех испытуемых, находящихся под влиянием негативного стимула, наблюдается рост показателя ρ_j относительно нейтрального состояния (от 2 до 55 %). При позитивном видео-стимуле данный параметр наоборот имеет тенденцию к снижению (от 5 до 38 %). Полученный результат подтверждает гипотезу о взаимосвязи знака эмоционального воздействия и плотности аттрактора.

Аналогичные эксперименты выполнены с образцами речевых записей из международной базы данных Emo-DB (Berlin Database of Emotional Speech), содержащей аудиозаписи эмоционально окрашенной речи на немецком языке от 10 различных дикторов. Для анализа были взяты сигналы с отрицательным стимулом (отвращение), положительным (счастье) и нейтральным. Результаты усредненных значений ρ_j для нескольких испытуемых по одной и той же фразе представлены на рисунке 2б.

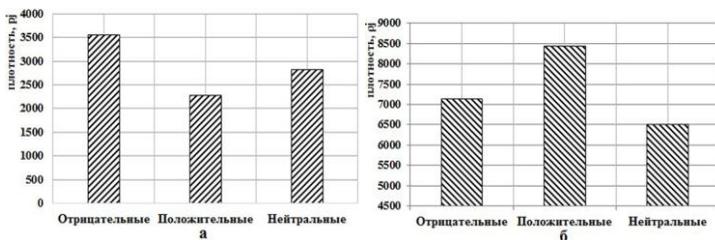


Рис. 2 – Графики зависимости плотности ρ_j аттрактора в центре от знака эмоций для образцов русской (а) и немецкой речи (б).

В отличие от образцов русской речи, для немецкой характерно увеличение (в среднем на 20%) числа точек в центре аттрактора при стимуляции положительными стимулами относительно нейтрального

состояния. При отрицательных стимулах также наблюдается повышение плотности ρ_j (в среднем на 10 %).

Как в случае с образцами русской речи, так и при исследовании фраз на немецком языке установлено, что знак эмоций оказывает существенное влияние на количество точек восстановленного аттрактора в центре. Полученный в результате экспериментов параметр плотности ρ_j может быть использован для построения классификатора.

Библиографический список

1. Перервенко Ю.С. Исследование инвариантов нелинейной динамики речи и принципы построения системы аудиоанализа психофизиологического состояния: дис. ...канд. техн. наук: 03.11.17 / Ю.С. Перервенко. – Таганрог, ТТИ ЮФУ.–2009. –171 с.
2. Меклер А.А. Программный комплекс для анализа электроэнцефалограмм методами теории динамического хаоса: дис. ...канд. техн. наук: 05.13.18 / А.А. Меклер. –СПб, ИМЧ РАН.–2006. –168 с.
3. Филатова Н.Н. Программный комплекс для интерпретации невербальной информации путем анализа образцов речи или электроэнцефалограммы / Н.Н. Филатова, К.В. Сидоров, С.А. Терехин // Программные продукты и системы, – 2015. – №3 (111). – С. 24–29.
4. Шемаев П.Д. Исследование влияния шума в голосовом сигнале на распознавание характеристик знака эмоций / П. Д. Шемаев, Н.Н. Филатова // сборник конф. «БИОМЕДСИСТЕМЫ - 2015», –Рязань, 2015. – С. 90–93.

АППАРАТНАЯ РЕАЛИЗАЦИЯ ПЕРВИЧНОЙ ОБРАБОТКИ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА

Е.С. Герашенко, В.Ю. Потапова, Н.Н. Гринченко

Рязанский государственный радиотехнический университет

Своевременная диагностика сердечно-сосудистых заболеваний является важным фактором для дальнейшего успешного лечения. В настоящее время в широком доступе отсутствует устройство, способное осуществлять экспресс-обработку электрокардиосигнала (ЭКС) в домашних условиях.

Целью данной работы являлась разработка модели подобной системы. Она должна состоять из следующих частей:

- устройство для съема ЭКС и его частичной первичной обработки;

- прикладная программа для частичной первичной обработки ЭКС, вторичной обработки и представления результатов в удобном для пользователя виде;

- база данных для хранения результатов с целью обеспечения накопления долговременной статистики для конкретного пациента.

В этой статье рассматривается аппаратная часть описанной системы. На рис. 1 приведена структурная схема устройства для съема и частичной первичной обработки ЭКС. В качестве основы служит схема, рассмотренная в работе [1].

Первичная обработка ЭКС подразумевает определенную последовательность процессов, необходимых для того, чтобы преобразовать набор слабых биопотенциалов в последовательность данных, пригодных для дальнейшей обработки.

Могут быть выделены следующие этапы первичной обработки ЭКС [2, 3]:

- усиление сигнала;
- фильтрация сигнала;
- преобразование сигнала в цифровую форму;
- сжатие сигнала;
- передача сигнала по каналам связи.

В рассматриваемой схеме реализованы этапы усиления сигнала и фильтрации шумов с частотой сети (50 Гц), а также второй гармоники сети (100 Гц). Входной инструментальный усилитель собран на операционных усилителях (ОУ) и обеспечивает усиление сигнала в 100 раз. Также он в значительной степени подавляет синфазную помеху, наводимую от сети. Для ее дополнительного подавления используются двойные Т-образные фильтры.

Фильтр нижних частот отфильтровывает низкочастотные помехи, которые, в частности, возникают из-за дыхательной деятельности, тремора мышц, изменения переходного сопротивления «электрод-кожа» и т.д.

Фильтр верхних частот ограничивает полосу полезного сигнала частотой примерно в 200 Гц.

После подавления помех разных частот сигнал дополнительно усиливается в 15-20 раз и подается на АЦП.

Следует отметить, что ранее при разработке системы использовалась схема, описанная в работе [4], однако она сравнительно плохо фильтровала сетевую наводку.

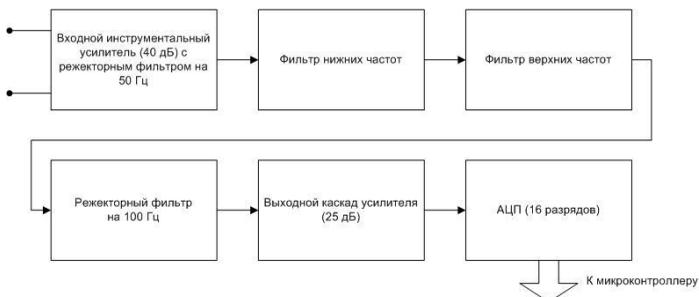


Рис. 1 – Структурная схема устройства для съема и частичной первичной обработки ЭКС

На настоящий момент реализована аппаратная часть системы и частичная вторичная обработка сигнала в системе MATLAB. В дальнейшем планируется доработка для обеспечения вторичной обработки, учитывающей большее количество особенностей ЭКС, и хранения информации для осуществления диагностики, основанной на динамике изменения результатов для конкретного пациента.

Библиографический список

1. Прибор для регистрации биоэлектрических потенциалов человека [Электронный ресурс] <http://cxem.net/medic/medic31.php>
2. Костин А., Балашов Ю. Проектирование устройств первичной обработки электрокардиосигнала для дистанционного мониторинга [Электронный ресурс] http://www.chipnews.ru/html.cgi/arhiv/04_01/42.htm
3. Барановский А.Л., Калининченко А.Н. и др. Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ. М: Радио и связь, 1993. С.9-25.
4. Гринченко Н.Н., Геращенко Е.С., Потапова В.Ю. Создание портативного кардиографа и анализ электрокардиосигнала на основе вейвлет технологий. Математическое и программное обеспечение вычислительных систем. Рязань: РГРТУ, 2016. С. 92-97.

УДК 57.087.1

ОБЪЕКТИВНАЯ ОЦЕНКА СОСТОЯНИЯ СЛУХОВОГО АППАРАТА ЧЕЛОВЕКА ПО ЕГО ПУЛЬСУ

А.А.Калик, Л.К.Рафикова, А.Ю. Демин

Уфимский государственный авиационный технический университет

В статье рассмотрен способ получения диагностических показателей слухового аппарата по пульсам, снятым с мочки уха и сонной артерии человека, что позволяет получить большое количество объективных сведений о состоянии слухового аппарата. По результатам спектрального анализа тонкой структуры пульсов рассматриваемый способ диагностики позволит повысить диагностическую информативность, проводить постоянный либо длительный контроль, проводить оториноларингологическую диагностику человеку любого возраста.

Слуховой анализатор - один из важнейших анализаторов, относится к категории дистантных экстероцепторов, позволяющих производить анализ сигнала на расстоянии. Слуховой анализатор является филогенетически наиболее поздним и сложным и обладает универсальным характером. Слуховое ощущение развилось из тактильного чувства, обострившегося в ухе в миллионы раз.

Адекватным раздражителем слухового анализатора является звук - упругие волны, распространяющиеся в газах, жидкостях и твердых телах и воспринимаемые ухом человека и животных.

В отличие от других раздражителей раздражение слухового анализатора звуком имеет свои закономерности.

Первая из них характеризует слуховой диапазон человеческого уха. Здоровый человек периодически колебания окружающей среды начинает воспринимать как звук, когда число колебаний не менее 16 в секунду, и перестает слышать, когда это число превосходит 20 тыс. в секунду. Этими пределами ограничивается слуховой диапазон человеческого уха. Звуковые колебания частотой менее 16 в секунду относят к инфразвукам, более 20 000 - к ультразвукам. При условиях же костно-тканевого проведения человек способен воспринимать и ультразвук частотой до 225 тыс. в секунду.

Вторая закономерность заключается в неравномерной чувствительности к звукам различных частот. К звукам частотой 1000 - 3000 колебаний в секунду наше ухо наиболее чувствительно. При удалении в обе стороны от этой оптимальной зоны чувствительность уха быстро падает, и в зонах 200 и 10 000 колебаний в секунду пороговая сила звука уже в 1000 раз больше, чем в зоне 1000 - 3000 колебаний в секунду.

К другим закономерностям относятся способность различать абсолютную высоту звука (абсолютный слух) и определять интервалы (расстояния между двумя ступенями звукоряда), чувствительность к

консонансам и диссонансам, ориентация в направлении источника звука - ототопика.

Слуховой анализатор позволяет человеку различать звуки по высоте, громкости и тембру.

Термин «социальная адекватность слуха» обозначает способность человека воспринимать звуковые стимулы различной сложности и участвовать в диалоге. У больных с уровнем слуха ниже «социально адекватного» возникают сложности в общении, что может способствовать отграничению человека от социума. Таким образом, необходима четкая система выявления лиц с патологией звукового анализатора и применение в максимально ранние сроки всего арсенала методов восстановления слуха.

Современный этап развития медицины характеризуется все более широким применением объективных и безвредных для больного методов обследования, которые исключают или существенно снижают значение субъективных ошибок. Так как одним из источников показаний состояния здоровья человека является его пульс, то к числу таких методов можно отнести и пульсовую диагностику [1].

Существующие способы исследования слуха человека являются в большинстве своем субъективными и имеют существенные недостатки. Например, субъективность оценки вносит достаточно большие погрешности вызванные определением момента наступления слышимости пациентом звукового сигнала. Так же субъективный способ установления порога слышимости сигнала ограничен частотным диапазоном, чем снижаются информационно-диагностические возможности оценки реального состояния слухового аппарата человека. Исходя из этого, можно сказать, что важнейшими проблемами диагностики в оториноларингологии являются поиск способов снижения ошибок, вызванных различной чувствительностью слуха к амплитудно-частотному звуковому диапазону, а также оценка патологии слухового аппарата человека в расширенном диапазоне частот воздействия.

Объективные методы исследования слуха используют при подозрении на психогенный характер глухоты, симуляцию, аггравацию, диссимуляцию и дизаггравацию, при интенсивном субъективном ушном шуме, а также у детей при наличии факторов риска (повышенной вероятности развития тугоухости или глухоты) [2].

Объективное исследование слуха осуществляется посредством следующих методов:

1. Объективной (компьютерной) аудиометрии.
2. Акустической рефлексометрии.
3. Тимпанометрии.

4. Отоакустической эмиссии.
5. Безусловных рефлекторных реакций на звук.
6. Условных реакций на звук.

Результаты, получаемые при указанных методах исследования слуха, не зависят от желания пациента, регистрируются в большинстве случаев при помощи специальной аппаратуры [2].

Практикой подтверждается [3], что современными техническими средствами можно решить задачу объективного исследования слуха человека путем анализа спектра пульса сосудов слуховой системы. Пульс такой системы очень часто имеет разнообразную и достаточно сложную формулу, и может быть отображен доступными техническими средствами, а по его частотному спектру можно оценить диагностическую информативность [4].

Теория пульсовых колебаний подтверждает факт их возникновения в сосудистой системе в результате периодического выброса определенного объема крови из желудочков сердца в аорту, что приводит к появлению и распространению волны давления, вызывающей пульсовое расширение артерий. Кровеносная система создает условия для возникновения стационарного тока крови в капиллярном русле.

Работа слухового аппарата, с биофизической точки зрения, связана с упругостью тех кровеносных сосудов, которые его питают, что приводит к изменению как формы пульсовой характеристики, так и характера ее спектральных составляющих.

Подачей на вход слухового аппарата сигналов звуковых частот широко диапазона с различным нарастающим уровнем и одновременным анализом спектра пульса кровеносных сосудов можно по изменению характеристик спектра пульсовой кривой объективно определить величину уровня сигнала, при котором появляется слышимость данного сигнала.

По результатам спектрального анализа структуры пульса данный способ диагностики позволит повысить диагностическую информативность, оперативность измерений и проводить оториноларингологическую диагностику человеку любого возраста.

Библиографический список

1. Наджимов О.К. Пульсовая диагностика. Руководство по диагностике и лечению. – М.: Изд-во «Профит Стай», 2004. 392 с.
2. Затолока П.А. Методы исследования слуха. Учебно-методическое пособие. – Минск: БГМУ, 2009. 16 с.
3. Климашов Б.М. Способ объективного исследования слуха и устройство его реализации, 1998 12 с.

4. Баскаков С.М. Радиотехнические цепи и сигналы. – М.: Высш. школа, 1983. 536 с.

УДК 57.087.1

МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССА ДИАГНОСТИКИ НЕЙРОСЕНСОРНОЙ ТУГОУХОСТИ

Л.К.Рафикова, А.А.Калик, С.В. Жернаков

Уфимский государственный авиационный технический университет

В статье описаны краткие теоретические данные строение слухового аппарата, виды и возможные причины нейросенсорной тугоухости и существующие методы диагностики нейросенсорной тугоухости. Целью работы является, на основе использования современных методов управления и информационных технологий, смоделировать систему прогнозирования и ранней диагностики заболеваний слухового аппарата, вызываемых вредным воздействием вредных факторов.

Слух является субъективным восприятием механической энергии колебаний воздуха. Восприятию данной формы энергии служит специальный орган слуха. Орган слуха располагается внутри улитки, которая находится в пирамиде височной кости. Орган слуха состоит из 3-х отделов: наружного, среднего и внутреннего уха.[1]

Наружное ухо включает в себя ушную раковину и наружный слуховой проход.[1]

Среднее ухо состоит из барабанной полости, слуховых косточек и слуховой трубы. Среднее ухо сообщается с носоглоткой с помощью мышечнотрубного канала и с ячейками сосцевидного отростка.[1]

Внутреннее ухо находится в пирамиде височной кости и состоит из двух частей: наружного костного лабиринта и внутреннего перепончатого лабиринта. Перепончатый лабиринт располагается внутри костного и повторяет его очертания. Внутри перепончатого лабиринта находится эндолимфа. Костный лабиринт состоит из 3-х частей: 1) средней – преддверия; 2) передней – улитки; 3) задней – три полукружных канала.[1]

Одним самых распространённых заболеваний уха является нейросенсорная тугоухость, обусловленная нарушением работы слухового нерва и сопровождающаяся шумом в ушах. Достаточно часто нейросенсорная тугоухость возникает во время воспалительных за-

болеваний в среднем ухе, так как имеется анатомическая связь внутреннего и среднего уха.[1]

Можно выделить несколько вариантов клинических проявлений заболевания:

а) внезапная – характеризуется внезапным нарушением слуха, иногда появлением субъективного шума, обычно в одном ухе в течение нескольких часов.

б) острая – развивается постепенно, в течение 3 суток.

в) подострая – в случае если заболевания продолжается более недели.

г) хроническая – возможна в прогрессирующей и в стабильной стадии.[2]

Существуют следующие формы нейросенсорной тугоухости:

а) Кохлеарная – поражение в самой улитке

б) Корешковый - при поражении ганглия и корешка нерва

в) Центральный – поражение подкорковых узлов[2]

Основные стадии тугоухости:

1. снижение порога слуха до 40 Дб

2. до 55 Дб

3. до 70 Дб

4. до 90Дб

5. более 90Дб- глухота[2]

Основными симптомами являются снижение слуха, состояние оглушенности, при поражении вестибулярного аппарата возможно головокружение. [2]

В настоящее время для диагностики нейросенсорной тугоухости используются следующие методы:

▪ **аудиометрия** – позволяет определить степень и вид тугоухости;

▪ **импедансометрия** – позволяет обнаружить нарушение в проводящей цепи слуховых косточек;

▪ **компьютерная томография, магнитно-резонансная томография** – позволяют выявить опухолевых образований, которые могли послужить причинами развития нейросенсорной тугоухости;

▪ **реоэнцефалография, ультразвуковая доплерография** – позволяют выявить патологии сосудистого русла.[3]

Среди различных контингентов населения состояние здоровья работников промышленно-технического комплекса занимает одну из главных ролей.[4]

Проводимые медицинские осмотры трудоспособного населения, подвергающегося воздействию опасных и вредных факторов рабочей среды, не обеспечивают своевременную диагностику профессиональной патологии, что приводит к развитию стойкой утраты слуха работников.[4]

Одной из важных задач обследования населения является эффективное прогнозирование и ранняя диагностика нейросенсорной тугоухости. [4]

В настоящее время собираемая информация о пациенте позволяет в основном анализировать уже имеющиеся заболевания, тогда как во многих случаях тяжелые условия труда могут формировать предпосылки к возникновению и развитию нейросенсорной тугоухости. Своевременное выявление людей, склонных к профессиональным заболеваниям позволит формировать рациональные схемы организации лечения заболевания.[4]

Целью работы являются моделирование системы прогнозирования и ранней диагностики заболеваний слухового аппарата, вызываемых вредным воздействием вредных факторов, на основе использования современных методов управления и информационных технологий.

Моделируемая система включает в себя стандартную информационно-измерительную часть, например аудиометр или тимпанометр, и систему поддержки принятия решений, включающая в себя методы и методики, алгоритмы и программное обеспечение выявления нейросенсорной тугоухости. Измерительная система подключается к компьютеру, на котором установлено программное обеспечение системы поддержки принятия решения.

Для системного моделирования обрабатываемой части процесса выявления нейросенсорной тугоухости, после классификации и сравнительного анализа существующих и новых методов, будет выбран наиболее подходящий и адекватный метод.

Библиографический список

1. Боярчук Е. Д., Виноградов А. А., Шейко В. И., Виноградов О. А. Анатомия, физиология и патология органа слуха : учебное пособие для студентов высших учебных заведений (пробный вариант). – Луганск : Альма- матер, 2007. – 89 с.
2. Быков В. Л. Органы слуха и равновесия // Частная гистология человека (краткий обзорный курс). — Учебник. — СПб.: СОТИС, 2001. — С. 227—235. — 304 с.

3. Альтман Я. А., Таварткиладзе Г. А. Руководство по аудиологии. — М.: ДМК Пресс, 2003. — 360 с.
4. Профессиональная нейросенсорная тугоухость: методические рекомендации для врачей / Уфимский НИИ медицины труда и экологии человека. Уфа, 1999.-100с.

УДК 612.014.424.4

ВЛИЯНИЕ ЭЛЕКТРОМАГНИТНЫХ ПОЛЕЙ СИСТЕМЫ ДИАГНОСТИКИ ЦИФРО-АНАЛОГОВЫХ СИСТЕМ НА ОПЕРАТОРА

Е.М. Прошин, А.А.Хамитов

Рязанский государственный радиотехнический университет

В статье рассматриваются основные методы защиты от негативного влияния электромагнитного поля. Описываются действие электромагнитных полей на организм человека, работающего с цифро-аналоговыми системами.

Имея дело с цифро-аналоговыми системами (ЦАС), нужно отдавать себе отчёт, что на организм работающего с ними человека (оператора) оказывается воздействие электромагнитных полей (ЭМП). И зачастую это воздействие оказывается отрицательным. Разумеется, что при соблюдении трудовых и санитарных норм работать с таким оборудованием, в некоем роде, безопасно. Однако необходимо предусмотреть возможный риск и иметь представление о вреде воздействия ЭМП.

Под ЦАС можно понимать довольно широкий спектр систем. Поэтому и системы диагностирования в зависимости от профиля ЦАС могут быть разные. Рассмотрим более конкретно адаптивный аппаратно-программный комплекс контроля, ремонта и диагностирования микроконтроллеров (МК). МК представляют собой главным образом некие микросхемы, управляющие другими устройствами. Они обрабатывают огромный поток данных, воспринимают, управляют и разделяют сигналы. Обычно в состав МК входят: ядро, порты ввода-вывода, порты синхронизации, интерфейсы передачи данных, аналого-цифровые преобразователи (АЦП) и цифро-аналоговые преобразователи (ЦАП), различных компараторы, триггеры, таймеры и т.д. Когда диагностируем МК важно оценить токи утечки, токи потребления, исправность логических схем и т.д. Важно понимать, что проверка происходит при крайних критических

режимах, т. е. Будет задана максимальная частота, напряжение питания на максимуме и т. д. В таких-то условиях и возникает риск негативного воздействия ЭМП на оператора системы диагностики. Необходимо рассмотреть методы борьбы с этим влиянием. И первая, наиболее очевидная, предусмотренная защита — это экранирование рабочего места. Далее использовать поглотители мощности, согласованные нагрузки, уменьшающие плотность потока энергии. Вполне пригодно и специальное экранирующее обмундирование (спец. одежда, спец. обувь и т.д.) Немаловажным является и организация инженерных защитных мероприятий на снижение интенсивности излучения. Также не стоит забывать о двух самых главных, хоть и примитивных защитных мер. Это прежде всего время и расстояние. Чем дальше оператор находится от источника излучения и чем меньше он с ним работает времени, тем безопаснее становится его работа.

Вообще, за всё время работы человечества с ЭМП и приборами их создающие различные независимые организации проводили множество разных исследований и экспериментов. В конечном итоге обзрение выводов и заключений различных экспертиз этих исследований приходили к примерно одинаковому выводу. А вывод таков: высокая активность ЭМП при определённых параметрах частоты и т.д. отрицательно сказывается на человеческий организм. Например, биологической воздействию низкочастотных электромагнитных волн способствует росту опухолей. А при работе со сверхнизкочастотными ЦАС повышение активности гипофизарно-надпочечниковых отклонений. А при определённых конфигурациях устройств ЦАС сверхнизкочастотные волны даже оказывают влияние на ДНК И РНК, что приводит к мутациям и ставит под угрозу нормальное функционирование репродуктивных функций. Но и это ещё не всё. Высокочастотные ЭМ волны также способны причинить вред. Они опасны, в первую очередь, для водных сред организма. Выделяется тепло в жидкостях, заполняющие полости, влияют на состояние мышц и сосудов тела человека. Более того, при длительном взаимодействии с такими приборами возникает сонливость, ослабление памяти, раздражительность и т. д. Также следует отметить дополнительную нагрузку на сердце. [1, 2]

Но конечно, надо понимать, что все негативные вышеперечисленные эффекты действуют не сразу (а при длительном взаимодействии), и не всегда в полной мере. Так как есть определённая индивидуальная устойчивость к ЭМП. Но и она не всегда может выдерживать переизбыток ЭМП загрязнений.

Конечно, стоит оговориться и сказать, что ЭМП могут быть и

полезны. Но только при определённых конфигурациях этих полей. Как правило это специализированные приборы.

Воздействие ЭМП с ЦАС можно приблизить к воздействию персонального компьютера (ПК) по уровню вреда на организм человека. Остановимся подробнее на одном из заинтересовавших меня исследований в журнале «Современные проблемы науки и образования» выпуска № 4 /2015 . Основываясь на анализе» заключении научной статьи Васильева Н.А., Чеснокова М.Г., Ломиашвили Л.М., Седельников В.В. Под названием «Влияние электромагнитного излучения персонального компьютера на микробиологическое состояние ротовой жидкости операторов» можно сделать вывод, что ЭМ влияние ПК очень негативно влияет на микрофлору ротовой полости. [3]

Подводя итог всему вышеописанному, замечаем, что действительно всему миру уже как минимум 15 лет известно негативное влияние электромагнитных волн на организм человека. И много делается для снижения этого негативного влияния. Но человек (в данном случае оператор, т. е. человек работающий с приборами с ЭМ излучением) должен как минимум представлять себе какой существует риск.

Библиографический список

1. Чернов А.В «Электромагнитные волны и здоровье человека». Журнал Дельфис», раздел «Медицина и здоровье». 72(4/2012)
2. Коптева. Н. Н. «Влияние электромагнитных волн на организм человека» Электронный научно-практический журнал «Современные научные исследования и инновации» 2015. № 11 [Электронный ресурс]. URL: <http://web.snauka.ru/issues/2015/11/58908> (дата обращения: 06.11.2016).
3. Васильева Н.А., Чеснокова М.Г., Ломиашвили Л.М., Седельников В.В «Влияние электромагнитного излучения персонального компьютера на микробиологическое состояние ротовой жидкости операторов»

МОДЕЛИ ДИНАМИКИ ЭМОЦИЙ НА ОСНОВЕ АНАЛИЗА ЭЭГ-СИГНАЛОВ

А.С. Макарова, М.В. Зайцева, Н.Н. Филатова

Тверской государственной технической университет

Одной из актуальных задач, которая стоит перед современными информационными технологиями, является объективный контроль эмоционального и психофизиологического состояния человека. Для её решения можно использовать взаимосвязь некоторых биомедицинских сигналов и эмоционального состояния [1]. Разработка модели монито-

ринга эмоционального состояния пользователя автоматизированных систем, позволит повысить эффективность их функционирования и будет способствовать улучшению коммуникации между людьми. Модель будет полезна при диагностике психосоматических заболеваний в медицинской практике.

Для решения этой задачи в Тверском Государственном Техническом Университете создан аппаратно-программный комплекс (АПК), который позволяет путем анализа биомедицинских сигналов оценивать и выдавать заключение об эмоциональном состоянии испытуемого.

В докладе приведены результаты экспериментов с АПК при использовании видео-стимулов.

Каждый видео-стимул предварительно маркировался испытуемым в соответствии со знаком эмоциональной реакции.

В ходе каждого эксперимента испытуемому последовательно предъявлялись несколько негативных видео-стимулов (-Э), а потом несколько позитивных (+Э). Перед изменением знака стимулов, испытуемому предъявлялись нейтральные кадры с изображением зеленого квадрата. Каждый эксперимент продолжался не менее 20 и не более 25 минут.

Во время просмотра стимулов (продолжительность одного стимула 2 - 4 минуты) непрерывно регистрировалась ЭЭГ испытуемого, а также после каждого стимула записывалась его речь. Обработка результатов эксперимента выполнялась в 2 этапа.

Цель 1-ого этапа – создать фрагменты записей биомедицинских сигналов (БМС) свободных от шумов (речевые сигналы) и артефактов (ЭЭГ-сигналы).

В результате восприятия стимулов одного знака (-Э или +Э) получается последовательность фрагментов ЭЭГ, характеристики которой содержат информацию об изменении эмоциональных реакций испытуемого.

2-ой этап обработки БМС связан с выявлением и количественной оценкой этих скрытых характеристик. В нашем АПК предусмотрен расчет спектров мощности сигналов (ЭЭГ или РС), а также реконструкция по ним аттракторов.

На рис. 1 показана проекция аттрактора, построенного по фрагменту ЭЭГ (отведение С4-А2), коррелированного с завершающим участком первого негативного стимула.

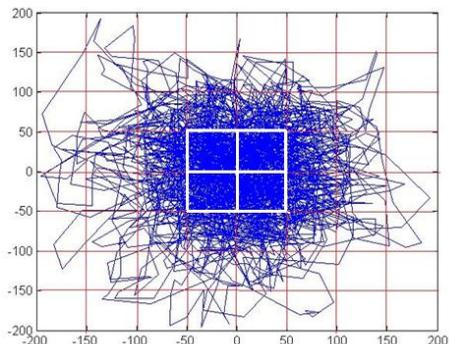


Рис. 1 – Проекция аттрактора, построенного по ЭЭГ-сигналу (отведение С4-А2)

В ходе экспериментов наиболее сильные изменения спектров мощности наблюдались в отведениях F7-A1 и F8-A2 во время просмотра испытуемым позитивных и негативных стимулов (рис. 2 а,б).

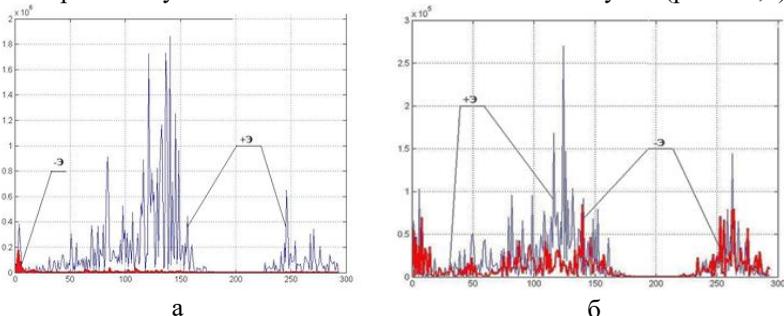


Рис. 2 – Спектры мощности ЭЭГ во время просмотра позитивного стимула (синий цвет) и негативного стимула (красный цвет): а – отведение F8-A2, б – отведение F7-A1

Однако воспроизводимость этого результата была невысокой. Поэтому для каждого отведения были реконструированы аттракторы, свойства которых как показано в ранее проведенных исследованиях [2] зависели от знака эмоциональной реакции испытуемого.

Для характеристики аттракторов использованы признаки, предложенные в работе [3]: плотность траекторий аттрактора (γ) вблизи его центра и количество пустых ячеек в сетке, покрывающей проекцию аттрактора (k_0) (рис. 1). Размеры сетки фиксированы: 196 ячеек, шаг - 50 отсчетов.

Наблюдение за изменением признаков γ и k_0 показали, что в большинстве экспериментов существует их взаимосвязь со знаком эмоциональной реакции.

На рис. 3 показана диаграмма изменения k_0 в течение эксперимента. Выявлено уменьшение k_0 при восприятии испытуемым позитивных эмоций и увеличение k_0 при негативных эмоциях.

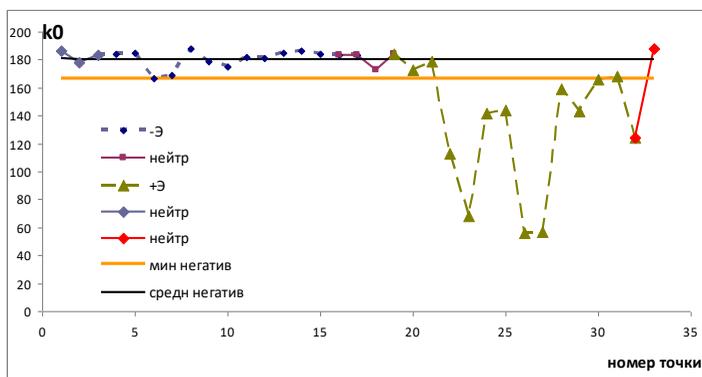


Рис. 3 – Диаграмма изменения k_0 в течение экспериментов

Полученные зависимости будут уточняться в последующих экспериментах. Однако предварительные результаты показывают возможность использования плотности аттракторов в качестве признака ЭЭГ-сигналов, иллюстрирующего развитие эмоционального состояния на некотором интервале времени. Ограничения на интервал наблюдений здесь не накладываются.

Библиографический список

1. Liu Y., Sourina O., and Nguyen M.K. Real-time EEG-based Human Emotion Recognition and Visualization // Proc. 2010 International Conference on Cyberworlds, Singapore. 2010.
2. Меклер А.А., Горбунов И.А. Связь характера переживаемых эмоций с характеристиками сложности ЭЭГ // Пятая международная конф. по когнитивной науке. –Калининград. –2012. – С. 528–529
3. Филатова Н.Н., Сидоров К.В., Терехин С.А. Программный комплекс для интерпретации невербальной информации путем анализа образцов речи или электроэнцефалограммы // Программные продукты и системы. – 2015. – № 3 (111). – С. 24–29.

МЕТОД ИССЛЕДОВАНИЯ БИОЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ПОТЕНЦИАЛОВ

А.Ф. Латыпов, Ю.Л. Лемдясов, К.Р.Шаймарданова, Л.Р. Саяпова
Уфимский государственный авиационный технический университет

Электромиография (ЭМГ) – это метод диагностики, который позволяет оценить биоэлектрическую активность мышц. На основании этого исследования можно сделать вывод о функциональном состоянии нерва, иннервирующего поврежденную мышцу. Стоит заметить, что впервые методику применил на практике в далеком 1907 году Г. Пипер.

Данный метод исследования позволяет определить, как поражение мышцы, так и произошедшие изменения с ней за время болезни. С помощью ЭМГ можно оценить параметры мышечного движения и регистрировать скрытые двигательные реакции. Если мышца человека полностью здорова и без повреждений, то на экране монитора ее электрическая активность не видна. При незначительном напряжении мышцы видны колебательные движения мышечных волокон различной амплитуды и частоты. Чем сильнее напрягается исследуемая мышца, тем больше частота этих колебаний. При максимальном напряжении мышцы на экране видны мышечные импульсы, следующие один за другим. Врач оценивает активность мышцы, ставит диагноз и назначает лечение.

Эта процедура безопасна и информативна, поэтому легко переносится пациентами всех возрастов. Именно поэтому ЭМГ широко применяется в диагностике не только неврологических заболеваний, но и кардиологической, инфекционной и онкологической патологий. Нужно заметить, что чаще всего врачи назначают одновременное проведение электромиографии и электронейрографии. Первая позволяет определить активность мышц в период напряжения и расслабления, а вторая выявляет скорость передачи сигналов с головного мозга, а также проходимость импульсов по нейронным соединениям.

Биопотенциалы с поверхностных мышц обычно снимаются с помощью накожных электродов. Эти электроды используются для регистрации поверхностной ЭМГ, характеризующей уровень общей активности и тонуса отдельных мышц или групп мышц как в состоянии покоя, так и при различных видах мышечных напряжений.

Когда требуется получить сигналы большей величины или исследуют движения группы мышечных волокон, иннервированных одним мотонейроном, применяют вкалываемые в биоткань игольчатые электроды. Они, как правило, вводятся внутримышечно. С их помо-

щью хорошо регистрируется потенциал двигательных единиц (ПДЕ). Он формируется мышечными волокнами, входящими в состав конкретной двигательной единицы при выполнении соответствующих двигательных действий.

Для каждого вида процедуры существуют свои показания, поэтому вопрос о том, какой из них должен быть использован, в индивидуальном порядке решает лечащий врач. Нередко назначают оба вида электромиографии одновременно.

Электромиография проводится в амбулаторных условиях. Длительность процедуры составляет от 30 минут до 1 часа. В первую очередь фиксируются биопотенциалы мышцы, находящейся в расслабленном состоянии. Затем ее нужно медленно напрячь – в этот момент также идет регистрация импульсов. Колебания биопотенциалов отображаются на мониторе компьютера и одновременно записываются на бумажный или магнитный носитель в виде «скачущих» зубцов и волн (похоже на ЭКГ).

Устройство, с помощью которых проводят электромиографию называют миографом.

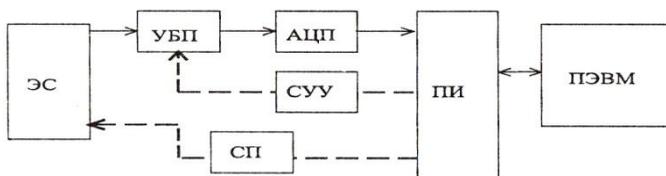


Рис.1 – Обобщенная структурная схема компьютерного миографа

Мышечные биопотенциалы снимаются электродной системой (ЭС), усиливаются усилителем биопотенциалов (УБП), преобразуются аналогово-цифровым преобразователем (АЦП) в цифровой код и через плату интерфейсов (ПИ) передаются в ПЭВМ. При многоканальном съеме ЭМГ в схему включается аналоговый мультиплексор, управляемый со стороны ПЭВМ. При необходимости управления параметрами (например, при программируемом изменении коэффициентов усиления) используется схема управления усилителями (СУУ).

В состав промышленных электромиографов обычно входит стимуляторная приставка (СП), которая позволяет обследовать мышцу не только в состоянии покоя и произвольного движения, но и определить реакцию на искусственное электрическое раздражение. Благодаря ей удастся проводить электронейромиографию (ЭНМГ). Термин «электронейромиография» характеризует методы изучения вызванных

потенциалов мышц (стимуляционная электромиография) и нерва (стимуляционная электронейромиография).

Библиографический список

1. Электромиография: что это, показания и противопоказания [электронный ресурс] - URL: <http://doctor-neurologist.ru/elektromiografiya-chto-eto-pokazaniya-i-protivopokazaniya>
2. Электромиография, [электронный ресурс] - URL: <http://www.diagnos.ru/procedures/manipulation/emg>
3. Электромиография, [электронный ресурс] - URL: <http://ldc.dn.ua/index.php/elektromiografiya>

ОБЗОР МЕТОДОВ ЦИФРОВОЙ РЕНТГЕНОГРАФИИ В СТОМАТОЛОГИИ

А.Ф. Латыпов, Ю.Л. Лемдясов, Р.М. Нафикова, Л.Р. Саяпова
Уфимский государственный авиационный технический университет

Современное лечение зубов в стоматологии невозможно без проведения рентгеновских исследований. Они являются ведущими в диагностике заболеваний челюстно-лицевой области, что обусловлено их достоверностью и информативностью. Рентгенологический метод занимает ведущее место в комплексе обследования больных с заболеваниями челюстно-лицевой области.

Среди современных методов рентгенодиагностики заболеваний челюстно-лицевой области широкое применение получил метод компьютерной ортопантомографии, позволяющий не только диагностировать патологию, но и при объективном анализе избирать рациональный план лечения. Этот метод позволяет получить изображения на одном снимке всей зубочелюстной системы. Панорамный снимок зубов или ортопантограмма помогает врачу при лечении кариеса, планировании ортодонтического лечения брекетами, установке имплантов, определении правильности проведенного ранее лечения в стоматологии, предоставлении для анализа подробнейшей информации о состоянии зубов и челюстей в целом.

Принцип получения снимка челюстей с помощью ортопантомографа напоминает панорамную съемку в фотоаппаратах. Трубка и касета, расстояние между которыми составляет около 500 мм, в процессе выполнения снимка синхронно движутся вокруг головы пациента, описывая сложную кривую. Рентгеновское излучение последовательно

проходит через все анатомические структуры головы и фиксируется на приемнике изображения, время экспозиции составляет более десяти секунд.

Принцип получения снимка челюстей с помощью ортопантомографа напоминает панорамную съемку в фотоаппаратах. Трубка и касета, расстояние между которыми составляет около 500 мм, в процессе выполнения снимка синхронно движутся вокруг головы пациента, описывая сложную кривую. Рентгеновское излучение последовательно проходит через все анатомические структуры головы и фиксируется на приемнике изображения, время экспозиции составляет более десяти секунд.

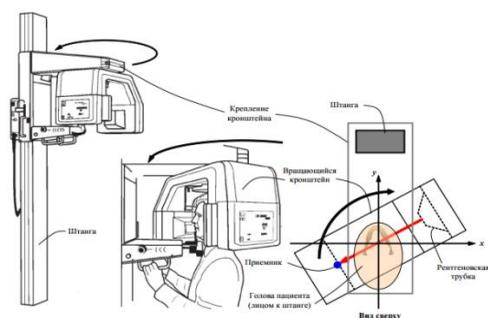


Рис. 1 – Схема ортопантомографического способа съемки

В результате на ортопантомографическом снимке (ортопантомограмме) отображается выделенный слой сфокусированного изображения челюстно-лицевого отдела. Резкость изображения зубных рядов и прилегающих анатомических структур будет определяться формой и толщиной выделенного слоя. Очевидно, что в идеальном случае конфигурация выделенного слоя должна совпадать с конфигурацией зубочелюстной системы. С целью обеспечения необходимой резкости получаемого изображения траектория движения трубки, вследствие сложной анатомической формы челюстей, неоднократно меняется. Вся панорамная съемка зубов на ортопантомографе занимает не более 2-3 минут.

За последние годы появилась новая отрасль лучевой диагностики - цифровая рентгенография, которая представляет собой не самостоятельный метод рентгенодиагностики, а прогрессивную модификацию трансформации энергии рентгеновского пучка. Если при классической рентгенографии приемником излучения является рентгеновская пленка, то при цифровой - это высокочувствительные датчики, которые формируют цифровое изображение, или электронно-оптические

преобразователи, создающие аналоговый видеосигнал, в дальнейшем с помощью аналогово-цифрового преобразователя превращаемый в цифровой сигнал. Затем цифровой код обрабатывается компьютером и трансформируется снова в видимое (аналоговое) изображение на экране монитора. Компьютерная обработка информации позволяет улучшить качество изображения путем манипуляций с контрастностью, четкостью, яркостью, размерами, путем устранения технических погрешностей, выделением зон интереса. Достоинствами этого метода являются также значительное снижение лучевой нагрузки (в десятки раз), экономических затрат (поскольку не используется дорогостоящая рентгеновская пленка), возможность архивирования информации. Принцип цифровой обработки информации используется также в компьютерной, магнитно-резонансной томографии и при некоторых режимах ультразвуковой диагностики. В настоящее время цифровая рентгенография стала ведущим методом лучевой диагностики.

Визиограф работает только в составе визиографического комплекса, который включает рентгеновский аппарат с направляющей трубкой. Поэтому перед процедурой вам следует надеть свинцовый фартук, защищающий от X-лучей.

С помощью визиографического снимка можно определить длину и форму канала, подобрать правильный размер штифта, а также проконтролировать качество пломбирования или выявить обломок эндодонтического инструмента.

Сверхчувствительный датчик обеспечивает высокий уровень детализации даже при минимальных дозах радиации. В результате получается четкое 16-битное изображение всевозможных оттенков серого цвета. Такое качество позволяет диагностировать малейшие кариозные очаги и воспалительные участки, в том числе вторичный кариес под пломбой.

Раньше стоматологи применяли исключительно пленочную рентгенографию. Однако изображение на таком снимке нередко искажается, что затрудняет постановку диагноза. Компьютерная визиография лишена этого недостатка, поэтому современные дантисты выбирают данный метод исследования.

Исходя из всего вышеизложенного, можно сделать следующие выводы, что в настоящее время широкое распространение получил метод цифровой рентгенодиагностики с использованием так называемого визиографа.

Библиографический список

1. Визиография, [электронный ресурс] - URL: <http://mydentist.ru/diagnostika/viziografiya/>
2. Ортопантомограф как незаменимый инструмент стоматолога, [электронный ресурс] - URL: <http://vbreket.ru/ortodontiya/ortopantomograf.html>
3. Рентген в стоматологии, [электронный ресурс] - URL: <http://www.tssdent.ru/rentgen-v-stomatologii/>

МЕТОД АУДИОМЕТРИИ

Т.В. Васильева, Д.Р. Мухаметвалеева, Р.Ф. Адигамова

Уфимский государственный авиационный технический университет

Для объективной оценки слуховой функции человека и выявления нарушения органа слуха можно использовать новейшие методики исследования. Эти методики анализа объединены общим термином — аудиометрия.

Аудиометрия - это методика определения степени остроты слуха, позволяющая определить чувствительность внутреннего уха к звуковым волнам различной частоты [1]. Исследование проводится исключительно в специализированных медицинских учреждениях врачом-сурдологом с использованием прибора аудиометра. Поскольку чувствительность органа слуха определяется четким порогом восприятия звука, процесс обследования при помощи аудиометра заключается в измерении порогов слышимости звуков разной высоты (частоты), другими словами, в определении наименьшей силы звука, при которой он становится слышимым для пациента.

Существует три вида диагностики:

- речевая;
- компьютерная;
- тональная

Тональная пороговая аудиометрия имеет определенный алгоритм исследования. Пациент должен зайти в специальную звукоизолированную кабину. Затем человек надевает наушники, которые являются источником звука высоких и низких частот. Врач-сурдолог с обратной стороны кабины подает звуковой сигнал. Частотность звуковой волны постепенно повышается, человек должен нажать кнопку в тот момент, когда услышит звук. Диапазон колеблется от 125-8000 Гц [2]. После получения результатов строится аудиограмма. На ней отображается частотный диапазон, в котором пациент различает звук.

Данный вид диагностики относится к аппаратной аудиометрии, которая использует специальное оборудование, такое как воздушный телефон (звуковые колебания улавливаются по всей структуре органа) и костный вибратор (звуковые колебания улавливаются только средним и наружным ухом). По результатам исследования будет составлен график порогов слуха для каждого уха в отдельности. Хороший слух – это когда разница между воздушным и костным порогами звукопроведения не превышает 10 децибел [2].

Преимущество данного метода заключается в выявлении нарушений слуха в определенной частоте и в различии чувствительности левого и правого уха. Недостаток - наличие дискомфорта во время проведения анализа, а также можно обмануть результаты, нажав кнопку позже.

Речевая аудиометрия является простым способом определения остроты слуха, не требующий использования каких-либо инструментов и оборудования. Для проведения исследования используется разговорная речь и шепот. Переход от шепота до обычного разговора должен восприниматься человеком в норме на расстоянии шести метров. Этот метод позволяет определить первичную дисфункцию слухового аппарата, а если требуется настроить слуховой манипулятор, то это наиболее точный способ наладки устройства. Для получения максимально верных результатов принято использовать определенный набор слов.

Исследование с помощью речи должно быть скомбинировано с аппаратной методикой. К аппаратной аудиометрии относятся:

- акустическая рефлексометрия (диагностика состояния нервных проводящих слуховых путей);
- тимпанометрия (исследование органа слуха на предмет скопления жидкости в полости среднего уха, определение состояния евстахиевой трубы, системы слуховой косточки и подвижности барабанной перепонки);
- отоакустическая эмиссия (определение функциональности среднего уха)

Речевой аудиометр дает возможность проведения исследования слуха речью через микрофон или записанной на граммафонной пластинке, а также на магнитофонной пленке. Состояние слуха оценивают в процентном отношении к числу правильно воспринятых слов [2]. Результаты исследования изображают в виде кривых разборчивости речи [2]. Речевую так и тональную, аудиометрию производят в специальных звукоизолированных помещениях (камерах).

Недостатки метода - возможная симуляция плохого слуха, невозможность отследить разницу между слышимостью левого и правого уха.

При компьютерной аудиометрии к голове пациента прикрепляются электроды, подсоединенные к компьютеру. Далее устройство фиксирует данные о вызванных акустической симуляцией слуховых потенциалах: по электродам направляется серия щелчков различной частоты и интенсивности. Датчики, расположенные на голове, регистрируют реакцию мозга на каждый из сигналов и передают сведения в компьютерную систему. Та, в свою очередь, автоматически составляет аудиограмму. Уровни воздушной и костной проводимости на аудиограмме обозначены разными линиями. Как правило, линия костной проводимости на графике располагается чуть выше линии воздушного восприятия. Расстояние между ними называется воздушно-костным интервалом. Параметры интервала позволяют выявить те или иные нарушения слуха. К примеру, повышение интервала сигнализирует о развитии отита или отосклероза.

Компьютерная диагностика является наиболее информативным и достоверным методом исследования в данной области. Весь процесс автоматизирован. Благодаря высокой точности диагностики, низкой двигательной активности пациента и высокой безопасности метода, использование компьютерной аудиометрии допускается и в случае необходимости проведения данного исследования у новорожденных [3].

Изучив все виды манипуляций при аудиометрии можно сделать вывод, что более эффективные и точные показания получаются при компьютерной диагностике. Для качественного проведения данного метода исследования к пациенту не предъявляются особые требования. Когда в двух других на результаты тональной и речевой аудиометрии может существенно повлиять такие факторы, как отсутствие концентрации человека во время исследования, наличие посторонних шумов, а также отсутствие заинтересованности пациента в достоверности результата.

Библиографический список

1. Н, А. Преображенского, с. 9, М., 1978; Хечинашвили С.Н. Вопросы аудиологии, Тбилиси, 1978; Шидловская Т.В. Клинико-аудиологические взаимосвязи при заболеваниях периферического отдела звукового анализатора, Киев, 1985.
2. Аудиометрия слуха (тональная, речевая, компьютерная) [<http://prosluh.com/diagnostika-i-profilaktika/audiometriya.html>]

МЕТОД КОНСЕРВАТИВНОГО ЛЕЧЕНИЯ ХРОНИЧЕСКОГО ТОНЗИЛИТА

Т.В. Васильева, Д.Р. Мухаметвалеева, Р.Ф. Адигамова.

Уфимский государственный авиационный технический университет

Среди ЛОР-заболеваниях хронический тонзиллит является наиболее распространенным заболеванием, которое требует особого внимания. Данная болезнь опасна тем, что постоянный очаг инфекции в организме может спровоцировать множество заболеваний во всем организме, которые впоследствии снизят работоспособность, ухудшат общее самочувствие.

Для терапии этого заболевания существует современный метод лечения с помощью аппарата «Тонзилор».

«Тонзилор» — вакуумный аппарат последнего поколения, в котором используется энергия ультразвуковых колебаний. Эти волны воздействуют непосредственно на пораженные участки [3]. Целенаправленное воздействие ультразвука некоторых частот обеспечивает ускорение процесса заживления пораженных тканей. Во время процедуры промывания ткани пропитываются специальными препаратами с применением метода низкочастотного фонофореза.

Стандартный курс лечения при помощи аппарата «Тонзиллор» составляет 8 - 10 сеансов, в зависимости от состояния, проводят сеансы через день. Ощутимый терапевтический эффект проявляется уже после проведения первой процедуры (стационарно либо амбулаторно). При использовании «Тонзиллора» хирургический метод воздействия становится необходимым в 4 раза реже, чем при обычном консервативном лечении.

В принцип работы этого прибора заложены такие физические явления как процессы кавитации и фонофореза [3]. На основе кавитации посредством инструмента-волновода происходит отторжение и удаление гнойных скоплений в патологических тканях лор-органов, а с помощью устройства для подачи лекарственного раствора производится терапевтическое воздействие на орган.

Лечение «Тонзиллором» способствует рассасыванию в месте локализации очага патологии, обезболиванию и противовоспалительному эффекту, созданию улучшенной микроциркуляции крови и очищающему действию в месте поражения ткани органа [1]. Вследствие проводимых процедур повышается уровень жизнеобеспечения

клеток органа питательными веществами (трофика), кислородное насыщение клеток крови, уменьшается образование соединительной (рубцовой) ткани после хирургического и инъекционного вмешательств.

Аппарат можно применять и для лечения других ЛОР-заболеваний. Применяя «Тонзилор», лечение таких заболеваний, как фарингит, ринит, отит, гайморит можно осуществлять гораздо эффективней и быстрее. Он оказывает рассасывающее, противовоспалительное, иммуностимулирующее действие. Зачастую «Тонзилор» используют для восстановительной терапии после операций на носовой перегородке и носовых пазухах, на среднем ухе.

При частых обострениях и мучительных симптомах приходится прибегать к операционным вмешательствам. Проводится удаление миндалин, которое в медицине называется тонзиллэктомия.

Однако использовать хирургические операции не всегда безопасно. Хирургический метод лечения радикальный, но миндалина – лимфоидный орган, она является первым кольцом обороны на пути инфекции [2]. И зачастую за излеченным хирургическим путем хроническим тонзиллитом следует хронический бронхит. Частота заболеваний не уменьшается, проблема оказывается не решена, а усугублена.

Хирургический метод лечения не безопасен для пациентов, страдающих от тяжелой формы диабета, трудно поддающимися лечению сердечно-сосудистыми заболеваниями, болезнями крови, почек и некоторыми другими. В этих случаях аппарат Тонзиллор практически незаменим. Он позволяет за счет полного очищения лакун миндалин надолго избавить человека от рецидивов хронического тонзиллита. Поэтому необходимость в проведении операции после такого лечения нередко отпадает.

Также аппарат «Тонзилора» является единственным методом лечения заболевания у больных, имеющих противопоказания к общему обезболиванию. Данный аппарат прошел многочисленные клинические испытания, и разрешен к использованию на всей территории РФ. Он имеет соответствующий сертификат, регистрационное удостоверение [1].

Небные миндалины являются важнейшим органом, который влияет на поддержание иммунитета человека. Поэтому применение аппарата «Тонзиллор» полностью показано при большинстве заболеваний, поражающих миндалины

Процедура тонзилор практически безболезненна и не требует обязательной анестезии. Процедура может проводиться всем взрос-

лым, а переносимость процедуры детьми определяется типом их нервной системы и воспитанием.

По статистике, вакуумное промывание миндалин на аппарате «Тонзиллор» в полтора-два раза увеличило эффективность лечения заболеваний горла по сравнению с другими методами. При использовании аппарата в 80-90% случаев наступает долговременное улучшение, позволяющее пациенту вернуться к активному образу жизни.

В данном аппарате есть дополнительный лечебный эффект - микромассаж миндалин, за счет которого активизируется кровообращение, а значит, выздоровление наступает быстрее.

При запущенных формах тонзиллита врач после промывания и обработки лекарственными препаратами с помощью лазера «запаивает» некоторые лакуны. На месте воздействия лазерного луча образуются микроскопические рубцы, предохраняющие небную миндалину от попадания микробов внутрь. Это почти ювелирная работа, требующая от доктора высокой квалификации, но она в разы уменьшает риск рецидивов ангины.

Больные с компенсированной формой хронического тонзиллита, используя при лечении «Тонзиллор», полностью излечивались в 59% случаев, а с декомпенсированной формой – в 21% случаев. Учитывая, что консервативное лечение – единственная возможность вылечить больных с непереносимостью общего обезболивания и противопоказаниями к тонзилэктомии, таким больным рекомендуется использовать аппарат «Тонзиллор» для повышения вероятности излечения. Сложная соматическая патология – еще одно прямое показание для применения аппарата.

Подводя итог, можно сказать, что аппарат «Тонзиллор» имеет большое значение при лечении тонзиллита. Он оказывает эффективное лечебное действие на очищение миндалин, что способствует скорейшему излечению от рецидивов хронического тонзиллита. В настоящее время аппарат «Тонзиллор» является более эффективным методом консервативного лечения хронического тонзиллита.

Библиографический список

1. Лечение аппаратом Тонзиллор. Ультразвук против заболеваний ЛОР-органов [<http://anginet.ru/tonzillit/lechenie-apparatom-tonzillor/>]
2. Промывание миндалин аппаратом Тонзиллор [<http://tonzillitik.ru/vakuumnoe-promyvanie-mindalin-tonzilorom-chto-vas-zhdet/>]
3. Здоровье - энциклопедия Домашнего доктора [<http://medic.ymka.ru/>]

ПРИНЦИПЫ ПОСТРОЕНИЯ МНОГОУРОВНЕВОЙ МОДЕЛИ РЕГУЛЯЦИИ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ

С.В. Фролов, К.Н. Коновалова, А.А. Коробов, Н.Э. Алиев
Тамбовский государственный технический университет

Представлено описание модели сердечно-сосудистой системы с учетом регуляции кровообращения. Модель отражает перераспределение объемов крови между резервуарами, вязкое сопротивление потоков, сократимость, диастолическую растяжимость, тонус, саморегуляцию и патологические изменения всех 4 полостей сердца, эластичности сосудистых резервуаров, свободный объем заполнения каждого из резервуаров, замкнутость, постоянство либо контролируемое изменение общего объема крови.

Физиологическое обоснование регуляции сердечно-сосудистой системы – важнейшая задача современной медицины. Болезни, связанные с нарушением функции сердечно-сосудистой системы, лидируют среди главных причин смертности во всем мире.

Для диагностики и терапии кардиологических больных ведется разработка программно-аппаратных комплексов, основой которых являются математические модели сердечно-сосудистой системы. Стоит отметить, что не все модели учитывают воздействие регуляции на сердечно-сосудистую систему.

Важным аспектом рассматриваемой темы является проблема прогнозирования хода хирургических операций и их последствий, а также введения в организм различных фармакологических препаратов, не всегда полезных для организма в целом. При этом необходимо учитывать индивидуальные анатомические, возрастные и другие особенности конкретного пациента.

Понимание регуляции сердечно-сосудистой системы, вегетативных и других жизненно важных систем организма актуально как для развития науки, так и для сохранения и улучшения здоровья, профилактики и лечения болезней.

Наряду с функциями сердечно-сосудистой системы, ее регуляции, большое значение имеет организация взаимоотношений автономных функциональных систем кровообращения, подсистем их саморегуляции, а также бульбарных и высших вегетативных центров.

В настоящее время на кафедре «Биомедицинская техника» ФГБОУ ВО «ТГТУ» ведется работа по созданию многоуровневой модели регуляции сердечно-сосудистой системы.

Минимальное требование, предъявляемое к модели, заключается в адекватности реакций и свойств модели тем физиологическим и патофизиологическим характеристикам, которые известны из экспериментов и наблюдений.

Модель должна отражать уровень основных физиологических и биофизических зависимостей и предоставлять возможность удобного её расширения и модификации в соответствии с задачей.

На рисунке 1 представлена схема модели сердечно-сосудистой системы с учетом регуляции кровообращения [1]. Модель включает правое предсердие и правый желудочек сердца, легочные артерии, капилляры легких, легочные вены, левое предсердие, левый желудочек, аорту, артерии и капилляры плечевого пояса, вены туловища и ног, а также сердечно-сосудистый центр.

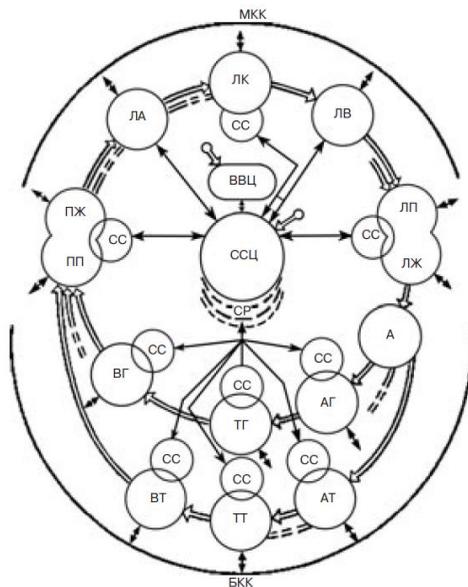


Рис.1 – Блок-схема модели регуляции сердечно-сосудистой системы.

На рис.1 ММК и БМК – малый и большой круг кровообращения; ССЦ – сердечно-сосудистый центр; ВВЦ – высшие вегетативные центры, СР – спинальная регуляция, СС – системы саморегуляции, АТ – артерии туловища; ТТ и ВТ – капилляры и вены нижней части тела и ног; АГ, ТГ и ВГ – артерии, капилляры и вены головы и рук; ПЖ – правый желудочек; ПП – правое предсердие; ЛА – легочная артерия; ЛК – легочные капилляры; ЛВ – легочная вена; ЛП – левое предсердие,

ЛЖ – левый желудочек; кроме того, модель отображает дугу аорты (А).

Работа сердца определяется внутрисердечной системой саморегуляции. Ее входные величины: венозный возврат большого и малого кругов кровообращения, давления в артериальных резервуарах и регулирующие воздействия сердечно-сосудистого центра. Взаимодействие сосудистых участков между собой и полостями сердца определяется давлениями и вязкими сопротивлениями потока крови. Сердечно-сосудистый центр получает информацию о всех функциях подсистем и может влиять на любой параметр каждого из участков, исключая некоторые подсистемы, например тканевого кровотока, на которые центральное воздействие распространяется лишь через их задающие воздействия и коэффициенты регулирования.

Модель отражает перераспределение объемов крови между резервуарами, вязкое сопротивление потоков, сократительную растяжимость, тонус, саморегуляцию и патологические изменения всех 4 полостей сердца, эластичности сосудистых резервуаров, свободный объем заполнения каждого из резервуаров, замкнутость, постоянство либо контролируемое изменение общего объема крови.

В будущем результаты работы представляют весьма обширный интерес как для практических приложений в физиологии и медицине, так и для теоретических исследований, включающих дальнейшее развитие модели и интеграцию ее с моделями других систем организма человека.

Библиографический список

Бокерия Л.А., Лишук В.А., Газизова Д. Ш., Горбач А. А., Сазыкина Л. В., Сокольская Н. О. Математическая модель регуляции сердечно-сосудистой системы, ориентированная на интенсивную терапию в кардиохирургии. // Клиническая физиология кровообращения. – 2007. – № 3. – С. 5-18.

МНОГОСРЕЗОВАЯ КОМПЬЮТЕРНАЯ ТОМОГРАФИЯ С БОЛЮСНЫМ КОНТРАСТИРОВАНИЕМ ПРИ ЗАБОЛЕВАНИЯХ И НЕОПЛАЗИЯХ ПРЕДСТАТЕЛЬНОЙ ЖЕЛЕЗЫ

Э.И. Калачева, Д.Э. Байков

Клиника Башкирского государственного медицинского университета

Рак предстательной железы - наиболее часто встречаемое злокачественное новообразование у мужчин, частота которого увеличивается пропорционально возрасту пациентов и это при том, что эффектив-

ность его лечения напрямую зависит от своевременности проведенной качественной диагностики. Вместе с тем ранняя диагностика заболевания не редко затруднена в виду особенностей клинической картины (или ее полного отсутствия) и сложного анатомического – зонального строения самого органа. Во многом именно поэтому до 50% опухолей выявляются только в стадии распространенного процесса [1.2].

Здесь важное место в комплексном обследовании пациентов с различными заболеваниями предстательной железы играет ультразвуковое сканирование. Но УЗИ, по устоявшемуся мнению, факторо-, операторозависимый метод, не всегда своевременно позволяющий заподозрить начало заболевания.

В последнее время, все большую роль в ранней диагностике неоплазий предстательной железы занимает мультипараметрическая магнитно-резонансная томография. Метод чаще всего используется для выявления и дифференциальной диагностики рака простаты, а также для диагностики других заболеваний предстательной железы, семенных пузырьков [4].

Вместе с тем, в ряде случаев, магнитно-резонансную томографию провести не представляется возможным, и прежде всего при наличии металлических имплантатов в теле пациента, а так же при явлениях клаустрофобии [2]. В этом случае аналогом МРТ, на наш взгляд, может выступать спиральная компьютерная томография с болюсным контрастированием, позволяющая оценить не только планиметрические, но и структурные изменения в предстательной железе, семенных пузырьках, окружающих их тканях.

В связи с этим, с целью уточнения возможностей мультиспиральной компьютерной томографии с болюсным усилением нами были проанализированы наблюдения из собственной повседневной практики.

Все исследования проводились на многосрезовом спиральном компьютерном томографе OPTIMA MR 660 (GE) с количеством рядов детекторов 128 и толщиной выделяемого среза 0,6 мм.

При «усилении» использовались не ионные йод содержащие рентгенконтрастные средства с концентрацией активного вещества 350 и 370 миллиграмм на миллилитр. Объем контрастного вещества рассчитывали из расчета 1 миллилитр на 1 килограмм веса обследуемого. Скорость введения составляла 4 миллилитра в секунду.

Исследования проводили в нативную – неконтрастную фазу, в артериальную, венозную, раннюю паренхиматозную фазы контрастирования, а в ряде случаев и в отсроченную, позднюю паренхиматоз-

ную фазу усиления – на 7-10 минутах от начала введения контрастного вещества.

Всего было обследовано 66 пациентов в возрасте от 37 до 82 лет включительно. На полученных изображениях оценивали размер, форму, положение предстательной железы, семенных пузырьков их структурные особенности и соотношение с прилежащими органами и тканями. Объем и характер накопления контрастного вещества в зоне интереса, скорость его вымывания в различные фазы сканирования. Кроме того, на срезах также отмечали наличие/отсутствие увеличенных регионарных лимфатических узлов, их однородность, присутствие очагов измененной плотности в костях скелета, органах малого таза, брюшной полости, забрюшинного пространства.

В результате, по факту проведенного исследования, наличие очагов патологического накопления (характерного для аденокарциномы) контрастного вещества в периферической зоне левой, реже правой долей предстательной железы было отмечено у 17 пациентов. Из них у 6 пациентов процесс распространялся за пределы капсулы – на область околопростатической жировой клетчатки, на семенные пузырьки и на стенку мочевого пузыря. Регионарная лимфаденопатия имела место у 37 пациентов. Гиперостатические метастазы в кости таза, тела поясничных, грудных позвонков были отмечены у 2 пациентов. У остальных 49 пациентов изменения характеризовались диффузными структурными преобразованиями, сопровождаемыми асимметричной гиперплазией, наличием очагов фиброзного уплотнения и разнокалиберными кальцификатами в тканях железы. Прилежащие структуры в процесс вовлечены не были. Признаков лимфаденопатии и метастатического поражения не отмечено. Подобные изменения, на наш взгляд, в большей степени соответствовали явлениям хронического простатита и доброкачественной гиперплазии предстательной железы.

Таким образом, по факту проведенных исследований, мы пришли к заключению, что многосрезовая спиральная компьютерная томография с внутривенным болюсным контрастированием предстательной железы является высокоточным методом лучевой визуализации, в ряде случаев позволяющим заменить мультипараметрическую МРТ и разрешающим оценить выявленные изменения на значительном протяжении. В свою очередь представленная информация бесспорно способствует в выборе адекватной тактике лечения при быстром, своевременном обнаружении патологических изменений, в том числе и на ранних стадиях их проявления.

Библиографический список

1. Урология: Национальное руководство под ред. Н.А. Лопаткина. - М.: ГЭОТАР-Медиа, 2009. - 1024 с.
2. Урология: Учебник под редакцией Д.Ю. Пушкаря. - М.: ГЭОТАР-Медиа, 2016. - 472 с.
3. Громов А.И. Ультразвуковые исследования при различных заболеваниях предстательной железы / А.И. Громов // Военно-медицинский журнал. - 1999. - № 4. - С. 53-56.
4. Ничога В.Д. Магнитно-резонансная томография в диагностике заболеваний предстательной железы / В.Д. Ничога, С.А. Азарян, В.Д. Эрман // Матер. 77-й итоговой научно-практ. конф. Астрахань. 2000. - С. 255-257.

УДК 616 71

МЕТОД СУТОЧНОГО ХОЛТЕРОВСКОГО МОНИТОРИРОВАНИЯ ПРИ ДИАГНОСТИКЕ СЕРДЕЧНО- СОСУДИСТЫХ ЗАБОЛЕВАНИЙ

Ч.Р. Касимова, К.Р. Шаймарданова, И.Н. Логинова, Л.Р. Саяпова
Уфимский государственный авиационный технический университет

Среди самых распространенных и опасных болезней нашего времени, сердечно-сосудистые заболевания занимают первое место, поэтому проблема своевременной диагностики является наиболее актуальной на сегодняшний день. В данной статье рассмотрены основные определения причин возникновения сердечно-сосудистых заболеваний и методы их диагностики, а также приведена структурная схема прибора холтеровского суточного мониторинга ЭКГ с возможностью мгновенной передачи SOS-сигнала в случае возникновения экстренных ситуаций.

Сердечно-сосудистые заболевания занимают первое место среди самых распространенных и опасных болезней нашего времени. Около 8% всех граждан России страдает от патологии сосудов или сердца, при этом смертность от заболеваний сердца и кровеносной системы составляет 53% от всех летальных исходов.

Причин этому много, но основными считаются генетическая предрасположенность и неправильный образ жизни.

Рассмотрим само определение сердечной недостаточности.

Сердечно-сосудистые заболевания многочисленны, но даже при всём многообразии причин возникновения заболеваний, связанных с нарушением работы сердечно-сосудистой системы, эти заболевания объединяют общие симптомы, которые проявляются при данных патологиях.[6]

Из этого можно сделать вывод о необходимости применения надежных диагностических алгоритмов для наблюдения за состоянием пациента.

Со времени своего изобретения методика холтеровского мониторирования (ХМ) получила широкое распространение в клинической практике. Запись в системах СМ ЭКГ осуществляется в цифровом виде в энергонезависимую флэш-память. Она может сохранять ЭКГ при отключении питания на срок до 10 лет, и имеет от 100 тыс. до 1 млн. циклов записи.

Обязательным требованием к СМ ЭКГ является наличие полной записи за все время наблюдения (24 часа), что позволяет врачу оценить весь цикл жизнедеятельности пациента, проверить достоверность автоматического анализа и быть уверенным в точности своего заключения. Также необходимо, удовлетворение требованиям эргономики. Необходимо наличие кнопки событий для пометки пациентом времени изменения самочувствия. СМ ЭКГ в качестве элементов питания должен использовать наиболее широко распространённые типы. Удобнее и дешевле использование аккумуляторов, так как имеется возможность их заряда. Габариты и вес регистраторов должны быть по возможности минимальными и необременительными для пациентов.[4]

Рассмотрим прибор на примере трех производителей.

1. Система суточного мониторирования плюс регистратор ЭКГ ЕС-3Н, производитель Венгрия, Labtech. Здесь регистрация сердечной деятельности осуществляется по трем грудным ответвлениям и по 3 каналам ЭКГ, мониторинг может вестись в течение трех суток. Плюс системы в том, что параллельно ЭКГ ведется осциллометрическое измерение артериального давления пациента. Передача данных через инфракрасный порт USB. Цена данного комплекса оборудования – 200000 рублей, его можно использовать в кабинетных и домашних условиях.

2. ЭКГ холтер, производства Чехии VTL-08. Этот холтер стоит 190000, он записывает ритм и пульсацию сердца в течение суток по двум независимым каналам ЭКГ. Информация записывается на флеш и хранится, даже если источник питания отключен. Прибор способен распознать до 11 типов аритмий, в том числе и «немую» ишемию. Передача данных осуществляется через инфракрасный порт[5]

3. Комплекс суточного мониторирования электрокардиограмм «Миокард-Холтер» (Россия). Регистрация ЭКГ осуществляется в 3-х канальном, 12-канальном режиме или в режиме высокого разрешения для искусственного водителя ритма (ИВР). Регистрация ЭКГ может быть до 3-х суток. Отличительной особенностью программы «Мио-

кард-Холтер» является то, что в основе алгоритма распознавания ЭКГ положен метод искусственного интеллекта. Формирование образов осуществляется программой полностью автоматически и от врача не требуется никаких действий. [6]

Но современная наука не стоит на месте и на основе последних достижений в области электроники, необходимо улучшать качество предоставляемых на рынке медицинских изделий приборов суточного мониторинга ЭКГ.

Технический результат изобретения - снижение количества ложных срабатываний (за счет учета двигательной активности пациента), повышение скорости реакции на возникшую критическую ситуацию (за счет своевременного оповещения наблюдателя и встроенных датчиков геолокации пациента).

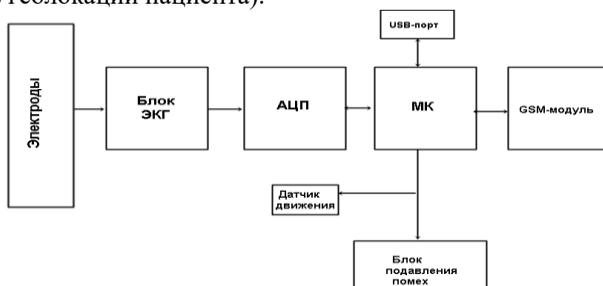


Рис. 1 – Структурная схема прибора суточного холтеровского мониторинга ЭКГ

Концы электродов присоединены к входу блока ЭКГ, которая усиливает и фильтрует сигналы ЭКГ, принятые от тела пациента. Выход блока ЭКГ подключен ко входу АЦП, где аналоговые сигналы от электродов преобразуются в цифровые сигналы. Выход микроконтроллера МК подключен к входу блока подавления синфазной помехи, датчика движения и GSM-модуля.

Датчик движения оценивает двигательную деятельность пациента. Сигнал движения от датчика усиливается, оцифровывается аналого-цифровым преобразователем и сохраняется в запоминающем устройстве [2].

Микроконтроллер выполнен с возможностью занесения в ОЗУ эталонных данных для сравнения и выявления аритмий. Если обнаруживается распространенная аритмия, то это событие передается на GSM-модуль для дальнейшей передачи информации о возникновении критической ситуации на мобильный телефон.

Устройство также содержит flash-карту памяти и USB-порт для подключения внешних устройств.

На данный момент, структура устройства подразумевает простейшую передачу оповещения на мобильное устройство с указанием местоположения пациента в случае возникновения критической ситуации, в дальнейшей необходимо создание специального отечественного программного обеспечения и мобильного приложения, которое позволит следить за изменением параметров пациента в режиме реального времени. Также крайне желательно создание стандарта для программного обеспечения систем холтеровского мониторирования с установленным минимумом обрабатываемых данных.

Библиографический список

1. Зайченко К.В, Жаринов О. О., Кулин А. Н., Кульгина Л. А., Орлов А. П., Съем и обработка биоэлектрических сигналов: Учеб. пособие/Под ред.К.В.Зайченко/Спб.,2001, 140с.
2. Строев В.М., Куликов А.Ю., Фролов С.В.,Проектирование измерительных медицинских приборов с микропроцессорным управлением : учебное пособие /Тамбов : Изд-во ФГБОУ ВПО «ТГТУ», 2012. – 96 с.
3. Национальные российские рекомендации по применению методики холтеровского мониторирования в клинической практике, Российский кардиологический журнал 2014, 2 (106): 6-71
4. «Версия», газета, выпуск от 12.01.2016 / URL: <https://versia.ru/minzdrav-v-2015-godu-smertnost-ot-zabolevanij-serdca-i-sosudov-snizilas-na-177>
5. Интернет ресурс: Медицина в России, Обзор систем холтеровского мониторирования, интернет-журнал/ URL: <http://igiuv.ru/mediczijskoe-oborudovanie/965-obzor-sistem-holterovskogo-monitorirovaniya.html>
6. Интернет-ресурс: Комплекс суточного мониторирования электрокардиограмм «Миокард-Холтер» URL: <http://myocard.ru/price.html>

УДК 613.6.01

АНАЛИЗ И ОЦЕНКА МЕТОДОВ ГИГИЕНИЧЕСКОГО ИССЛЕДОВАНИЯ

Л.Ф. Кутукова, Ч.Р. Касимова, Н.Р. Исянов

Уфимский государственный авиационный технический университет

Гигиена – это раздел медицины, который изучает влияние человека и окружающей среды, принципы методов для улучшения жизне-

деятельности. При проведении санитарно-гигиенических исследований для осуществления научно- санитарных мероприятий, гигиена широко использует четыре метода исследования: эпидемиологический, санитарное обследование, гигиенический (натуральный) эксперименты, санитарная экспертиза.

Метод санитарно-гигиенического обследования - это санитарное описание объекта, которое изучает санитарно-топографическое, санитарно-техническое, санитарно-эпидемиологическое состояния объекта, исследующее недостатки и сроки их возможного устранения, также результаты исследующих работ. Исследования проводятся в два этапа: сначала на эмпирическом, затем на экспериментальном.

Общая гигиена изучает влияние окружающей среды и человека, научные принципы санитарно-гигиенических мероприятий, улучшающие условия жизнедеятельности.

Задачи, формируемые в процессе реализации санитарно-гигиенических исследований позволяют сформировать и закрепить основную базу врача медико-профилактического профиля и вооружить методами, с помощью которых возможно узнать характер воздействия и проанализировать мероприятия для профилактических исследований. Цель исследований заключается в ознакомлении с нормативно-техническими документами по выбранному объекту и методу его исследования, выявление недостатков и разработка рекомендаций по их устранению, составление соответствующей документации с оговоренными сроками исполнения и ответственными лицами, с дальнейшим контролем выполнения предписаний.

Само определение гигиены звучит следующим образом: гигиена – это комплекс научно-обоснованных методов, которые применяются для разработки гигиенических регламентов, изучения здравоохранения. Существуют всего четыре основных метода исследований.

Первый метод – *эпидемиологический*, предметом изучения которого является здоровье отдельного клиента или группы, определенных по отдельным признакам (возраст, пол, стаж и условия работы и др.) и реализуемого по четырем методам: санитарно - статистическое изучение, метод обследования популяции, клиническое наблюдение за отобранными людьми, натуральный эксперимент среди населения.

Сущность санитарно – статистического способа заключается в изучении здравоохранения. В случае метода обследования популяции, специальная группа врачей разной сферы обследуют группу населения, на которую воздействует исследуемый фактор. В то же время могут проводиться лабораторные исследования, выявлять риски и жалобы, антропометрические данные. Клиническое наблюдение за от-

дельными группами – характеризуется клиническими, инструментальными, лабораторными обследованиями и динамическим наблюдением в условиях стационара. При натуральном эксперименте среди населения производится изучение здоровья группы людей, которые подвержены острому или хроническому воздействию определенных факторов. Окончательным этапом этого способа является создание математической модели, которая может описать зависимость уровня здоровья от исследуемых факторов.

Второй метод – *санитарное обследование*, задачей которого является оценка санитарного состояния объекта по внешним признакам. В этом варианте, врач составляет заключительный анализ о санитарном состоянии пациента. При этом к анализу подлежат только те, влияющие отрицательно на здоровье объекта. Достоинством этого метода является возможность провести исследование для количественной оценки воздействия окружающей среды и наличия взаимоотношений.

Метод гигиенического (натурального) эксперимента (третий метод) подразделяют на натуральный и лабораторный.

Сущность натурального гигиенического эксперимента заключается в том, что санитарный врач дает качественную и количественную оценку, выявляет их влияние на здоровье пациента.

Различают два разных метода натурального эксперимента:

1) Эксперимент по изучению влияния факторов окружающей среды на здоровье людей

2) Натурально – гигиенический эксперимент по изучению качественной и количественной характеристик природной среды, измененной в результате трудовой деятельности человека

Метод лабораторно - гигиенического эксперимента основывается на построении математических моделей и на проведении экспериментов, на основе результатов которых проводят обоснование гигиенических нормативов.

Различают два вида эксперимента:

– эксперимент по изучению влияния факторов окружающей среды на здоровье человека

– лабораторный эксперимент по изучению факторов окружающей среды.

Суть первого заключается в том, что в лабораторных условиях изучают влияние факторов окружающей среды на здоровье человека, при этом возможно проведение эксперимента на моделях – добровольца или на животных. Исследование на добровольцах проводится тогда, когда имеется полная безопасность исследования для человека.

Лабораторно-гигиенический эксперимент по изучению влияния факторов окружающей среды проводят по определенной программе и заключается в изучении качественных и количественных характеристик параметров окружающей среды, их изменения, влияния тех или иных загрязняющих веществ.

Метод санитарной экспертизы, в ходе реализации которой проводится исследование и решение определенных вопросов лицами, которые владеют специальными и медицинскими знаниями в данной сфере.

Этот метод в работе санитарного врача применяется при осуществлении предупредительного санитарного надзора. Предупредительный санитарный надзор представлен встроенной системой мероприятий, охрану труда и отдыха в соответствии с социальными, физиологическими потребностями.

Таким образом, санитарно – гигиенические исследования - это совокупность научно – медицинских методов, изучающие влияние окружающей среды на здоровье человека. На основе данных, полученных о состоянии объектов окружающей среды, разрабатываются профилактические мероприятия, которые направлены на улучшение жизнедеятельности населения.

Для проведения санитарно – гигиенических исследований наиболее простым является санитарно-описательный метод, но он не дает полного результата об изучаемом объекте. Химические и радиохимические методы определяют вредные для человека вещества в объектах окружающей среды. Широко применяются физические методы исследования.

Для того, чтобы выявить влияния различных веществ окружающей среды на функции организма человека и животных используются клинические, биохимические методы исследования.

Библиографический список

1. Минх А.А. Методы гигиенических исследований. - М.: Медицина, 1971.- с.46-161, 183-187,260-263.
2. Гончарук Е.И., Кундиев Ю.И., Бардов В.Г. и др. Общая гигиена. Пропедевтика гигиены . /. – К.: Вища школа, 2000. – С. 618-629
3. Методы санитарно-гигиенических исследований, Бурштейн А.И.,1950 г

**ФОТОМЕТРИЧЕСКИЙ АНАЛИЗАТОР ПАРАМЕТРОВ
ГЕМОДИНАМИКИ ПРИ ПНЕВМОНЭКТОМИИ**

М.Ю. Новиков, А.В. Бердников, М.В. Бурмистров

Казанский национальный исследовательский технический университет
имени А.Н. Туполева

Рассматриваются основные особенности проектируемой авторами интраоперационной системы контроля состояния и качественного состава пульсового кровотока в культе бронха при выполнении операции пневмонэктомии, основанного на использовании отраженного излучения при контроле усилия прижатия датчика к поверхности исследуемого участка культи бронха с целью повышения достоверности результатов диагностики.

В настоящее время в мире отсутствует единый концептуальный подход к проблеме прогноза и профилактики первичной несостоятельности культи главного бронха после расширенных, комбинированных анатомических резекций легких. Для решения данной проблемы предлагается разработка устройства интраоперационного контроля состояния кровотока, в основе работы которого лежит методика отражательной пульсоксиметрии с целью определения показателей кровотока культи бронха, до и после проведения пневмоэктомии.

Определение относительного содержания оксигемоглобина в крови, числовой мерой которого является величина сатурации гемоглобина крови кислородом SpO_2 проводится методом пульсовой оксиметрии. При этом показатель оксигенации рассчитывается как соотношение количества оксигемоглобина HeO_2 к общему количеству гемоглобина He (1):

$$SpO_2 = \frac{HeO_2}{He}, \quad (1)$$

Методика пульсовой оксиметрии основана на исследованиях оптических свойств крови, показывающих, что каждая форма гемоглобина имеет свой собственный спектр поглощения [2], а именно:

- Оксигемоглобин (HbO_2) имеет минимум поглощения в красной части спектра, где поглощение редуцированного гемоглобина (Hb) выше;
- В инфракрасной (ИК) части спектра поглощения HbO_2 становится несколько выше поглощения Hb ;

В соответствии с этим определение показателя оксигенации в классических двухлучевых пульсоксиметрах, работающих на прошед-

шем через биоткань излучении, осуществляется посредством регистрации минимальных по уровню сигналов, соответствующих максимальному поглощению излучения на двух длинах волн.

В предлагаемом техническом решении используется методика отражательной двухлучевой спектрофотометрии (Рис. 1.), при этом измерение интенсивности отраженного излучения производится в моменты систолического выброса, то есть в моменты максимального кровенаполнения исследуемого участка биоткани, что соответствует максимальным уровням сигналов с сохранением законов поглощения излучения различными формами гемоглобина.

Фотометрический способ регистрации сигнала артериальной пульсации крови основан на изменении степени поглощения светового потока пульсирующим артериальным сосудом. В соответствии с законом Бугера-Ламберта-Бера поглощение света будет зависеть от толщины биологической ткани, длины волны света и оптических свойств тканей, через которые это излучение проходит (2):

$$I = I_0 \cdot e^{-\alpha \lambda l} \quad (2)$$

где: I – интенсивность светового потока, прошедшего через ткань, I_0 – интенсивность светового потока, падающего на ткань, α – коэффициент светопоглощения, зависящий от длины волны излучения и оптических свойств ткани, l – толщина ткани, поглощающей свет.

Для получения наибольшей чувствительности определения сатурации кислорода, длины волн излучения источников необходимо выбирать в участках спектра с наибольшей разницей в поглощении света оксигемоглобином и гемоглобином. Этому условию удовлетворяют красная и ближняя инфракрасная области спектра излучения.

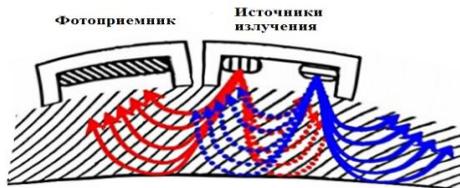


Рис. 1 – Распространение излучения в исследуемой среде при рефлекторной пульсоксиметрии

Для повышения точности измерения и снижения потерь излучения, предложено расположение элементов излучающей и приемной частей датчика под углом 160 градусов относительно друг друга. Это позволяет осуществить фокусировку отраженного сигнала с участка сосуда находящегося на удалении 3...5 мм от поверхности бронха.

Анализируя амплитуду и форму пиков пульсовой волны фотоплетизмограммы совместно с процентным содержанием оксигемоглобина в крови, возможно, определять состояние степени насыщения кислородом крови в исследуемом участке сосудистого русла. Также для устранения влияния некорректного выбора степени прижатия датчика к исследуемой поверхности необходимо введение модуля контроля контактного усилия.

Контроль контактного усилия осуществляется посредством измерения давления, передаваемого на чувствительную поверхность тензодатчика через подвижный шток с расположенным на его дистальном конце источниками и приемником излучения пульсоксиметрического датчика отражательного типа.

Экспериментальная апробация разработанной системы была на первоначальном этапе проведена при исследовании параметров кровотока на пальцевой фаланге. Исследованию подлежала зависимость показателя оксигенации от величины усилия прижатия измерительного устройства к биоткани. В качестве эталона был взят оригинальный датчик SpO₂ фирмы Triton, работающий на проходящем излучении.

На основании проведенных исследований можно утверждать, что с увеличением усилия прижатия датчика к фаланге пальца, процентное содержание кислорода начинает снижаться, что вызвано снижением скорости кровотока и снижением уровня оксигемоглобина в биоткани.

Определение таких параметров бронхиального кровотока, как оксигенация может быть проведено по методике отражательной двухлучевой спектрофотометрии при обязательном контроле усилия прижатия датчика к поверхности биоткани. В дальнейшем необходимо проведение исследований по выделению диапазона контактного усилия с устойчивым сигналом пульсоксиметрии.

Библиографический список

1. Дуглав Е.А. Прогноз первичной несостоятельности культы главного бронха у больных, перенесших пневмонэктомию // -Казань-ГБОУДПО «КГМА МЗ и социального развития РФ», - 2012. – 129 с.
2. Калакутский Л. И., Манелис. Э. С., Аппаратура и методы клинического мониторинга // – М. – «Высшая школа». – 2004. – 156 с.

**ПРОБЛЕМА ИСПОЛЬЗОВАНИЯ
ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЧЕСКОГО ИССЛЕДОВАНИЯ В
АДАПТИВНОМ СПОРТЕ**

М.В. Казакова, С.В. Смирнова

Казанский национальный исследовательский технический университет
им. А.Н. Туполева – КАИ

В статье освещается проблема использования электромиографического исследования в адаптивном спорте. Так же представлен обзор работ российских авторов, которые занимались исследованиями в данной области.

В настоящее время адаптивный спорт становится все более популярным. В связи с этим возрастает потребность создания и применения новых способов исследований, а так же улучшение уже известных методов исследования. В данной работе будет рассматриваться электромиографический (ЭМГ), или электронейромиографический (ЭНМГ) метод исследования адаптивных реакций нервно-мышечной системы при физических нагрузках.

ЭМГ (ЭНМГ) - это комплекс методов оценки функционального состояния нервно-мышечной системы, основанный на регистрации и качественно - количественном анализе различных видов электрической активности нервов и мышц.

Впервые электромиографию для диагностики патологий нервной системы у человека в 1907 году применил немецкий ученый В. Пиппер.

С появлением компьютерной техники этот метод диагностики получил значительное развитие в разных направлениях. Появились новые подходы к диагностике и новые направления исследования нервной системы с помощью электромиографии. [3]

Цель работы: Изучить данные об использовании электромиографии в адаптивном спорте.

Задачи:

1. Изучить понятие электромиографии и разновидности ее методик.
2. Проанализировать данные об использовании электромиографического исследования в спорте.
3. Сделать вывод.

Электромиография как метод диагностики изучает, прежде всего, электрическую активность периферического аппарата нервной системы.

темы. При этом, в зависимости от целей исследования, оценивается как произвольная, так и вызванная путем стимуляции активность нейромышечного аппарата.

Электромиография включает в себя большое количество методик. По способу получения данных, характеру исследования и методам обработки данных в ЭМГ выделяют следующие методики обследования:

1. Интерференционная поверхностная ЭМГ.
2. Стимуляционная ЭМГ.
 - Исследование М-ответа и скорости распространения волны по моторным волокнам (СРВм).
 - Исследование потенциала действия нерва и скорости распространения волны по сенсорным волокнам (СРВс).
 - Исследование поздних нейрографических феноменов (F-волна, H-рефлекс, А-волна).
 - Исследование мигательного рефлекса.
3. Ритмическая стимуляция и определение надежности нервно-мышечной передачи (декремент-тест)
4. Игольчатая ЭМГ.
 - Исследование потенциалов двигательных единиц (ПДЕ).
 - Исследование интерференционной кривой с анализом по Виллисону.
5. Магнитная стимуляция.
 - Исследование центрального времени моторного проведения.
 - Исследование М-ответа и СГВм по глубоко расположенным нервным стволам.

Возможности использования электромиографии для решения различных задач, связанных с двигательной деятельностью, уже многие годы обсуждаются в исследованиях зарубежных авторов. В большинстве работ отмечается, что электромиографические исследования помогают определить место возникновения проблемы в системе движения. Проблема может быть локализована в периферической нервной системе или самой мышце. Таким образом, электромиография является ценным диагностическим инструментом в дифференциальной диагностике нервных и мышечных заболеваний. [5]

На современном этапе в нашей стране также прослеживается повышение интереса ученых к использованию электромиографии как метода исследования научных проблем в области физической культуры и спорта. Например, Ткаченко А.В. провел электромиографическое исследование тренировочного процесса борцов-самбистов, Гурова М.Б. и Капилевич Л.В. провели сравнительную оценку биоэлектриче-

ской активности мышц у тяжелоатлетов и единоборцев разной квалификации, так же проводилось множество других исследований в области легкой атлетики, волейбола, конькобежного спорта, хоккея, бокса.

Российская компания «Нейротех» проводила эксперименты с использованием беспроводных датчиков для регистрации ЭМГ с участием воспитанников «СДЮСШОР №13 отделение стрельбы из лука» и лучников Российской сборной. Задачей исследования было понять, какая мышца действует в большей степени, а какая в меньшей в момент натяжения лука и выполнения выстрела, а так же протестировать новейшие беспроводные датчики.

Проведенные тесты позволили сказать следующее:

- Беспроводные датчики являются эффективным методом регистрации электромиограммы для контроля мышечного напряжения у спортсменов-лучников. В отличие от проводной системы они не являются помехой для спортсмена, а также не имеют двигательных артефактов, характерных для проводной системы регистрации ЭМГ. Двигательные артефакты, как правило, не позволяют объективно анализировать электромиограмму в динамике.

- Информация в виде миографических сигналов, регистрируемых в процессе натяжения лука, тяги и выстрела, являются дополнительным информативным показателем, позволяющим объективно мониторить мышечные напряжения спортсмена и, при необходимости, проводить их коррекцию.[1]

Проведенный литературный анализ показал, что во многих видах спорта проведены исследования различных аспектов использования электромиографии. В то же время в области адаптивного спорта работ, в которых используется электронейромиография как средство повышения эффективности тренировочного и восстановительного процессов, очень мало. В базе научной электронной библиотеки представлена лишь статья Шевцова А.В., Красноперовой Т.В., Буйлова П.З. «Адаптивная восстановительная коррекция мышечной системы легкоатлетов-паралимпийцев с нарушением зрения паравертбральным тренажером и стретч-массажем». [4]

Таким образом, можно сделать вывод, что в области адаптивного спорта, методика электромиографии практически не применяется. Следовательно, актуализируются исследования в данном направлении. В дальнейшем данная научно-исследовательская работа будет развиваться.

Библиографический список

1. Применение электромиографии для анализа техники стрельбы спортсменов высшей квалификации: [Электронный ресурс] / Сахаров В.Л., Забродский С.В. // Научно-медицинская фирма «Нейротех» - 2014; URL: <http://neurotech.ru/article.aspx?article=9> (Дата обращения 16.10.2016).
2. Съем и обработка биоэлектрических сигналов: Учебное пособие / Под ред. Зайченко К.В. - СПб. : Изд-во СПбГУАП, 2001. - 140 с.
3. Физиологические методы контроля в спорте / Л.В.Капилевич [и др.] – Томск: Изд-во Томского политехнического университета, 2009. – 172 с.
4. Шевцов А.В., Красноперова Т.В., Буйлов П.З. Адаптивная восстановительная коррекция мышечной системы легкоатлетов-паралимпийцев с нарушением зрения паравертербральным тренажером и стретч-массажем // Адаптивная физическая культура. – 2013. - № 1. – С. 29-32.
5. Шишкин А.В., Митин А.Е., Филиппова С.О. Проблема применения электромиографии с целью повышения эффективности тренировочного и соревновательного процессов в адаптивном спорте // Современные проблемы науки и образования. – 2013. – № 6.; URL: <http://www.science-education.ru/ru/article/view?id=11055> (Дата обращения: 22.10.2016).

УДК 004.65

СТРУКТУРА ИНФОРМАЦИОННЫХ ПРОЦЕССОВ СРЕДСТВА ЗАПОЛНЕНИЯ ФОРМАЛИЗОВАННОЙ ИСТОРИИ БОЛЕЗНИ ДЛЯ ОТДЕЛЕНИЙ РЕАНИМАЦИИ

А.А. Куликова, Н.А. Сержантова

Пензенский государственный технологический университет

В статье рассмотрены основные требования, предъявляемые к унифицированной документации. Представлена структура информационных процессов разработанного программного средства заполнения формализованной истории болезни.

В настоящее время информационные технологии получили широкое распространение в здравоохранении, особенно с целью деятельности лечебно-профилактического учреждения оптимизации и возможности оперативного получения любых статистических отчетов по качеству и эффективности проводимого лечения [1]. В связи с этим,

разработка автоматизированной формализованной истории болезни является одним из условий повышения качества обслуживания больных различного профиля. Особенно это актуально для отделений реанимации, где качество информации о пациенте, анамнезе, проведенных исследованиях и т.д. может повлиять на риск развития неблагоприятного исхода заболевания.

В ходе проведенных исследований было выявлено несколько средств создания формализованных историй болезни (ФИБ) [2-3]. Все они обладают схожим составом и решают ряд таких общих задач, как, поиск, обработка, хранение, анализ медицинской информации. Но при этом, технологии, лежащие в основе этих историй болезней эффективны только для «узких» медицинских специальностей. Следовательно, для оптимизации процесса лечения больных реанимационного профиля необходима разработка новой формализованной истории болезни.

При разработке ФИБ исходят из общих требований, предъявляемых к унифицированной документации:

- 1) сокращение времени, затрачиваемого на заполнение ФИБ;
- 2) простота и удобство заполнения;
- 3) наличие необходимых пояснений;
- 4) соответствие общепринятой форме;
- 5) представление информации в систематизированной форме, готовой для ввода в ЭВМ без дополнительной обработки [4].

Для технической реализации выделенных задач необходима информационная система, ориентированная на поиск, хранение, выбор и модификацию данных. Такой системой, наиболее полно отвечающей обозначенным требованиям, является база данных.

Структура информационных процессов ФИБ состоит из следующих основных этапов:

1. Регистратор проверяет наличие пациента в базе данных. Если пациент существует в базе данных, то на него заводится новая ФИБ.

2. Заполнение ФИБ данными о пациенте, а именно информацией о поступлении, выбытии, назначенных лекарственных препаратах, данными динамических показателей, результатами проведенных анализов, а так же данными о диагнозах и проведенных операциях. Затем, последующее сохранение этих сведений в базе данных;

3. Данные, хранящиеся в базе данных используются для автоматизации процесса определения нормы содержания таких показателей анализов как, эритроциты, тромбоциты, лейкоциты, эозинофилы, лимфоциты и моноциты;

4. Формирование отчетов о согласии на медицинское вмешательство, а также выписного листа и статистических данных (диаграмма о поступлении пациентов за год).

В ходе исследования и реализации рассмотренных выше этапов была разработана структура информационных процессов, представленная на рисунке 1.



Рис. 1 – Структура информационных процессов

Эффективность ввода данных обеспечивается за счет использования выпадающих списков и готовых шаблонов документов. Благодаря аналитическому разделу появляется возможность определения нормы анализов и вычисления такой производной величины, как возраст. На основании введенных данных в формализованную историю болезни автоматически формируются такие документы, как согласие на медицинское вмешательство, выписной лист пациента, а также отчетная документация. Поиск пациента в базе данных, работа с имеющимися документами и формирование новых документов занимают минимального времени, так как не требуется повторного набора уже введенных данных. Основные информационные процессы автоматизированы с применением средств ВВА.

Таким образом, разработанная структура позволяет оптимизировать процедуру разработки формализованной истории болезни для отделений реанимации с учетом основных особенностей рассматриваемой сферы применения информационных технологий в медико-биологической практике.

Библиографический список

1. Кузьминов О. М. Информатизация клинической практики: задачи и средства повышения эффективности // Научные ведомости Белгородского государственного университета. Серия: Медицина. Фармация.-2011.- № 10 (105) . - т. 14.
2. Сидорова М.А., Ерушова Н.А. Компьютерные технологии для диагностики патологий сердечно-сосудистой системы // Современные информационные технологии. 2007. № 6. С. 160-161.
3. Сидорова М.А., Сержантова Н.А. Оптимизация информационных данных, анализируемых в процессе нейросетевого прогнозирования исхода патологий гемостаза: [Электронный ресурс]// Живые и биокосные системы. - 2015. - № 14. - С. 10.
4. Результаты внедрения медицинской информационной системы «госпитальный раковый регистр» в краевом онкологическом диспансере: [Электронный ресурс]//Информационный медицинский портал: <http://mfvt.ru/rezultaty-vnedreniya-medicinskoj-informacionnoj-sistemy-gospitalnyj-rakovyj-registr-v-kraevom-onkologicheskom-dispansere/> . (Дата обращения: 21.10.2016).

УДК 620.91;51-74

МОДЕЛИРОВАНИЕ ИНТЕНСИВНОСТИ СОЛНЕЧНОЙ РАДИАЦИИ ПРИ ПРОЕКТИРОВАНИИ СОЛНЕЧНЫХ ВОДОНАГРЕВАТЕЛЬНЫХ УСТАНОВОК

А.А. Аристов, И.Ю. Кошелев, М.С. Кузнецова, И.В. Тюрин
Тамбовский государственный технический университет

Рассматривается метод совместного использования экспериментальных данных и результатов компьютерного моделирования для повышения точности модели интенсивности солнечной радиации на произвольно ориентированную поверхность в задачах проектирования гелиосистем.

В последнее время все чаще стало говорить о необходимости широкого использования альтернативных возобновляемых источников энергии, позволяющих повысить экологичность и экономичность энергообъектов и сократить затраты традиционных видов топлива. Все более широкое распространение стали получать солнечные водонагревательные установки, причем исследования, например [1], показывают, что и в средних широтах также целесообразно использовать солнечную энергию.

Проектирование гелиосистем начинается с получения достоверных значений интенсивности потока солнечной радиации, поступающей на поверхность, расположенную под некоторым углом к этому потоку. К настоящему времени сложилась методика получения расчетных значений поступления солнечной радиации, основанная на использовании справочных данных [2, 3]. К наиболее значимым недостаткам указанных справочников следует отнести неудобную форму представления показателей, малое число пунктов наблюдения, использование только наземных средств измерения, ограниченные временные сроки наблюдений, отсутствие свежей информации, что не позволяет с достаточной точностью определить поступление солнечной радиации на поверхность конкретной местности в произвольный момент времени. Указанные недостатки возможно преодолеть, используя компьютерное моделирование поступления потока солнечной радиации на произвольно ориентированную лучепоглощающую поверхность с использованием аналитических моделей [4]. На рынке программных продуктов представлено множество различных САЕ-систем, однако существенным препятствием к широкому применению имитационного моделирования является проверка адекватности полученной модели из-за сложности получения надежных экспериментальных данных. Компьютерное моделирование основано на использовании аналитически полученной зависимости интенсивности солнечной радиации от времени суток или года на произвольно ориентированную поверхность в виде

$$I = I_m \cdot \cos i ,$$

где I_m – плотность потока прямой солнечной радиации на расположенную перпендикулярно направлению солнечных лучей земную поверхность при массе атмосферы m , Вт/м²; i – угол падения солнечных лучей на заданную поверхность.

С практической точки зрения аналитические модели мало пригодны из-за относительно низкой точности, обусловленной сложностью получения достоверных значений величины I_m , зависящей от множества различных взаимосвязанных физических факторов и параметров атмосферы, влияющих на поглощение и отражение солнечной радиации, изменения которых носят сложный нелинейный характер. Поэтому погрешность при моделировании может достигать 30%. Повышение точности моделирования представляет не только чисто научный интерес, а имеет прямое практическое значение, например, при

расчетах эффективной площади солнечного коллектора и срока окупаемости гелиосистемы.

В настоящее время существуют климатологические и метеорологические электронные базы данных, разработанные американскими и европейскими специалистами, в которых представлена информация по солнечной радиации, полученная по наземным и спутниковым наблюдениям. Наиболее удобным является ресурс Atmospheric Science Data Center, размещенный в сети Internet по адресу <http://eosweb.larc.nasa.gov>, на котором можно получить доступ к базе данных, содержащей информацию для проектирования гелиосистем с описаниями методов измерений и представления параметров, полученную по наблюдениям со спутников NASA за 22 года (с июля 1983 по июнь 2005 гг.). Для получения данных по конкретному наземному пункту необходимо лишь ввести его географические координаты.

Исходя из вышеизложенного, можно сделать вывод, что для повышения точности модели интенсивности солнечной радиации на произвольно ориентированную поверхность удобно применять метод совместного использования имеющихся достоверных экспериментальных данных для отдельных моментов времени и результатов компьютерного моделирования для оставшейся временной области.

Библиографический список

1. Попель О.С. Эффективность применения солнечных водонагревателей в климатических условиях средней полосы России. // Энергосбережение. 2001. № 1.
2. Справочник по климату СССР. Ч. 1. Солнечная радиация, радиационный баланс и солнечное сияние. — Л.: Гидрометеоздат, 1966.
3. Научно-прикладной справочник по климату СССР. Сер.3. Многолетние данные. Ч. 1. Вып. 13. Солнечная радиация и солнечное сияние. — Л.: Гидрометеоздат, 1990.
4. Тюрин И.В. О повышении эффективности двухконтурных солнечных водонагревательных установок. // Промышленные АСУ и контроллеры. 2012. № 3. С. 29-32.

ИДЕНТИФИКАЦИЯ МОДЕЛИ ПОТОКА СОЛНЕЧНОЙ РАДИАЦИИ НА ГОРИЗОНТАЛЬНУЮ ПОВЕРХНОСТЬ НА ПРИМЕРЕ г. ТАМБОВА

А.А Аристов, И.Ю. Кошелев, М.С Кузнецова, И.В. Тюрин
Тамбовский государственный технический университет

Рассматривается метод идентификации модели изменения потока солнечной радиации на горизонтальную поверхность в течении года на примере условий г. Тамбова.

Инженерное проектирование гелиосистем горячего водоснабжения начинается с получения достоверных значений интенсивности потока солнечной радиации, поступающей на поверхность, расположенную под некоторым углом к этому потоку. Для моделирования интенсивности солнечной радиации на произвольно ориентированную поверхность удобно применять метод совместного использования имеющихся достоверных экспериментальных данных для отдельных моментов времени и результатов компьютерного моделирования для оставшейся временной области [1].

В качестве примера рассмотрим использование предложенного метода для решения задачи идентификации модели потока солнечной радиации на горизонтальную поверхность в условиях г. Тамбова ($52,43^{\circ}$ северной широты). В общем виде модель можно записать

$$\frac{I(t)}{dt} = I_0 K_m \cos \left[\frac{i(t)}{dt} \right], \quad (1)$$

где I_0 – плотность потока солнечной энергии у верхней границы атмосферы на поверхность, расположенную перпендикулярно направлению солнечных лучей (солнечная постоянная); K_m – коэффициент, учитывающий ослабление прямого солнечного излучения при прохождении через слой атмосферы массой m , i – угол падения солнечных лучей на заданную поверхность.

Методика расчета косинуса угла падения солнечных лучей на произвольно ориентированную поверхность подробно изложена в ряде изданий, например в [5]. Значения коэффициента K_m модели (1) определялись поисковым методом, результаты, полученные с использованием модели, сравнивались с данными со спутников NASA.

На рис. 1 показаны 3D-графики изменения среднечасовой солнечной радиации на горизонтальную поверхность по месяцам, а на рис. 2 – трехмерная картина изменения среднечасовой интенсивности солнечной радиации для среднего расчетного дня месяца в течении года, полученное с использованием модели (1).

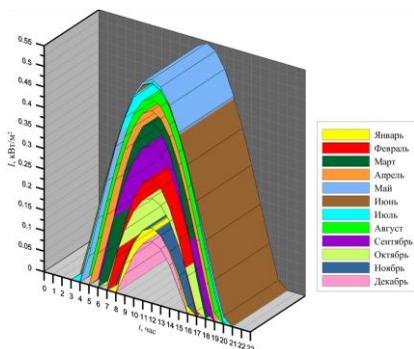


Рис. 1 – Среднечасовые значения солнечной радиации по месяцам для г. Тамбова.

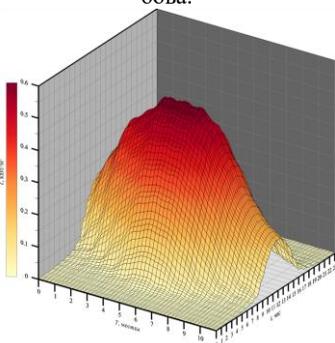


Рис. 2 – Модель изменения солнечной радиации в течении года для г. Тамбова

Предложенный метод идентификации позволяет применять компьютерное моделирование с повышенной точностью для тех пространственно-временных участков, где в силу тех или причин отсутствуют достоверные значения интенсивности солнечной радиации. Разработанный метод пригоден для любого географического пункта наблюдения.

Библиографический список

Тюрин И.В. О повышении эффективности двухконтурных солнечных водонагревательных установок. // Промышленные АСУ и контроллеры. 2012. № 3. С. 29-32.

КОМПЛЕКС ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ПСИХОЭМОЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ЧЕЛОВЕКА «ЭГОСКОП»

В.В.Демьяненко

Южный Федеральный Университет

Институт нанотехнологий электроники и приборостроения

Комплекс, предназначен для проведения диагностических и профилактических психофизиологических исследований и психологического тестирования с синхронной индикацией и объективным анализом реакции физиологических показателей и характера моторики руки испытуемого в процессе проведения исследований и тестирования.

Результаты эгоскопических исследований позволяют соединить биологическое с этическим в неразрывной связке конкретных смыслов и психофизиологии уникальной жизненной траектории, а также объяснить человеку суть его интуитивно-рациональных моделей применительно к исследуемым понятиям или объектам.

Комплекс работает с ПК различных типов под управлением ОС Windows [1].

Психофизиологические исследования и психологическое тестирование выполняется с применением сенсорного монитора-планшета, на котором испытуемый выполняет задания сценария: отвечает на вопросы, выбирает какой-то из представленных ему вариантов ответа или образа, пишет слова или фразы в соответствии с предлагаемой инструкцией (например, заканчивает фразу в незавершенных предложениях, описывает предъявляемые ему изображения), рисует картинки или геометрические фигуры. Текст заданий или графические образы показываются испытуемому в специальном окне. При выполнении заданий, кроме контроля физиологических сигналов регистрируются и обрабатываются пиктографические параметры – давление на перо (до 1 024 градаций), скорость перемещения пера, латентные периоды и пр. Если обработанные специальным образом пиктополиграфические реакции структурировать относительно «смысловых кластеров» – анализируемых тем или ситуаций, то в результате можно получить профиль «смысло-эмоциональной значимости» (СЭЗ), в котором можно количественно и качественно оценивать и сопоставлять выраженность, направленность, стабильность и достоверность реакции в привязке к «смыслам» или «шкалам» тестового сценария [2].

Физиологические сигналы снимаются при помощи автономного телеметрического (беспроводного) портативного блока пациента.

В состав блока пациента входят четыре универсальных программно-управляемых полиграфических канала, которые используются для съема различных физиологических сигналов: электроэнцефалографических (ЭЭГ), реоэнцефалографических (РЕО), дыхательной кривой, электро-кардиографических (ЭКГ), электромиографических (ЭМГ), кожного потенциала (КП), фото-плетизмографических (ФПГ), кожногальванической реакции (КГР), температуры (Т) в необходимых сочетаниях., а также беспроводной канал управления электростимулятором и беспроводной интерфейс для управления стабиллоплатформой (канал СКГ).

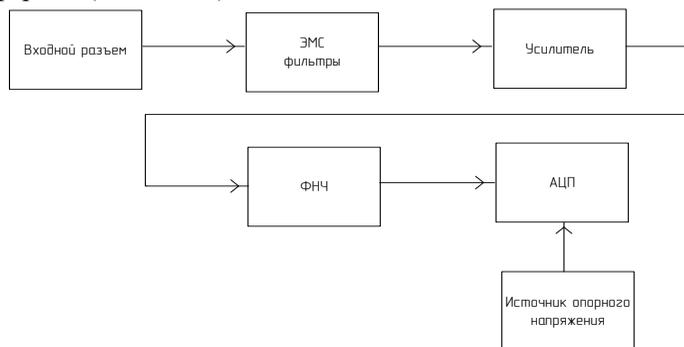


Рис. 1 – Структурная схема блока пациента

Через входной разъём на приёмный тракт блока пациента, в зависимости от типа исследования, выбранного человеком-оператором блока пациента, поступает сигнал с выбранного блока снятия биопотенциалов: ЭКГ, ЭЭГ, КГР, ЭМГ, ФПГ. Поскольку каждый из типов биопотенциалов имеет свои амплитудно-частотные характеристики, а приёмный тракт блока пациента, соответственно, имеет конструктивные особенности в качестве активных и пассивных элементов для обработки каждого из типов биопотенциалов, имеется возможность влияния помех, создаваемых каждым из блоков приёмного тракта, а также всего устройства, в целом, на качество сети. Для этого на входе в приёмный тракт блока пациента устанавливаются ЭМС-фильтры. Далее, за блоком ЭМС-фильтров следует блок усилителя, выравнивающий амплитуду входящего сигнала до необходимого уровня. Фильтр нижних частот, следующий за усилителем, выделяет необходимую полосу частот, обрезаая артефактные частоты. Затем сигнал оцифровывается, поступая на АЦП, питаемого источником опорного напряжения. Так, конечный оцифрованный сигнал, в зависимости от

типа исследования, проходит череду математических операций в дальнейших блоках и выводится на интерфейс отображения информации.

Связь комплекса с компьютером, осуществляется посредством беспроводной технологии «BlueTooth», что соответствует современному мировому уровню аналогичных по применению устройств[1].

Принципиальными отличиями метода эгоскопии от других методик исследования личности являются:

- Новый подход, сочетающий и дополняющий преимущества проективных методик исследования личности и оценки эмоциональной реакции, сопровождающей выполнение заданий на основе анализа трендов физиологических показателей.

- Автодокументирование проективных методик, включающее автоматическое сохранение результатов выполнения проективных методик (рисование, написание), с использованием графического планшета.

- Построение профиля смысло-физиологической значимости по различным смысловым кластерам, которые в том или ином виде отражены в диагностическом сценарии, оценка степени достоверности проведенных расчетов, степень близости/ удаленности различных смысловых кластеров между собой, трехосевое представление интегральных показателей по смысловым кластерам, матрицу согласованности изменений по различным сигналам, и т.д.

- Современные информационные технологии и высокотехнологичное оборудование примененные в комплексе "Эгоскоп", позволяют объединить несколько комплексов (до 10) в локальную беспроводную сеть (WiFi) для одновременного проведения психодиагностического исследования у групп испытуемых и обеспечивает существенное повышение пропускной способности при проведении тестирования.

- Удобство работы с полученными графическими образами (группировка, масштабирование, центрирование, объединение, сортировка), а также различные возможности печати[3].

Библиографический список

1. Демьяненко В.В., Комплекс «Эгоскоп»//пояснительная записка к выпускной работе на академическую степень бакалавр -Таганрог 2015//Аннотация//ЮФУ
2. Комплекс объективного психологического анализа и тестирования «Эоскоп»//Руководство эксплуатации Эгоскоп, НПКФ «Медиком МТД», 2013г.
3. Психодиагностика//Эгоскоп [электронный ресурс] – Режим доступа: <http://www.medcom.ru/medicom/ego.htm>

ИСКУССТВЕННОЕ СЕРДЦЕ

К. Р. Шаймарданова, И. Н. Логинова, А. Ф. Латыпов, Ю.О. Уразбахтина
Уфимский государственный авиационный технический университет

В данной статье рассмотрен бионический имплантант, заменяющий сердце или часть его. Описаны модель искусственного сердца, условия, необходимые для его установки на постоянной основе, и перечислены основные производители.

На сегодняшний день много людей, страдающих нарушениями в работе сердечных клапанов (недостаточностью или сужением). Пересадка искусственного сердца – это один из самых часто используемых альтернативных вариантов трансплантации донорского сердца. Учитывая, что по статистике, лишь один из десяти нуждающихся в пересадке дожидается донорского сердца, искусственное сердце человека является одним из самых актуальных и развивающихся направлений современной кардиохирургии.

Искусственное сердце - это бионический имплантант, заменяющий полностью сердце, либо его часть, либо дополняющий сердце, который способен поддерживать нормальное кровообращение в естественных условиях жизни [4].

Модель имеет правую и левую половину [1]. Каждая из них состоит из искусственного предсердия и желудочка. Составными элементами последнего являются рабочая камера, корпус, выходной и входной клапаны. Для изготовления корпуса применяется силиконовая резина и метод наслоения. Согласно технологии в жидкий полимер погружается матрица, вынимается, затем высушивается. Так до тех пор, пока на ее поверхности не создастся многослойная плоть. Аналогичную форму имеет рабочая камера. Для ее изготовления применяется латексная резина и силикон. Рабочая камера имеет конструктивную особенность – толщина стенок ее разная и в них различают пассивные и активные участки. Расчет конструкции произведен таким образом, что исключено соприкосновение противоположных стенок ее рабочей поверхности даже в случае полного напряжения активных участков. Это предотвращает травму форменных кровяных элементов.

Чаще всего у человека выходит из строя левый желудочек – самая мощная камера сердца, обеспечивающая выброс крови в артерии и капилляры по всему телу. Поэтому в большинстве случаев устанавливают не весь протез, а искусственный желудочек сердца, что уже позволяет помочь пациентам с сердечной недостаточностью. Главный

плюс искусственного сердца – цена. В отличие от пересадки донорского, искусственное сердце стоит в разы меньше

Однако до сих пор не сконструировано искусственное сердце, которое можно было имплантировать на всю жизнь [3]. Поэтому протезы сердца используются только временно.

Чтобы «Искусственное сердце» стало применяться как постоянно функционирующий аппарат, необходимо, чтобы оно:

- имело небольшие размеры;
- регулировало выброс в соответствии с запросами организма;
- обеспечивало необходимый выброс крови;
- без труда подвергалось стерилизации;
- обеспечивало прокачку крови без каких-либо резких толчков, во избежание гемолиза (разрушения эритроцитов).

До недавнего времени единственным производителем сердечных биопротезов являлась американская компания SynCardia. Но в 2013 году французская компания CARMAT получила добро Еврокомиссии на имплантацию своего искусственного сердца, отличающегося от американского аналога тем, что имплантируемый гидравлический насос питается от внешних батарей (в SynCardia насос находится снаружи).

На сегодняшний день множество исследовательских проектов по всему миру сейчас трудятся над возможностью распечатки человеческих органов и тканей для их последующей трансплантации [2]. Они уже научились создавать искусственные кости, сосуды и дыхательные пути. Но оказывается, легче всего - распечатать сердце. Потому что сердце состоит из очень малого количества разновидностей клеток и потому, что у них всего лишь одна функция - реализовать сокращение сердечной мышцы. Клетки для клонирования сердца можно взять из жировой ткани самого пациента. Американские ученые уверены, что первое искусственное сердце, распечатанное на 3D-биопринтере будет готово менее чем через 10 лет.

Библиографический список

1. Искусственное сердце [Электронный ресурс] <http://fb.ru/> (дата обращения 2.11.2016).
2. Обзор на LiveMD [Электронный ресурс] <http://www.livemd.ru/> (дата обращения 2.11.2016).
3. Большая медицинская энциклопедия [Электронный ресурс] <http://doktorland.ru/> (дата обращения 2.11.2016).
4. Искусственное сердце человека [Электронный ресурс] <http://lvad.ru/> (дата обращения 2.11.2016).

УДК 51.76

МОДЕЛИРОВАНИЕ КРИВОЙ ПОТОКА ВОЗДУХА ЧЕРЕЗ ЛЕГКИЕ ЧЕЛОВЕКА С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ LABVIEW

С.А. Мордовина, А.М. Абрамов

Рязанский государственный радиотехнический университет

Рассматривается моделирование кривой потока воздуха через легкие человека на основе линейной двухкомпонентной модели респираторной механики А.Отис в среде LabVIEW.

Моделирование является полезным инструментом для описания, интерпретации и объяснения различных сложных процессов. LabVIEW (Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench) - среда разработки прикладных программ, созданная фирмой National Instruments (США). В ней используется интуитивно понятный язык графического программирования G. Его освоение не требует знания традиционных текстовых языков программирования. LabVIEW предоставляет широкие возможности для проведения вычислений и математического моделирования [1].

Среда LabVIEW постоянно совершенствуется благодаря регулярному выходу новых версий, а также выпуску специализированных модулей, библиотек и дополнений. Фактически, она стала стандартом в ряде областей науки и техники. Благодаря своим идеям использования распределенного интеллекта, LabVIEW позволила инженерам, не имеющим опыта в традиционном программировании, быстро создавать сложные модели систем измерения и управления и переносить их в практику[2].

Оценка пассивной биомеханики дыхательного аппарата основана на простейшей математической модели дыхательной системы – линейной двухкомпонентной модели респираторной механики (Otis, 1956) [3]. Она включает последовательно соединенные кондуктивный (резистивный) и газообменный (емкостной) элементы, описываемые, соответственно, параметрами аэродинамического сопротивления дыхательных путей и статической растяжимости (комплаенса) [4].

$$P_{\text{mus}} = \frac{1}{C} V(t) + R \dot{V}(t),$$

P_{mus} – давление, порожденное дыхательной мускулатурой, C – эластичность легких, R – сопротивление дыхательных путей, $V(t)$ – объем вдохнутого воздуха в легком, $\dot{V}(t)$ – производная дыхательного потока воздуха по времени. Сжимаемостью воздуха в данной модели обычно пренебрегают. Два главных параметра для данной модели:

эластичность легких и сопротивление дыхательных путей. Давление дыхательной мускулатуры используется в качестве входных данных модели.

Значения параметров R и C для разработки модели в среде LabVIEW выбраны в качестве значений присущих здоровому человеку, давление дыхательной мускулатуры получено из данных Jodat и др. (1966) [5]. Типичные значения для параметров, используемых при моделировании дыхательной системы человека, следующие: $R = 0,18$ кПа · с/л, $C = 1.84$ л/кПа (Tang, 1995) [6].

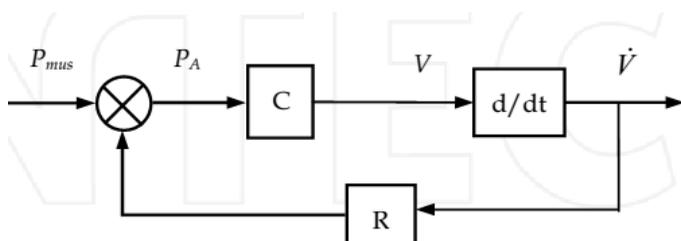


Рис. 1 – Блок-схема линейной модели респираторной механики (Otis, 1956)

Передаточная функция линейной модели респираторной механики имеет следующий вид:
$$F(S) = \frac{1}{RCS + 1}$$

Передаточная функция позволяет рассчитать кривую потока воздуха через легкие за один дыхательный цикл на основе кривой изменения объема воздуха в легких за один дыхательный цикл.

Таким образом, основой разработанного виртуального прибора послужила линейная модель респираторной механики, предложенная А. Otis. На рис. 1 представлена лицевая панель разработанного виртуального прибора во время его работы.

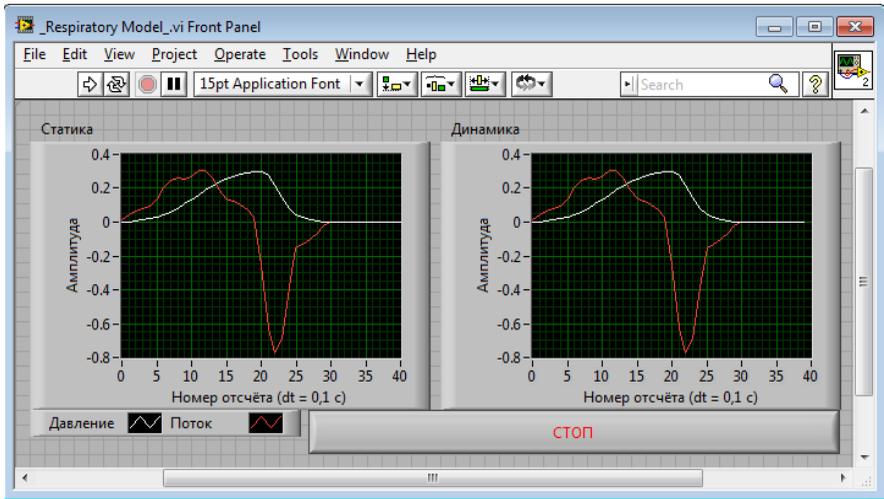


Рис. 1 – Лицевая панель разработанного виртуального прибора, имитирующего кривую потока воздуха через легкие

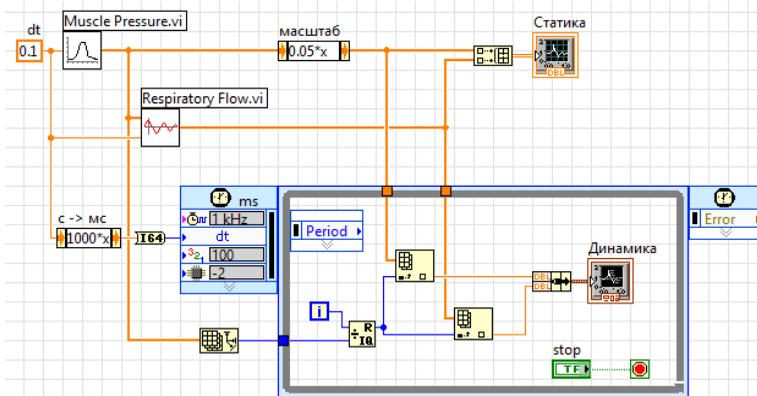


Рис. 2 – Блок-диаграмма разработанного виртуального прибора, имитирующего кривую потока воздуха через легкие

Однако двухкомпонентная модель пассивной биомеханики внешнего дыхания имеет серьезный недостаток: она является линейным приближением нелинейного реального процесса. Важным усовершенствованием простейшей двухкомпонентной модели может быть введение в нее дополнительных элементов, позволяющих точнее описать те или иные стороны механики внешнего дыхания [4].

Обучение через практический опыт является лучшим методом обучения, но когда реальные события редкие и опасные, а цена ошибки высока, например, в медицинской подготовке, симуляторы являются предпочтительными средствами обучения. Представленная в данной статье модель дыхательной системы может быть использована в медицинских симуляторах пациента для регуляции газового обмена в «легких» манекена и создания у манекена признаков «болезни».

Библиографический список

1. Лупов С.Ю., Муякшин С.И., Шарков В.В. LabVIEW в примерах и задачах. Учебно-методические материалы по программе повышения квалификации «Обучение технологиям National Instruments». Нижний Новгород, 2007, 101 с.
2. Моделирование задач в среде LabVIEW. [Электронный ресурс]. URL: <http://meduniver.com/Medical/Physiology/767.html> (дата обращения 31.10. 2016).
3. Otis, Arthur B., McKerrow, Colin B., Bartlett, Richard A., Mead, Jere et al. (1956). Mechanical factors in distribution of pulmonary ventilation. *Journal of applied physiology*, Vol.8, No. 4, 427-443.
4. Лебединский К.М. Дыхательный контур: что еще мы можем мониторировать? В кн.: 2 -й Беломорский симпозиум: сборник докладов и тезисов. Архангельск, 28-29 июня 2007. С. 14-16.
5. Jodat, R. W., Horgen, J. D., and Lange, R. L. (1966). Simulation of respiratory mechanics. *Biophysical journal*, Vol. 6, 773-785.
6. Tang Yuansheng, Zhang Xiuzhen, Han diancun (1995). Parameters and concept of human medical. Jinan publishing house, Jinan.

УДК: 621.391:616.12-07

АЛГОРИТМ ДЕТЕКТИРОВАНИЯ QRS-КОМПЛЕКСОВ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА, ОСНОВАННЫЙ НА МЕТОДЕ ОПОРНЫХ ВЕКТОРОВ

Г.В. Ван, К.В. Подмастерьев

Орловский государственный университет имени И. С. Тургенева

Разработан алгоритм-прототип детектирования QRS-комплексов. Данный алгоритм обладает высокими показателями эффективности и быстродействия, что позволяет его использовать в палатах интенсивной терапии и реанимациях. Предложены варианты дальнейшего улучшения рассмотренного алгоритма-прототипа.

Доминантной электрокардиографического сигнала (ЭКС) является комплекс QRS, вершиной которого является R-пик. Анализ его амплитудно-временных параметров, формы, времени следования смежных ритмов позволяют диагностировать широкий спектр заболеваний сердца. Таким образом, очевидной является проблема точного определения времени появления и различных параметров QRS-комплекса. Однако решение поставленной задачи осложняется индивидуальной вариабельностью, широкими диапазонами нормы, а также присутствием в ЭКС шумов и артефактов.

Наиболее эффективным и перспективным подходом к определению QRS-комплекса является применение методов искусственного интеллекта и машинного обучения. Важными задачами, которые требуется решить для реализации данного подхода, являются выбор метода получения функции классификации и выбор информативных признаков, по которым производится обучение. Задача определения QRS-комплекса, по своей сути, сводится к задаче бинарной классификации. Анализ литературы показал, что одним из наиболее эффективных методов формирования функции бинарной классификации является метод опорных векторов (SVM), который был принят в качестве базового [1, 2].

В качестве адаптивной пороговой процедуры была выбрана совокупность таких информативных признаков, как корреляция форм QRS-комплексов и скорость нарастания сигнала, так как при применении данных информативных признаков алгоритм обладает высокой эффективностью и быстродействием [3].

Целью данной работы явилась разработка алгоритма детектирования QRS-комплексов, этапы которого рассмотрены на рисунках 1 и 2. Алгоритм детектирования был реализован в среде программирования Jupiter для языка программирования Python 3 с использованием библиотеки машинного обучения scikit-learn.



Рис. 1 – Алгоритм детектирования QRS-комплекса

На первом этапе алгоритма производится загрузка алгоритмом сигнала и базы данных ЭКС (рисунок 4а), после чего производится

фильтрация сигнала с помощью полосового фильтра, с полосой пропускания от 9 до 13 Гц. Отфильтрованный сигнал представлен на рисунке 4б. Дополнительно, для такого информативного признака, как скорость нарастания сигнала, отфильтрованный сигнал возводится в квадрат (рисунок 4в). После всех преобразований к сигналу применяется рассчитанная ранее функция классификации (рисунок 4г).

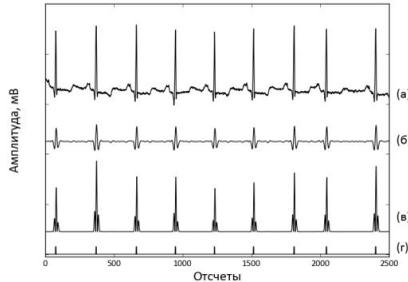


Рис. 2 – Результаты, после каждого этапа алгоритма, исходный сигнал (а), отфильтрованный сигнал (б), отфильтрованный сигнал, возведенный в квадрат (в), выход функции классификации (г)

В качестве обучающих и тестовых сигналов использовались сигналы из базы данных MIT-BIH Arrhythmia database. Данная база данных является общепринятой для проведения подобных исследований и содержит 48 пар ЭКС с различными нарушениями сердечного ритма (всего более 109000 аннотированных вручную QRS-комплексов) [4]. Для обучения использовались записи сигналов №100, №104, №200, №205, №214. Обучающая выборка состоит из 30000 значений для каждого из признаков. Функция классификации рассчитывалась для каждого информативного признака отдельно. Использовались данные, которые обозначают QRS-комплекс без патологии, а также данные, которые соответствуют 150 отсчетам (416,67 мс) до QRS-комплекса.

Для подсчета эффективности алгоритма использовались такие показатели эффективности, как чувствительность, S_e – вероятностная оценка правильности определения R-пика; специфичность, S_p – вероятностная оценка отсутствия ложноположительного результата, рассчитываемые по формулам 1 и 2 соответственно:

$$S_e = \frac{TP}{TP + FN} \times 100\% \quad (1)$$

$$S_p = \frac{TP}{TP + FP} \times 100\% \quad (2)$$

где TP – правильное определение QRS-комплекса; FN – не определение QRS-комплекса; FP – определение не QRS-комплекса как QRS-комплекса [5].

Показатели эффективности при тестировании данного алгоритма составили: чувствительность – 98,96 %; специфичность – 96,94 %. Дальнейшее увеличение эффективности алгоритма возможно за счет использования более одного отведения для детектирования, изменения процедуры фильтрации, а также изменения обучающей выборки.

Библиографический список

1. Van G.V., Podmasteryev K.V. Review algorithm for detection the QRS-complex based on machine learning // Symposium Proceedings of 2nd International Scientific Symposium "Sense. Enable. SPITSE." 2015. (St.Petersburg, Russia, 22 June - 03 July 2015). - P. 61-63.
2. Hastie, T., Tibshirani R., Friedman J. The Elements of Statistical Learning: Data Mining, Inference, and Prediction. — Springer-Verlag, 2009.
3. Ван Г.В., Подмастерьев К.В. Анализ информативных признаков, используемых для определения R-пика электрокардиосигнала // А.В. Козюра // Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии: Доклады 12-й межд. научн.-техн. конференции. Том 2. – Владимир-Суздаль, 2016. – С. 126-129
4. Moody GB, Mark RG. The impact of the MIT-BIH Arrhythmia Database // IEEE Eng in Med and Biol. 2001. P.45-50. Vol 20 №3.
5. Saini I. et al. QRS detection using K-Nearest Neighbor algorithm (KNN) and evaluation on standard ECG databases // Journal of Advanced Research. 2013. Vol. 4, 331–344, №4.

УДК 615.47

ОБЗОР ОБОРУДОВАНИЯ ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ЛОКОМОЦИИ

Э.А. Даминава, Т.В. Мирина

Уфимский государственный авиационный технический университет

В статье приведен обзор оборудования для исследования двигательных функций человека. Приведено описание разрабатываемого устройства, совмещающего в себе функции оборудования, приведенного в обзоре.

Внедрение современных технологий в медицину в настоящее время является успешным и очень полезным. Современную медицину

невозможно представить без технических новшеств. Интеграция в области медицины и инженерной мысли сегодня очень обширна, эффективна и воплощена в приборах и системах медицинского назначения. Внедряясь во все новые и новые отделы медицины, приборы и системы затронули и проведение диагностических исследований, что позволило получать больше диагностической информации, производить высокоточную дальнейшую ее обработку и надежное хранение.

Опорно-двигательная система человека – одна из главных жизненно важных систем человека. Однако, нередки случаи нарушений в работе этой системы. Для их обнаружения используют различные диагностические методы и средства. Причем, к диагностике каждой отдельной подсистемы опорно-двигательной системы человека имеется свой подход. Одним из таких подходов является пространственно-временное определение зон стопы. Данный диагностический метод применяется в медицине сравнительно недавно – с середины прошлого века. Однако наиболее больших результатов наука в этой области достигла в последние 2 десятилетия и, в то же время, не достигла своей конечной точки. Этим объясняется актуальность данного подхода.

Сегодня рынок медицинской техники очень разнообразен. Имеются приборы для всех областей медицины, для любых действий, исследований, диагностики, проведения операций и др. Оборудование для исследования локомоций занимает определенное место среди всей медицинской техники и позволяет исследовать опорно-двигательный аппарат человека. К аппарату движения человека относятся кости и их соединения, скелетные мышцы и вспомогательный аппарат мышц. Пассивную часть аппарата движения составляют кости, их соединения. Активная часть аппарата движения представлена мышцами и их вспомогательным аппаратом. Кости образуют систему скелета. Он является твердым остовом в организме человека и выполняет роль опоры для мягких тканей. Это обеспечивает осанку тела, движение, фиксацию и защиту внутренних органов [1].

Рассмотрим методики исследования ходьбы. Кинематические особенности ходьбы изучают с помощью гониометрии (с использованием контактных и бесконтактных датчиков измерения углов в суставах), с применением гироскопов – приборов, позволяющих определить угол наклона сегмента тела относительно линии гравитации, а также циклографии – метода, основанного на регистрации координат светящихся точек, располагаемых на сегментах тела человека.

Динамические характеристики ходьбы изучают с применением динамографической (силовой) платформы. При опоре силовую платформу регистрируют вертикальную реакцию опоры, а также горизон-

тальные ее составляющие. Эта область диагностических приборов развита довольно хорошо, особенно на территории нашей страны, т.к. стабилметрические платформы выпускаются как минимум тремя предприятиями («ВНИИМП-ВИТА» г.Москва, «МБН» г.Москва, «ОКБ Ритм» г.Таганрог), причем приборы по своим техническим характеристикам не уступают зарубежным производителям, и при этом стоимость отечественных приборов существенно ниже, чем у зарубежных [2]. Физиологические параметры ходьбы можно регистрировать с помощью электромиографии – методики регистрации биопотенциалов мышц. При сопоставлении данных, полученных с помощью электромиографических исследований, с данными методик оценки временной характеристики, кинематики и динамики ходьбы, является возможным проведение биомеханического и инервационного анализа ходьбы.

Так, наиболее широко распространено производство в нашей стране приборов для стабилметрических исследований – изучения особенностей перемещения центра тяжести человека – так называемых стабилметров. Известны приборы для гониометрических исследований, представляющие собой набор датчиков угловых перемещений – гироскопов и специальных устройств крепления на суставы человека. Для методов подографических исследований устройств немного.

Известно о немецкой компании Novel, которая занимается разработкой, сборкой, продажей своей продукции. Причем, поставляют они не только сами приборы, комплектующие к ним, а еще и программное обеспечение (базы данных, программы формирования отчетов, а также системы для анализа данных) разных уровней использования: базовое, экспертное, продвинутое [3].

Среди систем для подографии у вышеотмеченного производителя есть как измерительные платформы, так и специальные измерительные стельки. Такие системы нашли широкое применение не только в медицине, но и в спортивной медицине, а также в областях жизни человека, связанных с сильнейшей нагрузкой на опорно-двигательную систему человека, например, в балете.

Можно встретить системы которые не только исследуют локомоции человека, но и дают представление о состоянии стоп человека. Состояние стоп – отражение здоровья человека. Например, поражения стоп встречаются у лиц с сахарным диабетом, что обусловлено возникновением патологических изменений как на уровне артерий, так и на уровне костной системы.

Учитывая вышесказанное, можно сделать вывод о наличии тренда популяризации исследований локомоций человека. Актуаль-

ность вопроса исследований опорно-двигательного аппарата человека позволяет заниматься разработкой такого устройства для исследования локомоций человека, которое позволило бы решить проблему многозадачности – выполнение набора задач посредством одной системы, например:

1. определять последовательности участия анатомических областей стопы в переносе веса тела при ходьбе;
2. оценивать временные параметры шага и переката;
3. определять области повышенного давления под стопой при ходьбе;
4. определять «геометрические» параметры стопы;
5. анализировать движение центра масс;
6. исследовать регуляцию и нарушения равновесия человека.

В будущем планируется моделирование работы разработанной схемы, ее прототипирование. Отметим, что система может быть использована как для статических нагрузок пациентом, так и для динамических, найдет применение в спортивной медицине, а также в подостурологии. Зарубежные специалисты используют аналогичные системы для интрапретивной подографии.

Библиографический список

1. Бегун П.И., Шукейло Ю.А. Биомеханика: учебник для вузов. – СПб.: Политехника, 2000. – 463с.
2. Слива С.С. Отечественная компьютерная стабилорафия: технический уровень, функциональные возможности и области применения. Мед техника 2005; 1: 32—36.
3. <http://www.novelspb.com/> Новел СПб: Искусство в науке. Обращение к ресурсу 01.10.2016.

УДК 616-089.2

КЛАССИФИКАЦИЯ МЕТОДОВ ОЦЕНКИ БИЛИРУБИНА

Г.Н. Хайруллина, С.В. Жернаков

Уфимский государственный авиационный технический университет

В данной статье рассмотрены методы определения билирубина. Описаны основные достоинства и недостатки.

Билирубин - эндогенное соединение, которое может быть токсичными при определенных условиях, в особенности, у новорожденных. Тем не менее, недавно было установлена антиоксидантная активность неконъюгированного билирубина и мягкая неконъюгированная

гипербилирубинемия может защитить организм от развития сердечно-сосудистых заболеваний и опухолей. Билирубин - основной продукт распада гемоглобина является диагно-стическим признаком заболеваний печени и крови.

Методы определения уровня билирубина можно разделить на две группы: инвазивные и неинвазивные.

К инвазивным методам относятся:

1. Метод Валтерса-Герарда
2. Метод Валлоя-Эвелин
3. Метод Йендрашика-Грофа
4. Метод спектрофотометрии

К неинвазивным методам относятся:

1. Метод транскутанной билирубинометрии

Достоинством инвазивных методов является возможность раздельного определения концентраций прямого и непрямого билирубина. Основным недостатком является сложность технического забора крови из вены, возможность гемолиза, особенно у детей с малой массой тела, вследствие чего в ряде случаев невозможно провести многократные исследования. Кроме того, для использования биохимических методов требуется проведение независимого лабораторного контроля и частой калибровки, наличие специальных реактивов в лаборатории, что делает метод достаточно дорогостоящим.

Достоинствами метода прямой спектрофотометрии являются малая травматичность, возможность использования капиллярной крови, легкость в использовании прибора, быстрота исследования. В отличие от биохимических методов не требуются дополнительные реактивы, что снижает стоимость метода. Основным недостатком метода является невозможность раздельного определения фракций билирубина.

Метод транскутанной билирубинометрии (ТБИ) основан на принципе прямой зависимости между концентрацией билирубина в крови и дерме. Билирубин обладает желтой окраской, поэтому цвет кожи меняется в зависимости от концентрации билирубина в дерме. Проводится при использовании специальных отражательных фотометров при длине волны 460 нм.

Библиографический список

1. Кассирский И. А., Алексеев Р. А. Клиническая гематология. — М.: Медицина, 1970. — 800 с.
2. Тимирбулатов Р.А.,Тумаков С.А. Кровь. Методы физико-химического анализа. Аппаратное обеспечение. — Самара: НОУ СМИ «Реа-Виз», 2010. — 130 с.

УДК:615.8-7

ОБЗОР МЕТОДИК ИЗМЕРЕНИЯ ВНУТРИГЛАЗНОГО ДАВЛЕНИЯ БИОЛОГИЧЕСКОГО ОБЪЕКТА

А.В. Терентьева, А.Б. Блинова, Р.М. Нафикова, Л.Р. Саяпова
Уфимский Государственный Авиационный Университет

В статье говорится об отклонения внутриглазного давления и проявляющихся в следствие этого болезнях глаз. Рассматриваются методы измерения внутриглазного давления, выявлены недостатки и достоинства методов.

Одним из важнейших органов чувств человека являются глаза, и когда их функции нарушаются, это приводит к дискомфорту. С развитием информационных технологий увеличилась нагрузка на орган зрения, как следствие, возросло количество людей с заболеваниями глаз. Зачастую для выявления отклонений в органах зрения необходимо проводить измерение внутриглазного давления.

Внутриглазное давление (ВГД) определяется уровнем жидкости, которая вырабатывается внутри глаза.[1] При нарушении её выработки возрастает или понижается ВГД, что приводит к ухудшению зрения. Пониженное ВГД встречается достаточно редко, но представляет большую угрозу здоровью глаза. Его причинами являются травмы, отслойка сосудистой оболочки, отслойка сетчатки, послеоперационные осложнения. При повышенном внутриглазном давлении у больного постепенно уменьшается поле зрения, возникает тяжесть в глазах, болит голова, нарушается светочувствительность, а при длительном его воздействии на глаз может возникнуть глаукома.

Глаукома – это заболевание, при котором внутри глаза уничтожаются чувствительные клетки сетчатки и зрительного нерва, нарушаются обменные процессы.[4] При глаукоме характерны такие симптомы: понижается четкость зрения; ухудшается видимость в условиях сумерек; поле зрения значительно сокращается; глаза слишком быстро устают; наблюдается покраснение глаз; появляются интенсивные головные боли в области надлобных дуг, глаз и височной зоне; мелькают «мошки» перед глазами, когда смотришь на свет.

Вероятность развития глаукомы возрастает после сорока лет. Для своевременного обнаружения болезни рекомендуется по достижении этого возраста проводить измерения ВГД раз в год.

Рассмотрим две непрямые методики.

1. Тонометрия по А.Н. Маклакову.

Принцип работы методики заключается в следующем, после тщательной подготовки пациента, на глаз устанавливают небольшой окрашенный груз, где надавливая, груз немного деформирует его. [5] Степень деформации зависит от того, насколько высоко внутриглазное давление. На глазу определенная часть краски останется. После этого делают отпечаток оставшейся на грузе краски на листе бумаги. По интенсивности окраски определяются показатели внутриглазного давления на обоих глазах. Прибор состоит из двух 10-граммовых грузиков, держателя и измерительных линеек.

В таблице 1 указаны преимущества и недостатки измерения ВГД по данному методу.

Таблица 1.

Достоинства:	Недостатки:
<ul style="list-style-type: none"> - простота; - низкая стоимость; - высокая точность определения давления. 	<ul style="list-style-type: none"> - контакт роговицы с рабочей площадкой тонометра может приводить к микроэрозиям; - использование анестетиков, специальной краски и антибактериальных препаратов может вызвать аллергическую реакцию; - возникают неприятные субъективные ощущения пациента, реакция условно-рефлекторного блефароспазма; - риск инфицирования - необходимость стерилизации оборудования и использования расходных материалов; - результаты измерений по данному методу точны только при использовании прибора опытным персоналом.

2. Транспальпебральная тонометрия.

Принцип действия методики основан на динамическом воздействии маленького легкого наконечника на глаз через веко на склере в области проекции цилиарного тела.[2] Прибор состоит из индикатор внутриглазного давления для определения тонометрического ВГД, сопоставимого с ВГД по Маклакову. Индикатор содержит: блок формирования нагрузки на глаз (БФНГ), предназначенный для обеспече-

ния заданного усилия сжатия века; датчик силы реакции глаза (ДСРГ); датчик нагрузки (ДН); блок формирования усилия плунжера (БФУП), предназначенный для обеспечения заданного усилия плунжера на глаз; блок дешифрации (БД); блок накопления и анализа (БНА); блок индикации и сигнализации (БИиС).

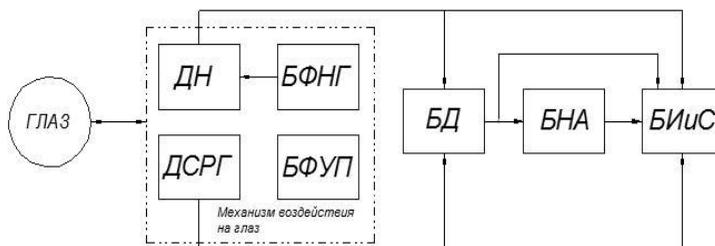


Рис.1 – Структурная схема индикатора ВГД. [3]

В таблице 2 указаны преимущества и недостатки измерения ВГД по данному методу.

Таблица 2.

Достоинства:	Недостатки:
<ul style="list-style-type: none"> - возможно определение ВГД без контакта с роговицей; - не требует применения анестезии исследование занимает мало времени можно проводить измерение многократно в течение дня; - портативность. 	<ul style="list-style-type: none"> - результаты измерений точны только при использовании прибора опытным персоналом

Из вышесказанного следует отметить, что для выявления заболеваний, связанных с повышением или понижением внутриглазного давления наиболее безопасно применение транспальпебральных тонометров. Учитывая простую методику измерения ВГД эти тонометры могут использоваться не только офтальмологами, но и врачами общей практики и самими пациентами. Схемотехнические особенности данных приборов позволяют избежать риска инфицирования и снизить стоимость обследования при достаточной точности измерения.

Библиографический список:

1. Википедия – свободная энциклопедия [Электронный ресурс]. - <http://wikipedia.org> . - (дата обращения: 1.11.2016).

2. Нестеров А.П., Пилецкий Г.К., Пилецкий Н.Г. Транспальпебральный тонометр для измерения внутриглазного давления. М.: "Вестник офтальмологии", №1/2003.
3. Гуров А.С. Индикатор внутриглазного давления // Патент №1816202, заявл. 05.04.1991; опубл. 15.05.1993
4. Проглазики – [Электронный ресурс]. - <http://proglaziki.ru> - (дата обращения: 1.11.2016).
5. Федотов А.А., Азима В.Ю. Развитие методов измерения внутриглазного давления. Журнал «Поликлиника» 6(1) 2015 стр. 58

УДК 51.76

ЭНТРОПИЙНАЯ ОЦЕНКА ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФИЧЕСКОГО СИГНАЛА С ПРИМЕНЕНИЕМ ЛОКАЛЬНО-РАНГОВОГО КОДИРОВАНИЯ

Ю.А. Живолупова, О.В. Цветков

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова-Ленина

Появление новых методов анализа позволяет получить новые данные о свойствах сигнала и использовать их для решения широкого ряда исследовательских и диагностических задач. Представленный энтропийный метод анализа сигнала электроэнцефалограммы с предварительным локально-ранговым кодированием может быть полезен исследовательским лабораториям, занимающимся изучением мозговых процессов. Предложен ряд улучшений, которые позволяют получить несмещенную оценку выборочной энтропии, что повышает воспроизводимость получаемых результатов.

В исследованиях, затрагивающих вопросы анализа электроэнцефалографического сигнала (ЭЭГ), зачастую опираются на его частотные характеристики. Однако, при этом уделяется недостаточно внимания решению возникающих при этом проблем: неустойчивости таких характеристик и высокой индивидуальной вариабельности, их чрезвычайной чувствительности к помехам, требующей качественной фильтрации. Помимо этого, все методы теряют свою эффективность на выборках малой длины, что критично для целого спектра исследовательских задач.

Энтропийные методы лишены ряда этих недостатков. Но и они не всегда применяются на практике с учетом всех особенностей энтропийного аппарата. Используемые в широкой практике энтропийные методы зачастую не обеспечивают должной воспроизводимости ре-

зультатов, а также имеют привязку к конкретным условиям съема и техническому обеспечению. Это обусловлено не столько особенностями ЭЭГ сигнала, сколько корректностью использования энтропийного аппарата. Возникает вопрос о научной значимости представленных исследований – получится ли тот же результат при воспроизведении методики в другой лаборатории?

Несмотря на ряд неточностей, все же наибольшую эффективность применительно к анализу ЭЭГ для выявления различных состояний показывает выборочная энтропия. В литературе встречается применение SE для выявления стадий сна [1], для мониторинга глубины анестезии [2]. Встречаются исследования, показывающие как изменяется выборочная энтропия ЭЭГ при наличии болезни Альцгеймера [3], Паркинсона, SE предлагается для оценки эффективности лечения эпилепсии [4] и т. д. Предполагается, что именно выборочная энтропия на данный момент является наиболее адекватным показателем хаотичности ЭЭГ сигнала и дает широкие возможности в вопросах его анализа. Поэтому для достижения авторами было принято решение об ее использовании.

Как отмечено в [5], нельзя отождествлять энтропию сигнала от непрерывного источника и энтропию его цифрового представления. Для устранения искажения энтропийной оценки предлагается использовать предварительное локально-ранговое кодирование сигнала [5], которое позволит обеспечить инвариантность к амплитуде и обеспечить сходимость оценки к ее истинному значению для калибровочной динамической системы, не теряя при этом те свойства энтропии, которые существенны для конкретной прикладной задачи.

Обратимся к экспериментальным данным, полученным в разное время на разных электроэнцефалографах, что действительно позволяет говорить об усовершенствовании подхода. Помимо предложенного предварительного локально-рангового кодирования сигнала произведен переход к единицам измерения бит/с, обеспечивающий большую устойчивость и адекватность оценки энтропии. Эксперименты проводились на базе лаборатории ФГУП НИИ ПП, и подробно описаны в [6].

Полученный диапазон значений выборочной энтропии ЭЭГ при долгосрочных экспериментах (порядка 2х часов) шире, чем при краткосрочных (порядка 30 минут). Это объяснимо тем, что испытуемые не были жестко зафиксированы в кресле и артефакты движения ожидаемо повысили значения энтропии. Но несмотря на это по всем экспериментам значения укладываются в диапазон 70-210 бит/с., в краткосрочных экспериментах 70-150 бит/с. Даже тот факт, что кратко- и долгосроч-

ные эксперименты проводились в разное время, разными исследователями и на разных электроэнцефалографах не повлиял на результат и это позволяет говорить, что методика оправдывает ожидания в вопросах устойчивости и универсальности.

Пример гистограммы расчетных значений по трем краткосрочным экспериментам для одного из испытуемых по отведениям приведен на рисунке 1. Отметим высокую воспроизводимость значений, что наблюдается для большинства испытуемых.

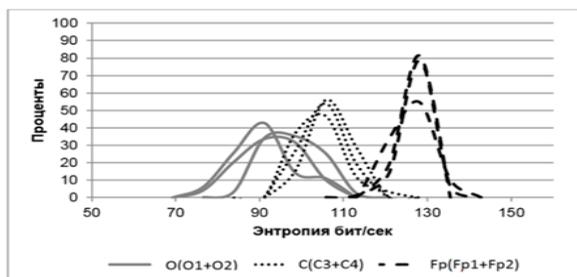


Рис. 1 – Гистограммы средних значений энтропии по отведениям, испытуемый Г.С., 3 краткосрочных эксперимента.

В заключение хотелось бы добавить несколько слов об использовании энтропийного аппарата для анализа активности мозговых структур. Данный подход открывает новые возможности для исследователей, а также ставит множество вопросов для физиологов, в частности о природе связи между несколькими отведениями и почему степень связности меняется при переходе от одной задачи к другой [7].

Описанные выше уточнения методики расчета энтропии позволят повысить качество научных исследований и обеспечить должный уровень воспроизводимости результатов.

Библиографический список

1. Eugene N. Bruce, Margaret C. Bruce, Vennelaganti S. Sample Entropy Tracks Changes in EEG Power Spectrum With Sleep State and Aging // J Clin Neuro physiol. 2009 August Vol. 26(4) P. 257 – 266.
2. R. Shalbaf, H. Behnam, J. Sleigh, L. Voss. Measuring the effects of sevoflurane on electroencephalogram using sample entropy // Acta Anaesthesiol Scand. 2012, Vol. 56. P. 880 – 889.
3. Abásolo D., Hornero R., Espino P. Entropy analysis of the EEG background activity in Alzheimer's disease patients // Physiological Measurement. 2006. Vol. 27(3). P. 241 – 253.

4. Yum M.K., et al. Effect of a ketogenic diet on EEG: Analysis of sample entropy // *Seizure*. 2008. Vol. 17. P. 561 – 566.
5. Цветков О.В. Энтропийный анализ данных в физике, биологии и технике. СПб.: Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2015. 202 с.
6. Живолупова Ю.А. Информационная технология анализа электрической активности мозга для оценки функционального состояния человека-оператора / вып. квал. работа магистра, СПб, 2016. 91 с.
7. Цветков О.В., Живолупова Ю.А. Оценка связности процессов, формируемых из нескольких источников случайной природы // сборник трудов 71-й Научно-технической конференции СПб НТО РЭС, посвященной Дню радио, 20—28 апреля 2016 г., СПб.

УДК 616.07

ИССЛЕДОВАНИЕ ФАКТОРОВ, ВЛИЯЮЩИХ НА РАЗВИТИЕ ДЕТЕЙ РАННЕГО ВОЗРАСТА С НАРУШЕНИЕМ СЛУХА

А. В. Ульянова¹, Г. А. Машевский¹, Д. С. Юрьева², А. Б. Пальчик²

¹Санкт-Петербургский Государственный электротехнический университет «ЛЭТИ»

²Санкт-Петербургский Государственный педиатрический медицинский университет

Рассмотрены вопросы, связанные с проблемой диагностики задержек развития у детей раннего возраста. С помощью корреляционного анализа установлены факторы, влияющие на риск возникновения задержек в развитии. На основе математических моделей, полученных с помощью нейронных сетей и метода группового учёта аргумента было произведено ранжирование факторов по их значимости. Анализ полученных моделей, показал из высокую точность, а также то, моделирование с помощью метода группового учёта аргумента дало более достоверные результаты чем с помощью нейронных сетей.

Одной из актуальных проблем в современной медицине является диагностика и последующая реабилитация детей с нарушениями развития. У детей с задержками развития возникает целый ряд проблем, связанных с социализацией, обучением и самообслуживанием. Из-за этого такие дети нуждаются в комплексе мер по реабилитации. Очевидно, что чем раньше установлены отклонения в развитии ребенка, тем эффективней будет лечение и успешней социальная адаптация.

На настоящий момент существует большое количество разнообразных методик для установления уровня развития ребенка и определения наличия возможных отклонений. Некоторые из них, такие как Денверский Скрининг тест развития (DDST), шкала интеллектуального развития по Гриффитсу (GMDS), шкала моторного развития Альберта (AIMS). С помощью этих методик можно диагностировать отклонения в психомоторном развитии ребенка, однако у них есть ряд недостатков и они не дают возможность установить причины возникновения отклонений от нормы.

С другой стороны существует большое количество факторов, способных влиять на уровень развития детей раннего возраста. Учёт подобных факторов может быть положен в основу методики ранней диагностики, что будет способствовать раннему установлению диагноза и подборе адекватной терапии для ребенка. Следовательно, очевидна необходимость выявления основных факторов риска, влияющих на развитие ребёнка и определение среди них наиболее значимых.

Для выявления факторов, влияющих на развитие ребенка, был проанализирован массив, состоящий из 130 наблюдений детей с девиантными формами развития. В него вошли результаты оценки психомоторного развития ребенка по трем шкалам, факторы, выявленные в период внутриутробного развития, в период родов, в первые 28 дней после рождения, а также данные о наличии или отсутствии отдельных патологий, которые могли повлиять на развитие ребенка. Для решения задачи по выявлению факторов, влияющих на развитие ребенка, массив был подвергнут корреляционному анализу. Т.к. большинство рассматриваемых параметров – категориальные переменные, для оценки связи между переменными был использован коэффициент ранговой корреляции Спирмена, а для его расчёта использовалась программа Statistica 7.0.

В процессе реабилитации ребёнка важно учитывать степень влияния тех или иных факторов на его развитие. Таким образом, для оптимизации процесса диагностики и повышения его эффективности необходимо произвести ранжирование факторов в зависимости от значимости их влияния на развитие ребёнка. Для этого были построены математические модели для оценки влияния факторов, воздействующих на развитие детей на основе метода группового учета аргументов и нейронных сетей. Факторы для моделей выбирались в зависимости от коэффициентов корреляций между ними и показателями шкал психомоторного развития, а также частоте встречаемости этого фактора в массиве.

Метод группового учета аргументов (МГУА, GMDH – Group method of data handling) – это метод порождения и выбора регрессионных моделей оптимальной сложности. Для построения моделей на основе МГУА использовалась программа GMDH Shell DS 3. Для каждого показателя шкал из массива строилась функция (полином) описывающая зависимость между оценочной шкалой и коррелирующими с ней факторами. Значимость фактора в каждой модели оценивалась как вклад этого фактора в СКО построенной модели. В таблице 1 приведен пример построенной модели для оценки навыков общения и ухода за собой по Денверскому Скрининг тесту развития, в которой содержится построенный полином, факторы, расставленные в порядке убывания их значимости и точность построенной модели. CMV – ЦМВ во время беременности у матери, VGC – наличие вирусного гепатита «С» у матери, Cord – обвитие младенца пуповиной во время родов.

Таблица 1 – Модель МГУА для оценки навыков общения и ухода за собой по Денверскому Скрининг тесту развития.

Точность 88,5%	Модель: $DDST_{social} = 0,198 + CMV \times Cord \times 0,401 + VGC \times 0,469$		
	Cord (66,68%)	CMV (53,06%)	VGC (26,49%)

Для построения моделей с помощью нейронных сетей использовалась программа Statistica 7.0. Ранжирование переменных осуществлялось с помощью анализа чувствительности, который располагает переменные в порядке степени ухудшения модели при исключении из неё этих переменных. В таблице 2 приведен пример построенной модели для оценки навыков общения и ухода за собой по Денверскому Скрининг тесту развития, в которой содержится данные о нейронной сети, факторы, расставленные в порядке убывания их значимости и точность построенной модели. НИЕ – гипоксически-ишемическая энцефалопатия.

Таблица 2 – Нейронная сеть для оценки навыков общения и ухода за собой по Денверскому Скрининг тесту развития.

Точность 76%	Модель: RBF 4:9-5-3:1 Модель на основе радиально базисной функции, 4 входных нейрона, 5 нейронов на промежуточном слое, 1 выходной нейрон			
	Cord	CMV	НИЕ	VGC

В исследовании также было проведено сравнение моделей, построенных с помощью нейронных сетей и МГУА. В таблице 3 приведен фрагмент таблицы, позволяющей сравнить результаты полученных моделей. AD/AS – степень тугоухости справа/слева, Training – факт систематических занятий со специалистами, Age_RCA – постконцептуальный возраст ребенка.

Таблица 3 – Сравнение результатов моделей

Оценочные шкалы, для которых строились модели	Номер модели	Точность модели	Факторы, в порядке убывания их значимости
Речевое развитие по DDST	МГУА	80%	AD, AS, Cord
	НС	80%	AD, AS, Cord
Шкала моторного развития Альберта	МГУА	80,8%	НIE, Age_RCA
	НС	71,4%	НIE, Age_RCA
Индивидуально-социальные навыки по Гриффитс	МГУА	80%	Training, Age_RCA
	НС	75%	Training, CMV, Age_RCA

Таким образом в результате выполненных исследований с помощью коэффициента ранговой корреляции Спирмена были выявлены основные факторы, влияющие на развитие ребенка. Используя МГУА и нейронные сети были построены модели, позволяющие оценить степень влияния факторов на развитие ребёнка, оцененное с помощью психомоторных шкал. Сравнение результатов работы моделей, показало, что метод группового учета аргументов в большинстве случаев выдавал более высокий процент точности, а также давал более четкое представление об иерархии факторов. Но, несмотря на приблизительную расстановку факторов по рангам с помощью нейронных сетей, результаты в большинстве случаев совпадали с иерархией, построенной с помощью МГУА. Т.о. можно судить о достоверности полученных результатов.

На основе этих моделей удалось произвести ранжирование факторов по степени их значимости, что позволит повысить эффективность диагностики уровня развития детей раннего возраста.

УДК 004.94:621.317.4

СТРУКТУРА ВИРТУАЛЬНОЙ ИЗМЕРИТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ЛЕЧЕБНЫХ МАГНИТНЫХ ПОЛЕЙ

А.С. Жестков, С.Г. Гуржин

Рязанский государственный радиотехнический университет

Показана актуальность создания виртуальной измерительной системы лечебных магнитных полей. Представлена обобщенная функциональная схема такой системы и описаны возможные варианты использования магниточувствительных датчиков.

В настоящее время в медицине используется достаточно большое число приборов, магнитотерапевтических аппаратов (МТА) и систем локального и общего воздействия, лечебное действие которых основано на сочетании определенного комплекса биотропных параметров разрешенных к применению магнитных полей. Однако за определенный период времени многие терапевтические средства теряют свои исходные свойства по разным причинам, а некоторые вновь представленные на продажу образцы лечебной техники не отвечают в полной мере заявленным параметрам. В результате может возникнуть опасность для пациента получить не ту дозу и параметры магнитного поля, которую рекомендовал врач. Аналогией является долговременная работа со всеми средствами измерений или первичная их эксплуатация, которые обязаны пройти поверку, чтобы результаты были достоверны и не выходили за пределы допустимых погрешностей.

Поскольку для широкого разнообразия существующих МТА ранее было очень сложно спроектировать в большей степени универсальное средство аттестации параметров лечебных магнитных полей, то на сегодняшний день появилась такая возможность, которую можно реализовать на основе персонального компьютера (ПК) и различных устройств сопряжения с ним для ввода-вывода любой информации. Появились также новые технологии и физические эффекты, которые позволили создать очень точные и магниточувствительные измерительные датчики.

Из-за неисправностей МТА на пациента может действовать поле, значительно отличающееся от установленного, которое определено инструкцией. Причиной этого может быть различные неисправности как в блоках управления МТА, так и в системе индукторов. Особенно данная проблема актуальна при терапии сильными магнитными полями и распределенной системе индукторов. В таких ответственных случаях необходимо как можно чаще проверять биотропные параметры

воздействия магнитного поля, целесообразно в некоторых случаях вести регистрацию информативных параметров во время всей процедуры магнитотерапии и сохранять результаты измерений в базе данных, используемого МТА, вместе с инструкцией по эксплуатации, паспортом и продолжительностью работы.

Для обеспечения универсальности разрабатываемой измерительной системы, прежде всего, используются стандартные средства на базе ПК, такие как устройство ввода-вывода аналоговой и цифровой информации фирмы National Instruments BNC 2120, устройство сбора данных и согласования сигналов PCIe 6321 и программная среда графического проектирования виртуальных измерительных приборов LabVIEW. Чтобы в большей степени отвечать требованиям существующих МТА и их техническим характеристикам, предполагается разрабатываемый набор датчиков магнитных полей, отличающихся как своими метрологическими характеристиками, так и конструктивными особенностями. Функциональная схема такой системы представлена на рисунке 1.

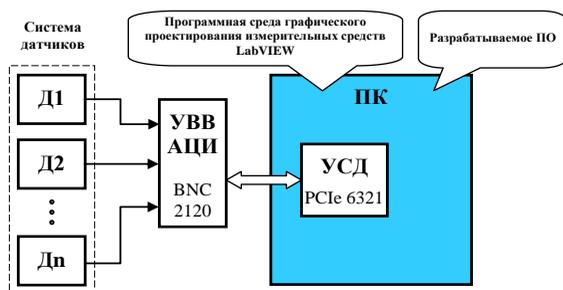


Рис. 1 – Функциональная схема системы для исследования лечебных магнитных полей

На рисунке 1 использованы следующие сокращения: Д1, Д2, ... , Дn – датчики различных магнитных полей от 1 до n; УВВАЦИ – устройство ввода-вывода аналоговой и цифровой информации; УСД – устройство сбора данных; ПК – персональный компьютер; ПО – программное обеспечение.

В качестве датчиков в первую очередь предполагается использовать наборы гальваномагнитных преобразователей, изготовленных по новым интегральным технологиям, делая их миниатюрными для возможной организации в матричные структуры с большим информационным разрешением и практически исключая влияние температурной зависимости. К этому перечню можно отнести AMR – преобразователи, основанные на анизотропном магниторезистивном эффекте, GMR – преобразователи, основанные на гигантском магниторезистив-

ном эффекте, STD – преобразователи, основанные на спин-зависимом туннелировании и преобразователи Холла [1-5]. Они на сегодня выгодно отличаются по своим свойствам от других датчиков магнитных полей, сочетая малые размеры, высокую чувствительность, хорошую помехозащищенность, достаточную точность и др.

Библиографический список

1. Бараночников М.Л. Микромагнитоэлектроника. Т.1. – М.: ДМК Пресс, 2001. 544 с.
2. Гуржин С.Г., Жулев В.И., Лукьянов Ю.А., Никитин С.В. Магнитные измерения: учеб. пособие. Ч.1. – Рязань: Рязан. гос. радиотехн. ун-т, 2006. 72 с.
3. Гуржин С.Г., Жулев В.И., Лукьянов Ю.А., Никитин С.В. Магнитные измерения: учеб. пособие. Ч.2. – Рязань: Рязан. гос. радиотехн. ун-т, 2007. 80 с.
4. Розенблат М.А. Гальваномагнитные датчики. Состояние и перспективы развития / Автоматика и телемеханика, 1997, № 1, С. 3–46.
5. Хомерики О.К. Применение гальваномагнитных датчиков в устройствах автоматики и измерений. – М.: Энергия, 1971. 112 с.

УДК 621.317.421

МАКЕТ СИСТЕМЫ НЕИНВАЗИВНОГО МАГНИТОИНДУКЦИОННОГО ИССЛЕДОВАНИЯ БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ

А.А. Жильников, В.И. Жулев

Рязанский государственный радиотехнический университет

Предложена практическая реализация метода неинвазивного магнитоиндукционного исследования биологических объектов. Создан действующий макет системы неинвазивного магнитоиндукционного исследования, включающий ПЭВМ, однофазный регулируемый лабораторный автотрансформатор, силовую установку, а также макеты источника излучения однородного магнитного поля и измерительного контура.

На основании результатов, полученных в работах [1 – 3] данная работа посвящена практической реализации неинвазивного магнитоиндукционного исследования биологических объектов посредством созданного действующего макета системы.

Для реализации способа магнитоиндукционного исследования биообъектов, предложенного в [4], источник излучения однородного магнитного поля в работе [5] предполагается выполнить в виде системы одноосевых катушек Гельмгольца. Периодическое напряжение, приложенное к катушкам данной геометрии, создает некоторый объем

магнитного поля, в котором имеют место однородные условия. Напряженность генерируемого магнитного поля прямо пропорциональна числу витков провода в катушках, прилагаемому току, физическим размерам и радиусу.

Особенностью колец Гельмгольца является высокая однородность магнитного поля в области пространства между катушками, причем магнитное поле в их центре в объеме $1/3$ радиуса колец однородно в пределах 1% [6]. Однако, в рамках макетирования такая система катушек громоздка, и поэтому конструктивно тяжело реализуема. Как следствие преимущество однородности компенсируется погрешностями габаритных размеров. В связи с этим, реализацию источника излучения в виде системы одноосевых катушек Гельмгольца решено заменить соленоидом. С минимальными потерями однородности магнитного поля для натурного эксперимента действующий макет источника излучения однородного магнитного поля реализован в виде неидеального соленоида, имеющего конечные геометрические размеры: радиус $r = 15 \cdot 10^{-2}$ м, длину $\zeta = 30 \cdot 10^{-2}$ м.

Указанный соленоид намотан на немагнитный каркас 250-ю витками медного провода, диаметр которого составляет (без учета изоляции) $7,5 \cdot 10^{-4}$ м., питается от однофазного регулируемого лабораторного автотрансформатора (ЛАТР).

Первичная обмотка ЛАТРа подключена к промышленной сети переменного тока (синусоидальный ток частотой 50 Гц и напряжением 220 В). Входное напряжение составляет 100 В. Вторичная обмотка соединена со стабилизирующим блоком питания, к которому подключен макет источника излучения (соленоид), создающий в отсутствие биообъектов, на некотором участке в центре локальное однородное в пространстве и периодически изменяющееся во времени магнитное поле.

Изображение макета источника излучения однородного магнитного поля представлено на рисунке 1.

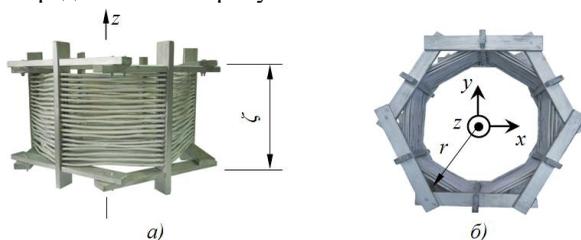


Рис. 1 – Действующий макет источника излучения однородного магнитного поля: а) – вид сбоку; б) – вид сверху

Внутри соленоида в области однородного магнитного поля расположен макет измерительного контура [5].

Действующий макет измерительного контура реализован в виде плоской катушки с числом витков ω равным 50, аккуратно намотанных медным проводом, диаметр которого, с учетом эмалевого изоляционного покрытия, составляет $1,6 \cdot 10^{-4}$ м. Данный контур имеет поверхность площадью $(12 \cdot 10^{-2} \times 12 \cdot 10^{-2})$ м², а сопротивление обмотки, измеренное омметром составляет $12 \text{ Ом} \pm 5\%$, при толщине обмотки катушки составляет менее 1 мм. Общий вид макета измерительных контуров изображен на рисунке 2.

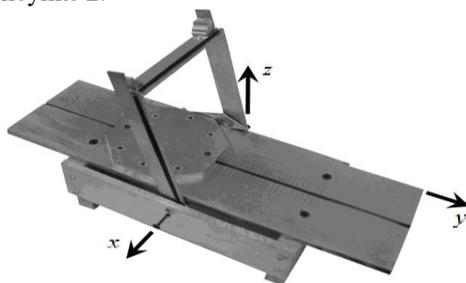


Рис. 2 – Общий вид действующего макета измерительного контура

Реконструированные изображения перераспределения плотности магнитного потока внутри биообъектов визуализируются на экране монитора ПЭВМ.

Общий вид действующего макета системы неинвазивного магнитоиндукционного исследования биологических объектов изображен на рисунке 3.



Рис. 3 – Действующий макет системы неинвазивного магнитоиндукционного исследования биологических объектов

Таким образом, созданный действующий макет системы включает ПЭВМ, регулируемый ЛАТР лабораторный автотрансформатор, силовую установку, а также макеты источника излучения однородного магнитного поля и измерительного контура.

Библиографический список

1. Жильников А.А., Жильников Т.А., Жулев В.И. Получение изображения распределения магнитного поля внутри биологических объектов // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. – М.: Издательское предприятие редакции журнала «Радиотехника», № 7, 2011. С. 41-46.
2. Жильников А.А., Жильников Т.А., Жулев В.И. Концептуальная модель способа неразрушающего измерения магнитных полей внутри биологических объектов // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. – М.: Издательское предприятие редакции журнала «Радиотехника», № 7, 2012. С. 37-43.
3. Жильников А.А., Жильников Т.А., Жулев В.И. Неразрушающая регистрация распределения плотности магнитного потока внутри биологических объектов // Биомедицинская радиоэлектроника. – М.: Издательское предприятие редакции журнала «Радиотехника», № 7, 2013. С. 26-31.
4. Патент РФ №2548405, МКП G01N27/83. Устройство для разрушающей дифференциальной векторной трехмерной магнитоскопии / А.А. Жильников, Т.А. Жильников, В.И. Жулев, М.Б. Каплан – опубл. 20.04.2015.
5. Жильников А.А., Жильников Т.А., Жулев В.И. Разработка и физическое обоснование реализации информационно-измерительной системы магнитоиндукционного исследования биологических объектов // Биомедицинская радиоэлектроника. – М.: Издательское предприятие редакции журнала «Радиотехника», № 5, 2015. С. 14-20.
6. Говорков В.А. Электрические и магнитные поля. М.: Связьиздат, 1951. – 341 с.

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ЯВЛЕНИЯ РЕЗОНАНСА В ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЯХ С ШИМ-МОДУЛЯЦИЕЙ

Д.Д. Манцеров, Е.М. Прошин

Рязанский государственный радиотехнический университет.

В настоящее время преобразовательная техника используется в большинстве электромагнитных устройств, в том числе и устройств медицинского назначения, и линий электропередач. Потому вопрос

максимально эффективной передачи, преобразования и конвертации энергии остается открытым. Одним из способов решения данного вопроса может быть применение резонансных преобразователей, ведь одним из достоинств данных устройств является то, что переключение силовых ключей, управляемых ШИМ-модуляцией, происходит при нулевых токах или при нулевом напряжении, что позволяет избежать рассеивание мощности на закрытом силовом ключе в виде тепла и излучения.

На рисунке представлен один из типов резонансного преобразователя: полу-мостовой последовательный LC резонансный преобразователь. Он является самым простым и распространенным из всех резонансных преобразователей. Логика его работы довольно проста: резонансная цепь и трансформатор образуют делитель напряжения. Чем ближе частота коммутаций ключей к резонансной частоте тем выше КПД и меньше потери. Но у данной схемы есть существенные недостатки: диапазон регулирования зависит от нагрузки, что дает отрицательный результат если $R \ll (R_t + R_l + R_c)$, (при стремление к нулю частота коммутаций транзисторов должна стремиться к бесконечности, что делает не ральной работу схемы в данном условий). Также к недостатку следует отнести не большой прирост КПД(в среднем для данных схем он составляет 86%), по сравнению с импульсными источниками питания без использования резонанса.

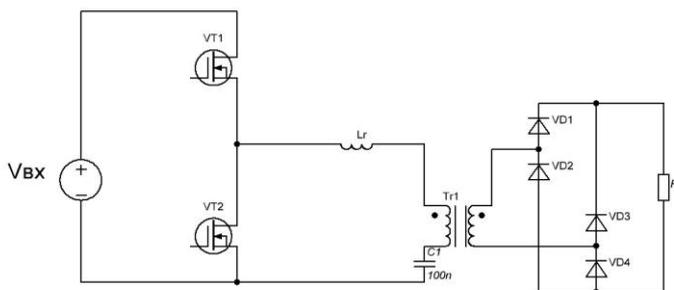


Рис. 1 – Полу-мостовой последовательный LC резонансный преобразователь

Недостатки устранены в схеме с другой топологией представленной на рис.2.

В данной концепции установлена шунтирующая индуктивность L_m .

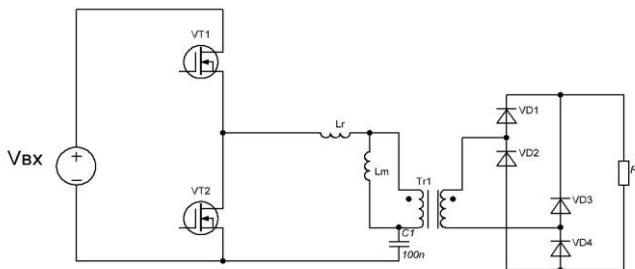


Рис. 2 – Полу-мостовой LLC резонансный преобразователь

Установка индуктивности L_m позволяет решить главную проблему полумостового последовательного LC резонансный преобразователя, регулировке напряжения во всем диапазоне нагрузки. Для этого необходимо условие того, что $L_m \gg L_r$. В общем работа LLC резонансного преобразователя довольно проста: поочередно открываются транзисторы с определенной частотой (близкой к резонансной), которая зависит нагрузки и уровня входного сигнала, чем ближе они к номиналу тем эффективнее работает преобразователь. В 2014 году фирма Texas Instruments анонсировала выпуск трансформатора с данной концепцией, в Data Sheet было указано максимальное КПД в 97%, что позволяет говорить о подобных преобразователях как о самых передовых.

Библиографический список

1. П. Хоровиц, У. Хилл Искусство схемотехники. – М.: Бином, 2014. – 324 с.
2. Г. В. Зевеке, П. А. Ионкин, А. В. Нетушил, С. В. Страхов Основы теории цепей. – М.: Энергия, 1975.
3. В. И. Мелешин, Транзисторная преобразовательная техника. – М.: Техносфера, 2005. – 154 с, 190 с.

УДК 681.518.3:616-07

АНАЛИЗ МЕТОДИКИ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ЭНДОЭХОТОМОСКОПИИ ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ВНУТРЕННИХ ОРГАНОВ ЧЕЛОВЕКА

В.Г. Кряков, Е.А. Сучкова

Рязанский государственный радиотехнический университет

В докладе рассматривается методика ультразвуковой эндозхотомоскопии. Описывается принципы построения эндозхотомоскопа.

Преимущества диагностических ультразвуковых исследований (УЗИ) очевидны: эти исследования неинвазивны, достаточно информативны, не дают лучевой нагрузки па-циенту и обслуживающему персоналу, легко осваиваются. Вместе с тем они не могут противопоставляться другим методам медицинской визуализации, а являются лишь дополнением к ним. Существует несколько методов получения информации:

1. А-метод (амплитудный метод). Сегодня амплитудный метод (А-метод) используется реже, чем раньше вследствие модернизации В-метода. Как это явствует из названия, при применении А-метода интенсивность отраженных сигналов показывается на экране в виде амплитудных всплесков. Раньше этот метод использовался в основном в офтальмологии, при этом требовалось специальное оборудование, которое работало с одним потоком ультразвука. Более подробное описание данного метода выходит за рамки настоящей книги. Следует добавить, что в некоторых медицинских учреждениях А-метод до сих пор используется.

2. В-метод (метод яркости свечения) основан на том, что каждый отраженный сигнал отображается на экране в виде точки. Чем ярче точка, тем выше интенсивность отраженных сигналов. Данный метод использует множество ультразвуковых лучей, в результате на экране появляется изображение в профиль. УЗИ в масштабе реального времени, при котором на экране появляется только что полученное изображение, которое постоянно обновляется, использует В-метод (рис. 1.9, с. 10). Длительность временного промежутка, в течение которого каждое изображение показывается на экране, может изменяться в зависимости от свойств инерционности, или послесвечения . Данная характеристика может варьироваться у большинства ультразвуковых приборов. Таким образом, на сегодняшний день В-метод, УЗИ в масштабе реального времени, является самым распространенным методом ультразвуковой диагностики.

3. М-метод (метод движения) использует единственный поток ультразвука, который находится в фиксированном положении, и запоминает, как изменяются размеры исследуемой области с течением времени.

Изображение строится на экране по двум осям: вертикальной - ось Y - внешние размеры и горизонтальной - ось X - время. Данный метод применяется преимущественно для ультразвуковой кардиографии при оценке размеров сердечных полостей, а также позволяет измерить толщину сердечных стенок по отношению к сердечным сокращениям.

Разрабатываемый прибор является диагностическим, основанный на применении ультразвука в медицине. Он необходим для получения визуальной информации о расположении, форме и структуре внутренних органов и тканей и измерения линейных размеров биологических объектов методом ультразвуковой локации.

Префикс «эндо-» означает, что данное устройство можно вводить в естественные полости тела (желудок, мочевого пузыря, прямую кишку и т.д.) при обследовании или применять при хирургическом вмешательстве. Это допускает расположения электроакустического преобразователя в непосредственной близости от изучаемого объекта, тем самым повысить качество получаемой информации. Так же, качество изображения повышается за счет более высокой рабочей частоты (5,0; 7,5; 12 и 20 МГц) и/или отсутствия на пути ультразвука таких неблагоприятных акустических сред, как воздушные прослойки или костные образования.

Основным элементом эндозотомоскопа является электроакустический преобразователь, который предназначен для излучения зондирующего импульса и приема эхо-сигналов, отраженных объектом. Так же, одним из необходимых элементов является модуль частотной фильтрации. Прибор должен быть спроектирован так, чтобы гарантировать прохождение ультразвука через ткани до изучаемого объекта и чтобы обеспечить допустимый уровень шума. Не последнюю роль играет система визуализации, которая предоставляет конечную информацию врачу или оператору.

Современные УЗИ сканеры выполнены из нескольких элементов:

- CPU, процессор – в нем расположены источники питания, и он выполняет все расчеты;
- Датчик ультразвуковой – получает и передает звуковые волны, преобразуя их;
- дисплей – необходим для демонстрации картинки, получаемой в процессе обследования;
- Датчик управления – меняет характеристики импульсов, которые поступают на ультразвуковой преобразователь;

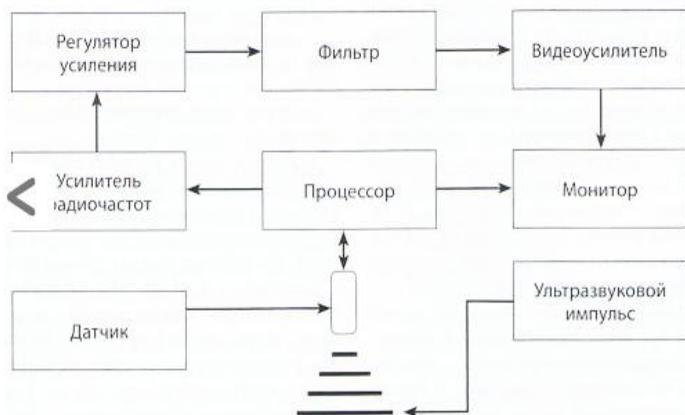


Рис. 1 – Расширенная структурная схема эндоскопа

На сегодняшний день на рынке предлагается большое разнообразие компьютерно-управляемых ультразвуковых диагностических систем, которые программно реализуют функции двух- и трехмерного представления исследуемых органов человеческого тела с набором сервисных функций, помогающих врачу-исследователю дать квалифицированное заключение о той или иной патологии. Наиболее существенные достижения в разработке и производстве таких систем имеют фирмы Siemens, Philips (Германия), Toshiba (Япония), SonoScape (Китай), «Медицинские системы» (Россия) и многие другие [2].

Библиографический список

1. Применение ультразвука в медицине: Физические основы: Пер. с англ./ Под ред. К. Хилла – М.: Мир, 1989 - 568с.
2. Физические основы применения ультразвука в медицине и экологии: учебно-методическое пособие / А. С. Шилияев, С. П. Кундас, А. С. Стукин ;под общ. ред. профессора С. П. Кундаса. – Минск : МГЭУ им. А. Д. Сахарова, 2009. – 110 с.

УДК 616.07

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ СЕТЕЙ ДОВЕРИЯ БАЙЕСА В СИСТЕМЕ МОНИТОРИНГА СОСТОЯНИЯ ВОДНО-СОЛЕВОГО ОБМЕНА ПАЦИЕНТА

Г. А. Машевский, М. В. Семеновская

¹Санкт-Петербургский Государственный электротехнический университет «ЛЭТИ»

²Санкт-Петербургский Государственный педиатрический медицинский университет

Рассмотрены вопросы, связанные с проблемой построения информационных систем для мониторинга состояния водно-солевого обмена пациента. Показана возможность использования сетей доверия Байеса в качестве модели представления знаний для подобных систем. Представлены сети доверия Байеса для диагностики наличия у пациента интоксикации ионами гидросульфида и катионами двухвалентного железа, а также для диагностики состояния антикоагулянтной и антиоксидантной систем организма пациента. Рассмотрены диагностические возможности данных сетей.

Одной из заметных тенденций в современной медицине является возрастание роли различных медицинских-информационных систем, задачей которых является обеспечение информационной поддержки врача-клинициста в процессе постановки диагноза и контроля лечения пациента. Важность подобных систем определяется двумя факторами.

Во-первых, неуклонно возрастает значимость применение математических методов анализа данных, которые позволяют значительно увеличить количество извлекаемой информации о состоянии пациента, а также повысить достоверность постановки диагноза. В самом деле, при работе с подобными системами, при постановке диагноза и назначении лечения врач получает возможность опираться прежде всего на объективные данные о состоянии пациента, и в меньшей степени, на собственный опыт и интуицию. Тем самым снижаются требования к опыту и квалификации врача.

Во-вторых, диагностические возможности современной медицинской техники оказываются избыточными с точки зрения возможностей когнитивного аппарата человека. Например среднестатистический гематологический анализатор позволяет получить значение нескольких десятков параметров, что делает крайне сложным их одновременный анализ. Таким образом, возникает

потребность в автоматизации обработки подобных данных и представлении их в форме, удобной для восприятия врача.

Разработка информационной системы предполагает в качестве одного из своих этапов выбор модели представления знаний. При разработке системы мониторинга водно-солевого обмена пациента в качестве подобной модели представления знаний нами были выбраны сети доверия Байеса. Данный выбор был обусловлен наличием у данных сетей возможности работы с неопределёнными знаниями, которые используются в процессе диагностики заболеваний, при выборе оптимального хода лечения и дальнейшего прогнозирования состояния пациентов. Кроме того, они предлагают наиболее адекватное формальное представление неточных знаний, поскольку являются результатом синтеза статистических методов анализа данных и средств искусственного интеллекта. Также несомненным достоинством подобной модели представления знаний является возможность получения в качестве результата обработки данных значений параметров пациента, заключения о его состоянии, но также и оценки уровня вероятности правильности поставленного диагноза.

В простейшем случае, сеть доверия Байеса, представляет из себя совокупность объектов (называемых узлами сети), соединённых между собой связями, отражающими влияние элементов сети друг на друга. Каждый элемент, представленный в сети в виде узла или вершины графа, описывается функцией распределения вероятности случайной величины, в частности – представленной в виде тензора условных вероятностей.

На основе теоретических предпосылок, рассмотренных в работах [1, 2] нам были построены сети доверия для диагностики наличия у пациента интоксикации ионами гидросульфида и двухвалентного железа, а также оценки состояния его антиоксидантной и антикоагуляционных систем.

В качестве узлов сети для диагностики наличия у пациентов интоксикаций были выбраны наличие у пациента интоксикации ионами гидросульфида (HS-интоксикация), интоксикации ионами двухвалентного железа (Fe-интоксикация), отсутствие у пациента патологии (Патология отсутствует) и значения потенциалов Ag_2S (Ag_2S) и Pt (Pt) электродов. Поскольку приём пациентом железосодержащих препаратов также может приводить к изменению потенциала платинового электрода, то возможность подобного приёма была включена в состав в сети в качестве её узла (Fe-препарат). Аналогичным образом было учтено влияние наличия у пациента цистита и цистэктомии на показания Ag_2S -электрода (узлы «Цистит» и «Цистэктомия»). Кроме того,

поскольку, очевидно, что у пациента одновременно не могут присутствовать цистит и цистэктомия, то в состав сети введены два логических узла («Цистит» и «Цистэктомия») исключающие возможность появления подобного события. Между узлами установлены связи, отражающие реальное влияние протекания тех или иных физиологических процессов друг на друга. Также были установлены значения вероятностей различных состояний для всех узлов, включая условные вероятности. Полученная сеть представлена на рисунке 1. Также на нём представлен пример её использования для диагностики состояния пациента.

В рассматриваемом случае, значений потенциалов Ag_2S -электрода находятся в диапазоне более -300 мВ и платинового в диапазоне менее -10 мВ. Обычно такие значения электродных потенциалов соответствуют интоксикации ионами двухвалентного железа, однако поскольку данным пациентом осуществлялся приём железосодержащего препарата, то её вероятность оказывается невелика – $33,85\%$. Как следствие, с наибольшей уверенностью ($56,42\%$) можно предположить, что патология у пациента отсутствует и наблюдаемые потенциалы вызваны передозировкой препарата.

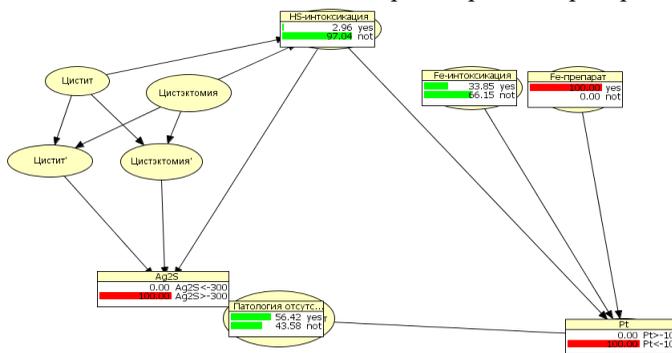


Рис. 1– Сеть Байеса для диагностики наличия у пациента NS и Fe^{2+} интоксикаций.

При разработки сети для диагностики состояния антикоагулянтной и антиоксидантной систем в качестве двух первых узлов были выбраны потенциалы рассмотренных платинового и EM электродов (EM и Pt). При этом узел «EM» имеет три состояния, отражающих функциональные диапазоны показаний данного электрода: $EM < -240$ мВ, -240 мВ $< EM < -180$ мВ, -180 мВ $< EM$. Узел «Pt» имеет два состояния: $Pt > 20$ мВ, $Pt < 20$ мВ.

Данные узлы связаны между собой, что отражает взаимосвязь рассматриваемых физиологических процессов. Поскольку интенсивная водная нагрузка может приводить к искажению результатов обследования за счёт разбавления мочи, то в состав сети включён узел «Водная нагрузка» влияющий на узлы «ЕМ» и «Рt». Он имеет два состояния, соответствующие присутствию или отсутствию у пациента данной патологии.

Узел «Коагуляция» отражает наличие или отсутствие у пациента патологий в антикоагуляционной системе и имеет состояния «норма», «гипокоагуляция» и «гиперкоагуляция».

Для учёта проводимой пациенту антикоагуляционной терапии в состав сети включены узлы «Приём антикоагулянтов» и «Передозировка антикоагулянтов». Первый из них служит для фиксации самого факта подобного лечения, а второй позволяет контролировать его эффективность.

Одним из возможных следствий наличия у пациента серьёзных нарушений в системе коагуляции крови является развитие у него тромбозов. Поэтому состав сети включён узел «Тромбоз», позволяющий пользователю внести в сеть информацию о наличии у пациента данной патологии.

Последним узлом сети является узел «Перекисное окисление липидов» (ПОЛ). Данная патология является следствием нарушений работы антиоксидантной системы пациента и служит для постановки диагноза.

Полученная сеть представлена на рисунке 2, иллюстрирующем возможности её использования при контроле проводимой антикоагуляционной терапии. В рассматриваемом примере потенциал ЕМ электрода оказался менее -240 мВ, также данным пациентом осуществлялся приём антикоагулянтов. Расчёты показывают, что наиболее вероятным представляется наличие у пациента гипокоагуляции крови (78,59%), вызванной передозировкой (70,70%) принимаемого препарата.

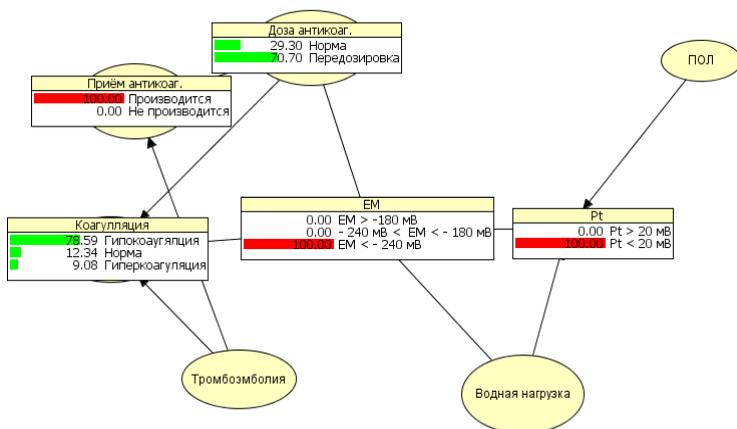


Рис. 2 – Использование сетей Байеса для диагностики нарушений антиоксидантной системы пациента.

Экспериментальная апробация адекватности предложенной модели была выполнена на массиве данных потенциометрических измерений мочи пациентов отделения ГАХ ГБ № 26 города Санкт-Петербурга (всего 100 измерений). За прогноз, сделанный сетью принимался узел, имевший наиболее высокую вероятность нахождения в состоянии, указывающем на наличие той или иной патологии. Сравнение результатов работы сети с данными, полученным другим методом показали их сходимость в 85% случаев.

Таким образом рассмотренные примеры показывают возможность использования разработанных сетей Байеса для диагностики наличия у пациентов интоксикации ионами гидросульфида и двухвалентного железа, а также для диагностики и контроля лечения пациентов с нарушениями в работе антиоксидантной и антикоагуляционной систем.

Библиографический список

1. Машевский Г. А. Использование математического моделирования для распознавания и мониторинга интоксикации человеческого организма / Машевский Г.А, Юлдашев З.М. // Биомедицинская радиоэлектроника. 2010. № 4. С. 73-78.
2. Машевский Г. А. Использование плёночных мембранных электродов для диагностики нарушений гемостаза. Труды Всероссийской конференции «Биомедсистемы – 2010». - 2010 – С. 146-151.

3. АВТОМАТИЗИРОВАННЫЕ КОМПЛЕКСЫ И ТЕЛЕМЕДИЦИНСКИЕ СИСТЕМЫ

УДК 621.395

ИДЕНТИФИКАЦИЯ ПАЦИЕНТА ПО ГОЛОСУ В БИОМЕДСИСТЕМАХ

Д.И. Лукьянов, А.С. Михайлова, С.Н. Кириллов

Рязанский государственный радиотехнический университет

Обоснована значимость автоматической идентификации пациента по голосу в биомедсистемах. Исследован алгоритм автоматической идентификации пациента по голосу на основе моделей гауссовых смесей. Показана возможность правильной идентификации с вероятностью до 75 %.

Задача идентификации человека по голосу была поставлена более 40 лет назад, но исследования в этой области продолжаются и в настоящее время [1]. За последние годы наблюдается значительное повышение качества обработки речевой информации, однако основная проблема автоматической идентификации человека по голосу еще далека от решения. Именно поэтому актуальны как исследования уже существующих алгоритмов, так и поиск новых решений в данной области.

Область использования идентификации пациента по голосу в медицине обширна [2]:

- автоматическая идентификация пациентов при удаленном доступе с использованием телефонного канала;
- обработка речевых баз данных;
- запись информации о пациентах;
- создания электронных карт пациентов.

Идентификация пациента по голосу позволяет создавать медицинские архивы с голосовым управлением, которые значительно снижают эксплуатационные издержки и улучшают качество обслуживания. Использование таких систем повышает доходность лечебных учреждений за счет сокращения средней продолжительности выполнения задачи и одновременного повышения эффективности предоставления услуги.

На данный момент существует большое количество методов, позволяющих решать задачу идентификации человека по голосу. Тем не менее, одним из наиболее эффективных методов является модель гауссовых смесей [3], которая взята за основу в рамках данной работы.

Модели гауссовых смесей хорошо себя зарекомендовали в качестве стохастической модели для построения систем распознавания. Они удобны не только для моделирования характеристик голоса человека, но и канала звукозаписи и окружающей среды. Отдельные компоненты модели могут описывать некоторое множество акустических признаков. Каждая из компонент модели отражает некоторые общие, а также индивидуальные для каждого человека особенности голоса.

Именно поэтому данный подход можно успешно применять для решения задачи идентификации пациента по голосу.

В эксперименте принимали участие 9 дикторов, каждый из которых произносил по 9 фраз. Общее число реализаций 81. Записи производились в одно и то же время дикторами, находящимися в спокойном состоянии, что позволяет свести к минимуму ошибки, возникающие из-за изменения голоса диктора под действием внешних факторов. В качестве тестовых ГОСТ Р 50840-95. Частота дискретизации составляла 48 кГц. Записи подвергались фильтрации фильтром нижних частот, после чего частоты дискретизации составила 8 кГц, разрядность квантования – 16 бит. Продолжительность обучающего и тестового высказывания примерно 3-5 с. Для определения оптимального числа компонент сравнивались модели с числом компонент 2,3,4,5,6,7,8.

В результате проведения эксперимента установлено, что максимальное число компонент модели равно 5, так как с дальнейшим увеличением числа компонент увеличение вероятности идентификации человека по РС пренебрежимо мало, в то время как уменьшение числа компонент приводит существенному снижению вероятности идентификации.

Предложенная реализация алгоритма на основе модели гауссовой смеси позволяет производить корректную идентификацию пациента с вероятностью до 75 %.

Библиографический список

1. 1 Doddington George. Speaker recognition: Identifying people by voice // ТИЕР. – 1985. – № 11 (73). – С. 129–146.
2. Матвеев Ю. Н. Технологии биометрической идентификации личности по голосу и другим модальностям // Вестник МГТУ им. Н. Э. Баумана. Сер. „Приборостроение“. 2012. № 3(3). С. 46—61.
3. J. K. Baker, “Stochastic modeling for automatic speech understanding”, Academic Press 1975.

НЕЙРОСЕТЕВЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В МЕДИЦИНЕ

И.Н. Артеменкова, Л.И. Мстиславская
Орловский государственный университет имени И.С. Тургенева
Технологический институт имени Н.Н. Поликарпова
Факультет среднего профессионального образования

В данной статье рассмотрена технология нейросетей и возможности ее применения в медицинских целях. Автор описывает также метод нейрокомпьютинга, раскрывает понятие нейронных сетей, сравнивает их с нейросетями. Особое внимание обращено на необходимость объединения знаний из различных областей науки, нужных для эффективного применения нейросетей.

Мы живем в эпоху развития информационных технологий. Ни на одном предприятии невозможно обойтись без компьютера. С помощью них контролируются различные бизнес-процессы, прогнозируются ситуации, с помощью создания виртуальной модели и многое другое.

В настоящее время активно развивается нейрокомпьютинг. С его помощью можно построить любую модель и проследить за ее дальнейшим поведением. После произведенных наблюдений можно сделать будущий прогноз поведения. Если он не понравится, то модель можно скорректировать.

Нейросеть представляет собой некую математическую модель со встроенными в нее функциями и параметрами. Эти элементы (параметры и функции) настраиваются на основе прошлых данных. После этого, нейросеть обрабатывает исходные реальные данные и выдает свой прогноз будущего поведения изучаемой модели.

Нейросети базируются на основе понятия нейронных сетей, которые представлены в виде нелинейных сетей. Применение такого метода для прогнозирования и своевременного выявления заболевания позволит наиболее точно классифицировать данные, чем при использовании линейных систем.

Нейросети выдают свои прогнозы, основываясь лишь на выявлении некоторых скрытых и понятных только им закономерностях, которые проявляются в процессе сложной обработки данных. Главной особенностью нейросетей является то, что они не программируются.

При использовании нейрокомпьютинга на практике не существует каких-либо определенных правил вывода данных для постановки диагноза. Нейросеть обучается на основе ранее сделанных выводов,

заклучений. Она сама анализирует полученную информацию и делает выводы. После чего, сравнивает новые данные с полученными ранее.

Благодаря этому нейросети совсем не похожи на экспертные системы, разработка которых в 70-е годы происходила после временной победы «искусственного интеллекта» над тем подходом к моделированию памяти, распознавания образов и обобщения, который основывался на изучении нейронной организации мозга.

Самой главной отличительной чертой нейросети является возможность выбора только одного варианта решения. Сама постановка диагноза не может считаться одной классификационной задачей, так как у одного человека может присутствовать сразу несколько патологий. В этом случае невозможно выбрать один вариант ответа на поставленную задачу. Поэтому в нейросети есть функция, которая подразделяет одну задачу на подзадачи, каждая из которых представляет собой классификационную задачу.

Нейросети также способны решать задачи предикции (предсказания). Они подразделяются на предсказание числа (одномерная предикция) и вектора (векторная предикция, более общий случай). Отличие от классификационных задач заключается в том, что ответ в задачах предикции может быть дробным и принимать любые значения на каком-либо интервале.

Наиболее широкое применение нейросети получили в области кардиологии.

В Италии разработана экспертная система, которая служит для диагностики и лечения артериальной гипертензии. Данная система состоит из трех модулей. Ответы, полученные после обработки одним модулем, являются входными данными для следующего модуля. В начале исследования больному проводят измерение систолического и диастолического давления каждые полчаса в течение суток. За каждый час просчитывается среднее значение данных. После всех произведенных измерений создается массив из 48 величин артериального давления. Затем все полученные данные проходят обработку в модулях системы.

Нейросеть также как и ее биологический аналог имеет каналы для связи с внешним миром. Одни каналы обеспечивают поступление информации из внешнего мира в нейросеть, другие выводят информацию из нейросети во внешний мир. Поэтому одни нейроны сети рассматриваются как входные, другие же - как выходные. Часть нейронов может не сообщаться с внешним миром, а взаимодействовать с входными, выходными и такими же нейронами ("скрытые" нейроны).

Очевидно, что существует огромное количество способов соединения нейронов, растущее с увеличением числа нейронов в сети. Наиболее употребительной является слоистая архитектура, в которой нейроны располагаются "слоями". В наиболее общем случае аксоны каждого нейрона одного слоя направлены к нейронам следующего слоя. Таким образом, нейроны первого слоя являются входными (принимающими информацию из внешнего мира), нейроны последнего слоя - выходными (выдающими информацию во внешний мир). [1] Схема трехслойной сети изображена на рисунке 1.

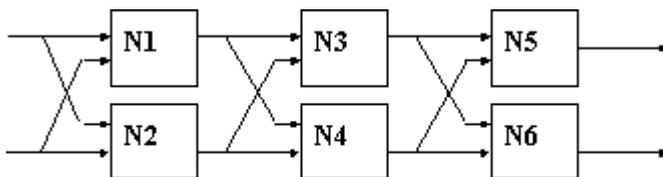


Рис. 1 – Схема трехслойной нейросети

В первом модуле, который состоит из двух трехслойных нейросетей, на основании данных о поле и возрасте пациента производятся аналогичные расчеты «правильных» показателей давления. После чего эти данные сравниваются с реальными данными пациента.

Параллельно второй модуль на основании клинических данных (симптоматика, анамнез) рассчитывает возможные сочетания гипотензивных лекарственных средств, которые могут быть использованы для лечения данного больного.

Обобщенные данные, снятые с первых двух модулей подаются на последний, третий модуль. Данный модуль на основе данных двух модулей и клинических данных пациента позволяет назначить суточный график приема лекарственных препаратов. С каждого выходного нейрона снимается доза, соответствующая одному препарату, назначаемому на данный час суток.

Таким образом, с помощью данной методики создается наиболее оптимальная для пациента схема лечения гипертонии. В данной системе обязательно учитывается все особенности приема лекарственных препаратов.

Отличительная особенность данной методики – возможность обучения и перенятия опыта врача нейронной сетью. Для этого создателями программы предусмотрен специальный блок, который выводит на экран компьютера суточные кривые артериального давления и предлагает врачу ввести вкомпьютерсуточную схему приема гипотен-

живных препаратов в необходимых, по его мнению, дозах. Введенный пример помещается в базу данных. В любое время можно инициировать доучивание нейронных сетей с новыми примерами [2].

Внедрение нейросетевых технологий в медицинскую практику возможно на основе сотрудничества со специалистами в области кибернетики, информационных технологий, биофизики и других специальностей.

Таким образом, изучение нейросетевых технологий требует знания нейрофизиологии, науки о познании, психологии, физики, теории управления, теории вычислений, проблем искусственного интеллекта, математики, теории распознавания образов, параллельных вычислений и аппаратных средств (цифровых/аналоговых/VLSI/оптических). С другой стороны, появляющиеся нейронные сети также стимулируют эти дисциплины, обеспечивая их новыми инструментами и представлениями. Этот симбиоз жизненно необходим для эффективного применения нейросетевых технологий.

Библиографический список

1. Медицинская нейроинформатика [Электронный ресурс] – Режим доступа: <http://www.intuit.ru/studies/courses/2257/141/lecture/20589?page=3>
2. Перспективы применения нейросетевых технологий в медицине [Электронный ресурс] – Режим доступа: http://www.rusnauka.com/ONG/Medecine/7_udod.doc.htm

УДК 615.12:[33+658](075.8)

СОВЕРШЕНСТВОВАНИЕ ФАРМАЦЕВТИЧЕСКОЙ ПОМОЩИ НА ОСНОВЕ НОВЫХ ИНФОРМАЦИОННЫХ ТЕХНОЛОГИЙ

И.А. Карпушина, Д.А. Кузнецов

Рязанский государственный медицинский университет

В ходе исследования установлено, что оптимизация оказания фармацевтической помощи населению на основе современных информационных технологий позволяет более точно установить диагноз медицинским персоналом, назначить необходимые лекарственные средства, осуществить их заказ и доставку, тем самым улучшить качество жизни и фармацевтическую безопасность пациентов.

Актуальность исследования. Фармацевтическая отрасль для каждого государства имеет стратегическое значение не только в экономическом и социальном аспекте, но и как важный ресурс помощи лю-

ням при заболеваниях, а также в сложных ситуациях природного и техногенного характера. Подтверждением этому служит принятая в 2009 г. «Стратегия национальной безопасности Российской Федерации до 2020 года» – среди главных целей обеспечения национальной безопасности указаны также задачи, связанные с производством и реализацией лекарственных средств в России, оптимизация оказания фармацевтической помощи населению на основе современных фармацевтических технологий [1].

Целью настоящего исследования явилось совершенствование фармацевтической помощи населению с использованием современных информационных технологий.

Использовались методы контент-анализа, анкетирование, интервьюирование, экспертный опрос, статистическая обработка данных.

В ходе исследования становленио, что программа «Участковый врач» содержит следующие разделы:

- справочник по заболеваниям, содержащий полный набор статей, описывающих наиболее распространенные заболевания и состояния (в т.ч. неотложные), встречающиеся в повседневной практике

- справочник по медикаментам, содержащий поиск лекарственного средства по алфавиту, международному непатентованному или торговому наименованию.

- справочник по лабораторным исследованиям, состоящий из набора статей, описывающих наиболее распространенные лабораторные анализы, назначаемые и интерпретируемые участковым врачом.

- справочник по изделиям медицинского назначения (ИМН) В нем можно найти не только описательные статьи, но и узнать приблизительные цены на изделия, что значительно сокращает затраты времени пациента по поиску рекомендуемых ИМН.

- справочник по медицинским учреждениям, прежде всего, рекомендация пациентам возможных мест реабилитации и лечения. В нем содержится информация не только о профиле медицинского учреждения, но и показания к направлению, ведущий лечебный фактор, а так же, условия размещения и контактная информация [3].



Рис. 1 – Экранная форма программы «Участковый врач»

Исследование программы PHARMA, показало, что программа не требующее регистрации. В ней собрано более 30 000 наименований лекарств и товаров аптечного ассортимента. Программа предназначена для напоминания о приёме лекарств (для этого необходимо выбрать препарат из списка, форму выпуска, дозировку, выставить дни и время повтора) и оформления онлайн заказа по выгодным ценам [2].

В процессе работы разработана анкета для исследования эффективности использования данных программных продуктов «PHARMA» для заказа лекарственных средств и «Участковый врач». Нами проводилось анкетирование в медицинских организациях Рязанской области и города Рязани в период с сентября по ноябрь 2016 г. - в период обострения инфекционных заболеваний. В ходе исследования было опрошено 45 врачей различных специальностей (врачи общей практики, терапевты, гастроэнтерологи, отоларингологи, невропатологи, офтальмологи) и со стажем работы более 5 лет.

Было произведено исследование следующих факторов:

1. Используют или нет врачи в своей работе программы для постановки диагноза и заказа ЛС.
2. Для чего именно используют данные программы:
 - Для заказа ЛС по интернет аптеке
 - Для более полного информирования пациента о диагнозе
 - Для консультировании пациента о взаимодействии с другими ЛП или с продуктами питания
 - Для ознакомления с нормативной документацией
 - Для сравнения стоимости препаратов



Рис. 2 – Результаты анкетирования врачей по вопросам использования программного обеспечения «PHARMA» и «Участковый врач»

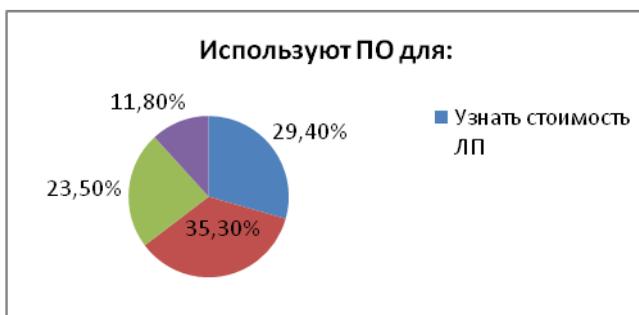


Рис. 3 – Результаты анкетирования врачей по вопросам целей использования программного обеспечения «PHARMA» и «Участковый врач»

Выводы. Используя исследованное программное обеспечение можно улучшить фармацевтическую помощь: аптеки, за счёт своевременного поступления лекарственных средств и повышения товарооборота, а также медицинских организаций т.к. в связи с последними приказами Министерства приём пациента врачом должен составлять в среднем до 15 минут, а данные программы позволяют оптимизировать работу врача не потеряв при этом качество медицинской помощи. Использование программ дает возможность специалистам медицинских организаций общаться с врачами с отдаленных территорий в режиме конференции, давать советы, корректировать диагнозы. Программы необходимы и для пациентов, т.к. с помощью них человек может узнать больше о своём диагнозе и лабораторных исследованиях, которые будут проводиться, а так же о принимаемых препаратах, их побочных действия, взаимодействиях и стоимости.

Библиографический список

1. Кузнецов Д.А. Обоснование и разработка методологии управления экономической безопасностью фармацевтических систем: автореф. дис.... докт. фармац. наук. – М., 2015. – 49 с.
2. Программа «PHARMA». – Режим доступа: <http://getpharma.ru/>
3. Программа «Участковый врач». – Режим доступа: <http://innonews.ru/uchastkovy-vrach-kpk/>

УДК 61

ТЕЛЕДИАГНОСТИКА КАК СПОСОБ КАЧЕСТВЕННОГО ОКАЗАНИЯ МЕДИЦИНСКОЙ ПОМОЩИ В ДЕРЕВНЯХ

Т.Ю. Шувалова, М.Ф. Умаров

Вологодский государственный университет

Рассматриваются возможности теледиагностики как способа улучшения качества жизни деревенского населения. Производится оценка удобства, доступности и быстроты постановки диагноза жителям отдаленных местностей при отсутствии узкопрофильных специалистов.

Проблема улучшения качества жизни деревенского населения, уменьшение оттока населения в города, приводящего к «вымиранию» деревень занимает не последнее место в России.

Ставя вопрос «а почему же так происходит?», можно найти многие ответы и одним из них обязательно будет отсутствие необходимой медицинской помощи, ввиду недостатка в деревнях высококвалифицированных специалистов узкого профиля, невозможности своевременного принятия решения о необходимости госпитализации, невозможности жителей добраться до лечебно-профилактических учреждений более крупных населенных пунктов, недостаточным экономическим обеспечением.

В век информационных технологий найден путь решения этой проблемы «телемедицина».

Прогресс в информационных и телекоммуникационных технологиях создал базу для принципиально нового направления в организации и оказании медицинской помощи населению - телемедицины (ТМ). В настоящее время не все больные, нуждающиеся для решения вопросов диагностики и лечения в высококвалифицированной помощи, своевременно направляются в соответствующие медицинские центры федерального или межрегионального уровней. Это определяется

многими факторами, среди которых не последнюю роль играет географическая протяженность нашей страны [1].

Всемирная организация здравоохранения дает следующее определение: «Телемедицина - это комплексное понятие для систем, услуг и деятельности в области здравоохранения, которые могут дистанционно передаваться средствами информационных и телекоммуникационных технологий, в целях развития всемирного здравоохранения, контроля над распространением болезней, а также образования, управления и исследований в области медицины».

Вышеприведенное подтверждает актуальность данного направления.

Цель работы: решение проблемы своевременной диагностики заболеваний и оказания медицинской помощи деревенскому населению.

Для достижения данной цели необходимо решить следующие задачи:

- найти способ проведения диагностики при отсутствии узкопрофильных специалистов;
- определить есть ли возможность проводить диагностику без выезда пациентов в крупные населенные пункты;
- оценить скорость обработки результатов диагностики для установления возможного заболевания и назначения соответствующего лечения.

Рассмотрим одно из направлений медицины – дистанционную диагностику или теледиагностику.

Теледиагностика начала формироваться в конце 70х гг. XX века – процедура дистанционной передачи некой медицинской информации для ее автоматизированного анализа в целях диагностики, скрининга, мониторинга. [2].

Регистрация «на местах» может производиться средним медицинским персоналом или врачами не - профильной специализации. Рассмотрим некоторые способы теледиагностики.

Больные сахарным диабетом требуют особого внимания, контроля и своевременного назначения лечения. А все это может обеспечить только грамотный специалист.

Передача данных о содержании сахара в крови может осуществляться следующим образом. Пациент, измеряет уровень сахара с помощью глюкометра. Затем эти данные (например, за неделю) заносятся в таблицу и отправляются в ЛПУ. Где врач может проконтролировать

вать эффективность выбранного способа поддержания сахара или при ухудшении состояния выявить необходимость других методов.

Как известно смертность от заболеваний сердечно сосудистой системы достаточно велика, особенно если нет своевременного выявления и начала лечения этих болезней. Самым эффективным решением этой проблемы в деревнях является присутствие опытного кардиолога, но если это не возможно, то очень серьезную роль может сыграть возможность дистанционной передачи электрокардиограмм (ЭКГ).

Записи ЭКГ передаются в централизованную систему приема, архивации и анализа ЭКГ (ЦСАЭ) от всех кардиорегистраторов, работающих вне пределов ЛПУ по соответствующим каналам связи – сети Интернет или телефонным линиям. В качестве компьютерного модуля используется портативный компьютер. Все модули системы управляются программным обеспечением для регистрации, архивирования и анализа ЭКГ российского производства. Полученные записи обрабатываются врачом-кардиологом, и заключение передается на место регистрации ЭКГ [3].

Аналогичным образом могут передаваться данные с холтеров суточного мониторирования ЭКГ и артериального давления.

Во многих областях РФ, в том числе в Вологодской, реализуется программа дистанционной передачи ЭКГ. Записи ЭКГ передаются в «Вологодскую областную клиническую больницу» через стационарное Интернет-соединение или через мобильный Интернет. Ввиду ограниченной скорости Интернета во многих районах Вологодской области, передача ЭКГ может осуществляться по телефонным линиям.

Обратим внимание на статистику регистрации ЭКГ, переданной дистанционно в Вологодской области (в том числе от деревенского населения): более 7500 в 2012 году, около 10000 в 2013 году и 10206 ЭКГ в 2014 году. Таким образом, ежегодно примерно у 10 тысяч человек своевременно выявляются заболевания сердечно-сосудистой системы и в следствие оказывается квалифицированная помощь от областных специалистов.

Выводы:

- Достаточно одного представителя среднего медперсонала, обладающего минимальной компьютерной грамотностью;
- Проведение диагностики возможно в самих деревнях. Из технического оборудования необходимы: ПК, с возможностью выхода в сеть Интернет или возможностью передачи информации по телефонным линиям, электрокардиографа, аппаратов для суточного (холтеровского) мониторирования артериального давления и ЭКГ, глюкометра и др;

– Главными преимуществами теледиагностики являются быстрота и простота получения информации, и как следствие постановка диагноза.

Даже не очень большие затраты на это позволят значительно улучшить медицинское обслуживание деревенского населения, а значит и повысить их качество жизни. Результатом этого станет остановка процесса «вымирания» и начало процесса «возрождения» российских деревень.

Библиографический список

1. Об утверждении концепции развития телемедицинских технологий в Российской Федерации и плана ее реализации [Текст]: приказ Минздрава РФ от 27 августа 2003, №33, РАМН №76.
2. Владзимирский А.В. Телемедицина: Curatio Sine Tempora et Distantia/ А.В. Владзимирский.-Москва: 2016. 663 с.
3. Методическое пособие для врачей: «Дистанционная передача ЭКГ и системы централизованного анализа и архивирования ЭКГ. Опыт использования системы в ФГБУ «ЗКНПК» МЗСР России». – Москва: 2012. 38 с.

УДК 615.477.21:616-77:53.047

СИСТЕМА УПРАВЛЕНИЯ БИОНИЧЕСКИМ ПРОТЕЗОМ НА ОСНОВЕ РЕГИСТРИРУЕМОГО ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЧЕСКОГО СИГНАЛА

О.В. Ходина, С.С. Лукша

В работе рассматриваются вопросы разработки бионических протезов, управляемых с использованием регистрации электромиографического потенциала. Предлагается структура системы с указанием требований к конструктивным элементам.

В настоящее время существует множество людей с ампутированными конечностями, которые хотели бы вести нормальный образ жизни и не чувствовать себя ограниченными в чём-либо. Современный уровень технологий позволяет разрабатывать протезы, дающие возможность сохранить свой прежний социальный статус и способность к самообслуживанию, несмотря на потерю руки или ноги [1].

К таким последним разработкам относятся бионические протезы которые работают с использованием сигналов естественной биоэлектрической активности мышечной ткани.

Проблема, связанная с эквивалентной заменой ампутированной конечности актуальна уже долгое время, и в настоящее время ряд проектов, направленных на решение этой проблемы. Ряд научных коллективов по всему миру занимаются разработкой таких устройств [2].

Разрабатываемый проект направлен на создание системы управления бионическим протезом на основе естественной биоэлектрической активности мышечных тканей, а также разработка системы, которая могла бы использоваться не только для инвалидов, но и для полноценных людей с целью управления различными роботизированными человекоподобными системами. Примером таких систем является андроидный робот. Ввиду различных параметров телосложения людей возникает необходимость в гибкой адаптации как конструкции индивидуального протеза, так и быстрой настройки системы управления с возможностями самообучения.

Изготовление протезов конечностей возможно с использованием различных технологий, но в целом можно выделить два основных типа устройств: механические и биоэлектрические. Механические протезы по внешнему виду в большинстве случаев максимально приближены к реальной конечности, что помогает человеку чувствовать себя комфортно в социальной среде. В отдельных случаях устройство протеза способно к захвату и манипулированию объектами.

Механические протезы существуют на протяжении нескольких веков, первые подобные устройства можно встретить в XIV-XVI веках [3]. Однако, функциональные возможности механических протезов достигли своего предела достаточно давно. В настоящее время основным направлением исследования в этой области являются биоэлектрические протезы.

В составе биоэлектрических механизмов имеются электроды, обеспечивающие снятие электромиографического сигнала при сокращении мышечной ткани. После оцифровывания и предварительной обработки с использованием развёрнутых на микроконтроллере алгоритмов на электродвигатели бионического протеза подаются управляющие воздействия с получением обратной связи от датчиков угла поворота. В результате этого протез способен осуществлять такие движения как вращение различными сочленениями, а также захват и удержания предметов. Размер предметов, которыми манипулирует протез может быть очень мал. В частности, такими предметами могут быть шариковая ручка, ложка, вилка и т.д.

Для повышения функциональной эффективности к бионическим протезам предъявляются следующие требования:

1. Конструкционные материалы протеза должны быть лёгкими, но прочными, что особенно важно для протезов нижних конечностей, которые подвергаются существенным нагрузкам. Как правило, для производства используются титановые сплавы.

2. Применение надёжных электронных компонентов, в современных бионических протезах используются специализированные микроконтроллеры, отвечающие за обработку электромиографического сигнала.

3. Автономное электропитание должно обеспечивать работу микроконтроллера и микродвигателей в течение длительного времени.

4. Наличие высокой износостойкости деталей, а также обеспечение плавного движения в шарнирах, входящие в состав суставов[4].

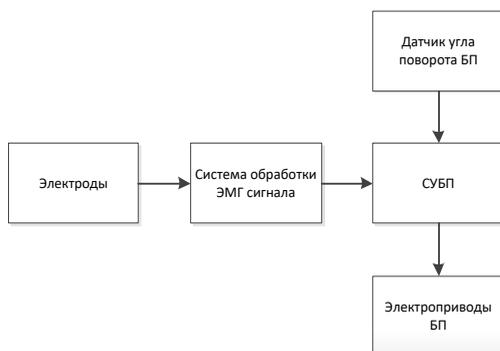


Рис. 1 – Структурная схема окружения системы управления бионическим протезом (СУБП)

Разрабатываемый проект, описанный в данной статье, ставит своей целью способствовать прогрессу в создании роботизированно-гопротеза конечности, что требует создания системы для распознавания и контроля движений человека с последующим её тестированием.

Библиографический список

1. Open Bionics. Режим доступа URL <http://www.openbionics.com/blog>

2. N. Carbonaro, G. Anania, M. Bacchereti, G. Donati, L. Ferretti, G. Pellicci, G. Parrini, N. Vitetta, D. De Rossi. An Innovative Multisensor Controlled Prosthetic Hand. XIII Mediterranean Conference on

Medical and Biological Engineering and Computing 2013, Volume 41 of the series IFMBE Proceedings, pp 93-96

3. Современные технологии протезирования. Режим доступа URL http://itc.ua/articles/covremennye_tehnologii_protezirovaniya_kak_it_pomogaet_lyudyam_zhit_48171

4. Erina Cho, Richard Chen, Lukas-KarimMerhi, Zhen Xiao, Brittany Pousett, Carlo Menon. Force Myography to Control Robotic Upper Extremity Prostheses: A Feasibility Study. Front BioengBiotechnol. 2016; 4: 18.

УДК 004.65

РАЗРАБОТКА БАЗЫ ДАННЫХ УЧЁТА ФАРМАЦЕВТИЧЕСКИХ ПРЕПАРАТОВ В СПЕЦИАЛИЗИРОВАННОЙ ОРГАНИЗАЦИИ СИСТЕМЫ ЗДРАВООХРАНЕНИЯ

Д.С. Урюкина, Т.Н. Позднякова

Пензенский государственный технологический университет

В статье рассмотрены программные продукты для автоматизации аптек. Разработана база данных «Аптека ЛПУ», позволяющая автоматизировать стандартные процедуры в специализированных организациях системы здравоохранения.

В современных условиях нормальное функционирование и развитие фармацевтической организации не эффективно без использования информационных технологий [3]. Их внедрение позволяет оптимизировать большинство бизнес-процессов, таких как: контрольно-кассовые операции; запасы продукции на складе; закупки лекарственных препаратов и расчёты с поставщиками; бухгалтерский учёт; управленческая деятельность, а также способствует повышению конкурентоспособности аптек. В связи с этим большую актуальность приобретает освоение принципов построения и эффективного применения программных продуктов для учёта лекарственных препаратов и изделий медицинского назначения в специализированных организациях системы здравоохранения [1,2].

В настоящее время на рынке программного обеспечения для автоматизации аптек представлено достаточно много программных продуктов. В первую очередь, это разработки компаний производящих программное обеспечение, специализирующихся на автоматизации сетевых организаций розничной торговли. Наиболее распространён-

ные программные продукты для фармацевтического бизнеса приведены в таблице 1.

Таблица 1 – Программные продукты для аптек

№	Наименование программного продукта	Производитель
1	«АИС Аптекарь»	Ателье Информационных систем»
2	«Аптека 2007»	Регард Софт
3	«еФарма 2»	Спарго Технологии
4	«Юнико-Аптека»	Юнико
5	«SV:Аптека»	Бизнес Консалтинг
6	«М-Аптека ПЛЮС»	Эскейп
7	Алгоритм-Фарм-Розница»	Алгоритм-с
8	«Аптека-Урал»	АУРИТ
9	«Аптека»	Автоматизация Бизнеса
10	«Арал Аптека»	Арал Плюс», ЗАО
11	«Фарм-Офис»	ООО Лаборатория «Электронная медицина»
12	«Ваша Аптека»	Балтэксперт
13	«Гэрэт Аптека»	ООО Гэрэт Ай Ти»
14	«Инфо Аптека»	Alliance Healthcare
15	«КИС Розничная Аптека»	Бюро РКМ
16	«Кросс-Маркет»	Аптехсервис
17	«SandSoft Аптека»	SandSoft
18	«1С: Розница 8. Аптека»	фирма «1С»
19	другие	...

Среди представленных программных продуктов особое место занимают такие как: «М-Аптека плюс»; «Аналит: Аптека»; «SV: Фармацевт»; «Юнико-Аптека»; «еФарма»; «М - аптека»; «Инфо-Аптека».

Структура использования программных продуктов в аптеках приведена на рисунке 1.

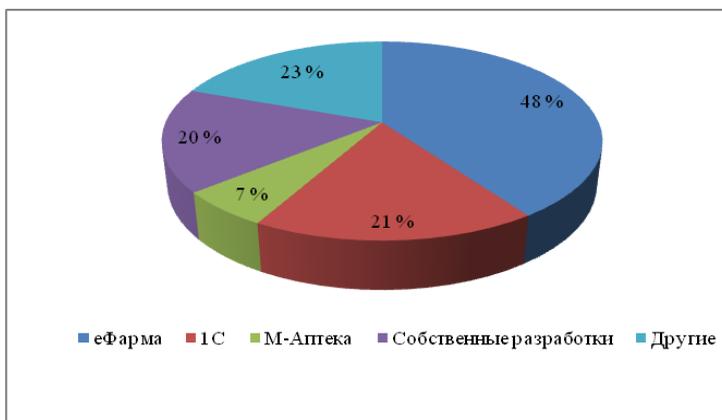


Рис. 1 – Доля использования программных продуктов в аптеках

Не смотря на то, что на рынке программного обеспечения представлено достаточно большое количество программных продуктов для фармацевтических организаций, большинство аптек в РФ автоматизированы лишь частично. В основном ведут автоматизированный бухгалтерский учет и используют программы электронного заказа поставщикам и лишь немногие внедрили систему электронного документооборота с использованием технологий штрих кодирования.

Большинство имеющихся на рынке программных продуктов для аптек имеют высокую стоимость от 10000 руб. и выше, что является неприемлемым для небольших аптек ЛПУ, поэтому подавляющее большинство «прибольничных» аптек разрабатывают собственные базы данных для учёта, оценки и анализа фармацевтической продукции.

В связи с этим, нами была разработана реляционная база данных «Аптека ЛПУ», состоящая из десяти взаимосвязанных таблиц, позволяющая хранить логически сгруппированные данные.

В качестве программной среды была выбрана СУБД реляционного типа Ms. Access, т.к. имеет достаточно простой интерфейс и позволяет не только создавать БД, но и разрабатывать простые и сложные приложения [4]. Таблицы базы данных включают в себя множество полей и записей, основными из которых являются: код препарата, наименование препарата, форма выпуска, показания к применению, условия хранения препарата, торговое наименование, условия отпуска, лекарственная форма, торговое наименование препарата, фармакологическая группа, описание препарата, дата производства, дата поступления в аптеку, количество, срок годности, цена закупки, отпускная цена и т.д.

БД «Аптека ЛПУ» удобна в обращении и имеет широкие возможности, позволяет быстро и эффективно работать с данными, а именно: структурировать список имеющихся препаратов, т.е. распределять препараты по виду, добавлять новые и списывать старые, иметь возможность быстро найти необходимый препарат, поставящую его организацию, добавить и удалять поставщиков, проследить остаток на складе и другие возможности.

БД позволяет хранить просматривать и анализировать большие массивы данных, а также создавать удобные формы ввода и просмотра данных, формировать итоговую информацию. Разработанная база данных, как и всякое другое программное средство, может быть дополнена и отредактирована.

Данная разработка позволит собрать все данные в одном месте и организовать доступ к ним всем сотрудникам специализированной системы здравоохранения, позволит вести четкий структурированный учет всей информации, предоставит быстрый доступ к ней, поможет автоматизировать стандартные процессы и в результате всего оптимизирует работу всей аптеки.

Библиографический список

1. Арунянц Г.Г. Информационные технологии в медицине и здравоохранении: практикум / Г.Г. Арунянц, Д.Н. Столбовский. - Ростов-на-Дону: Феникс, 2009.
2. Позднякова Т.Н. Основные средства представления структурированных данных в медицине // Современные информационные технологии . 2010. № 11. С. 125-128.
3. Позднякова Т.Н. Сидорова М.А. Применение компьютерных технологий в учебном процессе медико-технического профиля// Труды международного симпозиума. Надёжность и качество. 2006. Т. 1. С. 135-136.
4. Юданов А.Ю. Аптеки — важнейшие рыночные партнеры врача / А.Ю.Юданов // Здравоохранение. - 1998. - № 2. - С. 33-40

УДК 004.383.3

РАСПОЗНАВАНИЕ СЕРДЕЧНОГО РИТМА НА ОСНОВЕ АНАЛИЗА ПСЕВДОФАЗОВОГО ПОРТРЕТА

К.С. Хачатрян

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина)

В настоящее время актуальна проблема анализа биосигналов с хаотическими свойствами. Решение этого вопроса имеет важное значение для распознавания сигналов. В работе предложен расчет

корреляционной размерности и морфологических признаков псевдофазового портрета для выявления отличий нормального ритма от патологий (частой экстрасистолии и мерцательной аритмии). Разработанный алгоритм реализован в программной среде MATLAB.

В настоящее время актуальна проблема анализа биосигналов с хаотическими свойствами. Решение данного вопроса имеет важное значение при распознавании состояний, связанных с динамикой генерирующих их систем. Благодаря методам нелинейной динамики, мы можем получить ряд показателей, на основании которых можно оценить хаотические свойства сигнала. Задачей, требующей решения, является автоматическое обнаружение патологий в системах компьютерной диагностики кардиологического назначения. Актуальность задачи заключается в разработке совершенных методов анализа биосигналов обладающих хаотическими свойствами. Цель работы - разработка и исследование метода анализа биосигналов, выявляющих по псевдофазовому портрету отличия нормального ритма от патологии сигналов ритмограмм. Разработанный алгоритм, предназначенный для медицинских компьютерных систем, реализован в программной среде MATLAB.

Фазовая плоскость - координатная плоскость, в которой по осям откладываются фазовые координаты, однозначно определяющие состояние системы второго порядка. Такая плоскость является частным случаем фазового пространства, которое может иметь большую размерность [1]. Фазовое пространство в математике и физике - пространство, на котором представлено множество всех состояний системы, так, что каждому возможному состоянию системы соответствует точка фазового пространства.

Для проведения исследования были сформированы 3 группы записей длительностью 2 с, каждая из которых содержала ритмограммы 10 пациентов. Группы сигналов отличались видами сердечного ритма: нормальный ритм (НР), частая экстрасистолия (ЧЭ) и мерцательная аритмия (МА). Для нахождения корреляционной размерности был использован алгоритм Грассберга-Прокаччия, который является одним из самых эффективных способов анализа временных рядов [2]. Результаты вычисления зависимости корреляционной размерности от размерности вложения для нормального ритма (НР), частой экстрасистолии (ЧЭ) и мерцательной аритмии (МА) представлены в табл. 1.

Табл. 1 – Зависимость корреляционной размерности от размерности вложения при нормальном ритме, частой экстрасистолии, мерцательной аритмии

m	1	2	3	4	5	6	7	8	9
НР	0,669	1,374	2,150	2,873	3,565	3,630	3,979	4,069	4,095
ЧЭ	0,241	0,577	0,977	1,428	2,901	3,789	3,873	3,987	4,019
МА	0,388	0,878	1,425	2,015	3,666	4,915	5,074	5,126	5,229

Для решения задачи классификации, учитывая различия в минимальных значениях m для трех видов сердечного ритма, снизим размерность пространства вложения до двух и проведем анализ особенностей псевдофазового портрета.

В статье [3] рассмотрен геометрический анализ сигналов (построение фазового портрета), который является на сегодняшний день принципиально новой методикой. Автор предлагает нелинейную динамику сигналов анализировать путем построения ломаной линии в системе координат, где по оси абсцисс откладываются полученные длительности сигналов в диапазоне x_1, \dots, x_{n-1} , а по оси ординат в диапазоне x_2, \dots, x_n . Фазовая траектория в рассматриваемых интервалах, а именно в зависимости текущего от последующего, помогает нам представить природу нелинейных колебаний. Для оценки морфологических признаков псевдофазового портрета сердечного ритма выберем ряд параметров, позволяющих дифференцировать разные виды анализируемых сигналов. В данной работе исследуются четыре параметра псевдофазового портрета: периметр и площадь контура псевдофазового портрета; коэффициент псевдофазового портрета, равный отношению квадрата периметра к площади; длина ломанной линии псевдофазового портрета. Примеры полученных фазовых портретов для каждого вида ритмограммы представлены на рис.1: а – НР, б – ЧЭ, в – МА.

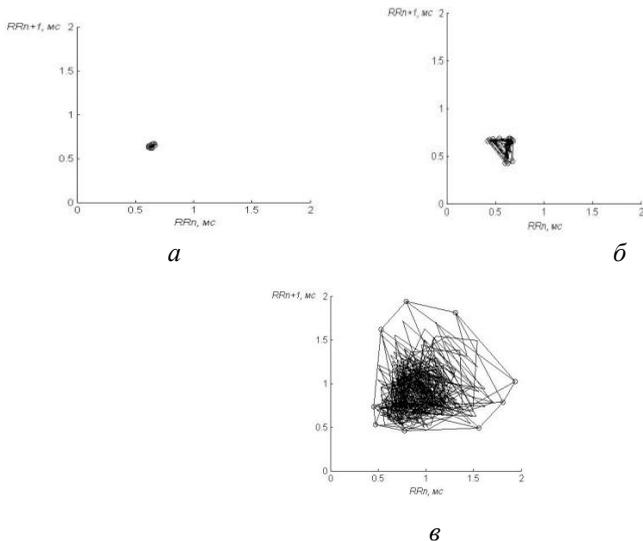


Рис. 1 – Фазовые портреты для: *a* – нормального ритма, *б* – частой экстрасистолии, *в* – мерцательной аритмии

Результаты статистической обработки полученных данных представлены в таблице 2.

Таблица 2.

Сердечный ритм	Периметр	Площадь	Коэффициент	Длина кривой
Нормальный ритм	$0,3 \pm 0,1$	$0,2 \pm 0,1$	$1,8 \pm 0,5$	$1,1 \pm 0,2$
Экстрасистолия	$1,0 \pm 0,2$	$0,3 \pm 0,0$	$4,6 \pm 1,2$	$8,6 \pm 2,1$
Мерцательная аритмия	$2,9 \pm 0,3$	$0,5 \pm 0,1$	$17,4 \pm 3,5$	4

Проанализировав полученные данные, можно сделать вывод, что значения периметра, коэффициента и длины кривой имеют явные отличия для рассматриваемых видов ритмограмм. Чем больше хаотических составляющих в сигнале, что характерно для МА, тем больше разброс фазовых точек на плоскости, вследствие чего больше периметр и длина контура фазового портрета. Этот анализ полезен для исследования морфологических особенностей биосигналов на псевдофазовой плоскости и оценки возможности распознавания некоторых видов нарушений ритма по результатам построения фазового портрета.

Библиографический список

1. Малинецкий Г.Г., Потапов А.Б., Подлазов А.В. Нелинейная динамика. Москва, книжный дом «ЛИБРОКОМ» 2011. – 280с.
2. Данилов Ю.А. Лекции по нелинейной динамике [Текст]. Москва, книжный дом «ЛИБРОКОМ», 2011. – 208с.
3. Гаврилушкин А.П., Маслюк А.П. «Теоретические и практические аспекты нелинейных хаотических колебаний ритма сердца. Медленные колебательные процессы в организме человека. Теоретические и прикладные аспекты нелинейной динамики, хаоса и фракталов в физиологии и медицине». Материалы 3-го Всероссийского симпозиума 21-25 мая 2001г. Новокузнецк, 2001.

УДК 615.8; 004.032.2

ПРИМЕНЕНИЕ НЕЙРОННЫХ СЕТЕЙ ДЛЯ ОБНАРУЖЕНИЯ РАКОВЫХ ОПУХОЛЕЙ МОЛОЧНОЙ ЖЕЛЕЗЫ

Л.О. Данцаранова, А.Ю. Аксенов

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина)»

Рассматривается возможность оптимизации метода определения злокачественных новообразований молочной железы по рентгеновским маммограммам. Методика основывается на использовании нейронных сетей.

Диагноз рак груди является наиболее распространённым среди всех случаев злокачественных новообразований у женщин. По данным Всемирной организации здравоохранения ежегодно в мире выявляется около 1,38 млн новых случаев **данного онкологического заболевания**. В последние годы смертность от рака молочной железы в Российской Федерации лидирует среди причин смерти от злокачественных новообразований (17,3 %) и продолжает увеличиваться в абсолютных и относительных показателях (16,5 на 100 тысяч женщин в 2011 году) [1]. Поэтому, определение ранней стадии рака может повысить вероятность полного выздоровления пациента.

Несмотря на современные достижения медицины рак груди по-прежнему остается на втором месте по смертности среди женщин. Маммография с использованием рентгеновских систем является на сегодняшний день наиболее точным и чувствительным методом для определения раковых опухолей молочной железы. Однако, грудь небольших размеров обладает большим процентом мышечной ткани, что сказывается на чувствительности данного метода, которая снижается с

80% до 40% по причине того, что раковые клетки могут быть спутаны с тканями высокой плотности. Систематический анализ медицинских документов доказал, что практически треть всех диагнозов рака груди были ошибочно поставлены [2].

На данный момент выделяют два основных индикатора риска раковых новообразований при анализе маммограмм: новообразований (mass) и микрокальцификация (microcalcification). На практике было установлено, что определение новообразований намного сложнее, чем определения крошечных частиц кальция, не только из-за больших вариаций в размере, но и в трудности интерпретации их на маммограммах с невысоким контрастом [1].

При компьютерном скрининге, осуществляемым цифровым маммографом, повышается качество и достоверность диагностики за счет более детального анализа снимков высокого разрешения и определения дополнительных потенциально опасных областей. Однако, как показывает практика, даже специалист высокого класса может пропустить опасные участки. Поэтому необходимо оптимизировать существующие методы обработки маммографических изображений для повышения достоверности постановки диагноза и уменьшения смертности населения.

Одним из предлагаемых методов обработки изображений является самообучающиеся нейронные сети. Последние несколько лет эти технологии набирают популярность, так как позволяют работать с большим объемом и сложным характером анализируемых данных, которые врач не может учесть в полной мере.

Нейронные сети - это адаптивные системы для обработки и анализа данных, которые представляют собой математическую структуру, имитирующую некоторые аспекты работы человеческого мозга и демонстрирующие такие его возможности, как способность к неформальному обучению, способность к обобщению и кластеризации неклассифицированной информации, способность самостоятельно строить прогнозы на основе уже предъявленных временных рядов. Главным их отличием от других методов является то, что нейронные сети в принципе не нуждаются в заранее известной модели, а строят ее сами только на основе предъявляемой информации. Именно поэтому нейронные сети вошли в практику, где необходимо решать задачи прогнозирования, классификации, управления - иными словами, в области человеческой деятельности, где есть плохо алгоритмизуемые задачи, для решения которых необходимы либо постоянная работа группы квалифицированных экспертов, либо адаптивные системы автоматизации, каковыми и являются нейронные сети.

Цель данной работы – разработка алгоритма распознавания раковых опухолей груди маммограмм с использованием нейронных сетей.

На практике для оптимального дизайна архитектуры нейронных сетей необходимо провести большое количество тестов и анализ ошибок. Автоматическое определение необходимых параметров нейронной сети является одной из самых сложных задач проекта. Алгоритм проекта фокусируется на оптимизации вейвлетной нейронной сети используя метод Particle Swarm Optimized Wavelet Neural Network (PSOWNN). Оптимизация метода заключается в повышении точности классификации тканей на маммограмме.

Предложенный алгоритм распознавания злокачественных опухолей молочных желез представлен на рисунке 1.

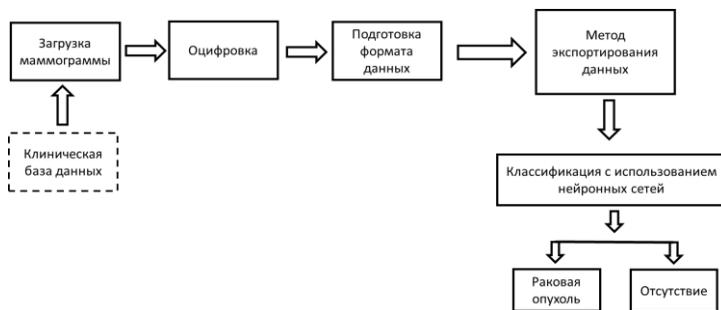


Рис. 1 – Алгоритм распознавания злокачественных новообразований молочной железы

Алгоритм будет включать три основных этапа [4]:

- 1) Предварительная (первичная) обработка. Изображение будет подвергаться первичной обработке, создающей условия, повышающие эффективность и качество выделения и распознавания искомым объектов.
- 2) Сегментация – важный этап обработки биомедицинских изображений. Под сегментацией подразумевается разделение изображения на составляющие области или объекты. Сегментация завершается, когда интересующие нас объекты оказываются изолированными.
- 3) Обнаружение и распознавание. Завершающий этап для выявления опухолей на маммограмме.

Чувствительность определения новообразований с использованием нейронных сетей в значительной степени повышается при по-

вышении количества циклов обучения (пропуская через нее большое количество маммограмм).

Библиографический список

1. Всемирная организация здравоохранения. [Электронный ресурс]. URL: http://www.who.int/cancer/events/breast_cancer_month/ru/
2. R. Moynihan, J. Doust, D. Henry. Preventing overdiagnosis: how to stop harming the healthy. The British Medical Journal, 2012, 344
3. Zhenghao Shi¹, and Lifeng He. Application of Neural Networks in Medical Image Processing. Proceedings of the Second International Symposium on Networking and Network Security (ISNNS '10), Jingtangshan, P. R. China, 2010, pp. 023-026
4. Cheng, H.D., et al., Computer-aided detection and classification of microcalcifications in mammograms: a survey. Pattern Recognition, 2003. 36(12): p. 2967-2991.

УДК: 617-089.844

**ИЗГОТОВЛЕНИЕ РАЗВИТОЙ ПОВЕРХНОСТИ
С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ МЕТОДА ЛАЗЕРНОЙ ОБРАБОТКИ**

А.Н. Митрошин, С.И. Геращенко, С.М. Геращенко, Н.Н. Янкина, В.В. Карнаухов

Пензенский государственный университет
Медицинский институт

В данной статье описывается проведение теоретических исследований лазерной технологии создания развитых поверхностей с высоким уровнем биосовместимости. Рассматриваются особенности формирования пористой структуры при использовании технологий нанесения материалов и композитных покрытий, а также будет произведена оценка режимов работы технологического регламента получения развитой поверхности методом лазерной обработки.

Как известно, многие научные исследования подтверждают, что для изготовления имплантов и протезов наиболее перспективным, с точки зрения прочности и долговечности, является титан и его сплавы.

Актуальность темы характеризуется комплексным подходом к процедуре формирования развитой поверхности и применению неорганического биоинертного покрытия и рекомбинантного костного морфогенетического белка-2 человека (ВМР-2) [4].

В этой связи, перспективным является создание технологии формирования развитой поверхности имплантата, обеспечивающей

механически прочную связь с костной тканью. Одним из способов, обеспечивающих решение данной задачи, является использование лазерной технологии формирования развитой поверхности.

С целью использования этой технологии для имплантов, необходимо проведение теоретических и экспериментальных исследований, учитывающих специфику и особенности функционирования имплантов.

Существенными недостатками традиционных технологий формирования пористой структуры имплантов являются случайная форма рельефа поверхности и существенный разброс его геометрических размеров. Это приводит к созданию различных условий для процесса остеоинтеграции на различных участках поверхности имплантата и, как следствие, получение неоднородной по качеству структуры сочленения костных фрагментов с имплантатом.

Форма и размеры кратеров пористой поверхности начинают приобретать большое значение при использовании технологий нанесения различных материалов, способствующих повышению качества остеоинтеграции, на поверхность имплантов. Толщина слоя покрытия и неравномерность ее распределения могут коренным образом изменить условия остеоинтеграции из-за изменения геометрических размеров и форм пор.

При решении задач формирования качественных пор с однотипной прогнозируемой формой и их расположением возможно создание имплантата, формирующего механически более прочную связь с костной тканью и предназначенного для имплантации в костную ткань, такой как поверхность ортопедического или стоматологического имплантата.

В разработанной методике положительный эффект достигается тем, что в имплантате для имплантации в костную ткань на внешней стороне поверхности по всей поверхности внутрикостной части имплантата выполнены отверстия в виде усеченного конуса [1].

Микрошероховатость поверхности сформирована на всей поверхности имплантата. Указанный имплантат представляет собой металлический имплантат, изготовленный из промышленно чистого титана или сплава титана. Указанный имплантат представляет собой стоматологический и ортопедический имплантат.

При установке имплантата в костное ложе достигается надежная фиксация внутрикостной части в результате формирования дополнительной силы, связанной с разрывом биоткани в момент физического воздействия, обусловленной поверхностью остеоинтеграционных элементов, выполненных в виде конусных отверстий, а также за счет

большой площади контакта с костью, которая обуславливается созданной микрошероховатостью.

Металлический имплантат на основе титана пригоден для вставления в костную ткань. Таким образом, он может быть зубным имплантатом, ортопедическим имплантатом и т.д. в зависимости от костной ткани, в которую предполагается вставлять имплантат. Данная специфическая морфология поверхности дает устойчивое врастание кости. При данной специфической морфологии вновь сформированная кость, которая врастает в отверстия и неровности поверхности имплантата, нелегко отламывается от старой кости.

Внедрение данной технологии формирования пористой структуры имплантата позволяет получить следующий технический результат – повышение стабильности установки имплантата, улучшение условий остеоинтеграции путем обеспечения увеличения области контакта и, таким образом, связывания между имплантатом и костной тканью, приводящего к увеличенной механической способности к удерживанию и прочности.

Проведенные экспериментальные исследования режимов обработки титановых имплантатов показали необходимость применения технологии импульсной газолазерной резки. Технология с одновременным применением лазерного излучения и газовой струи является одной из самых эффективных с точки зрения качества обработки материалов.

Работа выполнена совместно с индустриальным партнером ООО «Эндокарбон» при финансовой поддержке Министерства образования и науки Российской Федерации в рамках соглашения о предоставлении субсидии № 14.574.21.0119 от 26.11.2014 г. уникальный идентификатор прикладных научных исследований (проекта): RFMEFI57414X0119.

Библиографический список

1. Патент на полезную модель № 127617 Российская Федерация, МПК А 61 С8/00. Зубной имплантат / Геращенко С. И., Евдокимов С. В., Митрошин А. Н., Фандеев В. П.; — № 2012156743/14; заявл. 25.12.2012; опубл. 10.05.2013. Бюл. № 13.
2. William C. Head, Roger H. Emerson, Linda L. Higgins. A titanium cementless calcar replacement prosthesis in revision surgery of the femur: 13-year experience The Journal of Arthroplasty. 2001. V.16, Issue 8, Supplement 1. p. 183–187
3. Christensen F. B., Dalstra M., Sejling F., Overgaard S., Bünger C. Titanium-alloy enhances bone-pedicle screw fixation: mechanical and

histomorphometrical results of titanium-alloy versus stainless steel European Spine Journal. 2000. V. 9, Issue 2. p. 97-103

4. Федорова З., Надеждин С.В., Семихин А.С. и др. Экспериментальная оценка композиционного материала на основе белково-минеральных компонентов и рекомбинантного костного морфогенетического белка-2 в качестве покрытия титановых имплантатов // Травматология и ортопедия России. – 2011. – №2 (60), С 101-106.

ИСКУССТВЕННАЯ ПОЧКА

Д.Р. Мухаметвалеева, Т.В. Васильева, Р.Ф. Адигамова.

Уфимский государственный авиационный технический университет

Почки в человеческом организме играют очень важную роль. Одной из них, наиболее известной, является выделительная. Почки многократно прокачивают через себя всю кровь, выбирают из нее токсины, продукты распада, шлаки, микробы и выводят их вместе с мочой из организма. Когда почки начинают выполнять свои функции лишь на 10% или 15%, они прекращают должным образом фильтровать кровь и продуцировать мочу. Это приводит к накоплению излишней жидкости и токсинов в организме. Почечная недостаточность может привести к тяжелейшим последствиям и даже смерти. К счастью, достижения современной медицины и правильное лечение могут фактически восстановить функционирование почек и, тем самым, сохранить организму жизнь. Для этого используется процедура гемодиализа.

Для ее проведения требуется наличие специального медицинского оборудования под названием «искусственная почка». В основе его работы лежат принципы диализа, позволяющего удалить из плазмы крови вещества с небольшой молекулярной массой (электролиты, мочевины, креатинин, мочевую кислоту и др.), и частично ультрафильтрации (Ультрафильтрация), с помощью которой выводятся избыток воды и токсические вещества с более высокой молекулярной массой. Аппарат "искусственная почка" может быть индивидуальным для проведения гемодиализа одному больному или многоместным, когда процедура проводится одновременно 6-10 больным. Гемодиализ может проводиться в стационаре под наблюдением медицинского персонала, в центре гемодиализа, или, как в некоторых странах, на дому (домашний Гемодиализ). С экономической точки зрения предпочтительнее домашний гемодиализ, он дает также более полную социальную и психологическую реабилитацию больного.

Диализирующий раствор подбирается индивидуально в зависимости от содержания электролитов в крови больного. Основные ин-

гредипнты диализирующего раствора следующие: натрий 130-132 ммоль/л, калий — 2.5-3 ммоль/л, кальций — 1.75-1.87 ммоль/л, хлор — 1.3-1.5 ммоль/л [1]. Специального добавления магния в раствор не требуется, потому что уровень магния в водопроводной воде близок к содержанию его в плазме больного. Для проведения гемодиализа на протяжении значительного периода времени необходим постоянный, надежный доступ к артериальным и венозным сосудам. С этой целью Скрибнер предложил артериовенозный шунт — способ соединения лучевой артерии и одной из вен предплечья с помощью тefлоносилатика. Перед гемодиализом наружные концы шунта соединяют с гемодиализатором. Разработан также метод Врешиа — создание подкожной артериовенозной фистулы.

Сеанс гемодиализа обычно продолжается 5-6 ч, его повторяют 2-3 раза в неделю (программный, перманентный диализ). Показания к более частому гемодиализу возникают при усилении уремической интоксикации. Применяя гемодиализ, можно продлить жизнь больного ХПН более чем на 15 лет [2].

Перед применением искусственной почки больной проходит ряд клинических обследований. Важно определить состояние нервной и сердечно-сосудистой систем, печени и органов дыхания. Какие-либо серьезные неполадки в этих органах могут стать противопоказанием для подключения человека к аппарату.

Технические осложнения при гемодиализе возникают очень редко и быстро ликвидируются. Основные осложнения зависят от индивидуальных особенностей больного и течения его заболевания. Так, при гемодиализе иногда во время сеанса наблюдаются головная боль, судорожные подергивания, спутанность сознания. Это возникает из-за быстрого освобождения крови от продуктов обмена, в то время как спинномозговая жидкость освобождается от этих веществ медленнее — развивается так называемый синдром нарушенного равновесия. В некоторых случаях возникает тромбоз шунта, воспаление стенки вены, нагноение раны. Кроме того, основная проблема, становящаяся причиной смерти больных зависит не от осложнений после процедуры, причина которых скорее случай из-за сбоя аппаратуры, образования тромба в катетере, неправильно подобранного и приготовленного раствора диализата и прочее.

Но наука не стоит на месте, в подтверждении этому факту можно привести пример разработки портативного аппарата для гемодиализа профессором Виктором Гура из лечебного и исследовательского центра США клиники Седар-Синай. Устройство получило название Wearable Artificial Kidney (носимая искусственная почка) [3]. Первый

этап испытаний устройства проводился на базе университета штата Вашингтон в Сиэтле– такие испытания начались в октябре прошлого года. Ученые увеличивали число участников исследования постепенно, так как использование принципиально нового аппарата требовало тщательного мониторинга состояния здоровья испытуемых по множеству параметров. Было обнаружено, что кроме обеспечения достаточного уровня очистки крови носимая искусственная почка обладает и некоторыми преимуществами по сравнению со стандартным оборудованием для гемодиализа. Так, например, пациентам, использовавшим портативный «гаджет», не приходилось соблюдать специальную диету – а для больных на стандартном аппаратном гемодиализе это является обязательным условием. Первый этап испытаний позволил выявить и конструктивные недоработки аппарата Wearable Artificial Kidney – в частности, нештатное появление пузырьков углекислого газа в растворе для диализа. Однако авторы изобретения уверены, что смогут быстро устранить все недостатки, и это позволит перейти к следующему этапу испытаний с гораздо бóльшим количеством участников.

Библиографический список

1. Гемодиализ, [<http://studopedia.su>]
2. Стецюк Е.А. Основы гемодиализа, ГЭОТАР-МЕД, 2001
3. Портативный аппарат для гемодиализа, [<http://www.health-ua.org/>]

УДК 616-71

ПОРТАТИВНЫЙ АНАЛИЗАТОР КРОВИ

Э.С. Шарипова, Р.Р. Фролова, Н.Р. Исянов, Т.В. Мирина

Уфимский государственный авиационный технический университет

В медицине широко применяются портативные устройства для быстрого определения некоторых параметров организма. В данной статье рассматривается портативное инвазивное устройство оценки уровня гемоглобина и холестерина и приведена структурная схема предлагаемого прибора.

Проблемы диагностики в области здравоохранении и контроля основных параметров организма является важной задачей. Из-за этого возникает необходимость в создании приборов оценки, с помощью которых можно было бы установить уровень гемоглобина и холестерина. Необходимость этих приборов обусловлена быстрой получением

результатов с целью выявления нарушений работы всего организма человека: сердечно-сосудистой системы, печени и др.

Большинство болезней человека прогнозируются на основе результатов анализа определенных параметров крови, поэтому получение этих значений очень важно. Для определения различных параметров крови используются множество видов анализа крови, например, биохимический, общий анализ крови и другие. Существуют большой выбор приборов или методов для проведения этого измерения, но более удобными и компактными являются портативные оценочные устройства для анализа крови, которые рассмотрим далее.

Кровь состоит из жидкой части плазмы и взвешенных в ней форменных элементов: эритроцитов, лейкоцитов, тромбоцитов, кровяных пластинок и др. Эритроциты состоят из гемоглобинов, которые состоят из белка глобина и четырех молекул гема. Молекула гема содержит атом двухвалентного железа, обладающий способностью присоединять или отдавать молекулы кислорода [1]. Недостаток и избыток гемоглобина приводит к нарушениям функционирования организма человека, что приводит к различным заболеваниям, например, к анемии.

Уровень холестерина - один из основных показателей состояния липидного обмена в организме и определяющий фактор вероятности развития атеросклероза. Холестерином называется жирный спирт или жир крови, которая в 80% вырабатывается печенью [2]. Считается, что, если концентрация этого вещества в крови выше нормы, которая не должна превышать 5,2 ммоль/л., это приводит к отложению атеросклеротических бляшек на стенках сосудов.

Больные анемией и пациенты, у которых повышенный холестерин, должны очень часто сдавать кровь на определение уровня гемоглобина и холестерина. Так как обработка анализов в лабораторных условиях занимает несколько часов, поэтому для быстрого получения анализа используют различные портативные анализаторы крови, которые определяют необходимые параметры за короткий промежуток времени.

Предлагаемая структурная схема инвазивного прибора для оценки уровня гемоглобина и холестерина приведена на рис.1.

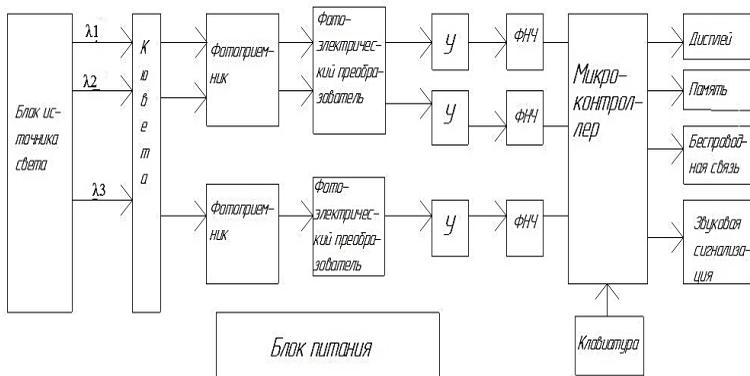


Рис.1 – Структурная схема портативного анализатора крови

Спектры поглощения разных форм гемоглобина показаны на рис.2 [1]. По горизонтали отложена длина волны света в нанометрах (нм), а по вертикали – десятичный логарифм молярного коэффициента поглощения. В крови в значительных количествах присутствуют лишь оксигемоглобин и восстановленный гемоглобин. Спектры этих форм гемоглобина, как видно из рис.2, заметно отличаются. Сильное поглощение обеими этими формами гемоглобина наблюдается при фиолетовом (380–450 нм), синем (450–480 нм), голубом (480–510 нм), зеленом (510–550 нм) свете. Для измерения уровня гемоглобина в крови будут использоваться две длины волн: $\lambda_1 = 470 \text{ нм}$ и $\lambda_2 = 540 \text{ нм}$, так как при этих длинах волн спектр поглощения гемоглобина имеет характерные максимумы. Для определения содержания холестерина в крови используется длина волны $\lambda_3 = 500 \text{ нм}$ [3].

Блок источника света вырабатывает оптические излучения, которые содержат длины волн $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$. Эти излучения проходят через кювету с капиллярной кровью и поступают на вход фотоприемников. Полученный сигнал преобразуется фотоэлектрическим преобразователем в электрический, далее усиливается усилителем (У). Для выделения полезного диапазона частот сигнал проходит через фильтр низких частот (ФНЧ) и поступают в микроконтроллер. К микроконтроллеру подключены дисплей для отображения результатов анализа, звуковая сигнализация, оповещающая об окончании измерения, память в виде USB-флешки для хранения результатов. С помощью клавиатуры можно выбрать необходимый режим измерения. В устройстве предусмотрена беспроводная связь для передачи полученных данных на персональный компьютер или смартфон.

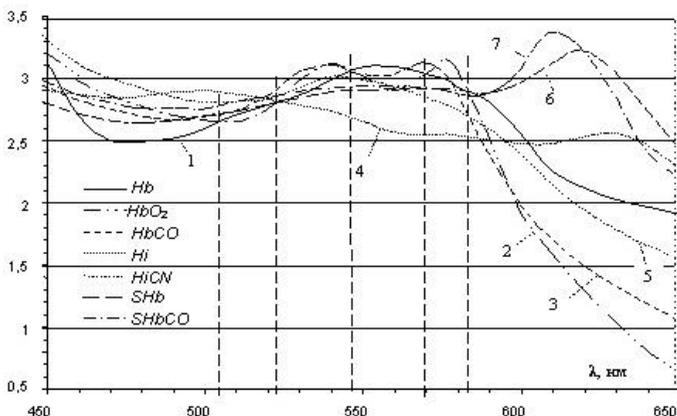


Рис.2 – Спектры поглощения разных форм гемоглобина: 1 – восстановленный гемоглобин (Hb); 2 – оксигемоглобин (HbO₂); 3 – карбоксигемоглобин (HbCO); 4 – метгемоглобин (Hi) при pH = 7,2; 5 – цианметгемоглобин (HiCN); 6 – сульфогемоглобин (SHb); 7 – карбоксисульфогемоглобин (SHbCO).

Предлагаемая структура портативного инвазивного устройства оценки уровня гемоглобина и холестерина проста в использовании, время измерения которого занимает несколько минут, также является дешевым для приобретения по сравнению аналогами.

Библиографический список

1. Гусев В.Г. «Методы и технические средства для медико-биологических исследований». В 2-х частях: учеб. пособие-Уфа 2001.
2. Интернет-источник <http://www.infmedserv.ru/stati/kakaya-norma-holesterina-v-krovi>
3. Интернет-источник <http://www.avantes.ru/methods/8.php>
4. Патент РФ 2065166 «Устройство для определения содержания гемоглобина в пробах крови»
5. Патент US 8841131 B1 «Cholesterol measuring apparatus and associated use thereof»

**РАЗРАБОТКА СТРУКТУРНОЙ СХЕМЫ КОМПЛЕКСА
ОЦЕНКИ СОСТОЯНИЯ КАРДИОРЕСПИРАТОРНОЙ
СИСТЕМЫ ЧЕЛОВЕКА**

П.А. Стрункина, А.А. Федотов

Самарский государственный университет им. академика С.П. Королёва

В статье рассматриваются методы диагностики кардиореспираторной системы (КРС) человека. В качестве метода регистрации респираторного сигнала и артериальной пульсации крови выбран метод реографии. Составлена структурная схема комплекса для оценки КРС, а так же схема формирования диагностических показателей.

Сердечно-сосудистая и дыхательная системы в силу тесной анатомической и функциональной связи часто рассматриваются как объединенная кардиореспираторная система (КРС). Изменения одной системы ведут к изменениям другой, имея в основе компенсаторный характер, направленный на сохранение постоянства внутренней среды организма. [1] В тех случаях, когда действующий фактор превышает адаптационные возможности кардиореспираторной системы, возникает патологический процесс, включающий как функциональные, так и морфологические нарушения.

Оценка состояния КРС часто производится с целью изучения степени адаптированности организма человека к тем или иным условиям, например к физическим нагрузкам или социально-средовым условиям. Так же данная оценка позволяет выявить патологические процессы, имеющие функциональный характер, которые могут указать на морфологические нарушения в сердечно-сосудистой и дыхательной системах (астма, вегето-сосудистая дистония и др.).

Диагностика КРС человека заключается в регистрации сигналов сердечно-сосудистой и дыхательной систем и в последующей оценке показателей синхронизации данных систем. Часто эта диагностика производится с применением функциональных проб с физическими нагрузками (велозергометрия, тредмил-тест, степ-тест), что накладывает некоторые требования на методы исследования: неинвазивность, получение результатов в реальном времени для возможности остановки теста из-за ухудшения состояния пациента, минимизация дискомфорта пациента путем уменьшения количества электродов и датчиков. Таким образом, комплекс диагностики состояния КРС должен состоять из аппаратной части, которая позволяет производить регистрацию сигнала

лов сердечно-сосудистой и дыхательной систем и удовлетворять предъявленным выше требованиям, а так же программной части, включающей в себя алгоритмы совместной обработки зарегистрированных сигналов и формирование диагностических показателей синхронизации физиологических систем.

В настоящее время исследователи в качестве сигнала сердечно-сосудистой системы часто регистрируют электрокардиосигнал, т.к. известны показатели синхронизации кардиоинтервалограммы с пневмограммой, для которых существуют методы обработки в реальном масштабе времени. [2] Однако совместная регистрация ЭКГ и пневмограммы не удовлетворяет выдвинутому выше требованиям.

В качестве методов регистрации сигнала дыхательной системы используют спирографию и спирометрию – методы исследования функции внешнего дыхания, включающие в себя измерение объёмных и скоростных показателей дыхания. Явный недостаток - неудобство проведения процедуры при функциональных пробах, необходимо использование носового зажима, а ротовая трубка должна крепиться с помощью маски. Метод косвенной регистрации легочной вентиляции – пневмография, отличается отсутствием такого недостатка, происходит сохранение естественного свободного дыхания пациента без присоединения каких-либо устройств к дыхательным путям, но в то же время необходимо использование специального пояса или манжет для закрепления датчиков на груди человека.

Методом реографии помимо пульсовых колебаний кровенаполнения можно зарегистрировать изменения легких в зависимости от фазы дыхания (вдоха или выдоха). Таким образом, одним методом возможна реализация регистрации сигналов двух интересующих нас систем, что скажется на количестве электродов и удобстве проведения диагностики для пациента, поэтому аппаратная часть комплекса будет производить регистрацию сигналов реографическим методом. Методом тетраполярной грудной реографии по Кубичеку можно определить ударный объем кровообращения, который при умножении на число сердечных сокращений в минуту дает величину минутного объема кровообращения. Эти показатели меняются в зависимости от потребностей организма в кислороде и являются информативными показателями состояния КРС

Обобщенная структурная схема комплекса представлена на рисунке 1.

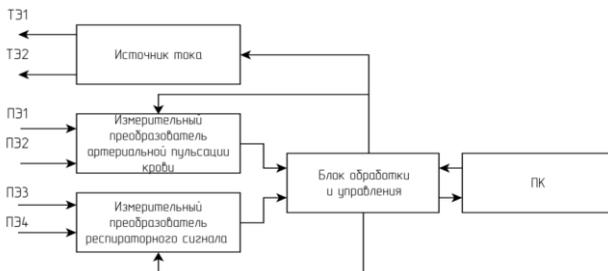


Рис. 1 – Обобщенная структурная схема комплекса для оценки КРС человека

Измерительный импульсный ток высокой частоты с источника тока подается на биообъект с помощью токовых электродов. Потенциальными электродами с биообъекта снимается амплитудно-модулированный сигнал. Измерительные преобразователи состоят из инструментальных усилителей, которые регистрируют и усиливают биосигналы, и синхронных детекторов, с помощью которых происходит детектирование сигналов, для выделения огибающих, пропорциональных изменению активной составляющей биоэлектрического импеданса. Блок обработки и управления включает в себя двухканальный АЦП для преобразования входных аналоговых сигналов в дискретный код и микроконтроллера, который формирует опорные сигналы для источника тока и синхронных детекторов и управляет передачей данных по интерфейсу USB в персональный компьютер для обработки биосигналов и вычисления диагностических показателей. С персонального компьютера на микроконтроллер поступают управляющие сигналы с информацией о начале и окончании работы комплекса, о необходимых амплитудах и частотах зондирующего тока.

После обработки биосигналов происходит формирование диагностических показателей. При этом сначала раздельно формируются показатели сердечно-сосудистой и дыхательной систем, а затем ищется функция когерентности между параметрами сердечного ритма и респираторным сигналом в частотной области.



Рис. 2 – Схема формирования диагностических показателей

Библиографический список

1. Хурс Е.М., Поддубная А.В. Структурно-функциональные характеристики здорового сердца и их взаимосвязи с вегетативной регуляцией сердечного ритма // Кардиоваскулярная терапия и профилактика – 2011. - №1 – 80-86 с.
2. Мясников А.В., Попечителей Е.П., Суворов Н.Б. Аппаратная часть биотехнического комплекса для исследования кардиореспираторного взаимодействия // Известия СПбГЭТУ «ЛЭТИ», серия Биотехнические системы в медицине и экологии – 2004. - №2 – 38-42 с.

УДК 612.087

**ОБОСНОВАНИЕ АКТУАЛЬНОСТИ РАЗРАБОТКИ
АВТОМАТИЗИРОВАННОЙ СИСТЕМЫ МОНИТОРИНГА
КРИТИЧЕСКИХ СОСТОЯНИЙ ПАЦИЕНТОВ**

О.В. Баулина, М.А. Сидорова

Пензенский государственный технологический университет

Статья посвящена актуальной на сегодняшний день проблеме автоматизации мониторинга динамики состояний пациентов в медицине критических состояний.

В современном здравоохранении все отчетливее прослеживается тенденция объединения анестезиологии, реаниматологии (интенсивной терапии), неотложной медицины и медицины катастроф в рамках единой методологической основы - медицины критических состояний (МКС). Действительно, ведение больных с критическими состояниями на том или ином этапе интенсивной диагностики и интенсивной терапии - задача любого врача МКС. Так, врачи неотложной медицины (врачи скорой помощи) помогают больным с критическими состояниями на догоспитальном этапе. Анестезиологи «ведут» таких больных на этапе хирургического лечения, реаниматологи наблюдают их в послеоперационном периоде. Врачи медицины катастроф обслуживают больных с критическими состояниями на догоспитальном этапе в том случае, когда таких больных очень много (в результате стихийных бедствий или техногенных катастроф). В своем арсенале врач МКС имеет большое количество различных методик воздействия на организм больного.

Работа в условиях медицины критических состояний, когда ситуация жестко ограничена по времени, требует особых подходов к лечебно-диагностическому процессу. Как правило, у врача МКС нет времени для детального обследования больного, для всестороннего

обдумывания ситуации, для консультаций с коллегами. Ситуация требует от врача незамедлительных действий. В этих условиях врач МКС вынужден использовать особые приемы, как в диагностике, так и в терапии[1].

В реальных клинических условиях действует практически сложившаяся система – врач отслеживает не отдельные параметры больного, а их определенные совокупности – синдромы. Синдромология — это особый подход к лечебно-диагностическому процессу, осуществляемому при выведении больного из критического состояния. Для управления лечебно-диагностическим процессом определяющим критерием является динамика ведущего синдрома. Поэтому интенсивное наблюдение за состоянием больного нередко принимает форму мониторинга, т.е. отслеживания одних и тех же параметром через определенные (чаще равные) промежутки времени[2].

На сегодняшний день существует множество различных приборов и медицинского оборудования, которые позволяют в режиме мониторинга отслеживать физиологическое состояние пациентов. В МКС особое место среди медицинских приборов и систем для мониторинга состояния пациентов занимают прикроватные мониторы, на экране которых отражено большинство анализируемых специалистами МКС параметров. Причем, количество выводимых на экране прикроватного монитора параметров зависит от его модели - чем дороже оборудование, тем шире его функциональные возможности. Но не всегда больше значит информативнее, бывает так, что избыточная информация не дает врачу МКС наглядного представления о динамике состояния пациента в процессе интенсивной терапии. Ведь для врача МКС важно отслеживать динамику синдрома, сформированного для каждого случая индивидуально, а современное медицинское оборудование такой возможности ему не предоставляет. Поэтому врачи МКС всё ещё не могут "отойти" от унифицированных форм протоколов основных показателей состояния больного, которые заполняются вручную (утвержденных еще Минздравом СССР). В этой связи возникает потребность в разработке автоматизированного мобильного средства мониторинга критического состояния пациента на основе использования синдромов, позволяющего врачу МКС индивидуализировать лечебно-диагностический процесс [3].

Автор статьи предлагает разработку автоматизированной системы мониторинга критических состояний пациентов с использованием двух методов когнитивной графики: «тепловой карты» и «диаграммы-радар», путем компьютерного сопоставления данных о пациенте с экспертными оценками на основе когнитивной графики. На ри-

информационные технологии труды Международной научно-технической конференции. - Самара: Самарский научный центр РАН, 2016. - С. 551-553.

3. Сидорова М.А., Строков П.К. Применение информационных технологий для экспресс-диагностики критических состояний пациентов//XXI век: итоги прошлого и проблемы настоящего плюс. - Пенза: ПензГТУ, 2013. - № 10 (14). - С. 144-151.

УДК 004.94

СРЕДСТВО ОЦЕНКИ КАЧЕСТВА МОДЕЛЕЙ ФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ

Г.Р. Абубякарова, Н.А. Сержантова

Пензенский государственный технологический университет

В данной статье рассмотрены вопросы оценки качества моделей физиологических процессов. Приведено описание разработанного средства автоматизированной оценки качества эксперимента, которое позволяет сократить время обработки данных, улучшить качество полученных результатов и облегчить работу персонала.

Современные информационные технологии в медико-биологической практике охватывают широкий спектр направлений, связанных с получением, хранением, передачей биомедицинской информации, а так же методами и средствами исследования процессов и явлений, происходящих в биологическом объекте [1]. Особую роль в развитии информационных технологий играет совершенствование методов и средств моделирования биологических процессов и систем.

Математическое моделирование как нормальных физиологических, так и патологических процессов является в настоящее время одним из самых актуальных направлений в научных исследованиях. Однако, в процессе моделирования систем возникает ряд проблем, связанных с нахождением "золотой середины" между упрощением и сложностью системы, с искусственным воспроизводством случайных воздействий окружающей среды и, наконец, с оценкой качества модели, и полученных с ее помощью результатов [2,3].

Оценка качества модели часто сводится к проверке адекватности модели оригиналу. Адекватность моделей может быть оценена методом экспертных оценок с помощью специализированных критериев, сравнением с другими моделями (уже подтвердившими свою достоверность) [4]. В свою очередь, для проверки полученных результатов часть из них сравнивается с уже имеющимися данными.

В современном мире существует несколько пакетов прикладных программ, позволяющие рассчитать показатели качества, но ни один из них не способен провести полноценный автоматизированный анализ качества модели. В связи с этим актуальной задачей является разработка средства оценки качества моделей, применяемых при исследовании биологических процессов, протекающих в живом организме.

Непосредственно для разработки средства оценки качества модели при проведении медико-биологических исследований, выбрана среда Microsoft Excel и язык программирования VBA. Язык программирования Visual Basic for Applications (VBA) позволяет существенно повысить производительность труда пользователей Microsoft Excel.

В состав разработанного программного средства входит диалоговое окно для выбора диапазона данных и результата адекватности модели этих данных. Для того, чтобы проверить адекватность модели, были созданы модули, куда записываются коды для вычисления проверки независимости, оценки информативности и проверки точности модели.

Для удобства оценки качества эксперимента исследуемых параметров, база данных состоит из одного листа рабочей книги. Процедура оценки качества модели с применением разрабатываемого средства выполняться автоматически после нажатия кнопки на панели инструментов [1], которая представлена на рисунке 1.



Рис. 1 – Эшюра панели инструментов

Пользователь должен ввести расчетные и экспериментальные данные и определить диапазон значений, для которых будет производиться расчет и оценка критериев качества. После этого выполняется автоматизированная проверка соответствия модели оригиналу по критериям независимости, информативности и точности, в результате которой на рабочий лист выводится сообщение об адекватности модели (рис. 2).

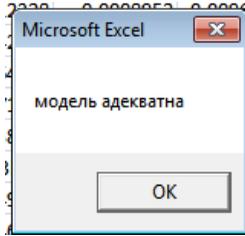


Рис. 2 – Сообщение об адекватности модели

Таким образом, автоматизированная система оценки качества эксперимента позволяет сократить время обработки данных, улучшить качество полученных результатов и облегчить работу персонала.

Библиографический список

1. Сидорова М.А., Ерушова Н.А. Компьютерные технологии для диагностики патологий сердечно-сосудистой системы // Современные информационные технологии. 2007. № 6. С. 160-161.
2. Абубякарова Г.Р. Алгоритм автоматизированного анализа качества модели // Современные проблемы развития техники и технологий. - 2016. С. 70-72.
3. Костенков С.Ю., Сидорова М.А. Математическое моделирование тестовых электрокардиосигналов // Медицинская техника. 2015. №1. С.23-26.
4. Костенков С.Ю., Сидорова М.А., Осипов Д.С. Методика формирования математических моделей электрофизиологических сигналов // XXI век: итоги прошлого и проблемы настоящего плюс. 2014. № 3 (19). С. 125-132.

УДК 004.78

АВТОМАТИЗАЦИЯ ПРОЦЕССА МОНИТОРИНГА СОСТОЯНИЯ ДЕТЕЙ, СТРАДАЮЩИХ АУТИЗМОМ

В.А. Борисова, Н.А. Сержантова

Пензенский государственный технологический университет

В статье рассмотрены вопросы разработки автоматизированного средства скрининговой диагностики и мониторинга состояния детей, страдающих аутизмом. Разработанное средство позволяет оптимизировать процесс применения известных методик исследования детей различного возраста для более быстрой и точной оценки степени выраженности проявлений аутизма.

В настоящее время детский аутизм – одна из важнейших проблем современности. Под аутизмом понимают расстройство, возникающее вследствие нарушения развития головного мозга и характеризующееся выраженным и всесторонним дефицитом социального взаимодействия и общения, а также ограниченными интересами и повторяющимися действиями. За последние несколько десятилетий в разы увеличилось количество детей страдающих аутизмом, что часто связывают с совершенствованием методов диагностики, уточнением этиологии их симптоматики, неблагоприятной наследственностью, а также влиянием внешних факторов.

Эффективность лечения аутизма во многом зависит от степени выраженности заболевания и, для 3-4 степени, признаки аутизма могут быть компенсированы. При этом важно выявить проявления аутизма у детей в раннем возрасте и осуществлять постоянный мониторинг изменения диагностических признаков, это облегчит методики лечения по борьбе с заболеванием и уменьшит время лечения. Мониторинг показателей выполняется как лечащим врачом, так и родителями с помощью специализированных тестов. Проходя онлайн-тесты необходимо использовать тест который подходит по возрасту ребенка, поэтому на разных сайтах про один и тот же возраст могут быть предоставлены разные вопросы, шкалы оценки степени аутизма и градации проявления признаков аутистического спектра. В связи с этим, актуальной является задача разработки автоматизированного средства скрининговой диагностики и мониторинга аутизма, позволяющего оптимизировать процесс применения известных методик для исследования детей различного возраста и дающих возможность выбора нескольких промежуточных значений при оценке степени проявления того или иного исследуемого показателя группы.

Разрабатываемое средство должно обеспечивать возможность варьирования методики тестирования в зависимости от возраста ребенка, для которого осуществляется доврачебный скрининг. При этом необходимо учитывать медико-биологические аспекты анализа современных методов экспресс-диагностики состояния пациентов [1], а также опираться на опыт разработок скрининговых систем, анализирующих различные параметры организма человека [2-3]. Автоматизация проведения мониторинга состояния детей, страдающих аутизмом, с помощью разрабатываемого средства будет выполняться согласно алгоритму [4], показанному на рисунке 1. Наиболее важным критерием в данном случае является выбор возраста.

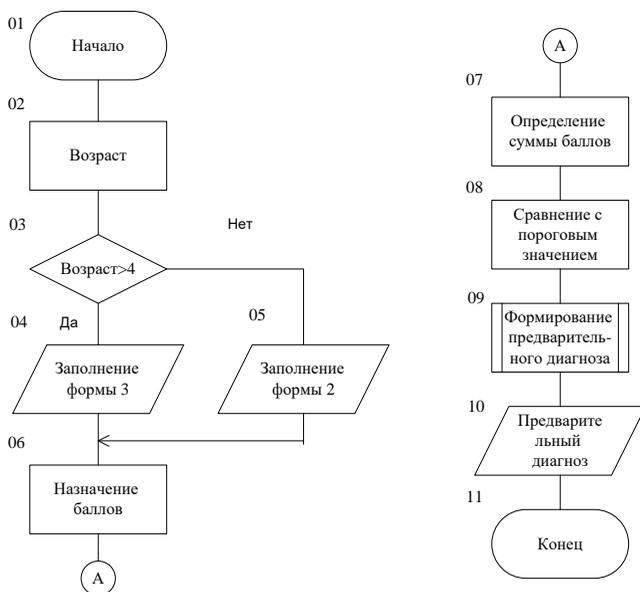


Рис. 1 – Алгоритм

Автоматизация процесса мониторинга позволяет не искать несколько онлайн-тестов для получения более точного результата, так же минимизирует время на прохождение теста и, что немало важно, каждый пользователь ПК может установить легко доступную программу, которой будет пользоваться для мониторинга изменения состояния ребенка в процессе терапии. Экранные формы разрабатываемого средства представлены на рисунках 2-4.

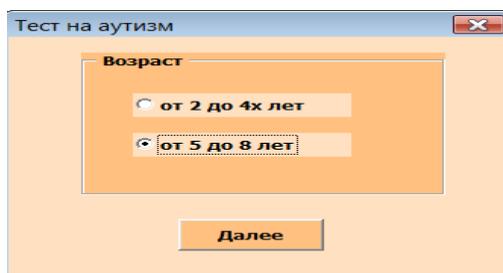


Рис. 2 – Экранные формы



Рис. 3 – Экранные формы



Рис. 4 – Экранные формы

Таким образом, мониторинг проявлений аутизма поможет многим родителям (опекунам) выявить признаки отклонения у ребенка и понять, как и на что нужно обратить внимание для улучшения качества их социальных отношений: общения, бытовых навыков, а так же достижение независимости в будущем.

Библиографический список

1. Сидорова М.А., Строков П.К. Медико-биологические аспекты анализа современного состояния методов экспресс-диагностики пациентов // XXI век: итоги прошлого и проблемы настоящего плюс. 2013. Т. 1. № 9 (13). С. 105-109.
2. Сидорова М.А., Ерушова Н.А. Система скринингового исследования параметров гемостаза. - Известия ЮФУ. Технические науки. 2008. № 5 (82). С. 72-75.

3. Сидорова М.А., Сержантова Н.А. Обоснование выбора метода скринингового исследования патологий сердечно-сосудистой системы // Известия ЮФУ. Технические науки. Тематический выпуск. «Медицинские информационные системы». 2012. № 9. С.139 – 144.
4. Борисова В.А. Алгоритм процесса автоматизации доврачебной скрининговой диагностики аутизма // Современные проблемы развития техники и технологий. - 2016. С. 30-32.

УДК 66.067.55

**РАЗРАБОТКА ИЗМЕРИТЕЛЬНОГО КАНАЛА
ИНФОРМАЦИОННО – ИЗМЕРИТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ
ТЕПЛОФИЗИЧЕСКИХ СВОЙСТВ МАТЕРИАЛОВ С
АДАПТАЦИЕЙ К ДЕСТАБИЛИЗИРУЮЩИМ ФАКТОРАМ**

Т. А. Хоан, З.М. Селиванова

Тамбовский государственный технический университет

Разработан измерительный канал информационно – измерительной системы параметров теплофизических свойств материалов с адаптацией к дестабилизирующим факторам в результате созданных математических моделей структурных компонентов измерительного канала и структурного метода повышения его точности.

Информационно - измерительная система (ИИС) предназначена для неразрушающего контроля (НК) параметров теплофизических свойств (ТФС) материалов ($P_{ТФС}$), применяемых во многих отраслях промышленности: строительной, химической, авиации, энергетике и др. При разработке ИИС НК ТФС материалов и проведении контроля ТФС необходимо учитывать воздействующие дестабилизирующие факторы ($P_{ДФ}$), которые приводят к нестабильности структурных компонентов измерительного канала (ИК) ИИС ТФС материалов и влияют на погрешность результатов измерения. Поэтому актуальной и важной является задача разработки измерительного канала ИИС с адаптацией к дестабилизирующим факторам (ДФ), что позволит уменьшить влияние воздействующих ДФ и повысить точность измерений структурных компонентов измерительного канала ИИС.

Основными структурными компонентами измерительного канала ИИС НК ТФС материалов (рис. 1), которые вносят наибольшую составляющую в погрешность измерения, являются: система измерительных преобразователей (СИП) и система нормирующих усилителей (СНУ). Основные дестабилизирующие факторы, которые влияют на точность измерения компонентов: температура окружающей среды

(T_{OC}), влажность (V_{OC}). Значения этих ДФ определяются соответствующими датчиками перед началом измерения.

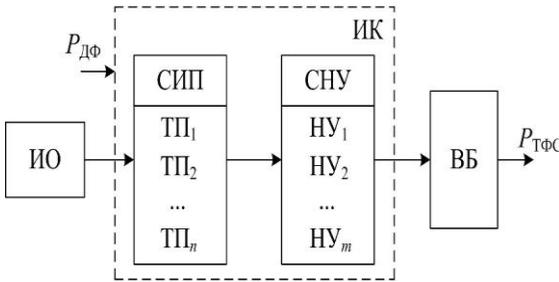


Рис.1 – Структурная схема измерительного канала ИИС НК ТФС материалов

На рис. 1. введены следующие обозначения: ИО – исследуемый объект; ТП₁, ТП₂,...ТП_n – термопары, n – число термопар; НУ₁, НУ₂,..., НУ_m – нормирующие усилители, m – число НУ; ВБ – вычислительный блок.

Математическая модель преобразования информации в ИК ИИС НК ТФС материалов представлена в виде:

$$U_{\text{выхИК}} = K_{\text{СНУ}} \cdot (U_{\text{выхСИП}} \pm \delta_{\text{ТП}}) \pm \delta_{\text{СНУ}} = K_{\text{СНУ}} \cdot \left(\sum_{i=1}^k H_i T^2 + H_{2i} T + H_{3i} \pm \delta_{\text{ТП}} \right) \pm \delta_{\text{СНУ}}, \quad (1)$$

где $K_{\text{СНУ}} = 980$ - коэффициент усиления НУ; $U_{\text{выхСИП}}$ - напряжение с выхода СИП; $\delta_{\text{ТП}} = 0,75\%$ - основная погрешность термоэлектрического преобразователя ТП, определяемая по ГОСТ Р 50431-92; $\delta_{\text{СНУ}} = \pm 0,61\%$ – погрешность изменения выходного напряжения СНУ при воздействии ДФ; k – число датчиков температуры СИП; H_1, \dots, H_j – коэффициенты аппроксимирующей функции; T – контролируемая температура.

Математическая модель СИП $U_{\text{выхСИП}}$ получена аппроксимацией экспериментальной зависимости и представлена в виде

$$U_{\text{выхСИП}} = 2,7075 \cdot 10^{-5} \cdot (T_{\text{И}})^2 + 0,0383 \cdot T_{\text{И}} + 0,00525,$$

где $T_{\text{И}}$ – измеряемая температура.

Выражение (1) имеет вид:

$$U_{\text{выхИК}} = 2,617 \cdot 10^{-2} \cdot (T_{\text{И}})^2 + 37,01 \cdot T_{\text{И}} + 5,065$$

По экспериментальным данным получены зависимости выходного напряжения СИП от температуры окружающей среды

$U_{\text{СИП } T_{\text{OC}}} = f(T_{\text{OC}})$ и аппроксимирующие зависимости

$\tilde{U}_{\text{СИП } T_{\text{OC}}} = f(T_{\text{OC}})$ для коррекции $U_{\text{СИП } T_{\text{OC}}}$:

При $U_{\text{СИП}} = 0,5\text{МВ}$:

$$\tilde{U}_{\text{СИП } T_{\text{OC}}} = f(T_{\text{OC}}) = 0,0656 \cdot T_{\text{OC}} + 0,4873; \quad (2)$$

при $U_{\text{СИП}} = 1\text{МВ}$:

$$\tilde{U}_{\text{СИП } T_{\text{OC}}} = f(T_{\text{OC}}) = 0,0656 \cdot T_{\text{OC}} + 0,9871; \quad (3)$$

при $U_{\text{СИП}} = 1,5\text{МВ}$:

$$\tilde{U}_{\text{СИП } T_{\text{OC}}} = f(T_{\text{OC}}) = 0,0656 \cdot T_{\text{OC}} + 1,4872; \quad (4)$$

при $U_{\text{СИП}} = 2\text{МВ}$:

$$\tilde{U}_{\text{СИП } T_{\text{OC}}} = f(T_{\text{OC}}) = 0,0656 \cdot T_{\text{OC}} + 1,9874. \quad (5)$$

Также получены аппроксимирующие зависимости выходного напряжения $U_{\text{СНУ } T_{\text{OC}}} = f(T_{\text{OC}})$ для теплоизоляционных материалов - полиметилметакрилата (ПММ) (6), минераловатных плит (7), войлока (8), пенопласта (9):

$$\tilde{U}_{\text{СНУ}} = f(T_{\text{OC}}) = -0,0015 \cdot (T_{\text{OC}})^2 + 0,1249 \cdot T_{\text{OC}} - 1,277; \quad (6)$$

$$\tilde{U}_{\text{СНУ}} = f(T_{\text{OC}}) = -0,0018 \cdot (T_{\text{OC}})^2 + 0,1482 \cdot T_{\text{OC}} - 1,640; \quad (7)$$

$$\tilde{U}_{\text{СНУ}} = f(T_{\text{OC}}) = -0,0017 \cdot (T_{\text{OC}})^2 + 0,142 \cdot T_{\text{OC}} - 1,510; \quad (8)$$

$$\tilde{U}_{\text{СНУ}} = f(T_{\text{OC}}) = -0,0024 \cdot (T_{\text{OC}})^2 + 0,1961 \cdot T_{\text{OC}} - 2,3473. \quad (9)$$

Созданы алгоритмы коррекции нестабильности структурных компонентов ИК ИИС НК ТФС материалов, которые представлены на рис. 2.

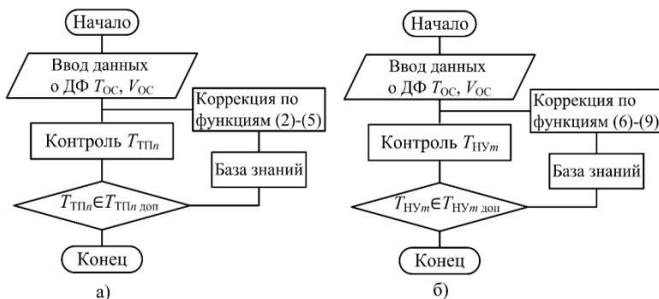


Рис.2 – Алгоритмы коррекции нестабильности СИП (а) и СНУ (б) ИИС НК ТФС материалов

Проведены экспериментальные исследования предложенной ИИС НК ТФС материалов, результаты которых представлены в табл. 1.

Табл.1. Экспериментальные данные ИИС НК ТФС исследуемых материалов

Исследуемые материалы	Справочные значения λ , Вт/(м.К)	Измеренные значения $\lambda_{изм}$, Вт/(м.К)	Относительная погрешность измерения δ , %
Рипор	0,028	0,0283	1,07
Полиметилметакрилат	0,195	0,198	1,54
Бетон	0,54	0,56	3,7
Газосиликат	0,23	0,239	3,91
Текстолит	0,43	0,44	2,33
Винилискожа-НТ	0,05	0,049	2,0

Анализ результатов обработки экспериментальных данных, приведенных в табл.1, показывает, что относительная погрешность измерения составляет не более 4%, следовательно, измерительный канал ИИС НК ТФС материалов адаптирован к воздействию дестабилизирующих факторов и соответствует требуемой точности.

Разработанный структурный метод повышения точности ИК ИИС НК ТФС материалов позволяет в результате целенаправленной коррекции результатов измерения структурных компонентов и выходных параметров ИИС уменьшить погрешность измерения определяемых коэффициентов тепло- и температуропроводности исследуемых материалов.

Библиографический список

1. Туз, Ю. М. Структурные методы повышения точности измерительных устройств / Ю.М. Туз. - Киев, издательское объединение «Вища школа», 1976. - 266 с.
2. РМГ 64-2003. «ГСИ. Обеспечение эффективности измерений при управлении технологическими процессами. Методы и способы повышения точности измерений». – Введен 20015-01-01. - М: Изд-во стандартов, 2004. - 20с.
3. Стасенко, К. С. Метод и интеллектуальная информационно-измерительная система для повышения точности допускового контроля теплопроводности теплоизоляционных материалов / К. С. Стасенко, З. М. Селиванова // Вестник ТГТУ. 2015. Т.21. № 1. С. 42-49.
4. Селиванова, З. М. Моделирование и оптимизация параметров измерительного канала информационно-измерительных систем / З. М. Селиванова, В. В. Третьяков // Вестник ТГТУ. 2012. Т. № 18, С. 65-73)

УДК 616-77

РЕАЛИЗАЦИЯ ИМПЛАНТИРУЕМОГО ЭЛЕКТРОКАРДИОСТИМУЛЯТОРА

К. Р. Шаймарданова, И. Н. Логинова, Ч. Р. Касимова,
Ю.О. Уразбахтина

Уфимский государственный авиационный технический университет

В данной статье рассмотрено техническое решение устройства для нормализации работы сердца – кардиостимулятор с резервным элементом питания.

Электрокардиостимулятор (ЭКС) – это электронный медицинский прибор, предназначенный для воздействия на ритм сердца [1]. Сфера применения кардиостимуляторов довольно широка, но все показания к их установке сводятся к одной проблеме – аритмия, нарушение правильного ритма работы сердца (рис. 1).



Рис. 1 – Кардиостимулятор

Рассмотрим техническое решение устройства для нормализации работы сердца.

Электрокардиостимулятор с резервным элементом [2] (рис. 2).

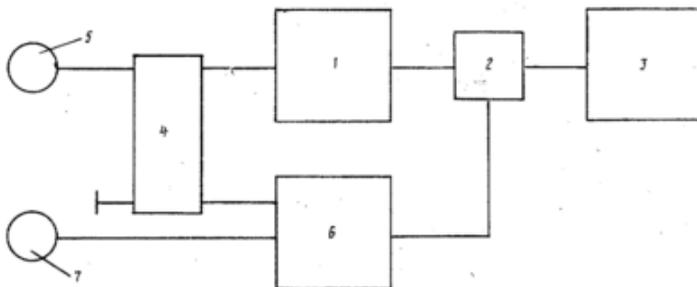


Рис. 2 – ЭКС с резервным элементом

1-генератор стимулирующих импульсов, 2- коммутирующий элемент, 3- источник питания, 4- переключатель, 5- электрод сердечной мышцы, 6- дополнительный генератор, 7- подкожный электрод

Устройство работает следующим образом. При снижении ЭДС источника питания 3 на 30-40% срабатывает коммутирующий элемент 2, который отключает источник 3 питания от генератора 1 стимулирующих импульсов и подключает его в дополнительному генератору 6, который является генератором стимулирующих импульсов с амплитудой, равной удвоенной ЭДС источника питания, а поэтому он подает импульсы на электрод сердечной мышцы с необходимой частотой и амплитудой при сниженной ЭДС источника 3 питания и одновременно подает предупредительный сигнал на подкожный электрод 7. Пациент при этом получает полноценные стимулирующие импульсы на период времени, необходимый для замены ЭКС, а подкожный электрод 7, создавая легкое подергивание небольшого участка кожи, предупреждает пациента о необходимости замены прибора.

Главным недостатком имплантируемых кардиостимуляторов является их непродолжительный срок действия.

В рассмотренной реализации прибора, вследствие того, что резервным элементом является дополнительная батарея питания, которая не только питает кардиостимулятор, но и через подкожный электрод подает сигнал на участок кожи (в виде небольшого подергивания) о необходимости замены прибора, срок службы увеличивается.

На сегодняшний день разрабатывается новый тип ЭКС - биокардиостимулятор. Американскими исследователями, с помощью генной терапии, удалось сгенерировать собственные сигналы на со-

кращение мышцы. Пока такие испытания проводятся на свинках (которые по показателям наиболее близки к человеческому организму), однако после улучшений и проверок, система гена-стимулятора сможет облегчить жизнь миллионам человек.

Библиографический список

1. Википедияр – свободная энциклопедия [Электронный ресурс] – <https://ru.wikipedia.org>. – (дата обращения 1.11.2016).
2. Бельгов В. Е., Зайцев А. К., Михайлов В. А., Нудельман А. Э. Электрокардиостимулятор // База патентов СССР №648231. Заявл. 03.10.1975, опубл. 25.02.1979.
3. Эксперимент по созданию биологического кардиостимулятора [Электронный ресурс] – <http://junonann.com/> - (дата обращения 1.11.2016).

УДК 616-072.7

СПОСОБЫ ОПРЕДЕЛЕНИЯ СТЕПЕНИ НЕГЕРМЕТИЧНОСТИ ЛЕГКОГО

И. Н. Логинова, К. Р. Шаймарданова, А. Б. Блинова, Ю.О. Уразбахтина
Уфимский государственный авиационный технический университет

В данной статье рассмотрены существующие способы определения целостности легких, проанализированы особенности существующих методов, их достоинства и недостатки. Выявлена и обоснована необходимость улучшения устройства для определения степени негерметичности легкого или культы бронха у больных пневмотораксом, пиопневмотораксом, эмпиемией плевры с бронхоплевральными свищами и легочноплевральными сообщениями.

Повреждения легких в структуре травматизма мирного времени чрезвычайно распространены. Повреждения легких при травмах груди встречаются в 80 % случаев и в 2 раза чаще распознаются на вскрытиях, чем при жизни пациента. Особенно сложно определить относительно небольшие закрытые повреждения легких. Проблема диагностики и лечебной тактики при повреждениях легких остается сложной и актуальной для травматологии и торакальной хирургии. [2]

Для правильной оценки характера повреждений обязательна рентгенография грудной клетки в двух проекциях. Рентгенологическое исследование позволяет выявить смещение средостения и коллапс легкого (при гемо- и пневмотораксе), пятнистые очаговые тени и ателектазы (при ушибах легкого), пневматоцеле (при разрыве мелких

бронхов), эмфизема средостения (при разрыве крупных бронхов) и другие характерные признаки различных повреждений легких. Если позволяют состояние пациента и технические возможности, желательно уточнение рентгеновских данных с помощью компьютерной томографии. [2]

В случае неуточненного характера и объема повреждений легких прибегают к медиастиноскопии, диагностической торакоскопии или торакотомии. При торакоскопии эндоскоп вводят через грудную стенку непосредственно в плевральную полость. Метод позволяет осмотреть грудную стенку, плевральную полость, средостение и перикард. [4] Медиастиноскопия выполняется в операционной с помощью медиастиноскопа, вводимого в средостение через надгрудный разрез и сопровождается взятием фрагмента тканей или лимфоузлов для морфологического исследования. [1] При торакотомии вмешательство проводится через операционный разрез параллельно грудице; для расширения доступа выполняется резекция нескольких ребер. При осмотре выявляется наличие патологических процессов

в органах средостения, а также метастатическое поражение превертебральных, паратрахеальных, трахеобронхиальных, бифуркационных, преаортокаротидных лимфоузлов и медиастинальной клетчатки. [5]

Данные методы являются дорогостоящими, проходят с применением общей анестезии и с повреждением тканей.

В 1995 году было разработано устройство для определения степени негерметичности легкого или культы бронха у больных пневмотораксом, пиопневмотораксом, эмпиемией плевры с бронхоплевральными свищами и легочноплевральными сообщениями. Известно, что для определения степени негерметичности легкого или культы бронха может использоваться пневмотораксный аппарат, содержащий отсасыватель и манометр. Недостатком известного устройства является низкая точность определения степени негерметичности легкого из-за невозможности количественной оценки расхода воздуха. [6]

С целью устранения указанного недостатка в устройство для определения степени негерметичности легкого или культы бронха введены датчик тока, ротаметр, соединенный с выходом вакуумного насоса, последовательно соединенные генератор импульсов, первый элемент И, первый счетчик, регистр и индикатор расхода воздуха, последовательно соединенные формирователь временных интервалов, второй счетчик и индикатор времени, а также последовательно соединенные формирователь импульсов, элемент задержки, второй

элемент И и элемент ИЛИ, при этом вход формирователя импульсов соединен с выходом формирователя временных интервалов, его выход подключен к входу "Запись" регистра, второй вход элемента ИЛИ, входы "Установка нуля" регистра, формирователя временных интервалов и второго счетчика соединены с первым контактом кнопки "Сброс", второй контакт которой соединен с источником напряжения единичного уровня и через переключатель "Режим" с вторым входом второго элемента И, выход элемента ИЛИ соединен с входом "Установка нуля" первого счетчика, входы датчика тока соединены с источником питания и вакуумным насосом, а выход с вторым входом первого элемента И. Кроме этого, в предлагаемом устройстве генератор импульсов может быть выполнен регулируемым. [3]

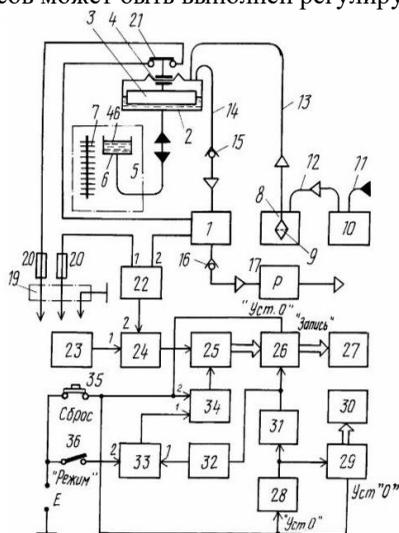


Рис.1

1- вакуумный насос, 2- поплавковая камера, 3- поплавок, 4- чувствительный элемент, 5- задачник степени разрежения, 6- подвижной бачок, 7- шкала, 8- предохранительная банка, 9- фильтр, 10- банка-сборник, 11- дренажная трубка, 13, 14 - гибкая соединительная трубка, 15, 16- запорный клапан, 17- ротаметр, 19- выключатель, 20- датчик тока, 23- генератор импульсов, 24- первый элемент И, 25- первый счетчик, 26- регистр, 27- индикатор расхода воздуха, 28- формирователь временных интервалов, 29- второй счетчик, 30- индикатор времени, 31- формирователь импульсов, 32- элемент задержки, 33- второй элемент И, 34- элемент ИЛИ, 35- кнопка «Сброс», 36- переключатель «Режим», 46- жидкость.

Определение степени негерметичности легкого или культы бронха производится в двух режимах. В первом режиме устройство определяет объем аспирируемого воздуха за фиксированный небольшой промежуток времени, как правило, за 1 мин. Во втором режиме определяется расход воздуха из легкого пациента за длительный промежуток времени.

Таким образом, в результате использования предлагаемого устройства достигается технический эффект, заключающийся в повышении точности измерения степени негерметичности легкого или культы бронха за счет исключения влияния флуктуаций показаний ротаметра на результаты измерения.

С целью устранения недостатков устройства, приведенного выше, необходимо преобразовать его структуру. Необходимо в структурную схему внести блок индикации. Это поможет улучшить технические характеристики рассматриваемого устройства и повысить точность измерений.

Библиографический список

1. В.Титова. Эндоскопия - <http://www.rostmaster.ru/lib/diagnendo/endoscop-0004.shtml> (дата обращения: 21.09.16)
2. Медицинский справочник болезней - <http://www.krasotaimedicina.ru> (дата обращения: 21.09.16)
3. Устройство для определения негерметичности легкого или культы бронха: пат. 2036607 Рос. Федерация №5060134/14; заявл. 26.08.1992; опубл. 09.06.1995, Бюл. №24.
4. Торакальная хирургия <http://surgeryzone.net/category/info/informaciya-po-torakalnoj-xirurgii> (дата обращения: 21.09.16)
5. Медицинская энциклопедия <http://www.medical-enc.ru/m/11/povrezhdeniya-legkih.shtml> (дата обращения: 21.09.16)
6. Отсасыватель послеоперационной ОП - 1. Техническое описание. Инструкция по эксплуатации. АБ.469.011.ТО. 1979.

УДК 615.47

АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ СИСТЕМА ВВЕДЕНИЯ ИНЪЕКЦИЙ ПРИ ЧРЕЗВЫЧАЙНЫХ СИТУАЦИЯХ И ВО ВРЕМЯ БОЕВЫХ ДЕЙСТВИЙ

И. Н. Логинова, К. Р. Шаймарданова, Ч. Р. Касимова,
Ю.О. Уразбахтина

Уфимский государственный авиационный технический университет

В данной статье рассмотрены существующие автоматические инъекторы, выпускаемые серийно, а также их принципы работы и характеристики, проанализированы имеющиеся недостатки. Выявлена и обоснована необходимость создания и производства на территории РФ автоматического устройства для проведения инъекций при чрезвычайных ситуациях и во время боевых действий.

Оказание медицинской помощи при чрезвычайных ситуациях и в военно-полевых условиях необходимо производить своевременно и качественно с целью сохранения жизни, восстановления здоровья, трудоспособности и боеспособности. Особенно важным является оказание первой медицинской помощи, когда нужно остановить кровотечение, восстановить дыхание, предупредить возникновение шока, заражение крови. Такая помощь может быть оказана на месте поражения самим пострадавшим или его сослуживцем.

В настоящее время наиболее популярны инъекторы, шприц-ручки с инсулином и эпинефрином (адреналином). Например, инъектор эпинефрина Auvi-Q фирмы Sanofi (Франция), EpiPen компании Mylan (Америка), Adrenaclick компании Amedra (Америка). [4] Инсулиновые шприц-ручки многократного использования NovoPen 4 производства компании Novo Nordisk (Дания), HumaPen Luxura компании Eli Lilly (США), Optipen Pro1 компании Санофи-Авентис (Франция), БиоматикПен компании Ипсомед (Швейцария). [5], [6] Многократные автоинъекторы Autoject 2 производства Owen Mumford (Великобритания) в основном применяются для инъекций препаратов от рассеянного склероза (Ронбентал, Генфаксон). [3]

Принцип работы данных устройств схож: во внутренней полости находится ампула, на одном конце находится игла, на другом – кнопка. При нажатии на кнопку игла вводится в тело и производится инъекция необходимого препарата. Главными недостатками этих инъекторов является высокая стоимость, хрупкая и сложная внутренняя конструкция, ремонт которой невозможен, для инъектора каждой фирмы необходимы свои собственные иглы и ампулы. К тому же, в рассмотренных инъекторах есть возможность введения только одного вида лекарства.

Известно, что для оперативного оказания первой медицинской помощи раненым в бою или пострадавшим при катастрофах, авариях и стихийных бедствиях в экстремальных условиях в РФ использовались шприц-тюбики по ТУ 64-3-141-78. При этом отечественными и зарубежными исследованиями установлено, что до 70-80% пострадавших психологически, а часто и физически не способны применить шприц-

тюбик. Поэтому на оснащении военнослужащих зарубежных армий США, Англии, Голландии, Австрии, Франции, Израиля, Швеции и др. находятся автоматические инъекторы ("Astra Auto-Injek-tor" Швеции, "Atropen Auto-Injektor", патент США N 4661098/1987, патент ФРГ N 3622399/1989 и др.), в которых устранен недостаток отечественного аналога. В зарубежных конструкциях автоинъекторов поршень для герметизации ампулы с лекарством выполняется из дефицитной каучуковой резины. [7]

Разработанные в 1980-е годы отечественные конструкции автоматических инъекторов не смогли быть освоены в серийном производстве. Поэтому наиболее близким техническим решением, выбранным в качестве прототипа, являлся отечественный шприц автоматический многодозового пользования для внутримышечного введения антидота ФОВ в экстремальных случаях в полевых условиях. [8] Основным недостатком конструкции этого автоинъектора-прототипа, выявленным в результате войсковых полигонных испытаний, является низкая надежность герметизации ампулы с лекарством поршнем из силиконовой резины, недостаточное уплотнение при его действии.

Создание современного устройства автоматического введения инъекций в чрезвычайных ситуациях и во время боевых действиях, которое можно будет освоить в серийном производстве, является актуальной задачей. Возможное техническое решение: инъектор, выполненный в прочном корпусе, например, из нержавеющей стали, устойчивый к физическим повреждениям. Внутренний каркас должен быть сделан из термостойкого и прочного материала, например, из поликарбоната. Предполагается, что корпус продукта должен быть выполнен из нержавеющей стали, используемой для изготовления приборов медицинского назначения. Внутренний каркас может быть выполнен из прочного и термостойкого материала, например, поликарбоната, между ними располагается воздушная прослойка, что обеспечивает поддержание температуры, требуемой для правильного хранения препаратов.

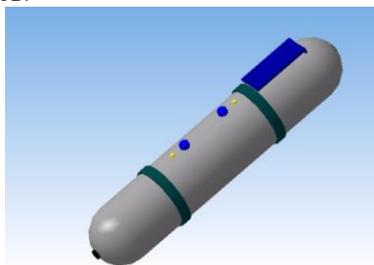


Рис.1

Внутренняя конструкция предполагает наличие электромеханического или пьезоэлектрического миниатюрного актуатора, расположенного в центре конструкции с возможностью двустороннего механического воздействия на ампулу. Две спусковые кнопки, расположенные симметрично на корпусе инъектора и определяющие каждая свой препарат, связаны с держателем пружины, которая осуществляет высвобождение иглы. Капсулы с препаратом находятся под актуатором, изготавливаются из мягкого пластика, имеют гофрированную форму, что обуславливает наиболее полноценное введение препарата. В примерном варианте осуществления инъектор содержит механизм отведения иглы. Необходимо обеспечение стерильности и герметичности ампулы и иглы. Иглы заключены в пластиковый каркас, плотно закрытый сверху и снизу пленкой. Также на корпусе имеется светодиодный датчик. Если он горит, то это свидетельствует о том, что инъекция еще не была произведена. Такая конструкция позволяет производить перезарядку ампулами и иглами. Наличие двух ампул обеспечит использование нескольких необходимых в чрезвычайных ситуациях и боевых действиях лекарств, таких как гентамицин – антибиотик, имеющий жидкую лекарственную форму, относится к группе аминогликозидов, имеет широкий спектр действия, дексаметазон – гормон из группы глюкокортикостероидов, подходит для внутримышечной формы введения, применяется против шоков различного генеза, отёков мозга, трамадол – ненаркотический опиоидный анальгетик, применяющийся при острой боли. Также возможно использование различных антидотов, что актуально для использования в зоне поражений при чрезвычайных ситуациях.

По состоянию на 2016 год численность армии России составляет около 770 тысяч человек. [1] Численность сотрудников территориальных органов МЧС 20,3 тысячи человек, общая штатная численность МЧС установлена на уровне 288,5 тысяч человек. [2] Таким образом, данное устройство, серийно выпускаемое в РФ, будет востребовано, а также намного дешевле и доступнее имеющихся аналогов.

Библиографический список

1. Информационный портал о службе в армии Российской Федерации. URL: <http://contract-army.ru/info/chislennost-armii-rossii/> (дата обращения 2.10.2016)
2. Буланов К. Путин сократил численность сотрудников территориальных органов МЧС. URL: <http://www.rbc.ru/politics/31/07/2016/579dcdb59a794765aac50be3> (дата обращения 2.10.2016)

3. Автоинъекторы Autoject 2 // Biosystemy: группа компаний БИОЛАЙН. URL: <http://www.bioline.ru/catalog/183/236/> (дата обращения 2.10.2016)
4. Автоинъектор с адреналином. URL: http://juxtra.info/hypersensitivity/adrenaline_autoinjector.php#id1 (дата обращения 2.10.2016)
5. Инсулиновые шприцы – ручки. URL: <http://pen.glukometers.ru> (дата обращения 2.10.2016)
6. Шприцы-ручки: преимущества, особенности, виды. URL: <http://privivkainfo.ru/instruktsii/shpric-ruchka.html> (дата обращения 2.10.2016)
7. Автоматический инъектор: пат. 2181057 Рос. Федерация. №98108874/14; заявл. 05.05.1998; опубл. 10.04.2002.
8. Технические средства медицинской службы Вооруженных Сил СССР. Справочник. - М.: Воениздат, 1986, с.18-19. SU 1828402 A3, 15.07.1993. SU 850088 A, 30.07.1981. US 3547122 A, 15.12.1970. US 38111441 A, 21.05.1974.

УДК 618.7

ИССЛЕДОВАНИЕ И РАЗРАБОТКА ГИСТЕРОГРАФИЧЕСКОГО КАНАЛА АВТОМАТИЗИРОВАННОЙ СИСТЕМЫ АКУШЕРСКОГО МОНИТОРИНГА

А.С. Пушкова, М.М. Тюрина, А.А. Пороунов

Казанский национальный исследовательский технический университет им. А.Н. Туполева - КАИ

В работе проведен анализ и обоснование состава основных каналов системы акушерского мониторинга. Предложен вариант построения гистерографического канала автоматизированной системы акушерского мониторинга. Представлены результаты схемотехнического проектирования.

При разработке медицинской техники и, в частности, систем акушерского мониторинга (САМ) существует необходимость использования новых подходов при решении задач структурного и параметрического синтеза. В работе исследуется возможность применения системотехнического подхода при создании САМ с расширенными функциональными возможностями. Теоретико-экспериментальным обоснованием состава информационных каналов САМ является результаты исследований, проведенные Л.И. Лебедевой [1], которые показали, что наиболее важны для успешного родоразрешения: контроль

сократительная деятельность матки (СДМ): а именно раскрытие шейки матки, вытеснение плода с определением место положения головки, а также определение фазы до и после отделения плаценты. При этом наиболее информативно ценными параметрами, отражающими стадии процесса родовспоможения, являются: тонус матки, интенсивность схватки, длительность схватки, длительность сокращения, длительность расслабления, интервал между схватками, интенсивность потуг, маточная активность, которые наиболее претерпевают изменения. Это подтверждает необходимость включения в состав информационных каналов САМ измерительных средств (датчиков) для оценки этих параметров СДМ. При этом важно отметить, что кортикотокография в режиме реального времени не отражает динамику процессов родовспоможения, и как следствие эта информация не позволяет принимать решения о продолжительности физиологических родов и о необходимости перехода к родовспоможению через кесарево сечение.

Вместе с тем в работах ряда исследователей отмечается проявление десинхронизации биоэлектрической активности в стандартных ЭЭГ-отведениях нестационарных низковольтных колебаний в диапазоне α -ритма. В промежутках между схватками во всех отведениях наблюдается высоковольтный α -ритм с амплитудой потенциалов до 70-100 мкВ и полосой частот до 10 Гц. Сокращения матки вызывают кратковременную генерализованную депрессию доминирующего ритма, сменяющуюся экзальтацией и появлением на ЭЭГ-сигнале острых и заостренных α -волн. Последние в сочетании с генерализованной β -активностью, а следовательно это определяет необходимость контроля центральной нервной системы роженицы путем введения в поток информативных сигналов о состоянии физиологических систем ЭЭГ-сигналов.

Рассмотрим подробнее особенности структуры акушерского монитора с расширенными функциональными возможностями [2]. Условно структуру САМ можно разбить на два блока, первый из которых имеет традиционный состав каналов и входящих в него преобразователей, а второй включает вновь вводимые каналы: ЭЭГ-матери, электрогистерографический (ЭГГ) канал (контроля СДМ), пульманологический канал (канал контроля системы дыхания матери), а также блок управления тревожной сигнализации.



Рис.1 – Концепция структурного построения автоматизированной системы акушерского мониторинга с расширенными функциональными возможностями

Введение в структурное построение САМ традиционных каналов обусловлено тем, что, как показывает анализ особенностей процесса родов на всех фазах, в основе успешного протекания этого процесса лежит нормальная работа сердечно - сосудистой системы роженицы.

В результате рассмотренный вариант САМ (рис.1) характеризуется повышенной надежностью и достоверностью оценки состояния, как отдельных физиологических систем роженицы, так и системы «мать – плод» в целом, что значительно снижает риск отрицательного исхода в процессе родовспоможения. Таким образом, повышается эффективность контроля и управления процессом ведения родов.

Современные системы диагностики и контроля сократительной деятельности матки (СДМ) достигли благодаря применению современных средств вычислительной техники такого уровня сложности, когда необходимо применять методы проектирования и расчеты, обеспечивающие построение систем диагностики и контроля СДМ с наперед заданными характеристиками.

При разработке и проектировании систем диагностики и контроля СДМ в рамках применения нисходящего проектирования одной из основных задач является определение точностных требований к основным функциональным элементам и рекомендаций по выбору вариантов их схмотехнических решений.

В результате использования расчетно-аналитического метода [2] определены точностные требования к основным функциональным элементам: датчик, нормирующий преобразователь, АЦП, УОИ, СОИ – систематическая составляющая погрешности $\Delta U_d = \Delta U_{НП} = \Delta U_{АЦП}$

$=\Delta U_{\text{УОИ}} = \Delta U_{\text{СОИ}} = 0,17$ мВ; дисперсия случайной составляющей погрешности датчика, УОИ и СОИ $(\sigma_{\Delta U}^2)_D = (\sigma_{\Delta U}^2)_{\text{УОИ}} = (\sigma_{\Delta U}^2)_{\text{СОИ}} = 0,0144$ мВ², нормирующего преобразователя и АЦП $(\sigma_{\Delta U}^2)_{\text{НСП}} = (\sigma_{\Delta U}^2)_{\text{АЦП}} = 0,4234$ мВ². При этом расчетное значение каждой из составляющей погрешности не превышает заданного.

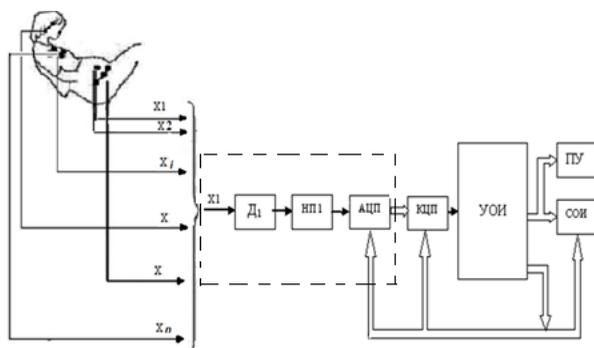


Рис. 2 – Обобщенная структурная схема САМ, используемая при решении задач схемотехнического проектирования:

Д – датчик (первичный преобразователь); НП – нормирующий преобразователь; МП – мультиплексор; АЦП – аналого-цифровой преобразователь; КЦС – канал цифровой связи (порты ввода); УОИ – устройство обработки информации; ПУ – периферийные устройства; СОИ – система отображения информации. Устройство включает 6 информативных каналов: 1 – ЭКГп; 2 – ЭХКГп; 3 – ЭКГм; 4 – ЭЭГм; 5 – ЭГГ; 6 – СД.

В представленной работе изложены результаты системотехнического проектирования: решена задача структурного и параметрического синтеза гистерографического канала САМ. Структура гистерографического канала обоснована на основе рекомендаций, изложенных в работе [2]. Определены основные требования к функциональным элементам системы диагностики и контроля СДМ, входящим в этот канал (рис. 2) [3]. Рассмотренные в работе основные аспекты исследования и разработки автоматизированной САМ с расширенными функциональными возможностями являются достаточными для решения последующих инженерных задач на стадии эскизного проектирования.

Библиографический список

1. Лебедева Л.И. Значение электрофизиологических параметров в оценке формирования родовой доминанты и применение триггерной стимуляции в изучении патогенеза слабости родовой деятельности. // Акушерство и гинекология. – 1964. – №3. – С.3 – 9.

2. Порунов А.А., Солдаткин В.М. Расчет и проектирование измерительно-вычислительных систем медицинского назначения: Учебное пособие / Казань: Изд-во Казан. гос. техн. ун-та, 1997. 128с.
3. Патент на изобретение РФ № 2568254 «Устройство контроля и прогнозирования состояния системы «мать-плод» в процессе родовспоможения» Авт. Порунов А.А., Пушкова А.С., Тюрина М.М. бюл. № 32, 2015.

УДК 621.396.23

ЭНЕРГОСБЕРЕГАЮЩЕЕ УПРАВЛЕНИЕ ДИНАМИЧЕСКИМИ ОБЪЕКТАМИ

Л.О. Гончарова, А.С. Рязанов, П.А. Колодкин, Н.Г. Чернышов
Тамбовский государственный технический университет

В работе исследуется проблема экономии энергии, затрагивающее все сферы деятельности человека. Рассматриваются вопросы синтеза энергосберегающего управления динамическими объектами на базе платформы National Instruments.

В настоящее время в современном мире остро стоит проблема энергообеспечения. Такие проблемы как снижение разведанных запасов ископаемых видов топлива, с возможным прогнозом на их исчерпание, ухудшение глобальной экономической обстановки в связи с возрастанием количества сжигаемого топлива являются определяющими факторами в постановке задач энергосберегающего управления.

Среди актуальных проблем, стоящих перед современными предприятиями различных отраслей промышленности России, можно выделить высокую энергоемкость производственных процессов и нерациональность использования энергоресурсов. Основными причинами низкой эффективности энергетической инфраструктуры промышленных предприятий являются: значительный физический и моральный износ основных средств и, как следствие, высокая аварийность оборудования; низкий уровень мониторинга, контроля и регулирования потребления энергоресурсов; повышенные потери в производственных процессах и высокий расход первичных топливно-энергетических ресурсов; нехватка квалифицированных специалистов в сфере энергетического менеджмента; низкий уровень мотивации персонала к энергосбережению и др.[1]

Многие компании предлагают специальные алгоритмы управления, оптимизирующие те или иные параметры, однако ни один из заявленных алгоритмов не предусматривает решение задачи опти-

мального управления на множестве состояний функционирования объекта по критерию минимума затрат энергии.

В Тамбовском государственном техническом университете на базе научно-исследовательской лаборатории «Интеллектуальные системы энергосберегающего управления» разработана экспертная система оптимального энергосберегающего управления, которая позволяет осуществлять анализ и синтез оптимального управления динамическими объектами по критерию минимума затрат энергии, с последующим экспортом оптимальной программы в среду LabView. На следующем этапе разработки осуществляется экспорт полученного алгоритма управления в микропроцессорный контроллер National Instruments. В качестве экспериментальной платформы выбран контроллер MyRIO. Таким образом, реализуется многоэтапная задача от ввода в экспертную систему параметров идентификации объекта, до получения контроллера с оптимальной программой управления, пригодного для экспериментальной проверки на объекте управления. То есть, значительно сокращается время получения конечного продукта в виде системы управления.

Теоретические исследования и практические эксперименты показывают, что экономия энергоресурсов при оптимальном управлении на множестве состояний функционирования может достигать 8-14% [2-4]. Процент экономии энергии в значительной мере зависит от характеристик объекта управления. В случае сложных многомерных объектов он может быть увеличен.

Применение систем оптимального энергосберегающего управления динамическими объектами позволяет также оптимизировать параметры технологических процессов и повысить экологические характеристики потребителя.

Библиографический список

1. Елтышев Д.К., Хорошев Н.И. Стратегия управления процессами энергосбережения и повышения энергоэффективности промышленных предприятий / Д.К.Елтышев, Н.И. Хорошев // *Фундаментальные исследования*. – 2014. – № 11-7. – С. 1472-1475
2. Чернышов, Н.Г., Дворецкий, С.И. Разработка систем оптимального управления энергоёмкими объектами с применением когнитивной графики и технологии беспроводной связи zigbee / Н.Г. Чернышов, С.И. Дворецкий // *Радиотехника*.- 2013. - №9.- С. 87-98.
3. Чернышов Н.Г., Муромцев Д.Ю. Особенности создания систем энергосберегающего управления на множестве состояний функ-

ционирования / Н.Г. Чернышов, Д.Ю. Муромцев // Автоматика и вычислительная техника. - 2008. –№3.- С 74-82.

4. Чернышов Н. Г., Дворецкий С.И. Синтез энергосберегающего управления. Вестник ТГТУ, №1, 2015.-с7-15.

УДК 681.58

СИСТЕМА МОНИТОРИНГА И УПРАВЛЕНИЯ ОБЪЕКТОМ НА БАЗЕ КОНТРОЛЛЕРА MYRIO

П.А. Колодкин, А.С. Рязанов, Н.Г. Чернышов
Тамбовский государственный технический университет

Статья посвящена использованию средств удаленного доступа в современных системах оптимального управления. Организация удаленного управления оборудованием и развитие средств автоматизации.

В настоящее время стало очевидным, что обеспечение надежности систем и средств дистанционного управления объектом есть комплексная задача, направленная с одной стороны, на обеспечение высоких технических показателей, а с другой - на повышение качества информационного взаимодействия. С каждым годом увеличивается число различных технических комплексов требующих контроля, а возросшая техническая сложность систем, также значительно усложняет задачи, возложенные на операторов. Технические комплексы оснащаются большим количеством компьютеров, программируемых логических контроллеров, датчиков и других подобных устройств. При этом возникает необходимость их объединения в единую систему, которая позволяла бы осуществлять мониторинг и эффективное удаленное управление процессом в режиме реального времени. К тому же одновременно возрастает напряженность работы, что приводит к выраженному зрительному утомлению и ухудшению информационного контакта [1].

Очевидно, что эта проблема требует оперативного решения, направленного на обеспечение максимальной эффективности информационного взаимодействия с удаленной системой путем контроля используемых параметров.

С этими задачами могут справиться автоматизированные системы управления и контроля, разработанные на базе микроконтроллеров и микропроцессоров. Современные технические средства представлены широким ассортиментом поставляемых на рынок изделий [2].

В качестве варианта построения системы предлагается использовать один из модулей производимых National Instruments на примере контроллера myRIO-1900.



Рис.1 – Функциональная схема системы управления удаленным объектом

1-получение данных с объекта, проведение эксперимента; 2-передача собранных данных; 3-передача скорректированной модели управления объектом; 4-непосредственное управление объектом.

Использование аппаратно-программной платформы MyRIO фирмы National Instruments в подобном управляющем комплексе позволит значительно упростить аппаратную реализацию, а также позволит проводить обновление встроенного ПО с целью оптимизации.

NI myRIO построен на базе технологии Zynq (система на кристалле SoC) от Xilinx, которая сочетает в себе двухъядерный ARM Cortex-A9 процессор и ПЛИС с 28000 программируемыми логическими ячейками. Используя возможности графической среды программирования NI LabVIEW, можно программировать ПЛИС и разрабатывать системы реального времени, что приводит к резкому сокращению сроков разработки аппаратно-программных комплексов и предоставляет определенную гибкость для создания прототипов.

Возможности работы с ПЛИС и реальным временем, а так же встроенный Wi-Fi модуль позволяют запускать приложения удаленно и без подключения к компьютеру. Три разъема (2 порта расширения NI MyRIO (MXP) и один порт NI miniSystems (MSP), идентичный разъему NI myDAQ) передают и получают сигналы от датчиков и электрических схем. NI MyRIO содержит в общей сложности 40 цифровых линий ввода/вывода с поддержкой SPI, PWN выхода, входного импульсного датчика, UART и I2C; восемь односторонних аналоговых входов; два дифференциальных аналоговых входа; четыре односторонних аналоговых выхода; и два общих аналоговых выхода, позволяющие подключать бесчисленное количество сенсоров, устройств и программируемых контроллеров системы. Вся необходимая функциональность встроена и предварительно настроена в базовом функционале ПЛИС, что устраняет необходимость в платах расширения или "щитах" для

добавления нужных возможностей. В конечном счете, NI MyRIO позволит решать инженерные задачи реального времени прямо сейчас — от радиоуправляемых машин до одиночных медицинских приборов[3].

С помощью NI myRIO резко упрощаются и убыстряются процессы тестирования средства мониторинга технических параметров и управления параметрами объекта, поскольку появляется возможность параллельного измерения нескольких величин с одновременным заполнением базы данных тестирования, для последующего анализа с помощью экспертной системы. Также, благодаря использованию достоверной информации, полученной из практических исследований, возможен быстрый поиск оптимальных энергетически эффективных алгоритмов управления объектом.

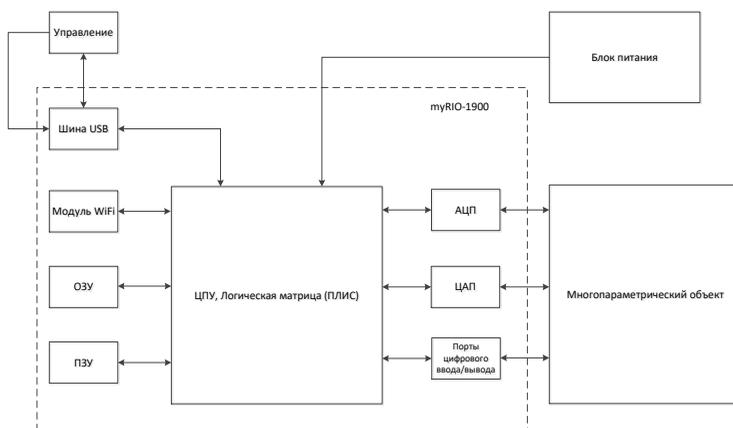


Рис. 2 – Структурная схема удаленного управления

Использование данной аппаратной платформы для создания системы мониторинга и управления объектом позволяет:

- использовать широкий набор датчиков, с аналоговым или цифровым интерфейсом;
- обеспечить быструю разработку системы и её дальнейшую модернизацию, благодаря особенностям среды разработки LabVIEW;
- гибкая оперативная настройки внешнего вида панели оператора;
- обеспечить автономность работы объекта без непосредственного контроля со стороны оператора;
- проводить серию экспериментов, для сбора данных многопараметрического объекта;
- обеспечить оперативную смену модели управления объектом.

Библиографический список

1. Система диспетчеризации [Электронный ресурс] URL <http://www.gammi-ltd.ru/index.php/statyi/31-system-dispet> / (Дата обращения 02.10.16)
2. Чернышов Н. Г., Дворецкий С. И. Синтез энергосберегающего управления. Вестник ТГТУ, №1, 2015.-С7-15.
3. NI myRIO-1900 User Guide and Specifications // URL: <http://www.ni.com/pdf/manuals/376047a.pdf> (дата обращения 02.10.2016).

УДК 616.07

**СИСТЕМА ИЗМЕРЕНИЯ И КОНТРОЛЯ ПАРАМЕТРОВ
ДЫХАНИЯ**

Нгуен Вьет Линь, М.Б. Каплан

Рязанский государственный радиотехнический университет

В данной работе было выполнено проектирование системы для измерения и контроля параметров дыхания.

Важным критерием оценки состояния сердечно-сосудистой системы и организма в целом является взаимосвязь между электрической активностью сердца и легочным дыханием. Контроль дыхания является неотъемлемой частью жизни любого человека болеющего астмой. Так же статистика дорожно-транспортных происшествий показывает, что причиной значительного количества аварий является физическое состояние водителя. Используются системы контроля усталости водителя, неотъемлемой частью, которой является прибор наблюдения за параметрами дыхания. Таким образом, контроль за дыханием используется практически во всех областях жизнедеятельности человека. Недостатками существующих устройств является высокая сложность программно-аппаратной реализации, низкая чувствительность, дискомфорт.

Цель работы состоит в том, что реализовать систему, которая может использоваться для регистрации параметров дыхания при проведении процедуры физиотерапии, контроля дыхания водителя, спортсмена и т.п. Система обладает несколькими преимуществами: бесконтактное измерение параметров дыхания, может синхронизироваться с мобильным устройством (смартфон, планшет) и персональным компьютером для передачи и хранения данных. Кроме того, система имеет

недорогую реализацию, конструктивно простое, комфортно для пользователя и обладает относительно высокой точностью. Рассмотрим структурную схему этой системы с вариантом использования мобильного устройства (смартфон, планшет) или ПК в который встроен приемник.

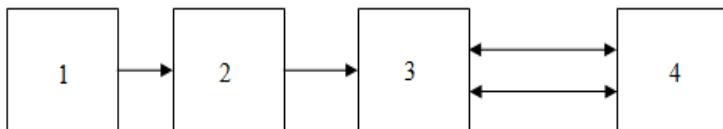


Рис.1 – Структурная схема

Устройство состоит из пояса 1, датчика перемещения 2, передающего устройства 3 и принимающего устройства 4.

Измерение параметров дыхания основано на контроле изменения объема грудной клетки. Принцип работы заключается в измерении приращения длины ремня, накладываемого на грудную клетку испытуемого. В процессе дыхания длина ремня изменяется за счет того, что в него встроен упругий элемент-резинка.

Изменение длины ремня осуществляется с помощью специального датчика перемещения. В качестве датчика используется оптическая система слежения. С помощью светодиода генерируется световой поток. Система линз направляет световой поток на участок поверхности. Отраженный от поверхности свет фиксируется оптическим датчиком. Временные и амплитудные значения сигнала, формируемого датчиком в процессе регистрации перемещения, используются для расчета параметров дыхания. Измерение происходит следующим образом: в процессе дыхания размер грудной клетки человека меняется, нерастяжимая часть ремня смещается на вдохе в одну сторону, на выдохе в противоположную. Оптический датчик позволяет измерить величину и направление перемещения нерастяжимой части ремня. Сигнал с датчика поступает через канал беспроводной связи на блок сбора и анализа данных. Канал беспроводной связи состоит из передающего и принимающего устройства, в качестве которых выступают модули WiFi или Bluetooth. В качестве блока сбора и анализа данных предлагается использовать смартфон или персональный компьютер с установленным специальным программным обеспечением.

Зарегистрированный сигнал используется для определения таких параметров дыхания как частота дыхания, фаза (вдох или выдох). Для повышения наглядности кривая дыхания отображается в реальном масштабе времени в виде графика на экране компьютера или на дисплее мобильного устройства.

В данной работе было выполнено проектирование системы для измерения и контроля параметров дыхания. Разработаны программные модули регистрации сигнала с оптического датчика, модуль визуализации кривой дыхания, модуль измерения частоты и определения фазы дыхания. Построена аппаратная часть макета измерителя параметров дыхания.

Библиографический список

1. Патент РФ 2013996, кл.А 61 В 5/08, 1994
2. Патент РФ 2470581, кл. А 61 В 5/08, 2012
3. Е.М.Прошин, Е.М.Григорьев, С.Г.Гуржин, В.Г.Кряков, О.В.Кирьяков. Методы и технические средства оперативной диагностики, синхронизации и биотехнической обратной связи в комплексной магнитотерапии // в кн.: Комплексная магнитотерапия. - Москва: «Радиотехника», 2010, с.155-157.

УДК 616.07

СИСТЕМА МОНИТОРИНГА ПОТЕНЦИАЛОВ ГОЛОВНОГО МОЗГА НА ОСНОВЕ БЕСПРОВОДНОЙ ПЕРЕДАЧИ ДАННЫХ ЭЭГ

А.С. Жарова, С.Г. Гуржин

Рязанский государственный радиотехнический университет

Исследованы методы и средства дистанционного контроля функционального состояния пациента, способные производить управляемый мониторинг и съём биоэлектрических сигналов для диагностики головного мозга. Разработана функциональная схема диагностической оптико-локационной системы. Обработка сигнала ЭЭГ разрабатывается в среде программирования LabVIEW.

В настоящее время регистрация ЭЭГ возможна только при наличии специальной шапочки-шлема с электродами-антеннами, соединенными с самим прибором по средствам проводов. Так как современные электроэнцефалографы представляют собой многоканальные (до 24 каналов) регистрирующие устройства, то использование такой системы причиняет серьезные неудобства пациенту (наличие большого количества проводников, от 16 до 128) [1], затрачивает большое количество времени на установку и проверку контактов, а главное наличие массы соединительных проводников может случайно изменять пространственное расположение электродов на голове, что приведет к значительному ослаблению биосигналов, максимальное значение ко-

торых и так не превышает 200 мкВ. Также недостатком существующего метода является наличие всегда сторонних электромагнитных помех, индуцирующих паразитные ЭДС в соединительных проводниках и искажающих полезные сигналы, одной из которых является мощная наводка от электросети 220 В, 50 Гц.

В связи с этим становится актуальной задача разработки системы беспроводной регистрации ЭЭГ с помощью ИК канала. Разрабатываемая система позволит дистанционно производить управляемый мониторинг и съем биоэлектрических сигналов с высокой степенью помехоустойчивости и оперативностью, используя оптические средства на основе твердотельных свето- и фотодиодов в качестве способа передачи информации на приемник в режиме реального времени. В сравнении же с существующими зарубежными аналогами (Emotiv, Neurobelt) разрабатываемое устройство будет иметь большее количество каналов, иметь выше частоту запроса, меньшую стоимость, кроме того в измерениях аналогами всегда присутствуют сторонние помехи.

Разработка будет использоваться в медицинских и лечебно-оздоровительных центрах, в поликлиниках, больницах, санаториях и научных учреждениях, изучающих мозговую активность пациента и позволит:

- снизить влияние сторонних помех за счет использования оптического канала передачи данных, так как сразу отсекается помеха от сети в 50Гц;
- устранить помеху, связанную с тремором головы (шлем жестко фиксирует положение электродов, не причиняя дискомфорта пациенту);
- снизить уровень артефактов при регистрации электропотенциалов;
- модифицировать диагностические методики, внедрить диагностику, когда пациент может как классически проходить исследование ЭЭГ, так и активно, занимаясь какой-либо деятельностью под наблюдением специалистов не опасаясь, что полученные данные будут не достоверны.

для обработке полученного сигнала ЭЭГ необходимо отметить, что существует огромное множество методов анализа ЭЭГ. Для работы были разнообразны возможные подходы к решению поставленной задачи. Были рассмотрены следующие варианты анализа ЭЭГ.

Съем биоэлектрических потенциалов головного мозга будет осуществляется множеством датчиков ($D1 \div Dn$), соединенных проводным способом (без разъемов) с входами мультиплексора (MS) микроконтроллера (МК), который подключен к порту ввода/вывода инфор-

мации, который в свою очередь управляет специальными диодами инфракрасного диапазона. Аналогичным портом оснащен персональный компьютер (ПК), обеспечивающий как управление сбором биоинформации, так регистрацию, обработку и анализ множества биоэлектрических потенциалов по специальным разработанным программам.

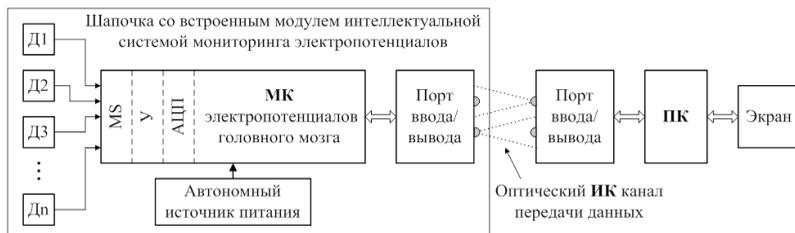


Рис.1 – Структурная схема системы мониторинга потенциалов головного мозга

- ПК – персональный компьютер;
- ИК – инфракрасный;
- МК – микроконтроллер;
- АЦП – аналого-цифровой преобразователь;
- MS – мультиплексор;
- У – усилитель;
- Д – датчик потенциалов.

В работе ВП (виртуальный прибор), позволяющий детектировать колебания альфа, бэта, тэта ритмов, определять амплитудные характеристики колебаний, будем строить в среде программирования LabVIEW.

Существует огромное множество методов анализа ЭЭГ. Для работы были рассмотрены возможные подходы к решению поставленной задачи и выбран спектральный метод анализа. Спектральный анализ ЭЭГ позволяет получить тонкую характеристику частотного состава ЭЭГ в количественных величинах. На спектрограммах (СГ) находят отражение мощность $[мкВ^2]$ или амплитуда $[мкВ]$ частотных составляющих ЭЭГ за данный исследуемый отрезок времени. Это дает возможность определить соотношение разных ритмов, составляющих ЭЭГ, и выявить те частоты, которые не определяются при визуальном анализе в связи с их малой амплитудой или замаскированностью другими ритмами. Спектр мощности ЭЭГ может быть вычислен с помощью быстрого преобразование Фурье.

Блок – диаграмма виртуального прибора алгоритма построения частотного спектра мощности ритмограммы в среде LabVIEW приведена на рисунке 2.

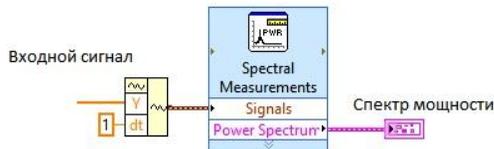


Рис. 2 – Блок-диаграмма виртуального прибора построения частотного спектра мощности электроэнцефалограммы

Входной сигнал преобразуется в тип Waveform (с использованием блока Build Waveform) и подаётся на вход блока Spectral Measurements. Блок Spectral Measurements (спектральные измерения) можно сконфигурировать различным образом [2]. В меню Selected Measurement выбирается тип измерения, в нашем случае это Power Spectrum (спектр мощности). В меню Result выбирается итоговое представление результата - линейная (Linear) или логарифмическая (dB) шкала. На выходе блока Spectral Measurement получается спектр мощности.

Библиографический список

1. Зенков Л.Р., Ронкин. М.А. Функциональная диагностика нервных болезней. Руководство для врачей. – 3-е изд. – М.: МЕДпресс-информ, 2004. – 368 с.
2. Останин С.А. LabVIEW в биомедицине. – Барнаул: Изд-во АГМУ, 2009. – 226 с.

УДК 621.396.96; 629.1.05

ПЕРВИЧНАЯ ОБРАБОТКА ДАННЫХ РАДАРНОГО ДАЛЬНОМЕРА ДЛЯ ОБНАРУЖЕНИЯ ПРЕПЯТСТВИЙ МОБИЛЬНЫМ РОБОТОМ ЭКОМОНИТОРИНГА ПРИ ДВИЖЕНИИ В ГУСТОЙ РАСТИТЕЛЬНОСТИ

С.А. Голь, Ю.С. Глазунова, В.Е. Корнеев, А.А. Сигинова

Рязанский государственный радиотехнический университет

Проведена разработка алгоритма первичной цифровой обработки данных экспериментального малодистантного радарного дальномера с ЛЧМ для оценки расстояний до препятствий на пути следования наземного мобильного робота в густой растительности при решении задач экомониторинга. Приведены результаты экспериментальных исследований радара по повышению надежности обнаружения препятствий в условиях, приближенных к реальным. Предложенное решение позволит расширить возможности систем технического зрения робототехнических комплексов.

Современные мобильные робототехнические комплексы (РТК) в основной своей массе представляют собой различные колесные, гусеничные и пр. беспилотные платформы, несущие на себе разнообразное специальное оборудование для выполнения конкретных задач, в той или иной степени исключающих присутствие оператора в зоне функционирования робота. Помимо постоянного расширения спектра задач, для решения которых с развитием мехатроники становится возможным применение РТК, ужесточаются требования и к условиям окружающей среды, в которой роботы должны надежно выполнять свои функции. В первую очередь это сказывается на составе и характеристиках системы технического зрения (СТЗ), которая должна обеспечить обнаружение статических и динамических препятствий на пути следования мобильного робота, а также объектов интереса при различной освещенности (вплоть до полной темноты), в условиях сильного дождя, снега, тумана или запыленности. Особую проблему представляет собой густая растительность, которая зачастую является вполне проходимой для шасси мобильного робота, но частично или полностью блокирует работу СТЗ, что делает сложным и рискованным удаленное управление роботом по радиоканалу и практически невозможным автономный режим управления. Особенно задача навигации РТК в густой растительности со своевременным обнаружением препятствий актуальна при экологическом мониторинге областей, подвергшихся воздействию вредных факторов в результате чрезвычайных и иных ситуаций, а также при поиске и обнаружении пострадавших, очагов возгорания, неконтролируемых объектов с риском взрыва, источников радиации и пр.

Экологические катастрофы на Чернобыльской и Фукусимской атомных электростанциях, не говоря уже об опасностях и рисках при демонтаже выводимых из эксплуатации подобных объектов, стали причиной появления нового и эффективного в науке и технике подхода к развитию РТК – ежегодным открытым полевым испытаниям наземных мобильных роботов в реальных условиях ElRob и EnRich. Эти мероприятия проводятся каждый раз в новом «незнакомом» для роботов месте, включают в себя несколько базовых сценариев, важную компоненту которых представляет собой задача навигации в условиях густой растительности.

Типичной для ElRob сегодня является ситуация, когда робот, достигший по пути своего автономного следования зоны с густой растительностью, движется существенно медленнее с продолжительными остановками для анализа данных и вычисления менее рискованного маневра. Зачастую роботы не справляются с этой задачей и замирают или вследствие неверного решения, например, заваливаются на бок от столкновения с нераспознанным препятствием.

В настоящем сообщении предлагается повысить надежность обнаружения препятствий за счет расширения СТЗ радарным дальномером и цифровой обработки его данных. Мобильные роботы оперируют с данными о препятствиях и объектах, находящихся от них на относительно небольших расстояниях до 20 м. Столь малодистантные радиолокационные станции (РЛС) на современном рынке являются недоступными. Ближайшими технологиями на эту роль являются, пожалуй, автомобильные радары для круиз-контроля, а также промышленные радарные уровнемеры. Однако первые имеют неприемлемую мертвую зону и длины волн, соизмеримые с размерами элементов растительности (листочки, цветки и пр.), а вторые работают в условиях высокоструктурированной среды замкнутых емкостей и, как правило, имеют очень узкую диаграмму направленности. Остальные же РЛС, используемые, например, для охраны периметра, работают на максимальной дальности от 1 км с мертвой зоной от 20 м, при разрешении 0,5 м и высоким энергопотреблением, что делает их совершенно неприменимыми для решения поставленной задачи.

В первых экспериментальных исследованиях для обеспечения достаточной «прозрачности» густой растительности был выбран радиодиапазон 1,5...3,0 ГГц с линейной частотной модуляцией (ЛЧМ). Для получения релевантного решения за приемлемое время был разработан радар на базе рупорной антенны (РА), структура которого представлена на рисунке 1.

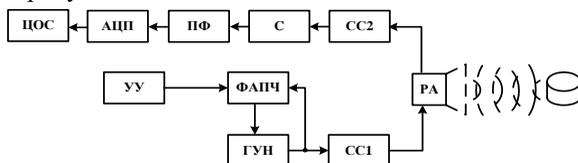
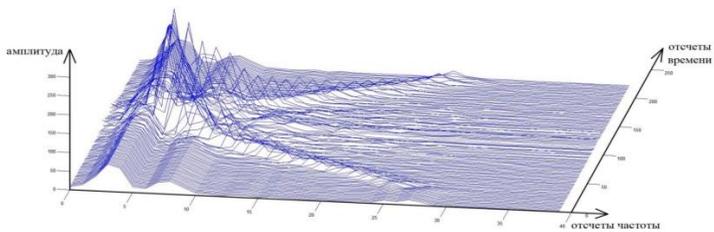


Рис. 1 – Структура радарного дальномера

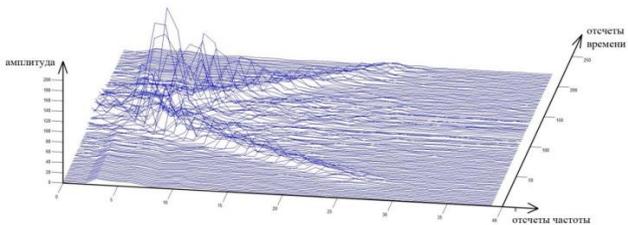
Низкая мощность излучения позволяет совместить приемную и передающую антенны в одной рупорной антенне. Устройство управления (УУ) формирует заданный пилообразный сигнал с плоскими зубьями, который поступает на схему фазовой автоподстройки частоты (ФАПЧ). Эта схема на основе сигнала обратной связи с выхода генератора частоты, управляемого напряжением (ГУН), воспроизводит компенсирующее нелинейность управляющее воздействие, подаваемое на вход ГУН. Генерируемый ГУН сигнал с ЛЧМ через схему согласования СС1 поступает на передающий вход РА. Принятый сигнал (отраженный от препятствия), пройдя через схему согласования СС2, поступает в смеситель (С), где суммируется с излучаемым в этот же момент времени заданным сигналом, который по причине задержки уже отличен по частоте от принятого. Сигнал промежуточной частоты (ПЧ) с выхода смесителя фильтруется полосовым фильтром (ПФ), выделяющим полосу частот, соответствующую определенному диапазону расстояний до обнаруживаемых объектов. Далее сигнал преобразуется в цифровую форму аналого-цифровым преобразователем (АЦП) и подвергается цифровой обработке сигнала (ЦОС) для получения оценки расстояния до препятствия, а в случае вращения РА, еще и оценки его угла-места.

Сигнал ПЧ содержит искажения измерительного канала, нежелательные отражения от подстилающей поверхности, а также нестационарную составляющую от изменения эффективной поверхности рассеяния густой растительности, зависящей от ее влажности. Эти негативные факторы оказывают наибольшее влияние на процесс выделения препятствий в нижней части диапазона частот и могут перекрываться по спектральным составляющим с полезным сигналом, содержащим информацию о расстоянии до препятствий, находящихся в ближней зоне РТК. Для снижения влияния негативных факторов был разработан алгоритм первичной цифровой обработки, основанный на сравнении амплитудных спектров сигнала ПЧ на этапах увеличения и уменьшения ЛЧМ сигнала.

Из сравнения изображенных на рисунке 2 амплитудных спектров сигналов ПЧ до и после первичной обработки видно, что даже при сильном перекрытии спектральных составляющих полезного и мешающего сигналов, предложенный алгоритм позволяет существенно снизить воздействие негативных факторов и повысить различимость амплитудных составляющих, ассоциированных с препятствием.



а



б

Рис. 2 – а) Семейство амплитудных спектральных кривых исходного сигнала промежуточной частоты во времени, б) семейство амплитудных спектральных кривых исходного сигнала промежуточной частоты во времени после ЦОС

4. ДАТЧИКИ, ДИАГНОСТИЧЕСКИЕ И ТЕРАПЕВТИЧЕСКИЕ УСТРОЙСТВА

УДК [378:616.31]:004

ОБУЧАЮЩИЙ СИМУЛЯТОР ОПЕРАТИВНЫХ ВМЕШАТЕЛЬСТВ

А.Э. Кухта, А.Ю. Демин

Уфимский государственный авиационный технический университет

В данной статье предложено новое устройство «Обучающий симулятор хирургических вмешательств», позволяющее студентам-медикам улучшить свои мануальные навыки проведения операций различного профиля. Рассмотрен один из вариантов реализации, области применения и возможности внедрения в практику разрабатываемого аппарата. Представлена сравнительная характеристика с другими симуляторами, выявлены преимущества и возможные недостатки.

Несмотря на то, что мы живем в эпоху высоких технологий, окруженные различными видами техники, многие медицинские процедуры остаются мануальными. Конечно, часть манипуляций выполняют сложные аппараты, которые только упрощают задачу врачу-профессионалу, но не решают ее. Поэтому даже сейчас опыт является важной составляющей успешно проведенной операции. Но где же его взять юному ординатору?

Обучающий симулятор оперативных вмешательств представляет собой комплект, состоящий из очков виртуальной реальности и электронных перчаток. Данное устройство помогало бы студентам медицинских ВУЗов усваивать не только теоретический материал, но и закреплять его на практике. Для этого необходимо запустить программу, определяющую какую операцию следует изучить. Очки синхронизированы с перчатками, которые позволяют эмитировать реальный процесс хирургических вмешательств. Обучающая программа представляет собой поуровневую организацию улучшения навыков. Можно выбрать сложность и область воздействия в зависимости от подготовки студента. Сначала симулятор предлагает ознакомительный видеоролик, затем активируются и калибруются перчатки. С этого момента испытуемый начинает самостоятельно выполнять задания до тех пор, пока не совершит первую критическую ошибку (угрожающую жизни пациента), тогда программа останавливается. Количество попыток не ограничено, что позволяет оттачивать навыки снова и снова, пока обу-

чаемый не овладеет ими в совершенстве. Преимуществом данного аппарата является то, что он подготавливает студента не только физически, но и морально к хирургическим вмешательствам разного профиля. Так как очки виртуальной реальности обеспечивают полное погружение студента в операционный процесс, подготавливая его, к предстоящим психологическим нагрузкам.

Реализация симулятора с технической точки зрения не вызывает затруднений. Программистами пишутся программы, соответствующие учебному плану, которые делятся по блокам и уровням сложности. Обучение проводится методом «step by step», от простого к сложному. DEERPOON E2 VR очки, которые могут использоваться в данном симуляторе. Они с помощью wi-fi синхронизируются с перчатками. Перчатки образуют обратную связь благодаря тому, что их поверхность покрыта датчиками движения.

В настоящее время для практических занятий студентов приходится отводить отдельные кабинеты с дорогостоящим оборудованием. Пример аналога, тренажер S.I.M.O.N.T. (Sinus Model Otorhino-Neuro Trainer), стоящий около миллиона рублей [2]. Для организации симуляционно-тренинговых лабораторий требуется специальное разрешение, финансовая поддержка на оснащение.

На данном этапе развития широкое применение получил VOXEL-MAN TempoSurg, это виртуальный тренажер, позволяющий выполнять студентам диссекцию височной кости. Обучающий модуль включает в себя ПК с монитором, имитатор дрели и индивидуальные одноразовые блоки. Такой симулятор позволяет почувствовать сопротивление тканей, что будет полезным при реальных манипуляциях [3]. Однако необходимо на каждое обучение устанавливать новую базовую модель кости, что при потоковом обучении делает метод дорогостоящим. Но не смотря на это, тренажер остается узкоспециализированным, что препятствует его модернизации при смене учебной программы [1]. Эти аналоги подразумевают высокомогущую лабораторию, либо сокращение учебной группы до 3-5 человек.

Такие проблемы не возникнут при внедрении в учебный процесс обучающего симулятора оперативных вмешательств. Таким образом, разрабатываемое устройство превосходит существующие аналоги, как с практической, так и с финансовой стороны. Для того чтобы начать пользоваться симулятором достаточно надеть очки и перчатки, что может сделать студент самостоятельно, без помощи специально обученного персонала.

Внедрения данного устройства в медицинские ВУЗы страны значительно облегчит подготовку кадров, без явной финансовой на-

грузки на бюджет. У студентов появится возможность приобрести мануальные навыки по всем возможным хирургическим вмешательствам до момента получения диплома, то есть допуска к реальным пациентам. Учиться на собственных ошибках, экспериментировать, не угрожая жизням людей.

Библиографический список

1. Брауман А.В. Симуляционное обучение в нейрохирургии / А.В. Брауман.- М.: Книголюб 2014. – 290 с.
2. Горшков М.Д. Симуляционный тренинг и сертификация в хирургии / М.Д. Горшков.- М.: НИИ шк. Технологии, 2012. - 98 с.
3. Лемоль М.В. Виртуальная реализация и симуляция в нейрохирургическом обучении / М.В. Лемоль.- М.: Сфера, 2015. — 84 с.

УДК 606

МОБИЛЬНОЕ ПРИЛОЖЕНИЕ ДЛЯ РЕШЕНИЯ ЗАДАЧ ПРОГНОЗИРОВАНИЯ РИСКА ВОЗНИКНОВЕНИЯ И ДИАГНОСТИКИ МОЧЕКАМЕННОЙ БОЛЕЗНИ

С.Н. Корневская, С.П. Серегин

Юго-Западный государственный университет (Курск)

В работе представлена экспертная система поддержки принятия решения врача уролога для диагностики мочекаменной болезни и риска возникновения ее рецидива, выполненная в виде мобильного приложения для мобильных устройств на базе платформы Android. Данная система работает на основе метода синтеза нечетких решающих правил, опирающихся на подходы нечеткой логики Л. Заде и Э. Шортлиффа. Кроме того, приведены результаты проверки работы синтезированных решающих правил для мочекаменной болезни.

Использование современных информационных систем и технологий стало определяющим фактором развития большинства отраслей знаний и областей практической деятельности, включая медицину. Повысить качество диагностики и принятия решений по выбору адекватной комбинации методов лечения пациента можно путем внедрения в практику врача экспертных систем (ЭС), которые выступают в роли «компетентного партнера» — эксперта-консультанта в какой-либо конкретной предметной области, помогая врачу в принятии тактических решений по ведению пациента [1].

ЭС применяются для решения неформализованных проблем, к которым относятся задачи, обладающие одной или несколькими представленными ниже характеристиками:

- задачи не могут быть представлены в числовой форме;
- исходные данные и знания о предметной области неоднозначны, неточны, противоречивы;
- цели нельзя выразить с помощью четко определенной целевой функции;
- не существует однозначного алгоритмического решения задачи.

Все вышеперечисленные свойства являются типичными для медицинских задач, так как в большинстве случаев они представлены большим объемом многомерных "запутанных" и противоречивых клинических данных.

Анализ существующих медицинских экспертных систем показал, что эффективно функционирующей системы этого класса ориентированной на ведение больных с мочекаменной болезнью (МКБ) для русскоязычного пользователя не существует.

С учетом этого кафедре биомедицинской инженерии (БМИ) Юго-Западного государственного университета (ЮЗГУ) совместно со специалистами ОБУЗ Курской городской клинической больницы скорой медицинской помощи начала разработку основных элементов базы знаний экспертной системы врача уролога для диагностики МКБ. В данной работе представлены результаты синтеза математических моделей, решающих задачи прогнозирования, диагностики, формирования рекомендаций по профилактике и лечению МКБ.

Учитывая нечеткую природу структуры данных, присущую выбранному классу заболевания, в качестве основного математического аппарата была выбрана технология мягких вычислений и, в частности, метод синтеза коллективов гибридных нечетких решающих правил, разработанный на кафедре БМИ ЮЗГУ[2,3].

В качестве основного элемента нечетких решающих правил выбрана функция принадлежности $\mu_{\omega_l}(x_i)$ к исследуемому классу состояний пациента ω_l с базовой переменной X_i , определяемой в пространстве информативных признаков $X=\{x_1, x_2, \dots, x_i, \dots, x_n\}$ размерностью n .

Из всего многообразия математических моделей, использующихся при синтезе коллективов гибридных нечетких решающих правил для решения поставленных в данной работе задач, был выбран следующий их набор.

1. Операции нечеткого сложения и умножения в терминологии Л.Заде [2,5,6]:

$$YR_{\omega_l} = \min[(\mu_{\omega_l}(x_1), \mu_{\omega_l}(x_2), \dots, \mu_{\omega_l}(x_n))]; \quad (1)$$

$$YR_{\omega_l} = \max[(\mu_{\omega_l}(x_1), \mu_{\omega_l}(x_2), \dots, \mu_{\omega_l}(x_n))], \quad (2)$$

где YR_{ω_l} - уверенность в принимаемом решении по классу ω_l

2. Модификация накопительной модели Е. Шортглифа [2,4]:

$$YR_{\omega_l}(j+1) = YR_{\omega_l}(j) + \mu_{\omega_l}(x_{i+1})[1 - YR_{\omega_l}(j)]; \quad (3)$$

$$YR_{\omega_l}(j+1) = YR_{\omega_l}(j) + YR_{\omega_l}^*(j+1)[1 - YR_{\omega_l}(j)]; \quad (4)$$

где j – номер итерации; $YR_{\omega_l}(1) = \mu_{\omega_l}(x_1)$; $YR_{\omega_l}^*(j+1)$ - уверенность в решении от свидетельства с номером $j+1$:

3. Комбинированные правила продукций типа [5,6,7,22]:

$$\text{ЕСЛИ } Q \text{ ТО } [YR_{\omega_l} = F_1(X)] \text{ ИНАЧЕ } [YR_{\omega_l} = F_2(X)], \quad (5)$$

где Q – четкое или нечеткое логическое условие; $F_1(x)$ и $F_2(x)$ четкие или нечеткие агрегаторы; X – вектор исходных признаков.

Для формирования комбинированного пространства информативных признаков, была сформирована группа из 8 высококвалифицированных экспертов (1 доктор медицинских наук, заведующий урологическим отделением; 1 кандидат медицинских наук, заведующий урологическим отделением; 1 кандидат медицинских наук, врач-уролог; 5 врачей-урологов высокой квалификации). С их участием, на основании анализа литературных данных и собственного опыта был сформирован перечень информативных признаков - факторов риска возникновения мочекаменной болезни (МКБ), получаемых в результате опросов, осмотров и простейших исследований [4].

После оптимизации структуры этого признакового пространства, произведенное с помощью пакета RUMM2020 [2] было оставлено 28 информативных признаков, обеспечивающих уверенность в прогнозировании возникновения и правильной постановке диагноза не хуже 0,9.

По всем выбранным задачам, пользуясь рекомендациями [2,3] были получены соответствующие математические модели, качество работы которых проверялось на репрезентативных контрольных выборках не менее 100 человек на каждый класс.

Полученные в работе математические модели были реализованы в мобильном приложении для смартфонов и планшетных компью-

теров на базе платформы Android в виде теста. Пользователь отвечает на поставленный вопрос посредством выбора элемента ответа из списка нажатием на кнопку или ввода значения с клавиатуры. Пройдя тест, пользователь получает информацию о статусе заболевания и соответствующие рекомендации по профилактике и лечению. На рисунке 1 приведены скриншоты, иллюстрирующие внешний вид работы программы.

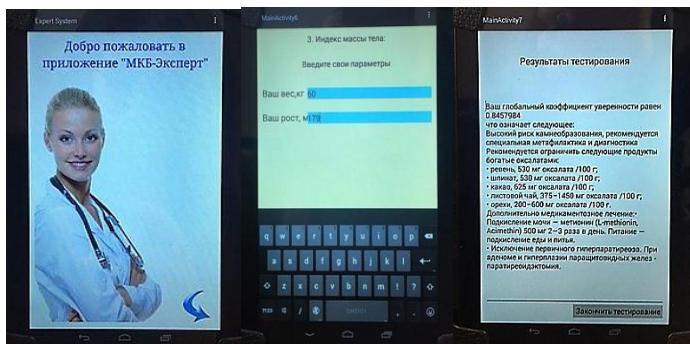


Рис. 1 – Скриншоты экспертной системы возникновения и диагностики МКБ

В настоящее время ведутся работы по синтезу прогностических и диагностических моделей для других урологических заболеваний.

Библиографический список

1. Андрейчиков А.В. Интеллектуальные информационные системы/А.В. Андрейчиков, О.Н. Андрейчикова //М.: Финансы и статистика; 2006. – 424 с.
2. Корневский, Н.А. Использование нечеткой логики принятие решений для медицинских экспертных систем. [Текст] / Н.А. Корневский// Медицинская техника, 2015. - №1(289). - С. 33-35.
3. Корневский, Н.А. Метод прогнозирования и диагностики состояния здоровья на основе коллективов нечетких решающих правил / [Текст] Н.А. Корневский, Р.В. Руцкой, С.Д. Долженков // Системный анализ и управление в биомедицинских системах, 2013. – Т.12 (4). – С. 905-909.
4. Коцарь, А.Г. Автоматизированная система поддержки принятия решений врача-уролога по прогнозированию и профилактике мочекаменной болезни / А.Г. Коцарь. Курск: Изд-во Курск.гос.с.-х.ак., 2011.- 86 с.

5. Zadeh L.A. Advances in Fuzzy Mathematics and engineering/ L.A. Zadeh// Fuzzy Sets and Fuzzy information – Granulation Theory. Beijin. Beijing Normal University Press, 2005. -7p.
6. Zadeh L.A. Fuzzy sets, logic, and fuzzy systems: selected papers / L.A. Zadeh, J. Klir George //Google Books Result. Bo Yuan, 1996. - 826 p.

УДК 681.518.3:616-009.1

СИСТЕМА ОПЕРАТИВНОГО МЕДИЦИНСКОГО КОНТРОЛЯ

М.Н. Митяева, Г.А. Садовский

Рязанский государственный радиотехнический университет

В статье описана работа системы медицинского контроля. Приведены ее функциональная схема, принципиальная схема блока регистрации ЭКГ в отведении DS.

Комплекс «Бета-08» используется для оперативного контроля состояния космонавта. Обеспечивает съем, усиление, преобразование и передачу на систему регистрации физиологической информации.

Регистрируемые параметры: Электрокардиография DS (ЭКГ); Пневмография (ЭКГ); Температура тела (ТТ); Пульсоксиметрия.

Комплекс диагностики состояния человека состоит из блока-анализатора врача, состоящего из приемопередающего модуля радиоканала, подключаемого к персональному компьютеру, и программного обеспечения, а так же из регистратор физиологической информации с встроенным в него приемопередающим модулем канала радиосвязи выполнен в едином блоке. [1]

В регистраторе можно выделить 3 основные части:

- устройство аналогового ввода;
- процессор обработки сигналов;
- передатчик информации на центральный пост.

Устройство аналогового ввода с помощью датчиков и электродов осуществляет съем физиологических сигналов пациента. В этом устройстве происходит усиление этих сигналов, предварительная фильтрация, стабилизация и преобразование аналоговых сигналов в цифровые (ЭКГ и ПГ).

После этого оцифрованные сигналы передаются в процессор обработки сигналов, который осуществляет цифровую обработку и фильтрацию сигналов испытуемого.

Выход датчика температуры соединен с соответствующим входом микропроцессора непосредственно.

Канал температуры предназначен для преобразования сигнала датчика температуры в напряжение в диапазоне температур 0 –50°С.

Выход датчика пульсоксиметра соединен так же непосредственно к входу микропроцессора.

Сигнальный выход микропроцессора соединен с входом приемопередающего модуля радиоканала регистратора. Обработанные сигналы, поступающие от микропроцессора на вход приемопередающего модуля, транслируются по радиоканалу на блок-анализатор врача, где уже происходит анализ полученных данных.

Так в данном устройстве имеется блок питания с модулем контроля заряда. Функциональная схема приведена на рисунке 1.

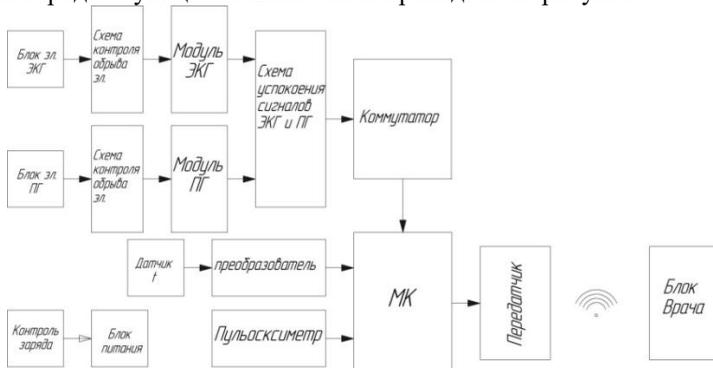


Рис. 1 – Функциональная схема регистратора физиологических сигналов космонавта

Реализация модуля ЭКГ.

Входная цепь пациента состоит из схемы подавления радиочастотных помех. Резисторы R1-R6 и конденсаторы C1-C6 формируют пассивные ФНЧ второго порядка. Эти фильтры обеспечивают подавление сигналов телевизионных и радиостанций, а также иного высокочастотного оборудования.

Схема контроля плохого контакта электродов в системе отведений позволяет своевременно определять обрыв или плохой контакт электродов. Высокоомные резисторы R7- R9 (100МОм), подключенные к источнику напряжения 5В и сопротивление контакта “электрод-кожа” образуют делитель, напряжение с которого подается на вход дифференциальных усилителей отведений. При плохом контакте электрода увеличивается сопротивление в цепи пациента, а, следовательно, и постоянное напряжение на выходе дифференциальных усилителей ОР1-ОР3, которое поступает через коммутатор каналов на АЦП.

Оцифрованный сигнал из АЦП поступает в микроконтроллер для анализа состояния контакта “электрод-кожа”. В случае обнаруже-

ния плохого электродного контакта микроконтроллер передает по последовательному интерфейсу сообщение микропроцессору о неполадках в системе отведений.

Сигналы ЭКГ с выхода дифференциальных усилителей поступают на ФНЧ первого порядка С7-С8, R18-R19. Затем, пройдя через ФВЧ первого порядка С9-С10, R20-R21, сигналы ЭКГ усиливаются операционными усилителями ОР4-ОР6. Кроме усиления эти каскады выполняют функцию активного ФНЧ первого порядка для ограничения полосы частот поступающих на вход АЦП. Далее отфильтрованные сигналы поступают на вход коммутатора.

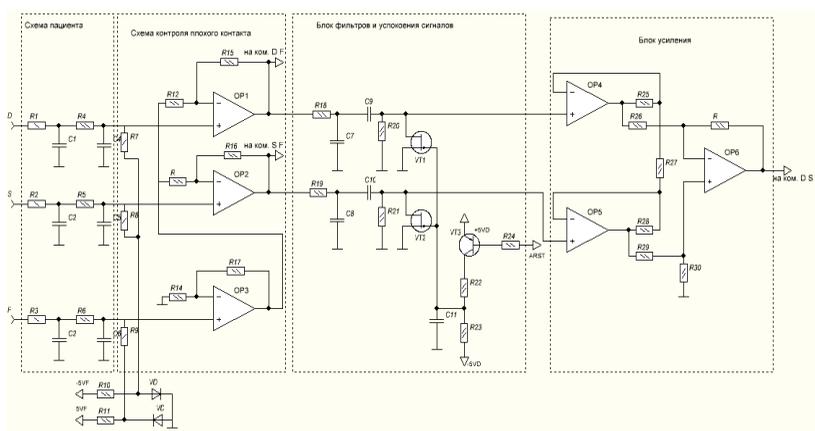


Рис. 2 –Модуль ЭКГ

Схема успокоения каналов ЭКГ предназначена для предотвращения ухода изолинии при скачках напряжения, вызванных переходными процессами на участке электрод-кожа, двигательной активностью пациента. Схема выполнена на транзисторах VT1-VT2, которые выполняют роль ключей через которые разряжаются конденсаторы. Транзистор VT3 обеспечивает согласование уровней.

Библиографический список

1. Патент РФ № 2010111010/14. Ледовской С.М., Малыгин А.В., Щигленко Н.А., Щербаченко Г.Е. Способ дистанционного мониторинга состояния человека// Патент России № 2442531;
2. Магда Ю.С.; LabVIEW. Практический курс для инженеров и разработчиков//ДМК Пресс - 2012 г. – с. 208.

ПРИЛОЖЕНИЕ С ГРАФИЧЕСКИМ ИНТЕРФЕЙСОМ «HRV»

М.А. Решетникова, А.С. Акулова

Самарский национальный исследовательский университет

им. академика С.П. Королева

Описываются основные этапы обработки электрокардиосигнала, необходимые для дальнейшего расчета параметров variability сердечного ритма. Описываются рассчитываемые параметры variability сердечного ритма. Приведен алгоритм работы программы, разработанной в среде компьютерных вычислений MATLAB.

Электрокардиосигнал (ЭКС) - биоэлектрическая сократительная активность сердца. ЭКС регистрируется с помощью электродов, поверхностно расположенных на грудной клетке или конечностях. С помощью записи ЭКС можно получить информацию о состоянии сердца, а так же рассчитать параметры variability сердечного ритма, по которым оценивается взаимодействие сердечно-сосудистой системы с другими системами человека.

Вариабельность сердечного ритма (англ. Heart rate variability (HRV)) (BCP) – естественные изменения интервалов времени между сердечными сокращениями.

Для отображения ЭКС и гистограммы распределения, а так же расчета параметров BCP в среде компьютерных вычислений MATLAB было разработано приложение с графическим интерфейсом «HRV».

Предварительно ЭКС проходит фильтрацию, интерполяцию и удаление дрейфа изолинии (низкочастотные артефакты). Фильтрация сигнала осуществляется с использованием фильтра Баттерворта низких и высоких частот и медианного фильтра, интерполяция – методом кубических сплайнов. Данные этапы автоматически по необходимости производятся программным способом.

В обработанном ЭКС выделяются R-зубцы. Длительность RR-интервалов (расстояния между R-зубцами) в виде матрицы записывается в текстовый файл, который необходим для расчета параметров BCP. Программа рассчитывает статистические (\overline{NN} , $SDNN$, $RMSSD$, AC , DC), спектральные (LF/HF) и нелинейные (Alpha) параметры BCP.

\overline{NN} – среднее значение длительностей кардиоимпульсов (КИ), показывает средний пульс человека.

SDNN – среднее квадратичное отклонение величин КИ за весь рассматриваемый период.

RMSSD – квадратный корень из суммы квадратов разности величин последовательных пар КИ [1].

Коэффициенты акселерации (AC) и децелерации (DC) определяют интенсивность квазипериодических трендов в сердечном ритме на основе усреднения сигналов с ректификацией фазы [2].

HF (High frequency - высокочастотный) компонент показывает влияние блуждающего нерва на работу сердца. **LF (Low frequency - низкочастотный) компонент** показывает влияние симпатического и парасимпатического отделов на сердечный ритм. LF/HF – характеризует баланс влияния парасимпатического и симпатического отделов на сердце.

Коэффициент флуктуации (alpha) позволяет изучить структуру различных процессов с точки зрения статистического самоподобия.

Результатом работы программы является приложение с графическим интерфейсом, отображающее электрокардиографический сигнал и его гистограмму распределения, а так же таблица параметров BCP, которые так же сохраняются в отдельный текстовый файл для дальнейшего использования. На рисунке 1 представлено разработанное приложение с графическим интерфейсом «HRV».

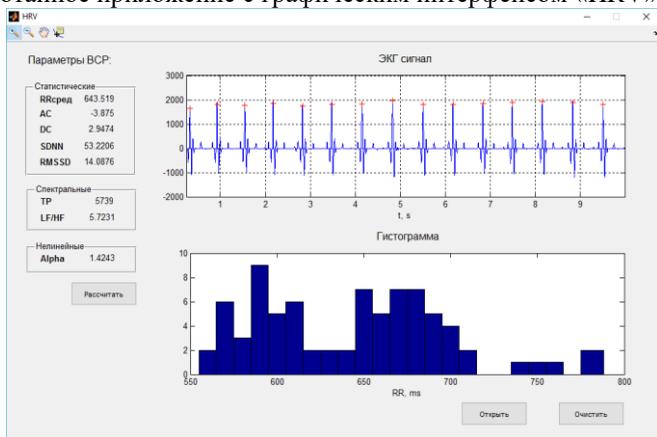


Рис.1 – Приложение с графическим интерфейсом «HRV»

Библиографический список

1. Task Force of the European Society of Cardiology and North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart rate variability. Standards

- of measurement, physiological interpretation and clinical use // *Circulation*. – 1996. – Vol. 93 – P. 1043-1065.
2. Bauer A. et al. Phase-rectified signal averaging detects quasi-periodicities in non-stationary data // *Physica A*. – 2006. – Vol. 364. – P. 423–34.
3. Peng C.K., Havlin S., Stanley H.E., Goldberger A.L. Quantification of scaling exponents and crossover phenomena in nonstationary heartbeat time series // *Chaos*. – 1995. – Vol. 5. – P. 82–87.

УДК 62-93

ОБЗОР И СИНТЕЗ СТРУКТУРНОЙ СХЕМЫ УСТРОЙСТВА ДЛЯ ДИСТАНЦИОННОЙ ПОДЗАРЯДКИ ИМПЛАНТА

А.Ю. Юрьева, И.Б. Старченко

Институт нанотехнологий, электроники и приборостроения
Южный федеральный университет

В работе представлен обзор и синтез структурной схемы устройства для дистанционной подзарядки импланта. Описана работа всех элементов данной схемы.

Повышение качества и продолжительности жизни человека считаются характерной чертой нынешнего тысячелетия. Значительную роль в достижении данных целей играют успехи в разработке и применении устройств, имплантируемых в организм человека – имплантов. И в связи с этим в настоящее время происходит бурное развитие беспроводных технологий. В большей степени это относится к связи, но в то же время это развитие повлекло за собой увеличение интереса к бесконтактной передаче энергии для питания и зарядки «полностью беспроводных» устройств.

Беспроводная зарядная система имеет питающую сторону, на которой находятся узкополосный высокочастотный генератор и излучающая антенна, а также зарядный блок, имеющий приемную антенну, инвертор напряжения, содержащий выпрямитель и импульсный умножитель напряжения, контроллер заряда-разряда, блок аккумуляторов и блок ионисторов [1].

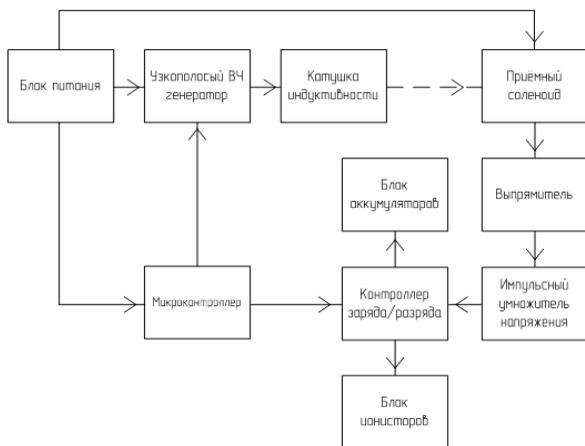


Рис. 1 – Схема электрическая структурная устройства для беспроводной зарядки импланта

Беспроводная зарядная система согласно разрабатываемой схеме работает следующим образом. На питающей стороне узкополосный высокочастотный генератор с помощью катушки Тесла излучает электромагнитные волны конкретной частоты.

Эти волны наводят в соленоиде зарядного блока переменную ЭДС частоты и амплитуды, зависящей от расстояния до излучателя. Инвертор, содержащий выпрямитель и импульсный умножитель напряжения, должен обеспечивать преобразование переменного напряжения в постоянное (медленно меняющееся) или импульсное напряжение, которое должно быть не ниже порогового уровня, обусловленного конкретной конструкцией контроллера заряда-разряда и используемых блока аккумуляторов и блока ионисторов.

Контроллер заряда-разряда считается стандартным элементом, использующимся в современных мобильных устройствах. Он работает для оптимизации режима заряда-разряда аккумуляторов и ионисторов (поддержка необходимых напряжений и токов, предотвращение полного разряда), переключения нагрузки на заряженные аккумуляторы и ионисторы для поддержки необходимого напряжения питания (например, в режиме пуска), отключения от нагрузки элементов, которые находятся в режиме зарядки, и др.

Микроконтроллер с записанной в него программой синхронизирует подачу питающих напряжений на надлежащие блоки и согласовывает их работу.

Таким образом, структурная схема достаточно точно отображает общую структуру устройства для дистанционной подзарядки имплантата, для чего предназначено устройство и что оно делает в основных режимах работы, как взаимодействуют его части.

Библиографический список

Беспроводная зарядная система // [Электронный ресурс]: <http://www.freepatent.ru/patents/2306654> // Дата обращения: 23.10.2016 г.

УДК 612.766.1

**СИСТЕМА КОНТРОЛЯ ДВИГАТЕЛЬНОЙ АКТИВНОСТИ
ЧЕЛОВЕКА В АМБУЛАТОРНЫЙ ПЕРИОД**

М.С. Ашапкина, А.В. Алпатов, А.А. Чекушин

Рязанский государственный радиотехнический университет

Разрабатываемая система позволяет поддерживать активное физическое состояние в пределах основных норм здорового образа жизни и выдает индивидуальные рекомендации по естественным физическим упражнениям, контролируя правильность их выполнения и своевременность чередования отдыха и выполнения необходимых нагрузок.

Опорно-двигательный аппарат человека – это сложная система, состоящая из совокупности суставов, костей, мышц и сухожилий. Зачастую травма одной из составляющих приводит к нарушениям во всей системе: к примеру, травма сустава может стать причиной ограничения подвижности, вследствие чего развиваются дегенеративно-дистрофические изменения организма. Это может спровоцировать появление сопутствующих заболеваний [1].

Поэтому пациенты с различными травмами и нарушениями, а также после операций нуждаются в проведении медицинской активной реабилитации. Для успешной коррекции опорно-двигательного аппарата необходимо заниматься лечебной физкультурой и естественной физической нагрузкой в виде ходьбы. Их дозирование устанавливает лечащий врач. Необходимо точно соблюдать допустимые пределы физических нагрузок, чтобы не создать неудобства при их выполнении и не помешать процессу восстановления. Поэтому создание системы контроля правильности выполнения движений является актуальной как для стационарного наблюдения, так и для амбулаторного периода для более детальной оценки динамики реабилитации.

Врач, зная возраст, пол, вес, рост, степень заболевания и физиологические возможности пациента, выдаёт индивидуальные рекомендации по выполнению лечебно-профилактических упражнений. Пациент, фиксируя браслет, выполняет назначенные упражнения под наблюдением врача, контролирующего правильность их выполнения. Система запоминает параметры производимых пациентом движений. Значения этих параметров считаются эталонными. Когда пациент будет самостоятельно заниматься лечебно-профилактическими упражнениями в домашних условиях, система сравнит новые значения с эталонными и, в случае ошибочного выполнения упражнения, даст рекомендации по коррекции [2].

Кроме того, система набирает статистику, которая фиксируется на web-сервисе. По набранной при самостоятельном выполнении упражнений статистике врач определит динамику реабилитационного процесса. Это поможет врачу более детально отслеживать процесс восстановления вне стен медицинского учреждения для того, чтобы получить полную картину реабилитации и при необходимости ее корректировать. Также система будет анализировать особенности походки, и при обнаружении малейших изменений, связанных с ухудшением и возможным развитием рецидива после травмы или операции опорно-двигательного аппарата, система предупредит о необходимости показаться врачу.

Система сможет отслеживать и анализировать образ жизни пользователя (сидячий, малоподвижный, умеренно активный и т.д.) и своевременно напоминать о сбалансированном чередовании режимов физической активности и отдыха, что позволит избежать возобновления болевых ощущений [3].

Для получения информации о двигательной активности используют акселерометры MMA7361L, которые регистрируют кривые ускорений движения. Они выдают сигнал с движения ноги человека. Полученные данные с акселерометров усиливаются и передаются на аналоговые входы блока обработки и передачи. Блок обработки и передачи регистрируемой информации включает в себя микроконтроллер ATmega328. Полученные данные о двигательной активности сохраняются в виде файла на флеш-карте типа SD. После регистрации сигнал может быть передан по каналу передачи Bluetooth или считан с SD-карты в ПК.

Как отмечается в статье [4], походка человека имеет фрактальные свойства и ее вариабельность можно описать флуктуационным методом.

Для применения флуктуационного анализа сигнала, характеризующего изменения опорно-двигательного аппарата человека, на стадионе университета был проведен эксперимент. Устройство крепилось на одной из щиколоток испытуемых. Участники данного исследования выполняли естественные физические нагрузки в виде бега и ходьбы. При осуществлении этих видов физических нагрузок участвуют не только нижние конечности, но и весь организм, поэтому данные нагрузки вызывают большой интерес для исследований.

В данном эксперименте участвовали три человека, средний возраст которых 25 лет. У первого испытуемого несколько лет назад была спортивная травма – разрыв связок, поэтому он хромает на правую ногу. Второй не имеет систематической физической нагрузки. Третий участник эксперимента три раза в неделю занимается легкой атлетикой.

На первом этапе эксперимента испытуемым требовалось пройти по внешнему кругу стадиона в естественном для них темпе. На втором этапе участникам эксперимента нужно было пробежать 100 метров с максимальной для них скоростью. И на завершающем этапе снова пройти по внешнему кругу стадиона в естественном темпе.

Во время ходьбы, до и после бега осуществлялось измерение сигналов, характерных для опорно-двигательного аппарата. Предполагалось, что после физической нагрузки в виде бега естественный темп ходьбы изменится для каждого участника индивидуально, т.к. они имеют разную физическую подготовку.

Для получения информации об изменении положения опорно-двигательного аппарата использовалось устройство, регистрирующее кривые ускорений движения. Особенность данного устройства заключается в том, что оно имеет малые габариты и представлено в виде браслета, который крепится на одной из щиколоток испытуемых. Для анализа сигналов, полученных в ходе эксперимента, была вычислена флуктуационная функция.

Параметр α называется скейлинговым показателем, который определяет наклон аппроксимирующей линии зависимости $\log(F)$ от $\log(n)$ и характеризует свойство масштабной инвариантности множества (но не фрактальную размерность).

Установлено, что скейлинговый показатель α , который определяет наклон аппроксимирующей линии, имеет различные значения для каждого сигнала.

У первого и второго участника скейлинговые показатели после бега уменьшались. Испытуемый с нарушениями опорно-двигательного

аппарата имеет самый высокий скейлинговый показатель, равный 1,05 до пробежки, после нее данный параметр сильно не изменился, он уменьшился на 0,06. Скейлинговый показатель второго участника тоже уменьшился по окончании физической нагрузки, но на большее значение – с 0,88 до 0,68.

В отличие скейлинговых показателей двух первых участников по завершении бега наклон аппроксимирующей линии третьего испытуемого увеличился с 0,64 до 1,01. Это подтверждает факт лучшей физической подготовки третьего испытуемого и доказывает, что третий участник эксперимента, занимающийся лёгкой атлетикой, обладает более совершенной техникой ритмического построения движения, чем первые два участника эксперимента.

Таким образом, люди, систематическими занимающиеся физическими упражнениями, более подготовлены к нагрузкам, а их движения более ритмичны и плавны. Им легче строить сложные кинематические движения опорно-двигательного аппарата во времени. Физически подготовленным людям проще управлять собственным телом и его динамикой, а также они лучше адаптируются в пространстве [5].

Ритмические или однократные повторения движений во время ходьбы похожи друг на друга. Внешние силы, действующие на мышцы, чрезвычайно разнообразны и не повторяются раз от раза. Для того чтобы создать одинаковые движения, необходимо превратить динамическую хаотичность в последовательный цикл.

Из-за того, что на тело по-разному действуют внешние силы, у каждого человека формируется своя походка. После физической нагрузки у первого и второго участников форма походки изменилась: появился более хаотический характер движений. Это может быть отображением усталости участников эксперимента или их неподготовленности к физическим нагрузкам.

Полученные данные может быть некорректными из-за малочисленной экспериментальной базы. Для более объективной оценки и дальнейшего анализа двигательной активности человека нужно увеличить количество испытуемых, желательно разного пола и возраста.

Библиографический список

1. Покровский В.М., Коротько Г.Ф. Физиология человека. М.: Медицина, 2007. 656 с.
2. Ашапкина М.С., Алпатов А.В. Разработка устройства контроля двигательной активности человека // Международный научно-исследовательский журнал. 2013. № 4. С: 90-91.
3. Ашапкина М.С. Разработка программно-аппаратного комплекса для анализа движений в системах массового обследования // Мате-

риалы XXV-й Всероссийской конференции с элементами научной школы для молодежи «Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы» Биомедсистемы – 2012. Рязань: РГРТУ, 2012. С. 16-18.

4. Jeffrey M. Hausdorff, C.-K. Peng, Zvi Ladin, Jeanne Y. Wei, Ary L. Goldberger. Is walking a random walk? Evidence for long-range correlations in stride interval of human gait. *Modeling in physiology*, Vol 78, №1, 1995. P. 349-358.

5. Бернштейн Н.А. Физиология движений и активность. М.: Наука, 1990. 247 с.

УДК 615.847.8

ПРИМЕНЕНИЕ УСТРОЙСТВА РЕГИСТРАЦИИ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ОРГАНИЗМА ВО ВРЕМЯ СЕАНСА ФИЗИОТЕРАПИИ

Е.П. Матюхин, С.Г. Гуржин, М.Г. Кузнецов

Рязанский государственный радиотехнический университет

Рассмотрено применение способа и устройства бесконтактной регистрации дыхательной деятельности пациента в комплексе магнитотерапии. Представлен результат апробации канала оперативной диагностики функционального состояния дыхательной системы человека во время сеанса физиотерапии общего воздействия.

Для оперативной диагностики функционального состояния пациента в современном медико-биологическом приборостроении актуальными являются задачи по разработке и реализации бесконтактных методов сканирования физиологического состояния биологических объектов. К основным исследуемым параметрам относятся показатели деятельности сердечно-сосудистой и дыхательной систем: частота сердечных сокращений, пульс, насыщение крови кислородом, частота дыхательных движений и другие.

В работе [1] рассматриваются некоторые бесконтактные методы регистрации физиологических параметров пациента на основе локации в радио- и оптическом диапазоне. Они имеют ряд недостатков в виде низкой чувствительности регистрации и помехозащищенности. Поэтому в дистанционной локации процессов сердечной и дыхательной деятельности человека в работе [2] определены ультразвуковые методы: фазовый, эхолокационный, импульсно-фазовый метод на основе биений. Они обладают существенными преимуществами, такими как получение высоких значений энергии при малой амплитуде, доступ-

ность ультразвуковых преобразователей на рынке радиоэлектронных изделий, технически простая реализация методов получения ультразвука без дорогостоящих технических решений.

Развитием фазового метода является способ регистрации процессов дыхания на основе ультразвуковых биений. Он описан в работе [3]. Для определения частоты дыхательных движений производится облучение грудной клетки пациента сигналом суммой двух ультразвуковых частот (f_1 и f_2). При этом регистрируют изменения фазового сдвига между огибающими переданного и принятого сигналов:

$$\Delta\varphi(t) = (2\pi (f_1 - f_2) l(t)) / C,$$

где $l(t)$ – функция колебаний участка тела пациента; $\Delta\varphi(t)$ – функция изменения разности фаз; C – скорость распространения ультразвука в воздухе ($C = 330$ м/с).

Импульсно-фазовый метод регистрации физиологических параметров пациента в тестовом режиме был реализован в канале оценки состояния дыхательной системы пациента в программно-аппаратном комплексе физиотерапии Мультимаг. Аппарат был представлен на выставке Здравоохранение – 2014 в г. Москве на стенде Минпромторга.

Он представляет собой устройство для лечения методами магнитотерапии, основанными на механизме воздействия низкоинтенсивными динамически изменяющимися магнитными полями сложной структуры на организм пациента. В восстановительной медицине аппарат успешно используется на базах лечебно-профилактических учреждений различных форм собственности. Магнитотерапия позволяет улучшить микроциркуляцию, нормализовать обменные процессы в организме, восстановить его резервы. Особенность аппарата – воздействие магнитными полями на весь организм пациента. В нем внедрен режим «биотехнической связи с пациентом», то есть возможность синхронизации воздействия с частотой пульса.

Актуальной задачей стала регистрация работы дыхательной системы: определение частоты дыхательных движений, а также установление зависимости эффективности лечения от фазы дыхания и экспозиции терапевтического воздействия.

Датчик для регистрации физиологических параметров пациента был вмонтирован в крышку аппарата физиотерапии. Доброволец был расположен на ложементе так, как при проведении лечебной процедуры, при этом датчик находился на расстоянии примерно 20 см от пациента. На экране ПЭВМ программа отображает работу канала оперативной диагностики дыхательной системы. В режиме реального времени производится запись циклограммы дыхания пациента во время

сеанса физиотерапии (см. рис. 1). На рисунке представлена кривая дыхания, на которой можно отследить также наложенный на нее высокочастотный сигнал от деятельности сердца. По рисунку можно отчетливо увидеть фазы вдоха и выдоха, которые определены движениями грудной клетки – местом проекции ультразвукового воздействия от датчиков. По кривой можно определить частоту дыхательных движений – частоту дыхания. Неравномерность сигнала говорит о возможном движении пациента во время исследования.



Рис. 1 – Циклограмма дыхания пациента во время сеанса физиотерапии в режиме диагностики дыхания

Из полученной на рисунке информации становится понятно, что датчик, используемый в тестировании канала диагностики является очень чувствительным. Для реализации высокочувствительной и надежной бесконтактной регистрации деятельности дыхательной системы необходима разработка оптимальных приемопередающих ультразвуковых преобразователей, применение алгоритмов фильтрации сигнала. В работе [4] рассматриваются вопросы повышения надежности ультразвуковой локации процессов дыхания в комплексной магнито-терапии. В качестве развития средств мониторинга дыхания предполагается использование фазированной ультразвуковой решетки, параметры которой можно будет подстраивать под особенности грудной клетки и специфики дыхания пациента.

Реализация методов и средств бесконтактной диагностики состояния пациента на основе ультразвуковых приемопередающих устройств может иметь широкий ареал использования – от диагностических приборов в аппаратах физиотерапии для оценки функционального состояния пациента во время сеанса лечения до систем контроля состояния операторов промышленных и подвижных объектов.

Библиографический список

1. Гуржин, С.Г. Радио и оптико-локационный контроль функционального состояния пациента хрономагнитотерапии [Текст] / С.Г. Гуржин, Е.М. Прошин, Е.О. Путилин, А.В. Шуляков // Биомедицинская радиоэлектроника. – 2011. – №7. – С. 18–24.
2. Путилин Е.О. Ультразвуковые методы бесконтактной регистрации процессов сердцебиения и дыхания пациента комплексной хрономагнитотерапии [Текст] / Е.О. Путилин // Биомедицинская радиоэлектроника. – 2013. – №7. – С. 12–20.2.
3. Прошин, Е.М. Бесконтактный мониторинг дыхания и сердцебиения пациента комплексной хрономагнитотерапии на основе ультразвуковых биений [Текст] / Е.М. Прошин, Е.О. Путилин // Биомедицинская радиоэлектроника. – 2012. – №7. – С. 19–28.
4. Прошин, Е.М. Повышение надежности ультразвуковой локации процессов сердцебиения и дыхания в комплексной магнитотерапии [Текст] / Е.М. Прошин, Е.О. Путилин // Биомедицинская радиоэлектроника. – 2014. – №7. – С.15–23.

УДК 681.784.43

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ МЕТОДИК РАСПОЗНАВАНИЯ ДВИЖЕНИЯ ГЛАЗ ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ ВЕСТИБУЛЯРНЫХ РАССТРОЙСТВ

А.А. Калакин, С.Г. Гуржин

В работе рассмотрен сравнительный анализ методик распознавания движения глаз при диагностике вестибулярного аппарата. О поражении вестибулярной системы свидетельствует появление нистагма, как быстрого, так и медленного его компонента. Разрабатываемая система включает в себя два метода исследования нистагма для более детального исследования вестибулярных расстройств.

Нарушение нормальной работы вестибулярного анализатора часто приводит к утрате человеком трудоспособности, а в дальнейшем грозит инвалидностью. Первичными симптомами поражения внутреннего уха, как правило, являются головокружение и расстройства равновесия, внешние проявления которых всегда сопровождаются ответными глазодвигательными реакциями – нистагмами. На сегодняшний день привлекается особое внимание изучению вестибулярно-окулярных рефлексов (ВОР) при разных видах патологии.

Движения глаз обеспечивают нормальную работу зрительного анализатора и являются одним из важнейших механизмов, который лег в основу диагностических значимых методов исследования зрительных и глазодвигательных функций [1].

Вестибулярный нерв оказывает влияние на позиции глазных яблок так, что во всех возможных положениях головы существует зрительная ориентация. Поэтому при любых поражениях вестибулярного аппарата позиции глаз изменяются и появляется нистагм.

О поражении вестибулярной системы свидетельствует наличие в нистагме, как быстрого, так и медленного компонента.

Медленный компонент является действительным сигналом поражения, в то время как быстрый компонент обусловлен лишь толчкообразным, рефлекторным возвращением глаз в исходное положение [2].

Анализ нистагма - одна из основных функций видеоокулографа. Он подразделяется на 2 вида:

- Непрерывный анализ нистагма.
- Дискретный анализ нистагма.

В разрабатываемой системе регистрации движения глаз, данные регистрируются с частотой 25 кадров в секунду. При непрерывном анализе нистагма рассчитывается текущая скорость движения глаза для любого момента времени. Как только скорость движения глаза превышает максимальное значение, распознаётся начало быстрой фазы. Конец быстрой фазы определяется в тот момент, когда скорость глаза падает ниже максимального значения. Пороговые значения, используемые для определения исходной и конечной точек быстрой фазы, подстраиваются автоматически, а результаты распознавания отображаются графически.

Скорость медленной фазы определяется при помощи временно-гсглаживания (низкочастотной фильтрации) скорости, рассчитываемой вне распознанных саккад и артефактов. Во время саккад или артефактов её скорость приравнивается к среднему между скоростью в начале и сразу после саккады. Низкочастотная фильтрация скоростей адаптирована к соответствующим требованиям тестов для того, чтобы избежать искажения результатов.

Преимуществом этой методики анализа нистагма является возможность определения скорости движения глаза для любого произвольного момента времени, т.е. при таком подходе получается непрерывная оценка характера движений глаз.

Недостатком этого метода анализа является то, что в методиках с низкой активностью нистагма, например в тесте спонтанного нис-

тагма, скорость медленной фазы может быть определена для любого произвольного момента времени, однако для каждого удара нистагма не определяется отдельного значения.

Если непрерывный анализ используется при ударах нистагма, лишь изредка появляющихся на записи, то истинная скорость нистагма не может быть правильно определена. Для решения этой проблемы используется методика дискретного анализа нистагма.

Методика дискретного анализа нистагма состоит в поиске пилообразных движений глаз, характерных для обычного нистагма, которые распознаются по быстрой фазе, которой предшествует медленная фаза противоположного направления (рис. 1).

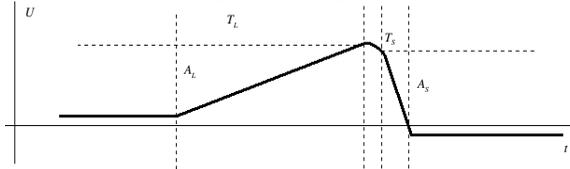


Рис. 1 – Схематическое изображение удара нистагма

$$V_L = A_L / T_L \text{ (скорость медленной фазы);}$$

$$V_S = A_S / T_S \text{ (скорость быстрой фазы).}$$

Возможные удары нистагма распознаются, если выполнены следующие условия:

- Рассчитанная скорость превышает заданную минимальную скорость $V_{S \min}$, установленную для быстрой фазы.
- Амплитуда быстрой фазы превышает заданную минимальную амплитуду $A_{S \min}$, установленную для быстрой фазы.
- Время, прошедшее с последней быстрой фазы, превышает заданную минимальную длительность $T_{L \min}$, установленную для медленной фазы.

Если эти условия соблюдаются, проверяются следующие формальные критерии идентификации удара нистагма:

- Ускорение и направление во время фазы возврата.
- Амплитуда медленной фазы.
- Скорость медленной фазы.
- Длительность медленной фазы.

Чем большее значение установлено, тем более линейным должно быть движение глаза для того, чтобы оно было распознано как медленная фаза.

Методику дискретного анализа нистагма выбирают в том случае, если нужно определить, как часто появляются спорадические удары нистагма. Это особенно важно для сеансов выявления спонтанного нистагма, поскольку каждый удар нистагма распознаётся и затем анализируется его частота, амплитуда и скорость.

Таким образом, разрабатываемая система включает в себя оба метода исследования нистагма для детального исследования вестибулярных расстройств.

Библиографический список

1. Барабанщиков В.А. Окуломоторные структуры восприятия: Учеб. пособие. Москва: МГУ, 1997. 384 с.
2. <http://zreni.ru/2062-dvizheniya-glaz-9474-chast-2.html>.

УДК 616-71

ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНАЯ СИСТЕМА ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ САХАРНОГО ДИАБЕТА

Р.М. Нафикова; А.Ф. Латыпов; Ю.Л. Лемдясов, Ю.О. Уразбахтина
Уфимский государственный авиационный технический университет

Описывается принцип функционирования и структура информационно-измерительной системы для диагностики сахарного диабета. Рассмотрены существующие методы диагностики данного заболевания.

Сахарный диабет – хроническое заболевание, характеризующееся повышенным уровнем сахара (глюкозы) крови.

Глюкоза – основной источник энергии для клеток организма, но для ее проникновения к месту использования нужен «ключ» – инсулин, вырабатываемый бета-клетками поджелудочной железы.

Сахарный диабет развивается вследствие тех или иных нарушений действия инсулина, из-за которых уровень глюкозы в крови повышается, и ее избыток становится «ядом», повреждающим различные органы и вызывающим осложнения диабета[1].

Инсулин необходим для того, чтобы клетки организма могли усваивать сахар из крови. Недостаточность инсулина в организме приводит к нарушению всех видов обмена веществ, поражению сосудов,

нервной системы, а также других органов и систем.

Определять уровень сахара в крови можно как в лабораторных условиях (забор крови из пальца или из вены), так и в домашних с помощью специального портативного прибора - глюкометра. В домашних условиях больные могут оценивать показания специальных тест-полосок как визуально (глазами, путем сравнения со шкалой-эталоном), так и вставляя их в портативные приборы — глюкометры.

В настоящее время все чаще находит применение неинвазивный метод в исследованиях больных сахарным диабетом - использовании газоанализатора.

Анализировать выдыхаемый воздух чрезвычайно просто - не нужны химические реактивы, пробирки, одноразовые иглы и лабораторка, мучающая ваш палец или локтевую вену. Надо только сделать выдох в специальное устройство, и через несколько секунд или минут анализ готов. Перспективность неинвазивного направления в диагностике заболеваний очевидна - не придется испытывать боль и другие неприятные ощущения от забора крови, будет обеспечена полная безопасность от заражения СПИДом, вирусным гепатитом и другими инфекциями.

Газоанализатор, предназначенный для мониторинга людей страдающих сахарным диабетом, является измерительно-вычислительной системой медицинского назначения.

Под измерительно-вычислительной системой медицинского назначения понимают совокупность измерительных, математических, программных, алго - ритмических, вычислительных и других вспомогательных технических средств, объединенных единством задачи и алгоритмом функционирования, предназначенных для автоматического сбора измерительной информации, ее преобразования и обработки[2].

В измерительно-вычислительной системе объединяются технические средства такие, как приемники и датчики исходной информации, устройства обработки, аппаратные и программные средства управления системой устройства хранения, выдачи и регистрации выходной информации и др. Любая измерительно-вычислительная система медицинского назначения осуществляет:

- Восприятие, выделение и первичное преобразование информативных сигналов;
- Сбор и вторичное преобразование полученной информации к виду, удобному для дальнейшей передачи и обработки;
- Обработку информации по определенным алгоритмам в соответствии с используемым медицинским методом исследования;

- Отображение результатов исследования;
- Хранение результатов исследования.

Структурная схема отражает последовательность съема первичных информативных сигналов, их преобразования и обработки для получения достоверной выходной информации. Система состоит из блоков обработки сигналов, датчика температуры, который представляет собой полупроводниковый термистор, сумматора, фильтра нижних частот, мультиплексора, АЦП, микроконтроллера. Вся информация выводится на жидкокристаллический дисплей.

Датчики для данного метода должны быть точными.

В качестве примера рассмотрим схему включения и характеристики датчика TGS822 фирмы Figaro. Он предназначен для преобразования концентрации паров органических растворителей в величину электрического напряжения, пропорциональную содержанию детектируемого компонента (спирта, толуола, ксилола) в воздухе исследуемой области.

На рис. 1 приведена типовая схема включения датчика.

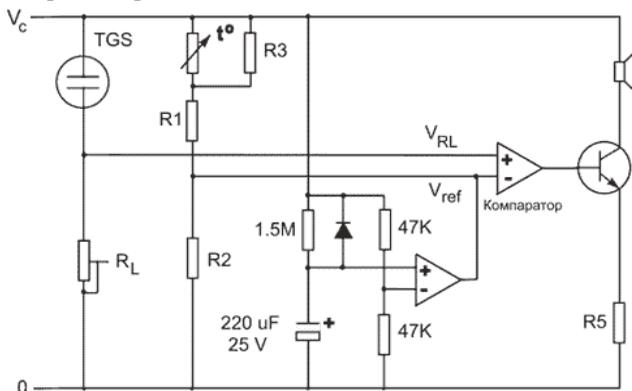


Рис. 1 – Типовая схема включения датчика TGS822

В мостовой схеме при увеличении концентрации контролируемого органического растворителя (спирта, толуола, ксилола) сопротивление датчика TGS822 снижается, а напряжение на резисторе RL повышается. При определённом электрическом напряжении сравнивающее устройство (компаратор) срабатывает и включается оповещение. Включение термистора позволяет работе датчика алкоголя не зависеть от температуры окружающей среды. Изменением сопротивления резистора RL схему можно настроить на необходимую концентрацию анализируемого газа [3].

На рис. 2 приведен график чувствительности сенсора TGS-822 к различным газам.

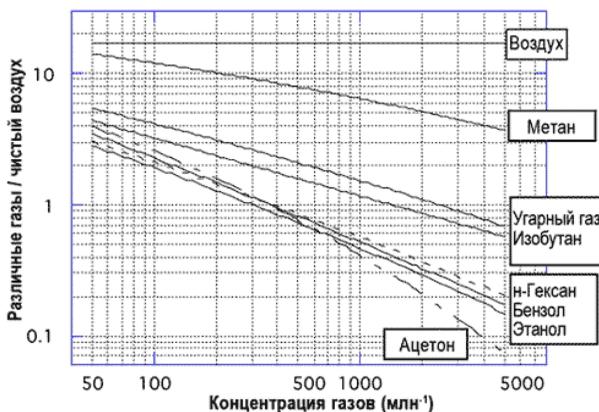


Рис. 2 – График чувствительности сенсора TGS-822

Преимущества датчика паров органических растворителей TGS822:

- высокая чувствительность к парам органических растворителей (этанол);
- применяется в простых электрических цепях;
- низкая стоимость и длительный срок службы;
- высокая стабильность и надёжность в течение длительного периода.

На основе рассмотренного датчика TGS822, можно построить информационно-измерительную систему, для анализа наличия ацетона в выдыхаемом воздухе. Главное достоинство данного устройства: метод неинвазивный, и может использоваться как в амбулаторных условиях, так и на дому.

Библиографический список

1. Свободная энциклопедия «Сахарный диабет» [Электронный ресурс].—Режим доступа: [https:// ru.wikipedia.org/wiki/Сахарный_диабет](https://ru.wikipedia.org/wiki/Сахарный_диабет)
2. Гусев В. Г., Гусев Ю. М. Электроника и микропроцессорная техника. М.: КНОРУС, 2013.
3. Сенсоры и блоки датчиков для приборов газового анализа «Датчик TGS822 фирмы Figaro»[Электронный ресурс].—Режим доступа: <http://www.sensorgas.ru/tgs822-sensor-parov-organicheskikh-rastvoritelej.html>
УДК : 616-71

К ВОПРОСУ ПОСТРОЕНИЯ СИСТЕМЫ ДИАГНОСТИКИ ХЕЛИКОБАКТЕРИОЗА

Р.М. Нафикова; Ю.Л. Лемдясов; А.В. Терентьева, Ю.О. Уразбахтина
Уфимский государственный авиационный технический
университет

*Описывается принцип функционирования и структуры системы неинвазивной экспресс-диагностики желудочно-кишечного тракта для выявления поражения слизистой оболочки желудка инфекцией *Helicobacter Pylori*. Рассмотрена структурная схема предлагаемого прибора.*

Helicobacter pylori - микроаэрофильная, грамотрицательная бактерия, паразитирующая в человеческом организме и провоцирующая заболевания пищеварительного тракта. Особенности этого микроорганизма позволяют ему быстро передвигаться, активно развиваться и легко выживать в губительной для других бактерий кислой среде желудка[1].

По данным федеральной службы государственной статистики в России в последние годы 10% населения из 100 тысяч, инфицированы данным микробом[2].

Поэтому весьма актуальным является построение информационно-измерительной системы для экспресс - диагностики хеликобактерной инфекции, которая позволит выявлять наличие инфицирования вышеуказанной бактерией на ранних стадиях развития заболеваний.

Существует два метода диагностики *Helicobacter pylori*: инвазивный и неинвазивный [3].

Газоаналитический метод обладает несколькими неоспоримыми преимуществами по сравнению с методами, перечисленными выше. Он неинвазивен, что во много раз снижает требования к стерилизации, а также исключает возможность заражения пациента через медицинский инструмент. Благодаря простоте конструкции устройства и удобству в его обслуживании данный метод позволяет быстро устанавливать прибор в кабинете врача-гастроэнтеролога с минимальными затратами, либо делать прибор мобильным для проведения экспресс - диагностики [4].

Методика исследования заключается в следующем. Вначале измеряется концентрация аммиака без внешних воздействий. Таким образом, измеряется фоновая концентрация газа в естественных услови-

ях. После этого пациент принимает раствор мочевины. Повышение концентрации мочевины в желудке приводит к повышению концентрации образующегося аммиака. По истечении нескольких минут концентрация аммиака измеряется повторно. При значительном изменении концентрации газа диагностируется поражение слизистой оболочки желудка штаммом *Helicobacter Pylori* [5].

Предлагаемое устройство состоит из трех основных узлов: блока полупроводниковых датчиков, многоканального АЦП и микроконтроллера.

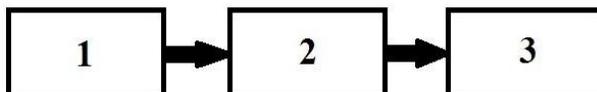


Рис. 1 – Структурная схема информационно-измерительной системы

В блоке датчиков 1 располагаются несколько полупроводниковых датчиков, чувствительных к разным газам. Показания датчиков фиксируются многоканальным АЦП 2, и затем передаются микроконтроллеру 3. Последний производит анализ полученных данных и корректирует показания основного (имеющего наибольшую чувствительность к аммиаку) датчика.

Процедура анализа состоит из двух этапов [6]. На первом этапе производится «холодная проба» – анализ выдыхаемого пациентом воздуха без каких-либо внешних воздействий на среду желудка. Показания датчиков фиксируются, и принимаются за опорную точку измерения. На втором этапе пациент принимает раствор мочевины, и по истечении 5–7 мин производится повторный замер концентрации аммиака в выдыхаемом воздухе. Микроконтроллер вычисляет изменение концентрации относительно опорной и на основании этой разности формирует заключение о наличии либо отсутствии инфекции *Helicobacter pylori*.

Одним из основных элементов измерительной системы для экспресс-диагностики хеликобактериоза является полупроводниковый датчик «с нагретым проводником» (hotwire). Большинство полупроводниковых датчиков имеют в своем составе резистивный элемент, сопротивление которого изменяется при воздействии газа, к которому чувствителен датчик. Это позволяет легко получить в качестве выходной величины напряжение, если применить мостовую схему включения датчика.

Нагретый проводник (обычно изготавливаемый из платины) покрыт полупроводниковым компаундом, поверх которого наносится слой катализатора. При попадании газа на катализатор происходит

эндотермическая реакция, вызывающая охлаждение полупроводника, и, следовательно, изменение его сопротивления. Разогрев катализатора ускоряет течение реакции и улучшает чувствительность датчика.

Способы повышения точности: Как видно датчик чувствителен к нескольким газам. Это явление называется перекрестной чувствительностью (англ. cross-sensitivity), и является одной из серьезных проблем измерения при использовании полупроводниковых датчиков. К сожалению, во многих разработках этому аспекту уделяется недостаточно внимания, хотя влияние газообразных химических веществ на показания прибора особенно актуально в клинических условиях, где часто используют легко испаряющиеся дезинфицирующие вещества.

Кроме того, пары, содержащие, например, соединения хлора, опасны для многих датчиков, поскольку хлор необратимо деактивирует катализатор, которым покрыт чувствительный элемент.

Для уменьшения погрешности измерения предлагается применять несколько датчиков, чувствительных к разным газам. Это позволит корректировать показания системы при воздействии сторонних газов, а также информировать персонал о снижении качества показаний датчиков или выходе их из строя [7].

Предложенная информационно-измерительная система позволит производить неинвазивную диагностику бактериального заражения, что исключит возможность заражения через медицинский инструмент. Разрабатываемое устройство может быть выполнено мобильным, и может использоваться как в амбулаторных условиях, так и на дому. Система может быть оборудована USB-портом, а также беспроводными интерфейсами, что позволит собирать статистику проводимых исследований с помощью ПК, в т. ч. дистанционно [8].

Достоинства метода диагностики хеликобактериоза с помощью нового прибора: метод неинвазивный, простой в исполнении, не требует высокой квалификации персонала, быстрый (выполняется в течение 10 минут), безопасный и комфортный для обследуемого пациента.

Библиографический список

1. Медицинский портал «Хеликобактер пилори – симптомы и лечение» [Электронный ресурс].–Режим доступа: <http://mymedicalportal.net/234-helikobakter-pilori.html>
2. Федеральная служба государственной статистики, Здравоохранение в России официальное издание 2015. 29с.
3. Справочник заболеваний в области живота их лечения и профилактики «**GASTROS.RU**» [Электронный ресурс].–Режим доступа: <http://gastros.ru/helicobacter-pylori>

4. Методы диагностики хеликобактериоза / Под ред. А. В. Козлова, В. П. Новиковой. СПб.: Диалектика, 2008. 88 с.
5. Матанцев А. Б., Уразбахтина Ю.О., Ясовеев В.Х., Система неизвазивной диагностики хеликобактериоза // Вестник УГАТУ 2014 Т.18, №2(63).С.69-73
6. Матанцев А. Б., Тимофеев А. О. Система диагностики поражения слизистой оболочки желудка штаммом *Helicobacter pylori* // Тинчурские чтения: 7-я Междунар. мол.науч. конф. (Казань, 25–27 апр. 2012). Казань: КГЭУ, 2012. С. 163–164.
7. Гусев В. Г., Гусев Ю. М. Электроника и микропро-цессорная техника. М.: КНОРУС, 2013. 800 с.
8. Матанцев А. Б., Уразбахтина Ю. О., Ясовеев В. Х. Система диагностики хеликобастерной инфекции // Высокие технологии, фундаментальные и прикладные исследования в физиологии и медицине: 5-я Междунар. науч.-практ. конф. (Санкт-Петербург, 14–15 нояб. 2013). СПб.: СПбГПУ, 2013. С. 142–143.

УДК 536.51.083

РАЗРАБОТКА БЕСКОНТАКТНОГО ТЕРМОМЕТРА ДЛЯ КОНТРОЛЯ ТЕМПЕРАТУРЫ БИООБЪЕКТОВ

Д.Д. Гладкова, Е.В. Скулова, Т.Н. Позднякова

Пензенский государственный технологический университет

Рассмотрены методы и способы измерения температуры биообъектов. Выделены преимущества и недостатки бесконтактных термометров. Разработана бюджетная модель бесконтактного термометра.

Измерение температуры биообъектов занимает важное место не только в медицине, но и в других отраслях народного хозяйства. Происходит постоянный поиск путей улучшения существующих и создание новых средств измерения температуры с высокими метрологическими и эксплуатационными характеристиками [1,3].

Все методы измерения температуры делят на: контактные - основанные на передаче тепла прибору измеряющему температуру путем непосредственного контакта, и бесконтактные - передача тепла прибору осуществляется путем излучения через промежуточную среду, обычно через воздух. Соответственно приборы для измерения температуры (термометры) подразделяются на контактные и бесконтактные. В медицинской практике главное место занимает контактная термометрия, основным достоинством которой является надежная передача тепла от объекта к термочувствительному звену термометра. Для получения термотопографической картины отдельных областей

тела применяют бесконтактную термографию (радиационную термометрию, или тепловидение), которая основывается на восприятии специальными датчиками инфракрасного излучения с поверхности тела, а также контактную жидкокристаллическую термографию, в основе которой лежит свойство жидких кристаллов менять цвет при изменении температуры контактирующей среды [2, 4].

Существует несколько способов измерения температуры: аксиллярный, оральный, ректальный. В нашей стране обычно используется **аксиллярный метод** измерения температуры тела (термометром в подмышечной впадине), в Европе используют в основном ректальный способ, т.к. он является самым быстрым и точным. Для измерения температуры выше перечисленными методами используют обычные ртутные, спиртовые и электронные термометры.

В настоящее время большое внимание заслуживают бесконтактные методы измерения температуры биообъектов. Эти методы активно применяются при измерении температуры организма человека, посредством бесконтактных термометров.

Бесконтактные термометры появились на рынке сравнительно недавно, но они набирают популярность в связи со своими преимуществами по отношению к обычным контактными приборам. Такие термометры не требуют большого количества времени на измерения (не более 30 секунд); с их помощью можно измерить температуру спящего пациента, не побеспокоив его; в составе отсутствует ртуть и стекло, поэтому устройство можно назвать максимально безопасным; им можно измерить температуру не только тела человека, но и детского питания, воздуха, воды или других веществ; можно использовать дома, в школах, детских садах, лечебно-профилактических учреждениях и т.д. [2]. Тем не менее, такие приборы имеют достаточно высокую стоимость по сравнению со своими контактными собратьями, стоимость приборов варьирует в диапазоне от 2000 до 10000 рублей и выше, что делает продукцию данного рода недоступной для большинства потенциальных покупателей. В связи с этим особую актуальность приобретает необходимость найти способы осуществления снижения себестоимости подобных термометров.

Нами была разработана бюджетная модель бесконтактного термометра, основанная на использовании в разработке отечественной элементной базы, которая позволит сделать его более экономичным в производстве и тем самым более доступным покупателю. Структурная схема прибора приведена на рисунке 1.

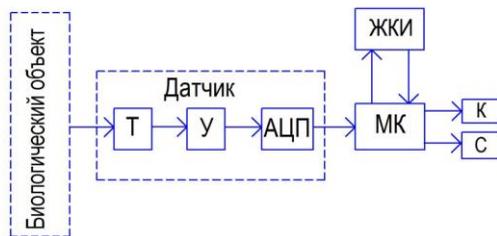


Рис. 1 – Структурная схема бесконтактного термометра
Структурная схема включает в себя:

ЖКИ - жидкокристаллический индикатор; МК - микроконтроллер; Т - терморезистор; У - усилитель инструментальный; АЦП - аналого-цифровой преобразователь; К - кнопка; С - светодиоды.

Микроконтроллер производит опрос датчика температуры, затем измеренная температура выводится на жидкокристаллический экран (ЖКИ). Графические возможности экрана позволяют отображать не только цифровые значения температуры, но и отображать изменения температуры во времени в виде графиков. Если значение температуры выходит за диапазон 30-50°C, то микроконтроллер формирует предупреждающий сигнал с помощью светодиодов. Кнопка предназначена включения и выключения прибора, а также для сброса данных, если измеренные значения температуры выходят за значения 30-50°C.

Проведённое технико-экономическое обоснование разработки показало, что стоимость сырья и материалов в сумме с покупными комплектующими изделиями составляет 332,79 руб., себестоимость разрабатываемого прибора равна 949,75 руб. Оптовая цена – 1139,7 руб. Срок окупаемости бесконтактного термометра составляет 2 года, а критическая точка объема продаж - 677 шт. Вложение инвестиций в производство разработанного прибора достаточно эффективно, так как чистый дисконтированный доход больше нуля, а индекс доходности составляет 1,74. Это подтверждает экономическую целесообразность разработки устройства.

Таким образом, нами была разработана бюджетная модель бесконтактного термометра, который имеет достаточно низкую себестоимость, по сравнению с аналогичными устройствами. Данный фактор делает его более доступным для людей с невысокой покупательской способностью.

Библиографический список

1. Бикулов А.М. Проверка средств измерения давления и температуры: Учебное пособие. - Москва: АСМС, 2005, 405с.
2. Марукович Е.И. Бесконтактная термометрия / Е.И.Марукович, А.П.Марков, С.С.Сергеев; под общ. ред. Е.И.Маруковича; НАН Беларуси, Ин-т технологии металлов. – Минск: Беларуская навука, 2014. - 252 с.
3. Позднякова Т.Н., Трущинская Е.В. Методы оценки конкурентоспособности медицинской техники // 21 век: итоги прошлого и проблемы настоящего плюс. 2015. Т. 2. № 1 (23). С. 309-315.
4. Свет, Д. Я. Оптические методы измерения истинных температуры / Д. Я. Свет. – М.: Наука, 1982 . – 296 с.

УДК 615.47

УСТРОЙСТВО ДЛЯ ПРОВЕДЕНИЯ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИИ МЫШЕЧНОГО АППАРАТА ПАЦИЕНТА

М.П. Шестакова, Т.В. Мирина

Уфимский государственный авиационный технический университет

Лечение заболеваний мышечного аппарата в настоящее время осуществляется, в основном, с помощью взаимодействия медикаментозных и физиотерапевтических средств воздействия, так как именно такое сочетание дает наилучший эффект в комплексе восстановительного лечения. Популярность миостимулятора при этом основана на возможности воздействовать на глубоко расположенные мышцы без традиционных физических методов нагрузки, что является важнейшим фактором при реабилитации после тяжелых травм и сложных заболеваний. В рамках данной статьи было предложено устройство, в котором организовано два режима работы электро-стимуляции мышечного аппарата и способность осуществлять процедуру стимуляции согласованно с периодом следования сердечных сокращений.

В последнее время у населения стала резко усиливаться чувствительность к различным лекарственным веществам, что накладывает определенные ограничения на выбор медикаментозных средств. Поэтому применение основных методов физиотерапии, повышающих эффективность лечения, стало неотъемлемой частью комплексного и восстановительного лечения, реабилитации, профилактики больных с различными заболеваниями и травматическими повреждениями.

Современная физиотерапия содержит огромное количество весьма разнообразных по физической природе, лечебному и физиологическому действию, способам применения методов. Рациональное использование естественных раздражителей, которые лежат в их основе, может благотворно повлиять на различные процессы человеческого организма. Среди наиболее значимых физиотерапевтических методов воздействия занимает место электростимуляция органов и тканей биологического объекта. Её использование имеет решающее значение в комплексе восстановительного лечения повреждений и заболеваний нервно-мышечной системы и опорно-двигательного аппарата. Так как усиливает весь комплекс обменно-трофических процессов, направленных на энергетическое обеспечение работающих мышц, а также повышается активность регулирующих систем, в том числе клеток коры головного мозга. Положительное действие импульсного тока дает возможность использовать его в комплексе с медикаментозными методами лечения, что значительно повышает темп и скорость восстановления пациентов, а также значительно снижает риск появления различного рода осложнений.

Физиотерапевтические приборы и аппараты позволяют достигать высокого терапевтического эффекта естественным образом, с минимальной травматической и лекарственной нагрузкой на организм пациента. Модели оборудования отличаются удобным и простым управлением, возможностью выбора индивидуального режима лечения, а также безопасностью процедур.

Предлагаемая структура устройства для проведения электростимуляции мышечного аппарата имеет модульную структуру. На рисунке 1 изображен состав ее компонентов и их взаимосвязей.

Рассмотрим принцип работы и функционирование основных узлов прибора. Задание конкретного вида стимулирующего тока определяется совокупностью различных параметров: частотой, формой, длительностью и осуществляется в соответствии с программой, хранящейся в резидентной памяти микропроцессорного блока управления, а воспроизведение этих параметров происходит согласованно с частотой сердечного ритма (при выборе соответствующего режима работы).

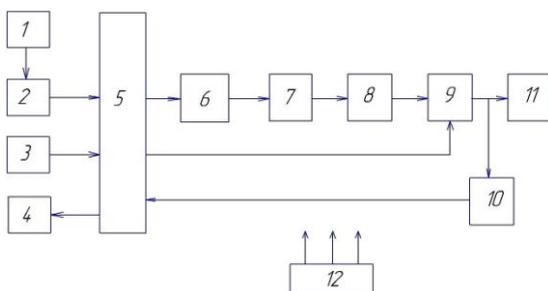


Рис.1 – Структурная схема устройства: 1- датчик сердечного ритма; 2 – блок усиления и фильтрации; 3 – блок управления; 4 – дисплей; 5 – микропроцессорный блок; 6 - цифро - аналоговый преобразователь; 7 – регулятор амплитуды выходного тока; 8 – усилитель мощности; 9 – блок токовой защиты; 10 – блок максимальной токовой защиты; 11 – электроды воздействия; 12 – блок питания.

Сигнал с датчика сердечного ритма 1 поступает на вход блока усиления и фильтрации 2, с выхода которого усиленный и отфильтрованный сигнал подаётся на вход АЦП МБ 5. Микропроцессорный блок при помощи двух встроенных счетчиков/таймеров формирует последовательность временных интервалов, определяющих длительность воздействия сигналов заданной формы в соответствии с выбранным режимом, а также обеспечивает измерение периода следования сердечного ритма. Сигналы воздействия от МБ 5 через ЦАП 6 поступают на вход регулятора амплитуды тока 7. Затем сигнал подается на усилитель мощности 8. С выхода усилителя мощности сигнал воздействия поступает в цепь пациента через блоки токовой защиты 9 и максимальной токовой защиты 10, которые позволяют размыкать цепь пациента при достижении стимулирующим током порога срабатывания блока 10, что существенно повышает безопасность стимуляции.

Выбор режима работы осуществляется врачом. Для каждого режима МБ 5 определяет область резидентной памяти, в которой хранится цифровой образ формы сигналов воздействия и временные интервалы, через которые производится смена формы сигналов воздействия. Использование микропроцессора в разрабатываемом устройстве позволит получить электрические сигналы воздействия практически любой применяемой в современной электрофизиотерапии формы, частоты в двоичной форме.

В соответствии с этим у прибора предусмотрены 2 режима работы:

- 1) В этом режиме на пациента действует непрерывный импульсный ток с возможностью задания частоты следования импульсов, амплитуды выходного сигнала и возможностью выбора формы выходного сигнала.

- 2) В этом режиме на пациента воздействует прерывистый импульсный ток различных форм согласованно с периодом следования сердечных сокращений. Также возможно задание частоты следования импульсов, амплитуды выходного сигнала и выбор его формы. Данный режим работы характеризуется тем, что сигнал воздействия с заданной пользователем частотой чередуется с паузами той же длительности (рис.2).

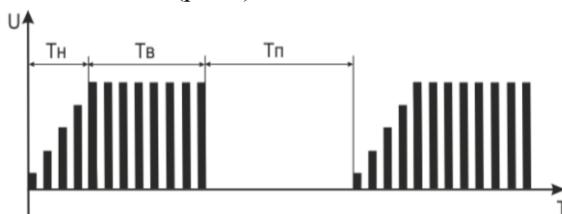


Рис.2 – Параметры выходного сигнала: T_n – время нарастания; T_v – время воздействия; T_p – время паузы.

Время воздействия T_v и время паузы T_p определяются исходя из периода следования сердечных сокращений (T_c).

УДК 615.47

НЕИНВАЗИВНЫЕ МЕТОДЫ ИЗМЕРЕНИЯ СЕРДЕЧНОГО ВЫБРОСА

И.Р. Петрова, А.Ю. Демин

Уфимский государственный авиационный технический университет

В статье рассмотрена проблема измерения сердечного выброса. Описаны неинвазивные методы измерения сердечного выброса, их достоинства и недостатки.

Мониторинг гемодинамических показателей пациентов реанимации является одной из основных задач отделений интенсивной терапии. Наиболее важный показатель гемодинамики – сердечный выброс, измерение которого и по сей день вызывает трудности, так как до сих пор не предложен метод, сочетающий в себе достаточную достоверность результатов и минимальную инвазивность процедуры.

Сердечный выброс отражает производительность сердца и представляет собой количество крови, перекачиваемое сердцем в течение одной минуты. Методы определения сердечного выброса можно классифицировать как инвазивные и неинвазивные, а также прямые (непосредственно измеряющие величину кровотока) и косвенные. Инвазивные методы, такие как методы А.Фика, термодилуции и разведе-

ния индикаторов, достаточно трудоемки, могут вызвать кровотечения и аритмию у пациента, что делает данные методы неподходящими для длительного наблюдения за механической работой сердца. Кроме того, погрешность измерения составляет 20-25%. Перечисленные выше недостатки отсутствуют в неинвазивных методах измерения сердечного выброса, таких как: доплеровское исследование, эхокардиография, реокардиография, метод измерения биореактивного сопротивления [4].

Доплеровское исследование (*Oesophageal Doppler*). Данный метод измеряет скорость кровотока в нисходящей аорте с помощью доплеровского преобразователя, размещенного на конце гибкого зонда, который вводится в пищевод. Это измерение может быть произведено в сочетании с оценкой площади поперечного сечения аорты, и позволяет рассчитать такие гемодинамические показатели, как ударный объем сердца, сердечный выброс и сердечный индекс. Поскольку зонд вставляется вслепую, в результате форма сигнала сильно зависит от правильного позиционирования. Врач должен регулировать глубину, вращать зонд, чтобы получить оптимальный сигнал. Метод достаточно точный, но не позволяет проводить длительные наблюдения.

Эхокардиография – это ультразвуковое исследование сердца. Метод дает полное представление о состоянии сердца: его анатомии, работе, структурах, сократимости, болезненных изменениях, сердечном цикле и других характеристиках. Метод абсолютно безопасен для пациента: отсутствует вредное излучение и сама процедура максимально комфортна. При наличии акустических преград к прохождению сигнала в виде подкожно-жировой клетчатки или протезированных клапанов у пациента применяют чреспищеводную эхокардиографию. В этом случае пациенту приходится глотать специальный транспищеводный ультразвуковой датчик. Данный метод позволяет исследовать части сердца, находящиеся ближе к пищеводу: левое предсердие и левый желудочек, а также переднюю стенку нисходящей аорты. При проведении чреспищеводной эхокардиографии сердечный выброс определяется как произведение ударного объема и частоты сердечных сокращений. Для оценки ударного объема измеряется скорость потока и площадь поперечного сечения. Исследование может быть выполнено на уровне легочной артерии, аорты или митрального клапана. Однако данный метод противопоказан людям, имеющим различные заболевания пищевода.

Величину сердечного выброса можно косвенно определить по величине венозного возврата, то есть по сумме кровотоков по полым венам, поскольку в норме величины сердечного выброса и венозного возврата равны. В кардиологии для измерения величин кровотоков по

полым венам применяется метод ядерной магнитной резонансной томографии, или магнитно-резонансной томографии. Но данные методы подходят только для однократных измерений, вовсе неприменимы для длительного мониторинга.

Импедансная кардиография, или реокардиография, в основе которой лежит измерение полного сопротивления (импеданса) живых тканей и его изменение при кровенаполнении органов [3]. Применяется методика тетраполярной реографии по Кубичеку: четырехэлектродный метод, при котором одна пара электродов включена в подающую цепь от генератора, а другая - в измерительную цепь. Достоинства реокардиографии: простота реализации, неинвазивность, возможность мониторинга сердечного выброса и оценки его относительных изменений. Но существует недостаток - неточность в определении абсолютной величины сердечного выброса.

Также для оценки сердечного выброса применяются расчетные формулы: метод Старра, метод Брезмера и Ранке, метод Вецлера и Богера. Метод Старра выведен эмпирическим путем на основе длительных экспериментов, расчет дает существенные погрешности [1]. Для применения последующих методов необходимы данные о поперечном сечении аорты, времени систолического и диастолического периодов, пульсовое давление и т.д., что делает применение данных методов возможным только в сочетании с другими методиками, например эхокардиографией.

Метод измерения биореактивного сопротивления (*Bioreactance*). Также как и в импедансной кардиографии используются электроды, подающие электрический ток и измерительные электроды. Электрический ток пропускается через грудную полость. Грудная клетка может быть представлена как электрическая схема с активным сопротивлением, которое оказывает противодействие прохождению переменного электрического тока, и реактивным сопротивлением, которое выступает против изменения электрического напряжения. Во время работы сердца активное и реактивное сопротивления создают временную задержку между током и напряжением, в результате чего возникает сдвиг фаз, который далее регистрируется и анализируется. Фазовый сдвиг происходит из-за пульсирующего потока крови, основной объем которой нагнетается в аорту. Следовательно, фазовый сдвиг пропорционален изменению объема крови в аорте, основному фактору, определяющему величину сердечного выброса. Чем выше ударный объем сердца, тем больше фазовый сдвиг. Метод измерения биореактивного сопротивления достаточно прост в реализации, неинвазивен, обладает

высокой точностью и не доставляет дискомфорт пациенту, что позволяет производить длительные исследования.

В настоящее время проблема мониторинга сердечного выброса в отделениях реанимации актуальна, существует большое количество методов, позволяющих измерять данный гемодинамический показатель, каждый из них обладает своими преимуществами и недостатками. Для проведения длительных исследований сердечного выброса необходим неинвазивный, комфортный для пациента и точный метод. Всем перечисленным требованиям соответствуют импедансная кардиография и метод измерения биореактивного сопротивления. Последний метод наиболее перспективен, так как измерение фазового сдвига делает прибор более помехоустойчивым. Дальнейшее повышение точности, уменьшение восприимчивости к внешней среде, адаптация прибора к длительным измерениям не только в условиях реанимации, но и в условиях стресса и физических нагрузок могут сделать метод измерения биореактивного сопротивления основным способом мониторинга сердечного выброса.

Библиографический список

1. Брин, В.Б. Физиология системного кровообращения. Формулы и расчеты / В.Б. Брин, Б.Я. Зонис.– Изд-во Ростовского университета, 1984.– 88 с.
2. Зильбер, А.П. Медицина критических состояний: общие проблемы/А.П.Зильбер. - Петрозаводск: Издательство ПГУ.-1995.-360 с.
3. Лещенко, В.Г. Медицинская и биологическая физика: учебное пособие/В.Г. Лещенко, Г.К. Ильич.- Минск: Новое знание; М.:ИНФРА-М.-2012.-552с.
4. Пуговкин, А.П. Основы физиологии сердца/ А.П.Пуговкин.- СпецЛит,2014-336с.

УДК 681.784.43

РАЗРАБОТКА ЭЛЕКТРООКУЛОГРАФА

К.Л. Хузягулова, Т.В. Мирина

Уфимский государственный авиационный технический университет

В статье рассматриваются теоретические основы электроокулографии и обосновывается актуальность разработки электроокулографа. Также приводится структурная схема устройства и дано описание принципа его работы.

В последнее время большой популярностью пользуются различные альтернативные способы управления электронными устройствами, в частности, компьютером. Это связано с развитием концепции «умный дом», популярностью компьютерных игр и развитием технологий для людей с ограниченными возможностями. Одной из таких альтернатив является айтрекинг – отслеживание движений глаз. Широкое разнообразие областей применения "отслеживателей взгляда" включает в себя: когнитивные науки, психологию, взаимодействие человек-машина, маркетинговые исследования, медицинские исследования (неврологическая диагностика), технологии виртуальной реальности, симуляцию транспортных средств и другое. С 2005 года системы айтрекинга используются в коммуникационном оборудовании для полностью парализованных людей. Эти системы позволяют набирать текстовые сообщения, отправлять электронную почту, работать в интернете, используя исключительно глаза. Отслеживание глаз позволяет достичь положительных результатов даже в случае церебрального паралича, при котором пациент совершает непроизвольные движения. Целью работы является разработка подобного устройства – электроокулографа.

Электроокулография (ЭОГ) – это отдельная отрасль электрофизиологии, использующая электрические свойства глазного яблока. По своей физической природе глазное яблоко является диполем, в котором сетчатка относительно роговицы заряжена отрицательно. Электрическая ось глазного яблока примерно совпадает с оптической осью и, следовательно, может служить индикатором направления взора. Электроды, расположенные около височного и носового угла глазной щели, регистрируют горизонтальную составляющую, а электроды, расположенные около верхнего и нижнего края глазной впадины – вертикальную составляющую движений глаз. Когда глаз находится в позиции покоя, электроды расположены примерно одинаково как от положительного роговичного полюса, так и от отрицательного. При повороте глаза один из электродов оказывается ближе к переднему положительному полюсу, а другой – к заднему, соответственно, первый электрод становится электроположительным, а второй – электроотрицательным. Знак потенциала отражает направление, величина изменения разности потенциалов – угол поворота глаз.

После анализа выпускаемых устройств и патентных исследований автором была поставлена задача повышения точности регистрации движений глаз и расширения функциональных возможностей устройства. Исходя из этого создана структурная схема устройства (рис. 1).

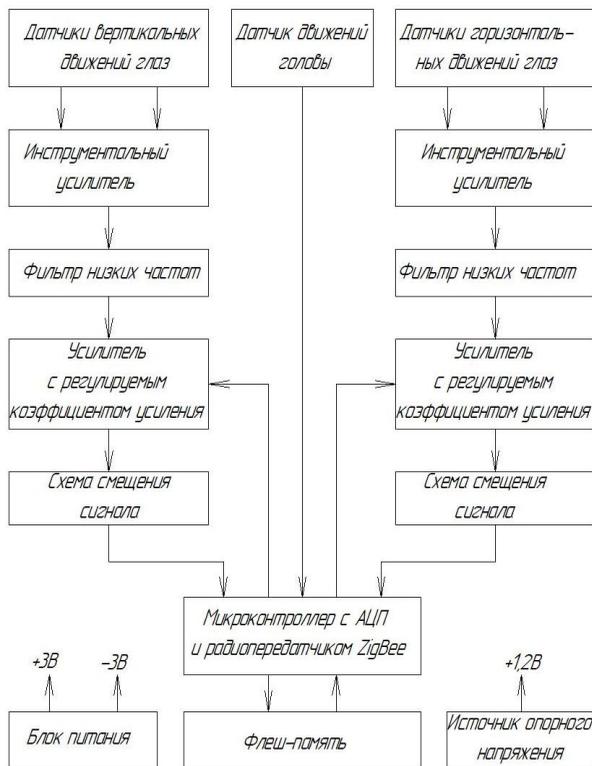


Рис.1 – Структурная схема электроокулографа

Для снятия сигналов электроокулографии вместо электродов в устройстве используются активные датчики электрического поля PS25202, которые не требуют специального электропроводящего геля. Благодаря этому возможно крепление всех датчиков на специальной маске или очках, что позволит повысить комфорт при использовании данного устройства. Сигналы с датчиков подаются на инструментальные усилители INA337, которые выделяют разность сигналов с выходов датчиков. Для подавления помех и шумов в схеме используются фильтры нижних частот с частотой среза 10 Гц. Функцию усиления выполняют усилители с регулируемыми коэффициентами усиления. Такая регулировка необходима для настройки устройства под конкретного пользователя и использования полного динамического диапазона АЦП микроконтроллера, куда и поступают усиленные, отфильтрованные и смещенные в положительную область сигналы, соответ-

вующие горизонтальным и вертикальным движениям глаз. Задача повышения точности была решена использованием датчика движений для компенсации наклонов головы, которые оказывают влияние на получаемый сигнал электроокулографии. В качестве датчика движений головы используется современный микроэлектромеханический датчик ICM-20608-G, который отправляет данные на микроконтроллер по двухпроводному последовательному интерфейсу I²C. Функциональность устройства расширена с помощью использования микроконтроллера JN5148 с встроенным радиомодулем ZigBee для беспроводной связи с компьютером. Точное опорное напряжение для АЦП формирует источник опорного напряжения. Для питания микросхем и датчиков используются две аккумуляторные батарейки.

Таким образом, разработанное устройство регистрирует движения глаз человека и с помощью беспроводной связи отправляет данные на компьютер для дальнейшей обработки. Оно портативное, имеет небольшие массогабаритные показатели и может крепиться на руку. Все датчики могут быть расположены на специальной маске. Такое устройство может быть полезно людям с ограниченными возможностями как устройство ввода информации при работе с компьютером (альтернатива компьютерной мыши). Также оно может применяться для управления бытовыми приборами.

УДК 519.68

ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНАЯ СИСТЕМА ДИАГНОСТИКИ ГЕПАТИТА

А.Н. Астафьев

Липецкий государственный технический университет

Материалы посвящены решению проблемы определения нозологической формы гепатита, для снижения клинических ошибок при оценке данных анамнеза и клинических анализов. В материалах рассматривается влияние различно сформированных обучающих выборок на эффективность обучения системы.

Системы поддержки принятия решений диагностики заболеваний в настоящее время претерпевают наиболее быстрое развитие, поскольку именно их применение позволит повысить качество лечения. Хорошую эффективность показывают системы, не программируемые по жесткому правилу, а заключающие в себе подстраиваемый алгоритм. Поскольку совмещая в себе знания человека, быстродействие и мощность вычислительной машины, они позволяют при определенном

количестве и качестве вводимых данных выдавать и объяснять решение.

Огромное распространение получили системы, которые задействуют разнообразные алгоритмы простых нейронных сетей, недостатком которых является слепой подбор внутренней топологии сети [1]. Однако существует определённый класс сетей, которые могут подстраивать внутреннюю топологию под решение конкретной задачи [2, 3], хорошую эффективность для решения подобных медицинских задач показывают сети, обучающиеся с нейронной сетью с направленной активацией элементов [4].

Апробация эффективности алгоритма проходила в системе, предназначенной для определения нозологической формы гепатита. В качестве входных факторов применялись 65 значений клинических данных, отклик, характеризующий нозологическую форму, представлен в виде четырёх значений: острый вирусный гепатит А, хронический вирусный гепатит С (реактивация), хронический вирусный гепатит В (латентная фаза) и хронический вирусный гепатит В (интеграция).

Обучение и тестирование системы осуществлено по данным 300 медицинских карт пациентов с заболеванием гепатит. В процессе обучения исследовалось влияние представления обучающих выборок на достоверность системы. В качестве исследуемых представлялись данные 90 пациентов с хроническим вирусным гепатитом В (латентная фаза) в трёх форматах: а) произвольные данные из обучающей выборки; б) данные, имеющие наибольшее отклонение от эталонных; в) при подборе схожих примеров с эталонным. Эталонным считался классический пример содержащий в себе все характерные значения выбранного диагноза, во всех исследованиях обучающая выборка составляла 50% от общего объёма.

В первом формате обучающая выборка составлялась из произвольных данных, путём случайного выбора данных, проверка достоверности на тестирующей выборке показала 56,4% правильных результатов. Во втором формате достоверность на тестирующей выборке составила 68,4%. В случае представления схожих параметров проверка показала 58,2% правильных результатов. Гистограмма достоверности системы представлена на рисунке 1.

На основании проведённого исследования была составлена итоговая обучающая выборка, которая формировалась с последовательным на каждом этапе включением примеров с наибольшим значением ошибки от заданного сигнала.

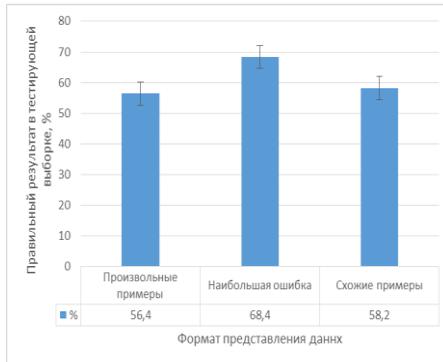


Рис.1 – Влияние выбора примеров обучения на достоверность системы

Информационно-измерительная система была обучена данными, имеющими наибольшее отклонение от эталонных, проверка достоверности системы показала коэффициент корреляции с данными специалиста равным 0,7. Рабочее окно системы представлено на рисунке 2.

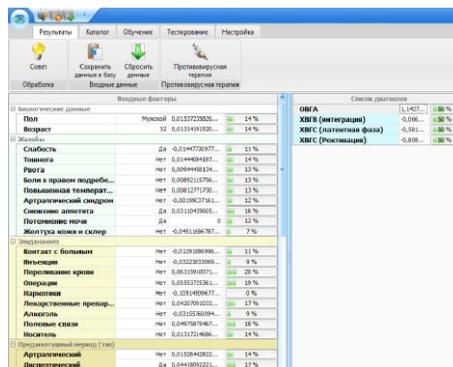


Рис. 2 – Рабочее окно системы

Библиографический список

1. Горбань А.Н. Нейронные сети на персональном компьютере. Новосибирск: Наука. Сибирская издательская фирма РАН, 1996. 276 с.
2. Хакин С. Нейронные сети: полный курс. Москва: Вильямс, 2008. 1103 с.
3. Буков А.А. Технические нервные системы. Обучаемые системы управления со зрением для промышленных роботов. Липецк: Липецкий государственный технический университет, 2001. 223 с.

4. Астафьев А.Н., Четвериков С.Ф. Применение нейронной сети с направленной активацией нейронных элементов для оценки эффективности лечения гепатита. Труды международного симпозиума надежность и качество. Пенза. Пензенский государственный университет, 2016. 281-283 с.

СОВРЕМЕННЫЕ МЕТОДЫ ЛЕЧЕНИЯ ВАРИКОЗА

Д.Р. Мухаметвалеева, Т.В. Васильева, Р.Ф. Адигамова

Уфимский государственный авиационный технический университет

В настоящее время варикоз является частым заболеванием у большого числа населения планеты. Оценивая последнюю статистику исследований в этой области, заболевание главным образом чаще встречается у женщин в 70% случаев, и 30% приходится на мужчин. Необходимо также отметить, что возраст, при котором проявляются первичные признаки нарушение кровотока в нижних конечностях, варьируется в пределах от 20 до 25 лет. Варикоз затрагивает подкожные и глубокие вены. Последние теряют эластичность и первоначальную форму, расширяются, сильно выпирают и становятся извилистыми. В итоге образуются уплотнения – «сосудистые звездочки». Истинная проблема заболевания связана с нарушением направления движения крови, поскольку венозная система ног состоит из поверхностных, соединительных и глубоких вен, в которых имеются специальные клапаны, состоящие из двух створок, смыкающихся и препятствующих обратному движению крови. При расширении поверхностных вен смыкание клапанов становится неплотным. По этой причине кровь пропускается в обратном направлении, и в поверхностных венах формируется ее запас. Дальше все развивается последовательно. Раз в соединительных венах крови стало больше, следовательно, на них возросла нагрузка, и они также начинают расширяться. Кровь, которая полностью должна перейти в глубокие вены, просачивается обратно в поверхностные, тем самым расширяя их еще больше. В итоге на ногах появляются заметные выпуклые вены. Следствие образования обратного кровотока – замедление движения крови, а это уже вероятная причина тромбозов, препятствующих свободному потоку крови в венах [2].

Каждое поколение медиков пытались применять все новые и новые методы лечения. Некоторые врачи отдают предпочтение хирургическому вмешательству, некоторые – медикаментозному. В последние годы флебология совершила серьезный рывок вперед, появилось много новых эффективных методов лечения. Когда-то единственным

способом избавиться от варикоза была хирургическая операция, потом появилась эффективная альтернатива – склеротерапия (в том числе пенная ЭХО-склеротерапия), сейчас пациенту могут предложить и такие высокотехнологичные методы как радиочастотная абляция (РЧА) и внутривенная лазерная коагуляция (ЭВЛК). Обе технологии схожи, обе эффективны. Однако, рассмотрим преимущества и недостатки этих методов лечения варикозной болезни.

Как было сказано выше, оба метода очень похожи. Техника выполнения обеих процедур на большинстве этапов одинакова. Через небольшой прокол в просвет вены вводится либо лазерный световод (ЭВЛК) или радиочастотный катетер (РЧА). Затем выполняется инфльтрационная (местная) тумесцентная анестезия – вокруг вены создается «водная подушка», после чего выполняется процедура. После завершения обеих процедур надевается компрессионный трикотаж. Схожесть обеих процедур заключается также и в том, что облитерация вены, как при ЭВЛК, так и при РЧА происходит за счет тепловой энергии.

Одно из основных отличий этих двух методов - это режим теплового воздействия на стенку варикозной вены. При лазерной коагуляции происходит кратковременное воздействие высоких температур (~800 С), а при РЧА — относительно продолжительное воздействие низкой (120 С) температуры. В обоих случаях происходит закрытие (облитерация) вены [1].

Принципиальное отличие метода РЧА заключается в том, что все процессы преобразования радиочастотного поля в тепловую энергию происходят внутри самого катетера. Благодаря такой конструкции катетера, на венозную стенку производится полностью контролируемое, дозированное тепловое воздействие. Радиочастотный катетер Closure Fast снабжен термодатчиком, имеющим обратную связь с аппаратом, который в режиме реального времени передает информацию о температуре венозной стенки, что позволяет в автоматическом режиме производить коррекцию.

При проведении ЭВЛК, тепловое лазерное излучение воздействует непосредственно на кровь, содержащуюся в просвете вены, на ее стенку и на окружающие ткани. Световое излучение по-разному поглощается тканями, при этом происходят очень сложные, неконтролируемые процессы, приводящие к выделению большого количества тепловой энергии.

Принцип обратной связи

Путем многочисленных операций установлено, что оптимальным режимом воздействия является нагревание стенки вены до 120° С

в течение 20 с. Равномерно обработать вену на всем протяжении можно только путем постоянной подстройки параметров: мощности и продолжительности воздействия, кроме того, необходим постоянный контроль температуры именно в месте воздействия на вену. Настройка всех параметров при выполнении РЧО происходит автоматически в режиме реального времени. Принцип обратной связи у радиочастотного аппарата VNUS осуществляется через рабочую часть радиочастотного катетера, снабженную температурным датчиком. Информация о температуре в просвете вены передается анализатору и аппарат автоматически регулирует мощность, что позволяет избежать избыточного воздействия и травматизации окружающих тканей [3].

При проведении процедуры ЭВЛК контроль параметров воздействия на вену усовершенствована за счет применения роботизированных комплексов, которые являются устройствами для механической экстракции (подтягивания) лазерного световода.

Такое приспособление позволяет дозировать продолжительность лазерного воздействия, без обратной связи с аппаратом. Процессы, происходящих в зоне обработки лазером, можно оценивать на основании данных УЗИ. Оперирующий хирург может вручную регулировать мощность генератора, изменить скорость извлечения лазерного световода, ориентируясь на свои субъективные представления.

Таким образом, рассмотрев преимущества и недостатки этих методов лечения мы пришли к выводу, что радиочастотная абляция является наиболее безопасным методом, поскольку воздействие осуществляется более низкой температурой, а так же интенсивность и продолжительность регулируются автоматически, по принципу обратной связи. В свою очередь параметры лазерной коагуляции необходимо регулировать вручную, «на глаз», что может вызвать ошибку связанную с «человеческим фактором».

Библиографический список

1. Радиочастотная абляция (РЧА), [http://viterra.ru/phlebo/methods/2015-10-06-13-01-19/sravnenie-metodov-rcha-i-evlk-radiochastoty-i-lazera]
2. Электронная медицинская энциклопедия [http://dic.academic.ru]
3. Гришин И.Н. Варикоз и варикозная болезнь нижних конечностей 2005г.

ПРИМЕНЕНИЕ ФЕРРОЗОНДОВЫХ ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЕЙ В МАГНИТОТЕРАПИИ

А.О. Махнева, Д.Ф. Выдрин, Е.С. Морозова

Уфимский государственный авиационный технический университет

В статье рассмотрен один из способов применения магнитных полей в медицине. Приведен принцип действия ферромодуляционных тесламетров, основанный на изменении магнитного состояния феррозонда под действием исследуемого магнитного поля, а также описано устройство для стабилизации геомагнитного поля в рабочем объеме, содержащее трехкомпонентный феррозондовый магнитометр.

В настоящее время широкое распространение в различных областях науки, техники и особенно в биологии и медицине получили магнитные поля и магнитные методы контроля.

В медицине измерение магнитных величин связано с исследованиями магнитных полей биологических объектов и получающими в настоящее время в медицинской практике распространение методами и средствами магнитотерапии. В последние годы интенсивно развивается магнитотерапия, основанная на лечебно-профилактическом применении магнитных полей различных параметров. Как физиологическое, так и лечебное действие магнитных полей многообразно и весьма существенно зависит от параметров и методик использования. Несмотря на обилие публикаций, многие вопросы магнитотерапии остаются неясными, требующими обсуждения и исследования. Актуальной проблему магнитотерапии делает и постоянное появление новых магнитотерапевтических аппаратов, методик и способов применения магнитных полей.

В магнитотерапии используются приборы, которые измеряют наиболее важные магнитные величины: магнитный поток, магнитная индукция, напряженность магнитного поля. В работе средств измерений магнитного потока и магнитной индукции используются явления электромагнитной индукции, модуляции магнитного состояния феррозонда, гальваномагнитный эффект, магниторезистивный эффект и другие.

Рассмотрим принцип действия ферромодуляционных тесламетров.

Принцип действия таких приборов основан на изменении магнитного состояния феррозонда под действием исследуемого магнитно-

го поля. Феррозонд представляет собой сердечник с двумя одинаковыми обмотками возбуждения, подключенными последовательно к выходу стабилизированного генератора гармонических колебаний. В отсутствие внешнего исследуемого поля ЭДС не возникает. Если поместить такой зонд в магнитное поле с индукцией B , то верхняя и нижняя половины магнитопровода намагничиваются исследуемым магнитным полем в разных направлениях, вследствие чего возникают некоторые различия в магнитных состояниях этих половин магнитопровода. В результате в измерительной катушке возникает ЭДС тем большая, чем больше индукция B магнитного поля [1].

Известно устройство для стабилизации геомагнитного поля в рабочем объеме, содержащее трехкомпонентный феррозондовый магнитометр. Это устройство относится к магнитометрическим системам управления и предназначено для защиты биологических и физических объектов от магнитных воздействий.

Данное устройство состоит из стержневых феррозондов, выходы которых соединены с входами соответствующих фазовых детекторов, первой, второй, третьей пары катушек Гельмгольца, оси которых образуют трехосную ортогональную систему. Выходы фазовых детекторов соединены с последовательно включенными фильтрами низких частот, усилителями и парами катушек Гельмгольца. Пары катушек Гельмгольца формируют объем нормализованного магнитного поля Земли, на который воздействуют магнитная аномалия и магнитное поле Земли. Объект воздействия находится в объеме нормализованного магнитного поля Земли .

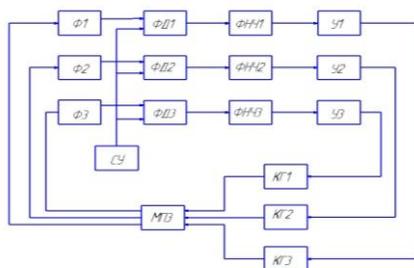


Рис.1 – Структурная схема устройства для стабилизации геомагнитного поля в рабочем объеме, где Ф1,Ф2,Ф3 – стержневые феррозонды; ФД1,ФД2,ФД3 – фазовые детекторы; СУ – схема управления; ФНЧ1,ФНЧ2,ФНЧ3 – фильтры низких частот; У1,У2,У3 – усилители; КГ1,КГ2,КГ3 – катушки Гельмгольца; МПЗ – магнитное поле Земли.

Устройство работает следующим образом: Феррозондовый магнитометр, фазовые детекторы осуществляют преобразование магнитной аномалии в электрические сигналы, пропорциональные величине ее составляющих по каждой из трех осей. Далее сигналы поступают на последовательно соединенные фильтры низких частот и усилители, на выходе которых сигналы усиливаются до уровня, необходимого для создания компенсирующего магнитного поля. Усиленные электрические сигналы подводятся на пары катушек Гельмгольца для создания компенсирующего воздействия. Результирующее магнитное поле, образуемое трехосевой системой колец Гельмгольца, равно по величине модулю вектора магнитной аномалии и противоположно этому вектору по направлению. Вокруг объекта воздействия, в качестве которого могут выступать биологические и физические объекты, а следовательно, между полуэлементами феррозондового магнитометра формируется объем нормализованного магнитного поля Земли. Таким образом, объект воздействия находится в центре объема нормализованного магнитного поля Земли, то есть в зоне наибольшей однородности поля [2].

Данное устройство решает задачу повышения точности выявления магнитных возмущений с последующей их компенсацией для поддержания в рабочем объеме нормализованного магнитного поля Земли, и максимальное сближение сторон соседних прямоугольных катушек Гельмгольца обеспечивает наибольший объем нормализованного магнитного поля.

Библиографический список

1. Ильясов Л. В. Биомедицинская измерительная техника. М.:Изд. Высшая школа, 2007, 341 с(75-77).
2. Пат. 2274870 Российская Федерация, МПК G01R33/02. Устройство стабилизации геомагнитного поля в рабочем объеме [Текст]/Прищепов С.К., Андреев О.П., Маннанов И.Ф., Морозова Е.С., Ямилева З.М.; заявитель и патентообладатель Государственное образовательное учреждение высшего профессионального образования Уфимский государственный авиационный технический университет.- № 2004106165; заявл. 2.03.2004; опубл. 20.04.2006.

УСТРОЙСТВО ДИАГНОСТИКИ РАБОТОСПОСОБНОСТИ ВОДИТЕЛЯ ТРАНСПОРТНОГО СРЕДСТВА

Д.Ф. Выдрин, А.О. Махнева, Е.С. Морозова

Уфимский государственный авиационный технический университет

В статье рассмотрено устройство диагностики работоспособности водителя транспортного средства с обработкой амплитудной, фазовой и частотной характеристики ЭКГ, пульса и частоты морганий. Приведена структурная схема устройства, а также описан принцип действия каждого датчика, входящего в его состав.

Работоспособностью называется способность человека с наименьшими затратами энергии выполнять производственные операции без снижения темпа и качества. Немало дорожно-транспортных происшествий происходит из-за ошибок, допускаемых водителями в результате снижения работоспособности. Основной причиной этого является утомление – процесс, наступающий в результате деятельности. Частой причиной снижения надежности является засыпание или явления физиологически близкие к нему, особенно в ночное время. Существуют и другие виды ухудшения или внезапной потери работоспособности. Таким образом, актуальной оказывается задача предупреждения возникновения подобных состояний, а если такое опасное состояние все же возникло, диагностировать его и обеспечить своевременное автоматическое включение необходимых аварийных средств [1].

В настоящее время существует большое количество устройств стимуляции, слежения и контроля работоспособности водителей транспортных средств в режиме реального времени. Каждое устройство имеет датчик, работающий по определенному принципу действия. Большинство из них основано на определении электродермального сопротивления водителя, состояния глаз, изменении электрокардиограммы, анализе газового состава выдыхаемого воздуха и т. д. Для повышения надежности используют комплексную оценку состояния здоровья водителя на основе датчиков с разными принципами действия.

Рассмотрим устройство диагностики работоспособности водителя транспортного средства с обработкой амплитудной, фазовой и частотной характеристики ЭКГ, пульса и частоты морганий. Структурная схема устройства представлена на рисунке 1.

Устройство диагностики работоспособности водителя транспортного средства содержит рулевое колесо 1 с установленными на нем пластинчатыми электродами 2, соединенными в цепь блока питания 3 с масштабирующим устройством 4, фильтром 5, аналогово-цифровым преобразователем (АЦП) 6, таймером-счетчиком 7 и микроконтроллером 8. На салонном зеркале 9 заднего вида установлена видеочамера 10 с повышенным углом обзора, соединенная в цепь с блоком питания 3 и фильтром 11 ночного видения, GPS передатчиком 12 местоположения транспортного средства, системой экстренной остановки 13 транспортного средства, индикатором 14, звуковым устройством 15 и кнопкой 16 экстренной остановки транспортного средства, установленной на рулевом колесе 1 [2].

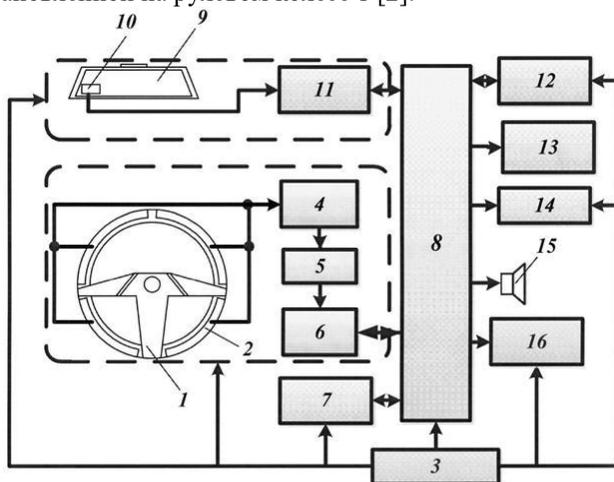


Рис.1 – Структурная схема устройства

Устройство диагностики работоспособности водителя транспортного средства работает следующим образом.

Когда водитель в процессе движения обхватывает рулевое колесо транспортного средства, он касается ладонями пластинчатых электродов. Электрический потенциал, соответствующий работе сердца водителя, поступает на масштабирующее устройство, через фильтр, АЦП для анализа на микроконтроллер. Сигнал, регистрируемый пластинчатыми электродами, имеет уровень 1 мВ. Низкий уровень сигнала является недостаточным для его обработки. Сигнал усиливается масштабирующим устройством в 1000 раз. Фильтр не пропускает помехи, наводимые на регистрируемый сигнал от штатных устройств автомобиля. АЦП преобразует аналоговый сигнал в цифровой и далее

может быть использован бортовым микроконтроллерным устройством. Анализ полученного сигнала позволяет определить исходные параметры частоты сердечных сокращений (ЧСС), увеличение ЧСС (тахикардия), уменьшение ЧСС (брадикардия) и другие виды аритмий. Результат анализа отображается на индикаторе и информирует водителя о текущем изменении состояния здоровья. Если оно превышает уровень отклонения, устройство рекомендует либо снизить скорость движения, либо остановиться и отдохнуть. Если водитель не следует рекомендациям, устройство обрабатывает алгоритм экстренной остановки транспортного средства с помощью систем управления и передает координаты местонахождения транспортного средства, а также предварительный диагноз в ближайшее медицинское учреждение [2].

Одновременно во время управления транспортным средством видеочамера находит глаз водителя, передает сигнал на микроконтроллер, в соответствии с алгоритмом программа определяет закрыты глаза водителя или нет и рассчитывает частоту моргания. В случае, если частота моргания превышает 30 раз в минуту, то человек находится состоянии волнения, если менее 15, то это соответствует переходу в дремотную стадию сна. Для обеспечения работы устройства при движении транспортного средства в темное время суток введен фильтр ночного видения, который обеспечивает корректную работу видеочамеры при слабом уровне освещенности в салоне или кабине [2].

В случае, когда водитель чувствует ухудшение здоровья и понимает, что он не в состоянии безопасно управлять транспортным средством, а устройство диагностики состояния водителя не указывает на существенные изменения состояния здоровья, водитель воздействует на кнопку, после нажатия которой системы управления транспортным средством обрабатывают команду его экстренной остановки, а устройство диагностики проводит регистрацию всех параметров и передает полученные результаты в специализированное учреждение [2].

Таким образом, рассмотренное устройство диагностики работоспособности водителя транспортного средства обеспечивает комплексную оценку состояния водителя и его работоспособность. Алгоритм, кроме оценки изменения состояния показателей здоровья водителя, принимает решение об экстренной остановке транспортного средства без участия водителя и передачи информации о местонахождении транспортного средства и предварительном диагнозе здоровья водителя.

Библиографический список

1. Психофизиологические особенности профессиональной деятельности водителя. [Электронный ресурс] – Режим доступа: URL: <http://scady.ru/osobyennosti-truda-vodityelya.html>.
2. Пат. 2529944 Российская Федерация, МПК В60К28/06. Устройство диагностики работоспособности водителя транспортного средства [Текст]/Маренич Алексей Николаевич, Сергиенко Николай Егорович, Худолий Александр Иванович. - №2013111238/11; заявл. 12.03.2013; опубл. 10.10.2014

УДК 616-71

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ДЕФИБРИЛЯТОРОВ В ПРОФИЛАКТИКЕ ВНЕЗАПНОЙ СМЕРТИ

З.Ф. Ихсанова, И.Х. Шагарова, Н.С. Иванова

Уфимский государственный авиационный технический университет

Фибрилляция желудочков является наиболее часто встречающимся видом остановки сердца. В данной статье рассматривается электрический прибор- дефибрилятор, являющийся эффективным средством устранения любой фибрилляции. Рассмотрены некоторые модели дефибриляторов и их характеристики.

Внезапная остановка сердца является самой частой причиной гибели людей. Смертность от внезапной остановки сердца в нашей стране составляет 0,1–0,2% взрослого населения, это примерно 8–16 случаев на 10 тыс. человек, а в абсолютных цифрах 300 тыс. человек.

Причины остановки сердца различны, но наиболее часто встречающийся вид остановки сердца - это фибрилляция желудочков.

Если в желудочках появляются патологические импульсы, то сокращение многих миллионов сердечных волокон эффективно не координируется. Изгнание крови из полостей прекращается. Сердце совершает мелкие вибрирующие движения, которые называются фибрилляцией. Если их не прекратить, то может наступить летальный исход. Фибрилляция (мерцание) желудочков возникает в острый период инфаркта миокарда и часто является причиной внезапной смерти. Так же может возникнуть как осложнение после наркоза, катетеризации сердца, оперативных вмешательств на сердце, острых инфекций. Иногда мерцание желудочков развивается после введения некоторых лекарств (хинидина, новокаинамида, адреналина).

Нарушение работы мышечных волокон можно восстановить, заставив их сокращаться одновременно. Наиболее эффективным средством устранения любой фибрилляции является электрическая дефибрилляция, а прибор для дефибрилляции называется дефибриллятором.

Дефибриллятор – это электрический прибор, в основе работы которого лежит пропускание через грудную клетку короткого одиночного разряда электрического тока высокого напряжения, вызывающее одномоментное возбуждение всех волокон миокарда и восстанавливающее тем самым правильные ритмичные сокращения сердца. Одиночный электрический импульс оказывает на миокард не угнетающее, а возбуждающее действие.

В зависимости от того, какой источник питания используется в дефибрилляторе, они подразделяются на дефибрилляторы с сетевым, автономным и с комбинированным питанием.

К настоящему времени отечественной и зарубежной промышленностью разработано большое количество автоматических и полуавтоматических дефибрилляторов типов ДКИ-Н-04, ДКИ-Н-04М, ДКИ-Н-08 АКСИОН-Х, ДКИ-Н 15 См «БИФАЗИК+», ДФР-02 УОМЗ, MEDIC 6 и др. Все эти дефибрилляторы отличаются друг от друга своими техническими характеристиками. Для примера рассмотрим некоторые из них.

Сегодня дефибриллятор – это многофункциональный прибор, который спасает от внезапной остановки сердца в течение 5-6 минут после остановки. В настоящее время кардиология не стоит на месте, появляются новые технологии и методы. Технические характеристики дефибрилляторов улучшаются: уменьшаются габаритные размеры, вес прибора, большинство дефибрилляторов обеспечивают широкий выбор энергии воздействия.

Таблица 1 – Модели дефибрилляторов и их характеристики

Наименование	Технические характеристики
ДКИ-Н-08 АКСИОН-Х	При полностью заряженной аккумуляторной батарее прибор позволяет осуществить не менее 30 разрядов энергией 200 Дж, биполярный импульс с соотношением амплитуд 1,0:0,5, энергия импульса при электрическом сопротивлении тела пациента 25-100 Ом 5,10,25,50,75,100, 150,200,250,300,360 Дж. Масса не более 8,5 кг, габаритные размеры 385×140×455 мм.
ДФР-1	Аппарат обеспечивает дефибриллирующие воздействия в режимах "Дефибрилляция" и "Кардиоверсия". Аппарат в любом режиме генерирует одиночный импульс тока, имеющий форму затухающего колебательного заряда (биполярный импульс). Длительность первой полуволны импульса во время разряда на нагрузку 50 Ом составляет (4±1) см, длительность второй полуволны (5±1) мс. Амплитуда тока первой полуволны импульса в нагрузке 50 Ом для всех фиксированных доз воздействия соответствует величинам, энергия: 30,60,120,180,200 Дж; амплитуда тока: 18,23,27,33,38 А. Масса не более 13,5 кг, габаритные размеры 380×160×420 мм.
MEDIC 6	Возможность работы в автономном режиме на аккумуляторах (заряда аккумулятора достаточно для 2 часов мониторинга или 40 дефибрилляций), диапазон режимов дефибрилляции от 5 до 360 Дж, термопринтер, возможность эксплуатации в режиме кардиомонитора, пластины-электроды для взрослых и для детей, размеры 42,4×31,7×13,5 см, вес 6,1 кг.

Библиографический список

1. Гусев Ю.М. //Технические методы диагностических исследований и лечебных воздействий.
2. Интернет источник
https://ru.wikipedia.org/wiki/%D0%9E%D1%81%D1%82%D0%B0%D0%BD%D0%BE%D0%B2%D0%BA%D0%B0_%D1%81%D0%B5%D1%80%D0%B4%D1%86%D0%B0
3. Сапин М.Р. // Анатомия человека. Т.2.- 2001.-640с.

УДК 616-71

МАЛОГАБАРИТНЫЕ ПРИБОРЫ ДЛЯ МАГНИТОТЕРАПИИ

И.Х. Шагарова, З.Ф. Ихсанова, Н.С. Иванова

Уфимский государственный авиационный технический университет

Использование в медицинской технике для манитотерапии при лечении остеохондрозов, радикулитов, спинномозговых травм, повреждений различных тканей. Сущность изобретения устройства выполнено в виде компактного переносного малогабаритного прибора и содержит четыре постоянных магнита, источник инфракрасного излучения и два электромагнита, которые подключены к сети переменного электрического тока через блок переключателей режимом работы, параллельно которому могут быть подсоединены два диода.

Магнитотерапия – это физиотерапевтическая процедура, суть использования которой заключается в воздействии на человеческий организм пульсирующего или переменного магнитного поля низкой частоты. Производится с использованием индукторов электромагнитов или постоянных магнитов, включая эластичные.

Существуют следующие виды магнитотерапии:

1) местная магнитотерапия – при которой действие магнитных полей направлены на определенные области человеческого тела (например, палец, сустав);

2) общая магнитотерапия – когда магнитные поля направлены на весь организм с целью общеукрепляющего эффекта.

На всех магнитах имеются северный (отрицательный) и южный (положительный) полюса. В зависимости от влияния того или иного полюса на организм человека, достигаются различные лечебные эффекты.

Использование: в медицинской технике для манитотерапии при лечении остеохондрозов, радикулитов, спинномозговых травм, повреждений различных тканей. Сущность изобретения: устройство выполнено в виде компактного переносного малогабаритного прибора и содержит четыре постоянных магнита, источник инфракрасного излучения и два электромагнита, которые подключены к сети переменного электрического тока через блок переключателей режимом работы, параллельно которому могут быть подсоединены два диода.

Изобретение относится к медицинской технике, в частности к устройствам магнитотерапии, которые при совместном воздействии с лекарственными средствами обеспечивают при самообслуживании

профилактику и лечение заболеваний органов малого таза (геморрой, простатит и др.).

Введение определенных доз вязких лекарственных форм (мазей, паст, свечей) в анальное отверстие прямой кишки (задний проход), показанное при лечении указанных и других заболеваний, традиционно при самообслуживании осуществляется пальцем, что травмирует болезненные участки и малоэффективно в связи с задержкой мазей и паст у входа в прямую кишку.

Известные устройства для повторных применений, использующие направляющие наконечники (по толщине меньше толщины пальца) со сквозным центральным каналом и возможными радиальными ответвлениями, через которые подаются лекарственные средства под воздействием деформируемой упругой камеры, например, резиновой груши предназначены для подачи жидких средств и малоэффективны для вязких форм. Наиболее близким к предлагаемому устройству является изделие типа шприца для промывания полостей, например, уха или введения вязких средств, в том числе грязевых тампонов в прямую кишку. Эти устройства имеют различную вместимость от 50 до 200 мл и состоят из цилиндрического баллона - корпуса,

выталкивателя - штока с притертым поршнем, направляющего наконечника, имеющего центральный канал и переходника, связывающего наконечник с корпусом.

Степень биологического воздействия электромагнитных полей на организм человека зависит от частоты колебаний, напряженности и интенсивности поля, режима его генерации (импульсное, непрерывное), длительности воздействия. Биологическое воздействие полей разных диапазонов неодинаково. Чем короче длина волны, тем большей энергией она обладает. Высокочастотные излучения могут ионизировать атомы или молекулы в соматических клетках - и т.о. нарушать идущие в них процессы. А электромагнитные колебания длинноволнового спектра хоть и не выбивают электроны из внешних оболочек атомов и молекул, но способны нагревать органику, приводить молекулы в тепловое движение. Причем тепло это внутреннее - находящиеся на коже чувствительные датчики его не регистрируют. Чем меньше тело, тем лучше оно воспринимает коротковолновое излучение, чем больше - тем лучше воспринимает длинноволновое.

Магнитотерапию нельзя отнести к универсальным физиотерапевтическим методикам, поскольку применяется она в соответствии с определенными показаниями и при строгом учете абсолютных противопоказаний. Первые и вторые нередко диссонируют. Например, несмотря на то, что процедура обеспечивает положительное действие

при тромботических поражениях сосудов, гипертонии и варикозной болезни, ее категорически нельзя применять при обострении тромбозов и тромбофлебитов, сердечной недостаточности и нарушениях работы сердца. В случае наличия гипертонии, оценивается ее степень тяжести, поскольку третья стадия заболевания является абсолютным противопоказанием к проведению процедуры.

Важно понимать, что магнитотерапия не может выступать в роли единственного метода лечения перечисленных заболеваний. Ее роль оказывается скорее вспомогательной. Вы должны пройти полноценное лечение своей текущей патологии и обращаться к данной методике скорее в качестве профилактической терапии.

Как и любая лечебная манипуляция, магнитотерапия обладает определенными противопоказаниями (острые тромбозы и тромбофлебиты, инфекционные процессы в организме, тяжелые патологии крови и другие).

Чтобы добиться максимального результата и избежать развития побочных эффектов, важно пребывать в нормальном самочувствии перед каждым сеансом. Сами сеансы следует проводить в стабильном режиме. Перед процедурами важно полноценно покушать.

Перед обращением к лечению магнитными волнами важно пройти консультацию у грамотного флеболога и кардиолога.

Библиографический список

1. Гусев Ю.М.//Технические методы диагностических исследований и лечебных воздействий.
2. Интернет источник http://angidoctor.ru/metodiki-i-protsedury/metodiki-lecheniya/magnit_ote_rapiya.html
3. Интернет источник http://medpnz.ru/page.php?al=metody_vozdejstvija_magnitoterapii_na_org_anizm_cheloveka_
4. Интернет источник http://www.polismed.com/articles-magnitoterapija-pokazaniya-protivo_pokazaniya.html

МУЛЬТИПАРАМЕТРИЧЕСКАЯ МРТ МАЛОГО ТАЗА В ДИАГНОСТИКЕ ЗАБОЛЕВАНИЙ И НЕОПЛАЗИЙ ПРЕДСТАТЕЛЬНОЙ ЖЕЛЕЗЫ

Э.И. Калачева, Д.Э. Байков

Клиника Башкирского государственного медицинского университета

В последнее время все большую актуальность приобретают вопросы ранней диагностики заболеваний предстательной железы. Пре-

жде всего, это связано с неуклонным ростом онкозаболеваемости в целом и здесь такое распространенное, медленно прогрессирующее состояние как доброкачественная гиперплазия во многом может рассматриваться как предраковое [1]. Другое часто встречаемое заболевание, характеризующееся структурными изменениями тканей железы в сочетании с нарушениями секреторной функции, является хронический простатит. По мнению ряда авторов, подобные состояния имеют место быть у каждого четвертого мужчины в возрасте от 40 лет и старше [4, 5]. В связи с этим своевременное, раннее выявление патологических изменений в тканях железы оказывает существенное влияние на качество и результаты проводимого лечения, значительно повышая шансы каждого, отдельно взятого пациента на выздоровление.

Ранее и по настоящее время с этой задачей достаточно успешно справлялись методы ультразвуковой диагностики, в частности трансректального ультразвукового исследования, при необходимости морфологической оценки анатомического субстрата позволяющее применять пункционную биопсию железы [2]. Рентгенологические методы, включая компьютерную томографию, традиционно выполняли больше вспомогательную функцию.

Но ультразвуковое исследование имеет свои ограничения в виду сложности интерпретации получаемого изображения применительно к зональной анатомии предстательной железы и неоднозначности трактовки мелкоочаговых изменений. А пункционная биопсия под контролем УЗИ по сути является инвазивной процедурой, в последующем (на фоне сформировавшихся гематом) не позволяющей однозначно интерпретировать полученные результаты при других методах лучевой визуализации – таких как магнитно-резонансная томография [1].

В последнее десятилетие техническая база многих лечебно-профилактических учреждений существенно возросла. Появились новые современные диагностические комплексы – цифровые рентгенологические аппараты, мультиспиральные компьютерные томографы и магнитно-резонансные томографы с напряженностью магнитного поля свыше одного Тесла. Особую роль здесь может играть магнитно-резонансная томография, позволяющая за относительно короткий промежуток времени дать морфологическую характеристику изучаемого биологического объекта, а так же в режиме МР-спектроскопии оценить химический состав интересующих в обозначенной зоне тканей [3].

В связи с этим, для уточнения возможностей магнитно-резонансной томографии в выявлении различных заболеваний пред-

стательной железы нами были проанализированы наблюдения из собственной повседневной практики.

Все исследования проводились на магнитно-резонансном томографе OPTIMA MR 360 (GE) с напряженностью магнитного поля 1,5 Т. Применялась квадратическая катушка для всего тела. Анализировались срезы в аксиальной, сагиттальной и коронарной плоскости по T1 и T2 взвешенным изображениям, диффузионно взвешенным изображениям, изображениям в режиме протонной плотности, перфузионные изображения предстательной железы с препаратами гадолиния. Всего за текущий период было обследовано 52 пациентов в возрасте от 37 до 78 лет включительно.

На полученных срезах оценивалась однородность/неоднородность структуры предстательной железы применительно к особенностям ее зональной анатомии, наличие участков изо-, гипо- и гиперинтенсивного сигнала, очагов выпадения сигнала от конкрементов, распространенность процесса за капсулу железы, инвазию опухоли в прилежащие органы и структуры, наличие усиленных - контрастированных очагов, а так же пикового возрастания нарастания контрастного вещества в зоне интереса при динамическом усилении железы. Кроме того обращали внимание на наличие/отсутствие увеличенных регионарных лимфатических узлов, их однородность, присутствии очагов измененного сигнала в костях и органах малого таза.

В результате, по факту проведенного исследования, наличие патологических очагов, по характеру сигнала и максимальному пиковому нарастанию показателей регионарного кровотока, соответствующих злокачественным новообразованиям выявлено в центральной зоне железы у 6 пациентов. У 7 пациентов не распространяющиеся за анатомические границы органа очаговые изменения отмечены в периферической зоне и еще у 5 пациентов аналогичные изменения в периферической зоне сопровождались признаками инвазии в паравизикальную клетчатку, семенные пузырьки. В одном случае наблюдений очаговые изменения имели место в проекции переходной зоны.

У всех обозначенных пациентов имело место количественное увеличение регионарных лимфатических узлов, часть из которых активно накапливало контрастный препарат. У двух пациентов были выявлены костные гиперостатические метастазы.

Изменения объема и диффузно-очаговые изменения, в большей степени характерные для явлений хронического простатита, были отмечены у 16 пациентов. И еще у 17 пациентов изменения соответствовали явлениям доброкачественной гиперплазии предстательной железы.

Таким образом, комплексный или мультипараметрический подход в диагностическом алгоритме с использованием магнитно-резонансной томографии в распознавании различных заболеваний предстательной железы позволил быстро и самое главное не инвазивно оценить состояние органа. В свою очередь полученные результаты обследования обеспечили возможность в дальнейшем адекватно спланировать тактику проводимых лечебно-профилактических мероприятий и в конечном итоге способствовали более благоприятному исходу выявленного заболевания.

Библиографический список

1. Урология: Национальное руководство под ред. Н.А. Лопаткина. - М.: ГЭОТАР-Медиа, 2009. - 1024 с.
2. Громов А.И. Ультразвуковые исследования при различных заболеваниях предстательной железы / А.И. Громов // Военно-медицинский журнал. - 1999. - № 4. - С. 53-56.
3. Ничога В.Д. Магнитно-резонансная томография в диагностике заболеваний предстательной железы / В.Д. Ничога, С.А. Азарян, В.Д. Эрман // Матер. 77-й итоговой научно-практ. конф. Астрахань. 2000. - С. 255-257.
4. The American Urology Association symptom index for benign prostatic hyperplasia / M.J. Barry, F.J. Fowler, M.P. Oleaity et al. // J. Urol - 1993. - V. 148. - P. 1553-1557.
5. Cooner W. The role of ultrasound in prostate cancer detection in 1991 / W. Cooner // Ultrasound in Medicine and Biology. - 1994. - P. 51.

УДК 616-71

ПОРТАТИВНЫЙ МОНИТОР ПАЦИЕНТА

Р.Р. Фролова, Н.Р. Исянов, Э.С. Шарипова, Т.В. Мирина

Уфимский государственный авиационный технический университет

Представлено описание модели сердечно-сосудистой системы с учетом регуляции кровообращения. Модель отражает перераспределение объемов крови между резервуарами, вязкое сопротивление потоков, сократимость, диастолическую растяжимость, тонус, саморегуляцию и патологические изменения всех 4 полостей сердца, эластичности сосудистых резервуаров, свободный объем заполнения каждого из резервуаров, замкнутость, постоянство либо контролируемое изменение общего объема крови.

На сегодняшний день, всё чаще наблюдается явление резкого ухудшения здоровья населения, как старшего поколения, так и молодого. Причиной этому служат ухудшение состояния окружающей среды, малоподвижный образ жизни, неправильное питание и многие другие факторы. В связи с этим возникает необходимость постоянного контроля за состоянием здоровья с целью оперативного выявления развития заболеваний на ранних стадиях, а также угроз обострения и рецидивов хронических заболеваний. Обеспечение такого контроля возможно при помощи портативных мониторинговых систем, предназначенных для регистрации физиологических параметров организма и их отображение в удобной и понятной форме на ПК, мобильные телефоны и планшеты.

Аппараты систем мониторинга могут быть стационарными и портативными.

Портативная система мониторинга - это многофункциональное устройство, применяемое для длительного мониторинга жизненных показателей пациента в процессе его активной жизнедеятельности с последующей передачей данных по канал Bluetooth и Wi-Fi на ПК и мобильные устройства (на Android), где пользователь может сразу отслеживать результат измерений, включая статистику изменений и историю за последнее время. Такие системы могут включать в себя системы съёма ЭКГ, КГР, температурные датчики, шагомер, датчик дыхательной активности, Flash-память и многое другое.

Предлагаемое устройство мониторинга может быть полезно для спортсменов, пациентов, находящихся в процессе реабилитации, людей, страдающих хроническими заболеваниями (для предотвращения рецидивов), а также для поддержания своих физических характеристик в норме. Для реализации такого прибора, была разработана следующая структурная схема:

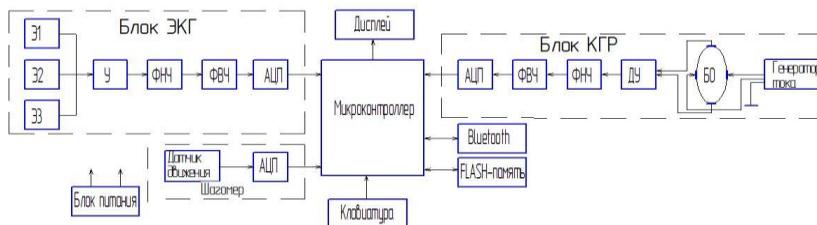


Рис.1 – Структурная схема портативного монитора пациента

Основу данной схемы составляет микроконтроллер, предназначенный для обработки данных, снятых с нескольких блоков измере-

ния: блоки ЭКГ, КГР сигналов, шагомер. Передача данных на внешнее устройство осуществляется через Bluetooth-модуль. Модуль FLASH-памяти реализует длительное хранение данных. Блок питания обеспечивает автономный режим работы прибора.

Принцип работы предложенной схемы:

Для измерения ЭКГ в данной схеме выбран способ отведений по Небу. Этот вид отведений удобен при проведении исследований с использованием функциональных проб для выявления гипертрофии желудочков, локализации нарушений коронарного кровообращения и т.д. Используются три измерительных электрода, образующие сердечный треугольник. Первый электрод устанавливают во втором межреберье справа от грудины, второй - на уровне верхушки сердца, а третий на уровне верхушки сердца по задней подмышечной линии.

В блоке ЭКГ осуществляется измерение электрических потенциалов (амплитудой единицы мВ) с помощью трех электродов (применяются двухполюсные отведения), затем происходит их усиление и фильтрация фильтрами высоких и низких частот (от 0,01 до 250 Гц) с последующим преобразованием в АЦП.

Измерение КГР производится согласно методу Фере, который заключается в использовании внешнего источника постоянного тока с последующей регистрацией электропроводимости кожи. Величина электропроводимости зависит от секреторной активности потовых желез, данный показатель может регистрироваться с любого участка тела, но обычно, электроды располагают на ладонях (подобный выбор места расположения электродов связан с наличием большого количества потовых желез на этом участке тела и удобством измерения с ладоней). По результатам КГР определяют психоэмоциональное состояние человека.

Для получения сигнала КГР производится воздействие постоянным током высокой частоты (использование подобного сигнала воздействия позволяет получить более информативное отображение кожно-гальванической реакции) от генератора тока. Сигналы с генератора тока и снимаемого с БО поступают на дифференциальный усилитель, далее в схему фильтрации, предназначенной для выделения полезного сигнала в диапазоне от 0,05 Гц до 25 Гц, преобразуется в цифровой код и поступают на МК.

На основе шагомера будет производиться подсчет пройденного пути, который вычисляется путем умножения количества шагов на длину шага пользователя. Задание длины шага производится с помощью клавиатуры встроенной в устройство, а соответствующие подсчеты производятся МК. Синхронизация блока шагомера с сигналом ЭКГ,

позволит определять реакцию сердца на определенную нагрузку. Показатель двигательной нагрузки в течение дня будет полезен для людей проходящих реабилитацию и для повседневного контроля физической активности.

Предполагается использовать электронно-механический шагомер, в котором электромеханический датчик преобразует встряхивание, образующееся при ходьбе, в электрический импульс, подсчитываемый счетчиком.

Сигналы ЭКГ, КГР и шагомера поступают на микроконтроллер для обработки и записи результатов измерений на Flash-память, устройство также имеет возможность передавать сигналы по каналам Bluetooth на внешнее устройство.

Управление режимами измерений производится с помощью клавиатуры на которой выбираются необходимые режимы измерения (КГР, ЭКГ, шагомер). Предполагается, что она будет содержать пять кнопок: одну кнопку вкл/выкл (зажим в течение более 3 сек), выполняющую также и функцию подтверждения выбора режима, две кнопки для переключения между режимами и две кнопки для задания длины шага пациента.

Модуль дисплея используется для вывода результатов измерений и информации о режимах измерения.

Bluetooth-модуль необходим для передачи данных на ПК, мобильные телефоны и планшеты, с целью отображения полученных данных с портативного монитора пациента. В перспективе, планируется разработка программного обеспечения, для смартфона, которое позволит осуществлять оперативное отслеживание регистрируемых параметров.

С целью накопления данных для последующего изучения изменений состояния пациента (пользователя) в течение длительного интервала времени используется FLASH-память, информация с которой может быть проанализирована специалистом.

Подобное объединение устройств (КГР, ЭКГ и шагомер) позволяет по показателям сердечной деятельности и кожно-гальванической реакции отслеживать уровень нагрузки перенесенного в течение дня и оказывающие неблагоприятное влияние на функциональное состояние организма, что позволит в дальнейшем избегать превышений нагрузки.

Достоинством предлагаемого портативного монитора пациента является обеспечение автоматизации процессов сбора медицинской информации, их передачи, хранения, консолидации и анализа, прогнозирования и выявления рисков ухудшения здоровья человека, организации оперативного реагирования

в экстренных ситуациях, процесса восстановительного лечения пациентов после перенесенных заболеваний.

Библиографический список

1. Гусев В.Г. «Методы и технические средства для медико-биологических исследований». В 2-х частях: учеб. пособие-Уфа 2001.
2. Корневский Н.А., Попечителей Е.П., Серегин С.П. «Медицинские приборы, аппараты, системы и комплексы». ОАО «ИПП «Курск», 2009.
3. Патент РФ 2501520 «Система контроля ЭКГ с беспроводной связью»

УДК 621.317.3

**АУДИОМЕТР ДЛЯ ОДНОВРЕМЕННОГО ОБСЛЕДОВАНИЯ
НЕСКОЛЬКИХ ПАЦИЕНТОВ**

Е.Г. Елёмина, Е.Ф. Нурлыгаянова

Уфимский государственный авиационный технический университет

Рассматриваемый аудиометр способен обследовать нескольких пациентов одновременно, что актуально при проведении поточного профилактического медицинского осмотра. Аудиометр содержит следующие основные функциональные блоки: блок обработки и управления, блок выбора канала пациента, блок формирования тестовых сигналов, блок реакции пациента. Алгоритм работы микроконтроллера позволяет проводить независимую обработку канала каждого пациента, автоматически управлять параметрами тестовых сигналов, учитывать индивидуальные особенности реакции пациента.

С возрастом естественное ослабление слуха значительно усугубляется вследствие длительной звуковой нагрузки среды обитания человека. Исключить из повседневной жизни источники шума практически невозможно, они окружают нас везде – дома, на работе и по дороге к ней. Независимо от происхождения, шум – это как правило вредный фактор, воздействующий не только на органы слуха, но и на весь организм. Воздействие бытового и уличного шумов на органы слуха человека обычно временное, эпизодическое и ненаправленное, чего нельзя сказать о производственном шуме, который является постоянным вредным фактором на рабочих местах и на некоторых рабочих местах достигает очень большой интенсивности.

Для профилактики и определения снижения слуха у работников проводится комплекс мероприятий, обязательным из которых является

проведение медицинских осмотров. Для работников, у которых, вредным фактором на рабочем месте является производственный шум, обязательным обследованием является аудиометрия органов слуха. [5, 6].

Выделяют несколько вариантов аудиометрии:

- речевую (самый простой метод с помощью разговорной речи и шёпота);
- тональную (с помощью тональных аудиометров - через наушники пациенту подаются поочередно звуковые сигналы разной частоты от 125 до 8000 Гц с постепенным нарастанием интенсивности, задачей пациента является нажать кнопку в ответ на раздражитель, по результатам строится аудиограмма);
- компьютерную (с помощью клинических аудиометров в ухо пациента подаются звуковые сигналы, а с помощью специальных электродов компьютерная система регистрирует сигналы мозга и на основании них строит аудиограмму, пациент находится в состоянии сна).

Для профилактических медицинских осмотров в настоящее время применяется тональная аудиометрия с использованием аудиометров.

Большая часть аудиометров позволяют проводить обследование одного человека, но встает актуальность разработки аудиометров, позволяющих поточное одновременное обследование нескольких пациентов, что очень важно при проведении медицинских профосмотров на предприятиях.

В основу разработки подобного аудиометра лег прототип, описанный в патентной заявке № 4850151/14 [1]. Предлагаемый аудиометр предназначен для одновременного контроля слуха у 3-х пациентов с выводом результатов исследования в виде аудиограмм. Диапазон изменения частоты сигнала 125-8000 Гц, амплитуды сигнала 0-80дБ.

Структурная схема аудиометра представлена на рис. 1.

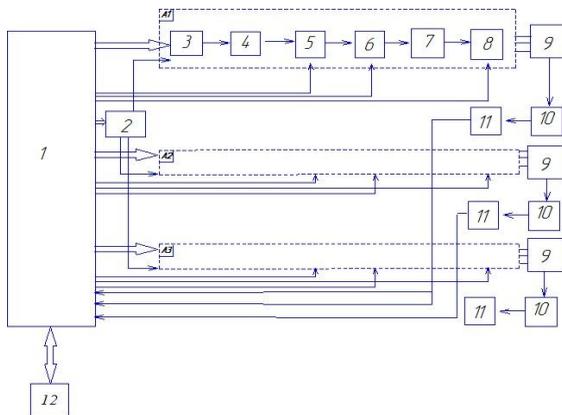


Рис. 1 – Структурная схема аудиометра

- 1- Микроконтроллер;
- 2- Дешифратор адреса;
- 3- Цифро-аналоговый преобразователь;
- 4- Генератор переменной частоты;
- 5- Регулятор амплитуды;
- 6- Формирователь импульсов;
- 7- Усилитель мощности;
- 8- Коммутатор;
- 9- Наушники;
- 10-Пациент;
- 11-Блок реакции пациента;
- 12-USB-порт.

Аудиометр работает следующим образом.

С клавиатуры персонального компьютера через USB-порт 12 вводятся начальные значения частоты и амплитуды тестового сигнала. Далее по алгоритму, прописанному в ПЗУ, микроконтроллер 1 управляет генератором переменной частоты 4, регулятором амплитуды 5, формирователем импульсов 6, которые регулируют частоту и амплитуду тестового звукового сигнала, а также формируют передний и задний фронты звуковой посылки. Через усилитель мощности 7 с коммутатором 8 сигнал поступает в наушники, которые переключается микроконтроллером (МК).

Одновременно с началом подачи тестового звукового сигнала микроконтроллер производит запуск таймеров интервалов тестового звукового сигнала и реакции пациента. Сигнал реакции, формируемый блоком реакции пациента 11, поступает на входы блока приоритетных прерываний МК.

При поступлении нескольких запросов одновременно обработка прерываний проводится в соответствии с заданными приоритетами. При поступлении сигнала от любого из пациентов МК запоминает в ОЗУ значения амплитуды и частоты услышанного тестового звукового сигнала и формирует сигнал следующего уровня по частоте. Также МК осуществляет сброс соответствующих таймеров времени сигнала и времени реакции пациента, производит запуск таймера паузы между тестовыми звуковыми сигналами. Длительность всех интервалов задается МК.

Полный объем сведений о порогах слышимости пациентов на всех тестовых частотах выводится по окончании обследования в виде аудиограмм, ввод исходных данных и режимов работы осуществляется с помощью клавиатуры.

Можно выделить следующие особенности и преимущества данного аудиометра от его прототипов [2, 3]:

1) Повышение эффективности контроля исследования за счет учета индивидуальных особенностей реакции пациентов – при подаче тестовых сигналов производится анализ отношения пациента к предыдущему сигналу и прекращение подачи последнего проводится сразу вслед за реакцией пациента, а при отсутствии реакции, прекращение подачи сигнала производится по истечении заданного интервала времени, отсчитываемого от начала подачи стимула и превышающего его продолжительность.

2) Использование 3-х интервалов времени для каждого пациента (рис. 2): интервала длительности тестового сигнала; интервала реакции пациента; интервала паузы между сигналами.

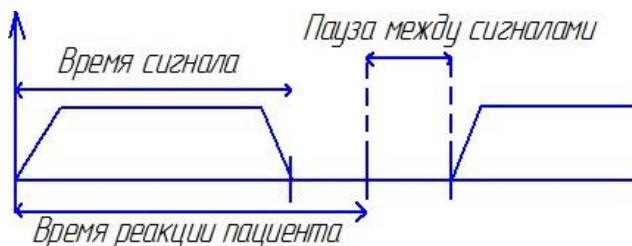


Рис. 2 – Интервалы времени для каждого пациента

3) Автоматический подбор параметров тестового сигнала – увеличение амплитуды или частоты.

4) Независимая обработка каналов каждого пациента.

Библиографический список

1. Патент РФ №2008800. Способ контроля слуха и аудиометр для его осуществления. Шидловская Т.В., Бригидер В.О., Лысенко А.Н. МПК5 А61В 5/12. Заявка №4850151/14. Опубликовано 15.03.1994.
2. Патент ФРГ. Audiometer. Voss Rainer ING GRAD. МКП А61В 5/12. Заявка № DE19772704846 (1978г.).
3. Патент Великобритании. Computerizer audiometer. Slavin Martin J. МКП А61В 5/12. Заявка № GB2157474 (1986г.).
4. Гусев В.Г. Получение информации о параметрах и характеристиках организма и физические методы воздействия на него: Учебное пособие. – М.: Машиностроение, 2004. - 597 с.
5. ГОСТ 12.1.003-83 ССБТ. Шум. Общие требования безопасности.
6. Приказ №302н «Об утверждении перечней вредных и (или) опасных производственных факторов и работ, при выполнении которых проводятся предварительные и периодические медицинские осмотры (обследования), и Порядка проведения предварительных и периодических медицинских осмотров (обследований) работников, занятых на тяжелых работах и на работах с вредными и (или) опасными условиями труда».

УДК: 616-71

ПОРТАТИВНЫЙ ПРИБОР ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ НЕСКОЛЬКИХ ПАРАМЕТРОВ ОРГАНИЗМА

Н.Р. Исянов, Э.С. Шарипова, Р.Р. Фролова, Т.В. Мирина

Уфимский государственный авиационный технический университет

В последние годы мы наблюдаем резкий скачок в контроле своего здоровья с помощью различных фитнес-трекеров, умных часов. У таких приборов большой потенциал в медицинской сфере, поэтому мы можем не ограничиваться одним лишь мониторингом количества шагов и пульса. Предлагаемый прибор позволяет расширить количество измеряемых медицинских показателей в компактном корпусе и подходит не только людям со спортивным образом жизни, но и тем, кто проходит реабилитацию, страдает хроническими заболеваниями.

В последние десятилетия человечество испытывает бум в развитии электронных средств и оборудования. Медицинское направление электроники не осталось в стороне. Благодаря этому развитию появляются новые методы диагностики биологических объектов, реализа-

ция которых стала доступной во многом благодаря изобретению и развитию микропроцессоров и датчиков, что привело не только к развитию и изобретению отдельных приборов, но и к объединению некоторых из них. Одним из примеров такого объединения можно считать так называемые «умные» часы, которые включают в себя не только возможность наблюдения времени, связи с различными гаджетами и даже принимать и отвечать на звонки, но и мониторинга медицинских и физических показателей биообъекта. Этими показателями во многих случаях являются пульс, количество совершенных шагов и др.

Направление объединения и минимизации медицинской техники на сегодняшний день является очень актуальным. Причинами этой актуальности можно назвать: увеличение ритма жизни среднестатистического человека, рост числа требований к зоне комфорта, появление новых методов исследования.

Основываясь на эти факты, нами была проанализирована идея объединения пульсоксиметра, инфракрасного термометра, измерителя скорости распространения пульсовой волны, тремора пальцев руки и шагомера в один компактный прибор (Рис. 1), схожего по своим внешним данным с «умными» часами.

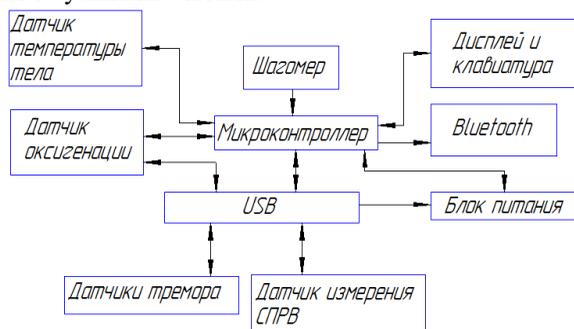


Рис.1. – Структурная схема портативного прибора для измерения нескольких параметров организма

Датчик оксигенации является стандартным датчиком или цепью из светодиодов и фотодиодов для работы с ИК и светом определенного цвета. Длина волны выбирается в зависимости от поставленной задачи: нужно ли измерять просто пульс или необходимо измерить также сатурацию крови и фотоплетизмограмму. Для простого измерения пульса используется зеленое излучение длиной волны от 500 до 600 нм, т.к. в этом диапазоне максимально поглощение света. Для оксиметрии необходимо выбирать другие длины волн из-за того, что количество параметров измерения увеличивается, а именно пульс, сатурация крови, фотоплетизмограмма. Метод основан на разнице поглоще-

ния связного (окси) и несвязного (дезоксигемоглобина) с кислородом. Максимальное поглощение дезоксигемоглобина наблюдается при 660 нм, что соответствует красному диапазону, что же касается максимального поглощения оксигемоглобина, то здесь измерение происходит в инфракрасном диапазоне (940 нм). Для измерения пульса выбирают диапазон волн от 600 нм, чаще всего 660 нм. Следовательно для измерения пульса выбирают светодиоды красного цвета с длиной волны 660 нм, а для измерения насыщенности крови кислородом – ик светодиод с длиной волны 940 нм.

Сам процесс измерения можно объяснить следующим образом. В момент удара сердца объем участка тела увеличивается за счет увеличения кровотока. В этот же момент увеличивается поглощение красного света. Между ударами сердца происходит противоположная ситуация: объем уменьшается в связи с уменьшением кровотока, а красный свет поглощается хуже. Такая же ситуация происходит и с инфракрасным излучением.

Для измерения температуры тела была выбрана модель использования ИК датчика. Принцип работы такого датчика следующий: Датчик излучает инфракрасный свет. Излучение, отразившись от поверхности объекта, улавливается датчиком. Далее с помощью аналогового-цифровых преобразований, фильтрации и усиления сигнал поступает в микроконтроллер и отображается на экране прибора и передается в гаджет. Сам датчик располагается на внешней стороне прибора для быстрого измерения температуры. Идея внедрения этого датчика в данный прибор заключается в том, что пользователь может измерить температуру своего тела, преподнеся руку ко лбу, либо приложив прибор датчиком к коже лба. Как точка измерения лоб выбран из-за того, что он может хорошо отражать температуру тела.

Шагомер, состоящий из гироскопа и акселерометра. Предназначается для реализации измерения количества пройденных шагов биообъектом. Обе микросхемы основаны на МЭМС (Микроэлектромеханические системы) технологиях, что используют при производстве смартфонов, планшетов и других гаджетов. Измерения шагомера позволяют расширить функционал прибора, например их можно использовать для составления графика активности биообъекта за определенный период.

Для вывода результатов измерений и технической информации в схему добавляется модуль дисплея. Предполагается, что наилучшей будет реализация этого прибора с e-ink дисплеем. Преимуществами такого решения является то, что такие изображение на таких дисплеях отчетливо видно даже при сильном освещении и при любых углах обо-

зрения, энергопотребление расходуется только на изменение изображения в остальное время оно равно нулю, отсутствует мерцание экрана. Для переключения режимов работы внедряется модуль клавиатуры. Предполагается, что минимальное количество кнопок будет 4 (кнопки изменения и выбора режима работы, кнопки «пуск», «стоп»).

Модуль Bluetooth. Введение данного модуля необходимо для соединения прибора с различными гаджетами начиная со смартфона и заканчивая компьютером. Служит для передачи данных с прибора на гаджет. Еще возможна реализация управления разработанным устройством с гаджета, которым будет являться смартфон, в котором, предположительно, будет установлено разработанное программное обеспечение. ПО будет реализовывать не только функции управления и отображения данных, полученных с прибора, но и будет просчитывать различные зависимости параметров, строить графики, прогнозировать дальнейшее развитие физического состояния человека.

Датчик измерения скорости распространения пульсовой волны. Этот датчик не будет в составе прибора, а будет реализован как отдельный модуль, коммутирующийся с прибором с помощью USB разъема. Сам датчик представляет собой схему с использованием светодиодов ИК и красного излучения, а также фотодиодов. Но, в отличие от датчика фотоплетизмографии, он будет использовать пальцевой метод фотоплетизмографии, т.е. не на отражение, а на просвет.

Датчики тремора пальцев руки. Как и предыдущий датчик, они будут выполняться в виде отдельных модулей, соединенных в разъем USB. Представляют они из себя как гироскопы и акселерометры, микросхемы преобразования и усиления сигнала.

Разработанная структурная схема портативного прибора для мониторинга нескольких параметров должна помочь создать комфортные условия исследования работы организма. Все параметры измеряются неинвазивными методами, что является преимуществом данной структуры. Прибор необходим не только для мониторинга состояния организма человека, но и для своевременного получения необходимой информации о состоянии здоровья в необходимом объеме и с заданной точностью.

Библиографический список

1. Гусев В.Г. «Методы и технические средства для медико-биологических исследований». В 2-х частях: учеб. пособие-Уфа 2001.
2. Darta Systems. Как умные часы, спортивные трекеры и прочие гаджеты измеряют пульс? Часть 1 [Электронный ресурс]: Электронный журнал – Москва: 2015. – Режим доступа: https://geektimes.ru/company/darta_systems/blog/246856/

УДК: 616-71

МНОГОФУНКЦИОНАЛЬНОЕ УСТРОЙСТВО МОНИТОРИНГА И РЕГИСТРАЦИИ СОСТОЯНИЯ ОРГАНИЗМА ЧЕЛОВЕКА С ФУНКЦИЕЙ БЕСПРОВОДНОЙ СВЯЗИ

Н.Р. Исянов, Р.Р. Фролова, Л.Ф. Кутукова, Т.В. Мирина

Уфимский государственный авиационный технический университет

В связи с ухудшением здоровья, несбалансированного питания, люди стали больше заниматься спортом, а вместе с этим и следить за состоянием своего организма. Как раз для таких целей были разработаны различные фитнес-трекеры и умные часы с возможностью мониторинга пульса и подсчета количества совершенных шагов. Представленная структура прибора предлагает измерять не только пульс и шаги, но и температуру тела, а также уровень сатурации крови.

На сегодняшний день тема минимизации техники является актуальной. Смартфоны, планшеты, компьютеры – практически каждый вид гаджетов стремится стать компактнее, но в то же время производительнее. Тема не прошла мимо медицинской техники. Наглядным примером служат «умные» часы и фитнес-трекеры от разных производителей, включающих в себя функционал пульсоксиметра. Такие приборы умеют измерять пульс человека, уровень сатурации крови, благодаря которым упрощается не только разработка фитнес плана (ради этого и создавались такие устройства), но и мониторинг собственного здоровья.

Проанализировав эти данные, была разработана концепция небольшого прибора, похожего на «умные» часы, измеряющего не только сердечный ритм и шаги, но и температуру тела. Структурная схема выглядит следующим образом.

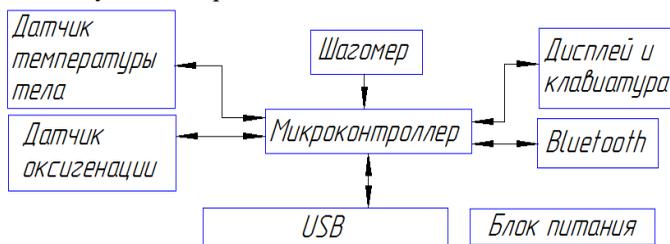


Рис.1 – Структурная схема прибора

Микроконтроллер служит для проведения вычислительных операций, преобразования, передачи, приема информации при соединении с внешним устройством. Внешними устройствами могут служить как и смартфоны, так и планшеты, ноутбуки, и другие устройства с поддержкой Bluetooth.

Датчик оксигенации служит для измерения сердечного ритма биообъекта. Мониторинг сердечной работы человека является одной из главных задач этого устройства. Кроме того, с помощью этого датчика можно узнать температуру тела человека, но как правило это можно сделать при значении температуры 38 градусов и выше, так как на этих температурах пульс учащается.

Шагомер состоит из гироскопа и акселерометра. Принцип их действия состоит в изменении механических колебаний в электрические импульсы. Такое решение используется в каждом смартфоне, планшете, часах, трекерах и т.д.

Дисплей необходим для наблюдения результатов измерения и удобства работы. Для уменьшения энергопотребления дисплея, предпочтительно, устанавливается дисплей по технологии e-ink. Клавиатура нужна для управления всей системой, переключения режимов работы. Учитывая количество режимов, необходимо 5 кнопок («ОК», переключение в меню, «СТАРТ» и «СТОП»).

Модуль bluetooth служит передатчиком и приемником сигналов в цепочке «ПРИБОР-ГАДЖЕТ ПОЛЬЗОВАТЕЛЯ». На гаджете будет установлено специальное программное обеспечение, позволяющее управлять прибором, настраивать его, а также следить за результатами измерений

Датчик температуры тела представляет собой ИК датчик, помещенный на внешней стороне прибора. Идея заключается в том, что пользователь при необходимости измерения температуры тела подносит прибор ко лбу, с которого снимается значение температуры. Лоб выбран как самая удобная часть тела, показывающая близкую к реальной температуру тела. Исследования показали, что температурная картина человеческого тела выглядит следующим образом:

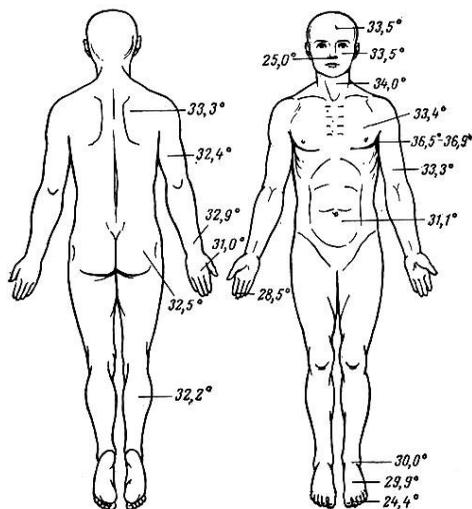


Рис.2 – Температура кожи разных участков тела

По рисунку видно, что температура в районе лба в среднем на три градуса меньше, чем температура в подмышках. Это объясняется неодинаковой теплоотдачей различных участков тела. Самая высокая температура наблюдается в подмышечной впадине, в которой ее измеряют. Для удобства пользования, а также восприятия измеренных данных, можно запрограммировать прибор так, чтобы он добавлял к значению температуры эту разницу.

Работать схема будет следующим образом: С помощью клавиатуры пользователь выбирает режим измерения.

При выборе режима оксиметрии отключены шагомер и датчик температуры для наименьшей затраты энергии аккумулятора. Датчик оксигенации фиксирует степень поглощения и рассеивания излучения красного и инфракрасного излучения. Через блоки преобразования, фильтрации и усиления сигналы попадают в микроконтроллер для дальнейшей обработки.

При «обычном» режиме работают шагомер и датчик оксигенации. Шагомер измеряет количество пройденных шагов, а датчик оксигенации измеряет пульс и степень насыщения кислородом крови. От обоих блоков сигналы поступают на микроконтроллер для обработки и вывода результатов на экран или отправки на гаджет пользователя.

Режим измерения температуры. При переключении на него, программным путем отключаются шагомер и датчик оксигенации. ИК датчик улавливает отраженное излучение, оно обрабатывается в ана-

лого-цифровом преобразователе, проходит через блоки усиления и фильтрации в микроконтроллер. МК выводит данные на экран и пересылает на гаджет.

Разработанная структура прибора для измерения оксигенации, температуры и количества шагов создает возможности быстрого и точного измерения параметров. Преимуществами этой идеи являются использование неинвазивных методов измерения, скорости измерения, комфорта пользования, а также возможность управления и наблюдения работы устройства с любых гаджетов.

Библиографический список

1. Гусев В.Г. «Методы и технические средства для медико-биологических исследований». В 2-х частях: учеб. пособие-Уфа 2001.
2. Георгиева С.А. «Физиология». Учебное пособие-Москва 1981.

УДК 621.3.084

СПИРОМЕТРИЯ И УСТРОЙСТВО ДЛЯ ЕЕ ОСУЩЕСТВЛЕНИЯ

В.А. Бакутов, Р.Д. Голкова, Е.С. Морозова

Уфимский государственный авиационный технический университет

Статья раскрывает содержание понятия спирометрия. Обобщается практический опыт проектирования и применения спирометрических приборов. Авторами предложено разработанное интеллектуальное устройство, позволяющее просто и качественно осуществлять регистрацию и измерения параметров дыхания.

Дыхание является одной из основных, жизненно необходимых потребностей человека. Здоровое дыхание – залог нормального состояния и функционирования организма в целом. Большая распространенность бронхолегочных заболеваний, их рост в последние десятилетия, а также острая проблема смога, лесных пожаров и перманентного горения торфяников вблизи города делают необходимым более широкое внедрение методов исследования дыхательной системы.

Спирометрия – это наиболее часто применяемый метод исследования вентиляционной функции легких. Другими словами, спирометрия – метод измерения легочных объемов, спирография – графическая регистрация их изменения во времени. Кривая, полученная при записи в координатах «объем-время», называется спирограммой [1]. Пример такой спирограммы представлен ниже.

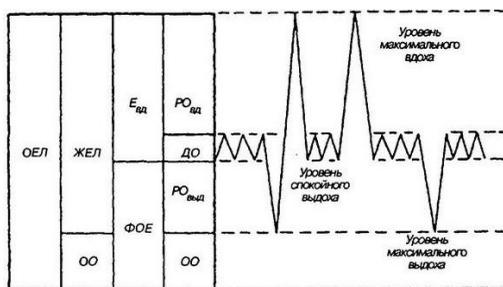


Рис. 1 – Спирограмма внешнего дыхания

Устройство, позволяющее осуществлять регистрацию и измерения параметров дыхания, называют спирометр. Интеллектуальный спирометр - это автоматизированный, многофункциональный прибор, способный регистрировать скорость воздушного потока, преобразовывать данные в кривую поток-объём путём цифрового интегрирования, хранить базу данных предыдущих измерений, производить вычисления необходимых характеристик внешнего дыхания.

Проведенный обзор датчиков показал, что основную сложность при проектировании и применении устройства составляют:

- 1) возможная засветка светочувствительного элемента;
- 2) осуществление регистрации направления дыхания;
- 3) учет возраста пациента (ребенок/взрослый);
- 4) громоздкость прибора.

В результате проведенных исследований, смонтировано портативное, легкое и простое в эксплуатации устройство, универсальное для всех возрастов, способное с необходимой точностью измерять динамические и статические параметры внешнего дыхания, определять направления «вдох-выдох».

Прибор выполнен в виде маски со встроенной трубкой, в которой размещается малоинерционная турбинка. Данная конструкция обеспечивает высокую стабильность измерений объемных и скоростных показателей. Это достигается за счет отсутствия элементов, изменяющих свои характеристики в процессе эксплуатации (сеток, нагревательных элементов, эластичных воздухопроводов). Так как расход воздуха, потребляемый человеком мал, в приборе используется расходомер с тангенсальной турбинкой с профилированными лопатками, изготовленный из немагнитного пресс-материала. Для уменьшения габаритов и веса прибор разделен на два сопряженных устройства. Датчик подключен к основному устройству, в котором будет происходить преобразование сигнала в цифровой код для после-

дующей обработки. Для удобства эксплуатации основное и вторичное устройство связаны беспроводной связью.

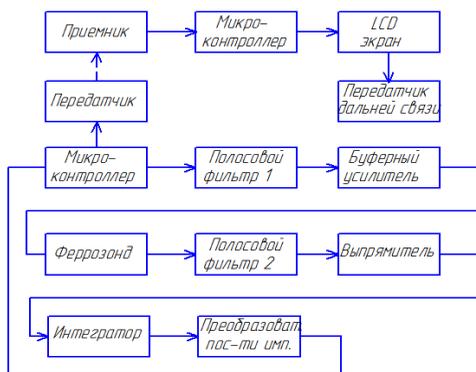


Рис. 2 – Структурная схема устройства.

В качестве датчика используется феррозонд. В режиме градиентомера он регистрирует угловые положения турбинки с разрешением до четверти оборота, что повышает точность малого расхода воздуха. Микроконтроллер генерирует частоту возбуждения для феррозонда, обрабатывает последовательность кодов, поступающих с компараторов, и передаёт результат преобразования на вторичное устройство. Полосовой фильтр пропускает только частоту возбуждения феррозондовых градиентомеров. Буферные усилители задают ток для феррозондовых градиентомеров. Феррозондовые градиентомеры являются чувствительными элементами и выдают напряжение уровня соответствующего положению турбинки. Фильтры пропускают сигналы с частотой, равной частоте второй гармоники этих сигналов. Двухполупериодный выпрямитель преобразует сигнал из биполярного в однополярный. Интегратор усредняет сигнал. Преобразователь последовательности уровней необходим для выдачи цифровых сигналов на микроконтроллер. Передатчик и Приёмник организуют беспроводную связь между устройствами. LCD экран обеспечивает вывод информации. Передатчик дальней связи обеспечивает связь на больших расстояниях.

Для уменьшения габаритов и веса прибор разделен на два сопряженных устройства. Датчик подключен к основному устройству, в котором будет происходить преобразование сигнала в цифровой код для последующей обработки. Для удобства эксплуатации основное и вторичное устройство связаны беспроводной связью.

Основное устройство предлагается крепить на жесткой конструкции, расположенной на затылке человека. Вторичное устройство можно закрепить на поясе или руке, положить в сумку. В основном устройстве происходит снятие и обработка сигнала с первичного преобразователя, и дальнейшая передача на вторичное устройство или при малых дистанциях непосредственно на ПК, планшет или смартфон. На вторичном устройстве установлен микроконтроллер и съёмная карта памяти, что позволит производить все необходимые расчёты, сохранять результаты продолжительное время и вести статистику. Установленный на вторичном устройстве LCD-экран с подсветкой даёт возможность при любом освещении выводить запрашиваемую информацию, а встроенный передатчик дальнего действия связи с ПК даёт большую свободу передвижения на открытых участках.

Разработанный спирометр является новым уровнем развития портативных интеллектуальных систем для диагностики аппарата внешнего дыхания человека, что прежде не было достигнуто в данном классе приборов. Сочетание возможностей приема, визуализации, анализа, хранения базы данных и портативности позволяют использовать как самостоятельный переносной прибор, совершающий измерения высокого качества в любом месте. Благодаря универсальности и многофункциональности может использоваться не только для личного пользования, но и в качестве рабочего инструмента врача пульмонолога.

Библиографический список

Старшов А.М., Смирнов И.В. Спирография для профессионалов. М.: ознательная книга пресс, 2003 г. 76с.

УДК: 616.72-008.28

ВЫБОР ПЕРВИЧНОГО ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЯ ДЛЯ РЕГИСТРАТОРА ВИБРОАРТРОГРАММЫ КОЛЕННОГО СУСТАВА

С.Б. Мытник, А.С. Акулова

Самарский национальный исследовательский университет имени академика С.П. Королева

В статье, посвящённой регистрации виброартрографического сигнала, рассматриваются вопросы выбора первичного преобразова-

теля. Проанализированы типы акселерометров в соответствии с характеристиками виброарthroграфического сигнала.

Правильный выбор первичного преобразователя биомедицинских данных является важнейшей задачей при проектировании устройства. Выбирая датчик, необходимо учитывать природу сигнала и его характеристики.

Виброартрографический (ВАГ) сигнал представляет собой изменение во времени вибраций коленного сустава (КС) в момент его движения. С помощью ВАГ возможно раннее диагностирование проблем поверхности сустава, а также предотвращение неоправданного хирургического вмешательства с целью уточнения картины заболевания [1]. ВАГ регистрируют в частотном диапазоне 10-1000 Гц, а амплитуда сигнала не превышает значения $\pm 2g$, где g – ускорение свободного падения [2].

Для регистрации вибраций, как правило, используют акселерометры. Акселерометр для регистрации виброартрограммы коленного сустава должен иметь линейную частотную характеристику в диапазоне от 10 Гц до 1 кГц, высокую разрешающую способность и диапазон измерения не менее $\pm 2 g$. Кроме того, размер акселерометра должен иметь небольшие размеры для наилучшего закрепления на коленном суставе.

Сегодня выделяют 3 основных типа акселерометров:

- пьезорезистивные;
- пьезоэлектрические;
- емкостные.

Пьезорезистивные акселерометры, как правило, обладают наименьшей чувствительностью и применяются для детектирования ударов, например, в *crash*-тестах [3]. Основным преимуществом такого типа акселерометров является низкая стоимость.

Пьезоэлектрические акселерометры широко применяются в измерениях вибраций. Акселерометры этого типа могут работать с однородной чувствительностью в широком диапазоне частот и иметь малый размер и вес [3].

Емкостные акселерометры обладают наилучшей линейностью АЧХ, но узкой полосой пропускания. При измерении низкочастотных вибраций (0 Гц ... 1 кГц) рекомендуется использовать емкостные акселерометры [3]. В последнее время широко развиваются технологии микроэлектромеханических систем (MEMS – *microelectromechanical systems*). Концепция MEMS технологий заключается в интеграции

чувствительных элементов, исполнительных устройств и электроники обработки сигнала.

Подберем емкостной MEMS акселерометр, удовлетворяющий требованиям частотного диапазона и диапазона измерений, описанных выше. В таблице 1 представлено сравнение характеристик емкостных акселерометров.

Таблица 1 – Сравнительная таблица емкостных акселерометров [4-6]

Название	Silicon Designs 2012-50	Meggit 7290E-30	PCB Piezotronics 3741E1250G
Частотный диапазон, Гц	0-1200	0-1000	0-1000
Диапазон измерений, g	±50	±30	±50
Чувствительность, мВ/g	80	66	80
Нелинейность, %	0.15-0.5	±0.2-0.5	±1
Поперечная чувствительность, %	±2-3	±2	±5
Выходное сопротивление, Ом	90	500	120
Напряжение питания, В	4.75-5.25	9.5-18	6-30
Ток потребления, мА	8-10	8.5-10	10
Размер, мм	25.4x25.4x7.6	25.4x21.6x7.6	25.4x21.6x7.5

Оптимальными характеристиками обладает емкостной акселерометр фирмы Silicon Designs, модель 2012-50. Данный акселерометр обладает большей чувствительностью, чем акселерометр 7290E-30 (Meggit), и меньшей нелинейностью и поперечной чувствительностью, чем акселерометр 3741E1250G (PCB Piezotronics). Кроме того, для питания акселерометра 2012-50 (Silicon Designs) необходимо напряжение 4.75-5.25 В, что может быть удобно в некоторых приложениях, например, при использовании для передачи данных и питания шины USB.

Согласно спецификации [4], акселерометр подключается через 4-жильный кабель. Назначение проводов описано на рисунке 1. Акселерометр рекомендуется подключать в дифференциальном режиме для увеличения отношения сигнал/шум. При дифференциальном включении акселерометр обеспечивает дифференциальное напряжение на выходе ±4 В.

Разрешающая способность акселерометра – минимальный уровень g , который может измерить акселерометр, – согласно спецификации [4], зависит от частоты и рассчитывается по формуле:

$$RMS = \frac{\pm 60 \text{ mg}}{\sqrt{f}}$$

Тогда разрешающая способность акселерометра для ВАГ сигнала:

$$RMS(10 - 1000 \text{ Гц}) \approx \pm(1.9 \dots 19) \text{ mg}.$$

VS: red wire	5V Power	4-wire pigtail 
GND: black wire	Ground	
AOP: (Output) green wire	Positive output	
AON: (Output) white wire	Negative output	

Рисунок 1 – 4-жильный кабель акселерометра 2012-50 (Silicon Designs). Красный провод подключается к напряжению 5 В, чёрный провод к земле, зелёный и белый провода – аналоговые выходы (положительный и отрицательный) [4]

Таким образом, можно вычислить диапазон предполагаемых выходных напряжений: $U_{\text{акс}} = a_{\text{ВАГ}} \times S_a = \pm(152 \text{ мк} \dots 160 \text{ м}) \text{ В}$, где $a_{\text{ВАГ}} = \pm(1.9 \text{ м} \dots 2) \text{ g}$ – диапазон предполагаемых вибраций КС, $S_a = 80 \frac{\text{мВ}}{\text{g}}$ – чувствительность акселерометра.

Закключение: в качестве первичного преобразователя для регистратора ВАГ КС был выбран емкостной акселерометр 2012-50 фирмы Silicon Designs, удовлетворяющий требованиям по линейности в частотном диапазоне сигнала, обладающий разрешением $\pm(1.9 \dots 19) \text{ mg}$ (на частотах 10-1000 Гц).

Библиографический список

1. Рангайян Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход / Пер. с англ. под ред. А.П. Немирко. – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2007. – 440 с.
2. Y. Wu, Knee Joint Vibroarthrographic Signal Processing and Analysis, Springer-Verlag, Heidelberg, Germany, 2015 – 81 p.

3. Lent Bruce. Simple Steps to Selecting the Right Accelerometer // SENSORS ONLINE. March 01, 2009. [Электронный ресурс]. URL: <http://www.sensorsmag.com/sensors/acceleration-vibration/simple-steps-selecting-right-accelerometer-1557> (англ.). – (Дата обращения 30.10.2016).
4. Reference manual. 2012 & 2422 Accelerometers Modules. Silicon Designs, Inc. 1 November 2015.
5. Reference manual. 7290A-50 Variable capacitance accelerometer. Meggit, Inc.
6. Reference manual. Model 3741E1250G DC Response Accelerometer. PCB Piezotronics, Inc. 4/9/2015.

ИЗМЕРИТЕЛИ СОПРОТИВЛЕНИЯ БИОТКАНИ

Д.С. Кондрашов

Юго-Западный государственный университет

В последнее время электропунктура привлекает все большее внимание врачей различных специальностей, активно расширяя арсенал диагностических и лечебных приемов. Базируясь на принципах традиционной восточной медицины, основанных на системном подходе к организму человека как цельной биологической функциональной системе, неразрывно связанной с окружающей средой, электропунктура позволяет взглянуть на причинно-следственные связи многих заболеваний [1].

Воздействуя на точки акупунктуры, специалист управляет потоками энергии организма. Через точки непрерывно поступает информация, происходит взаимный обмен ею с окружающим миром. При нарушении же электропроводных свойств точки, нарушается и внутренний гомеостаз организма. Как следствие происходит нарушение обменных процессов, кровообращения.

Для идентификации акупунктурных точек применяют измерители сопротивления биоткани. Они позволяют находить требуемые точки, анализировать их функциональное состояние и при необходимости воздействовать на них. Современный парк приборов характерен большим разнообразием. Они отличаются между собой набором функциональных задач и вариантами исполнения. Рассмотрим наиболее представительные образцы.

Лазерный аппарат «ВедаЛазер» с функцией поиска акупунктурных точек предназначен для эффективного восстановления нормального состояния и работоспособности человека, поддержания высокого уровня иммунитета при стрессе, депрессии, чрезмерном физическом

и/или интеллектуальном переутомлении, а также для лечения многих заболеваний методами рефлексотерапии с использованием когерентного излучения полупроводникового лазера, микроэлектрофореза ионов серебра через точку акупунктуры и су-джок-терапии (пресс-массаж точки акупунктуры) в домашних или полевых условиях [2].

Аппарат «Поиск-02» используется для поиска местоположения центра биологически активной точки (БАТ), а также для проведения воздействий на БАТ слабыми импульсами электрического тока низкой частоты или механическим раздражением (прессура) небольшой интенсивности. Данный аппарат может использоваться как специалистами - врачами для оказания медицинской помощи в стационаре и амбулаторно, так и обычными пользователями в домашних условиях [3].

Асиреп - двухцелевое устройство для персонального домашнего использования, которое обеспечивает поиск акупунктурных точек БАТ (автопоиск) и одновременно стимуляцию электрическими импульсами низкой частоты. 1-2 Гц. Он измеряет электрическое сопротивление кожи, чтобы точно определить местонахождение точки. При обнаружении акупунктурной точки прибор испускает тонкий акустический сигнал [4].

Акупунктурный прибор SR-900С позволяет диагностировать и лечить больные органы человеческого тела воздействуя на важные биологически- активные точки тела. Аппарат замеряет энергетический потенциал исследуемой точки и регистрирует его значение. Обработывая полученную информацию он выдает показания энергетического баланса исследуемого органа. Далее последовательно производя замеры в разных точках возможно провести диагностику всех органов [5].

Диапазон лечения: Различные острые и хронические заболевания. Прибор особенно применим для лечения заболеваний шеи, плеч, спины, поясницы и ног (артриты и полиартриты, лечение суставов и много других заболеваний).

Акупунктурный прибор массажер «Акулайф Тяньши» создан для стимулирования акупунктурных точек человека ультратонкими электромагнитными волнами, под их воздействием происходит восстановление проходимости каналов, улучшается кровообращение и циркуляция энергии Ци, его можно смело назвать вашим семейным доктором на дому. Данный прибор при его постоянном использовании способен оказать положительное воздействие на состояние здоровья человека, оказывать позитивное оздоровительно-профилактическое действие, излечить различные заболевания и болезни [6].

Таким образом, проведенный анализ показывает, что современные приборы измерители сопротивления биоткани обладают широки-

ми возможностями для первичной диагностики функционального состояния пациентов и оказания им оперативной медицинской помощи. Ориентирование на использование данных приборов, как медицинским персоналом, так и обыкновенными пользователями позволяет расширить область их применения и сформировать повышенный спрос на их использование.

Библиографический список

1. Алдерсонс А.А. Механизмы электродермальных реакций [Текст] / А.А Алдерсонс. - Рига: Зинатне, 1985. - 130с.
2. ВедаЛазер [Электронный ресурс] - Режим доступа: <http://www.finer.ru/podg/content/apparat-dlya-lazernoi-akupunktury.html>. (Дата обращения: 23.10.2016 г.)
3. Аппарат-ручка нахождения и стимуляции точек акупунктуры "Поиск-02" [Электронный ресурс] - Режим доступа: <http://www.fizter.ru/poisk.htm>. (Дата обращения: 23.10.2016 г.)
4. Акупунктурный прибор Асупен [Электронный ресурс] - Режим доступа: <http://www.herbalterra.com/akupunktura/akupunkturnyiy-pribor-acupen.html>. (Дата обращения: 23.10.2016 г.)
5. Акупунктурный прибор SR-900С [Электронный ресурс] - Режим доступа: <http://refterap.narod.ru/sr900c.htm>. (Дата обращения: 25.10.2016 г.)
6. Прибор воздействия на акупунктурные точки «Массажер „Акулайф“ „Тяньши“» [Электронный ресурс] - Режим доступа: <http://tiensrus.ru/product/akulife.php>. (Дата обращения: 26.10.2016 г.)

РАСЧЕТ ПЕРВИЧНОГО ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЯ ИЗМЕРИТЕЛЯ СОПРОТИВЛЕНИЯ БИОТКАНИ

Д.С. Кондрашов

Юго-Западный государственный университет

В современной медицинской практике для целей ранней диагностики и выявления различных заболеваний все чаще используют различные медицинские приборы. Среди них большой популярностью пользуются измерители сопротивления биоткани. Их применение основано на всеобщепризнанном мнении об информативности регистрируемого сопротивления биоткани в акупунктурных точках человека [1-3].

В состав измерителя сопротивления биоткани входят следующие основные блоки [4-5]: первичный преобразователь; усилитель сигнала; микроконтроллер; блок питания; световые и цифро-

вые индикаторы.

Измеряемые параметры существенным образом зависят от качества регистрируемых сигналов, так как дальнейшее преобразование их в цифровые значения осуществляется путем выполнения алгоритмов математической обработки, заложенных в микроконтроллере. Поэтому объектом исследования в настоящей статье является первичный преобразователь измерителя сопротивления биоткани.

Принцип действия работы первичного преобразователя заключается в изменении состояния уравновешенного измерительного моста, включенного в состав прибора. Схема включения измерительного моста изображена на рисунке 1.

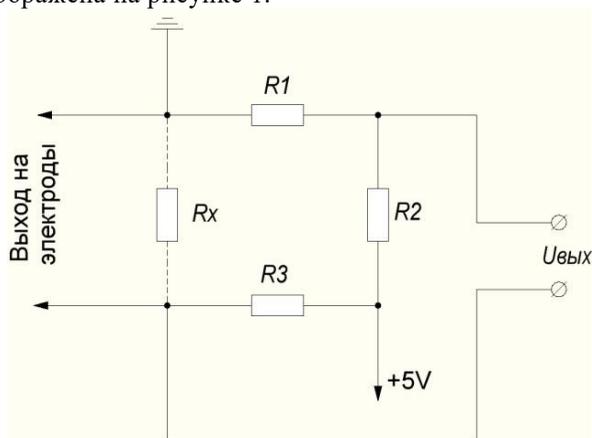


Рис. 1 – Схема включения измерительного моста

Основная идея построения неравновесного моста состоит в исходной компенсации начального значения выходного сигнала, чтобы при $X=0$ он был равен 0. Для этого к делителю R_x , R_1 , содержащему преобразователь R_x добавляется еще один делитель R_2 , R_3 , с тем чтобы напряжение на нагрузке R_n и ток I_n через нее при $X=0$ отсутствовали.

Для питания измерительного моста используется напряжение 5В. В акупунктурных точках сопротивление у различных людей варьируется в интервале от 200кОм до 1000 кОм, а уже на расстоянии больше 2 мм от 1 МОм до 2 МОм. Сопротивления выбираем из максимального возможного значения сопротивления кожи $R_1 = R_2 = R_3 = 2\text{МОм}$.

Выходной ток мостовой цепи определяется следующим выражением:

$$I_n = \frac{U_{num} \cdot (R_3 \cdot R_1 - R_x \cdot R_2)}{[(R_3 + R_x) \cdot (R_2 + R_1) + R_x \cdot R_3 \cdot (R_2 + R_1) + R_2 \cdot R_1 \cdot (R_x + R_2)]}, \quad (1)$$

где U_{num} - напряжение питания моста

При $R_1 = R_2 = R_3 = R_x = 2 \text{ МОм}$ измерительный мост находится в состоянии равновесия. Для этого состояния $I_n = 0$. В ходе выполнения измерения сопротивления кожи будем принимать следующие значения: 1.5 МОм, 1 МОм, 800 кОм, 600 кОм, 400 кОм, 200 кОм соответственно для указанных сопротивлений сила тока равна: $I_{1.5} = 0.19 \text{ мА}$, $I_1 = 0.49 \text{ мА}$, $I_{800} = 0.68 \text{ мА}$, $I_{600} = 0.92 \text{ мА}$, $I_{400} = 1.25 \text{ мА}$, $I_{200} = 1.73 \text{ мА}$.

Чувствительность мостовой цепи по напряжению при малых изменениях сопротивлений плеч ($\varepsilon = \Delta R/R \ll 1$) можно считать постоянной. Максимальная чувствительность моста достигается, когда $R_1 = R_2$, а $R_3 = R_4$. Когда $R_1 \gg R_2$ или $R_1 \ll R_2$, выходное напряжение моста значительно уменьшается.

Выходное сопротивление моста при питании его от источника напряжения с пренебрежимо малым внутренним сопротивлением определяется формулой:

$$R_i = \frac{R_x R_3}{(R_x + R_3)} + \frac{R_2 R_1}{(R_2 + R_1)} \quad (2)$$

Соответственно для указанных сопротивлений выходное сопротивление моста равно: $R_{1.5} = 1857 \text{ кОм}$, $R_1 = 1667 \text{ кОм}$, $R_{800} = 1571 \text{ кОм}$, $R_{600} = 1461 \text{ кОм}$, $R_{400} = 1333 \text{ кОм}$, $R_{200} = 1182 \text{ кОм}$.

Таким образом, в ходе проведенных исследований проведен расчет первичного преобразователя на основе схемы неравновесного моста с источником постоянного напряжения 5 В. Получены значения выходного сопротивления измерительного моста для 6 диапазонов измерений. Результаты расчетов целесообразно использовать для реализации перспективных схем измерителей сопротивления биоткани.

Библиографический список

1. Алдерсонс А.А. Механизмы электродермальных реакций [Текст] / А.А. Алдерсонс. - Рига: Зинатне, 1985. - 130с.

2. Алдерсонс А.А. Физиологические механизмы электродермальных реакций [Текст] / А.А Алдерсонс. - Дисс.: дмн, 1990. - 284 с.
3. Новицкий П.В. Преобразователи информации для электронных цифровых вычислительных устройств [Текст] / П.В. Новицкий, Э.И. Гитис. - М.: – Л.,1961. – 150с
4. Нуберт Г.П. Измерительные преобразователи неэлектрических величин [Текст] / Г.П. Нуберт. - Л.: Энергия, 1970. – 360с.
5. Кассим, К. Д. А. Проектирование измерительных преобразователей для систем мониторинга, диагностики и управления: учебное пособие [Текст] / К. Д. А. Кассим, С. А. Филист, О. В. Шаталова; Юго-Зап. гос. ун-т. – Курск, 2013. – 303с.

УДК 621.317

СИСТЕМА ДИСТАНЦИОННОГО МОНИТОРИНГА ТЕМПЕРАТУРЫ

Э.Р. Латыпова, Р.Р. Шаяхметова, Е.С. Морозова

Уфимский государственный авиационный технический университет

Рассмотрена сущность, функции и назначение системы дистанционного мониторинга температуры. Приведена ее функциональная схема. Сделан вывод о целесообразности применения данной разработки.

В настоящее время практически нет ни одной области деятельности человека, где бы не требовалось измерять температуру. В медицинской практике температура человека является одним из первичных диагностических параметров. Она является одним из наиболее важных факторов состояния здоровья человека. Причина в том, что значительная часть заболеваний сопровождается характерным изменением температуры тела. Жар – это реакция организма на возбудителей болезни. Поэтому при измерении температуры тела очень важна точность. Вопреки распространенному мнению, не существует понятия «нормальная температура», потому что измеренная температура (результаты) всегда зависит от места, где проводится измерение.

Учитывая вышесказанное, очевидно, что актуальным является нахождение технического решения для создания дистанционного мониторинга температуры тела человека, которое позволит обеспечить длительный непрерывный автоматизированный контроль, независимо от условий, в которых он находится.

Решением поставленной задачи может послужить создание системы дистанционного мониторинга температуры тела человека, ис-

пользование которой возможно как в стационарных медицинских учреждениях, так и в домашних условиях

Существует такая система [1], техническим результатом которой является возможность проведения длительного мониторинга, сбора информации и обработки данных в автоматизированном режиме, оперативный контроль, уменьшения влияния человеческого фактора.

Система дистанционного мониторинга температуры тела человека работает следующим образом: портативный измерительно-передающий модуль выполняет периодический замер температуры тела человека, через датчик измерения температуры. Датчик измерения температуры, параметры которого обрабатываются микропроцессорным модулем управления (ММУ). Модуль беспроводной передачи данных стандарта Wi-Fi, по команде ММУ осуществляет передачу результатов измерения температуры по беспроводной сети стандарта Wi-Fi на сервер данных, через Wi-Fi роутер. Специализированное программное обеспечение позволяет сохранять данные мониторинга в информационную базу данных, осуществлять анализ, поддерживает функции для регистрации и аутентификации пользователей в системе в соответствии с личными профилями. Система позволяет в автоматизированном режиме осуществлять непрерывный мониторинг температуры без участия человека как контролирующего субъекта, проводит мониторинг температуры тела в Wi-Fi зоне, не ограничивая перемещения и нахождения человека.



Рис. 1 – Функциональная схема системы дистанционного мониторинга температуры

Предложенное исполнение измерительно-передающего модуля позволяет осуществлять одновременный визуальный контроль текущего состояния температуры самому пациенту, а также медперсоналу. Обеспечивает беспрепятственное длительное нахождение измерительно-передающего модуля на теле человека без сковывания двигательных функций руки и необходимости удерживания прибора.

Используя данную систему можно добиться того, что процесс измерения температуры будет совершенно автоматизирован и не искажен человеческим фактором, так как вся система основана на точных измерительных приборах. Еще одним преимуществом данной системы является то, что ее можно использовать как в специализированных медицинских учреждениях, так и дома. Ведь, как известно, в наше время необходимы такие устройства, на которые можно было бы положиться также как и на квалифицированных специалистов. Очевидно, что в ближайшем будущем данный вопрос будет рассматриваться более широко.

Библиографический список

Пат. 113943 Российская Федерация, МПК А61В5/05. Система дистанционного мониторинга температуры тела человека [Текст]/Бакуткин В.В., Большаков А.А., Лобанов В.В., Пыльский В.А., Бакуткин И.В.; заявитель и патентообладатель ООО «Сартехинформ».- №2011134466/14; заявл. 18.08.2011; опубл. 10.03.2012, Бюл. №7.- бс.:ил.

УДК 535.015

ПРИНЦИПЫ ЛАЗЕРНОЙ АВТОДИННОЙ ИНТЕРФЕРОМЕТРИИ

К.Р. Ловягин, С.Г. Гуржин

Рязанский государственный радиотехнический университет

Рассмотрены принципы работы и взаимодействия с объектами различных автодинных систем, преобразования отраженных лучей в информацию, пригодную для измерения параметров объектов. Представлены функциональные схемы перспективных лазерных автодинных систем, которые могут измерять разнообразные физические величины с высокой точностью.

Лазеры, чьё существование было предсказано Шавловым и Таунсом в 1958 году, были впервые экспериментально реализованы в 1960 году с использованием рубина. Далее лазерные свойства были продемонстрированы в 1961 году в гелий-неоновой смеси газов и в парах цезия, а ещё позже – в 1962 году – в р-п-переходах на основе арсенида галлия. Вскоре после разработки метода подавления нежелательных резонансных мод лазера за счёт введения третьего внешнего зеркала (*self-mixing – самосмешение*) Кинг и Стюарт предложили ис-

пользовать эффект самосмещения (автодинный эффект) для измерения различных параметров (1963).

Автодинный эффект заключается в смещении внутрирезонаторной электромагнитной волны с излучённой электромагнитной волной, вернувшейся в резонатор лазера после взаимодействия с внешним отражателем (мишенью). Данное явление является всеобщим и проявляется во всех типах лазеров, в том числе в газовых лазерах, плоскостных полупроводниковых лазерах, вертикально-излучающих лазерах (VCSEL), инфракрасных лазерах, терагерцовых квантового-каскадных лазерах (THz QCL), лазерах на квантовых точках.

Все автодинные системы работают согласно единому основополагающему принципу: луч испускается лазером, распространяется в среде до внешнего отражателя, частично отражается и возвращается в резонатор лазера, где взаимодействует с резонансными модами лазера.

Благодарю двойному прохождению через внешний резонатор и отражению от мишени, отражённый луч накапливает информацию о каждом из этих объектов. За счёт смещения внутри резонатора отражённый луч искажает внутрирезонаторное электрическое поле, передавая накопленную информацию наружу, где она становится пригодной для измерения через такие параметры, как оптическая мощность излучения, частота излучения и напряжение лазера. Изменения оптической мощности обычно отслеживаются при помощи фотодетектора; изменения напряжения могут быть измерены непосредственно.

Сущность эффекта автодинного детектирования в полупроводниковом лазере поясним на основе рисунка 1.

Рисунок 1 иллюстрирует модель составного резонатора. Передняя грань лазерного диода и движущийся отражатель образуют так называемый внешний резонатор (внешний по отношению к резонатору самого лазерного диода). В общем случае длина внешнего резонатора $L_{\text{вн}}$ есть функция времени и определяется законом перемещения отражателя вдоль продольной оси системы.

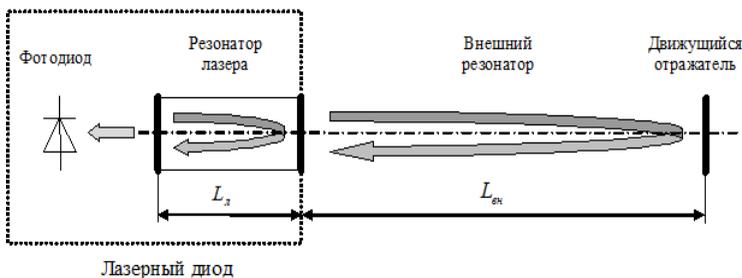


Рис. 1 – Полупроводниковый лазер с внешней оптической обратной связью; L_d – длина резонатора лазерного диода; L_{en} – длина внешнего резонатора

Эффект автодинного детектирования заключается в следующем. Излучение лазерного диода, распространяясь вдоль продольной оси системы, достигает движущегося отражателя и возвращается в резонатор лазера. Если отражатель неподвижен, то выходная мощность лазера остаётся постоянной, а её значение определяется сдвигом фаз между испускаемым и отражённым лучами. В случае движущегося отражателя выходная мощность лазера становится периодической функцией времени. Изменения выходной мощности лазерного диода фиксируются встроенным в корпус лазера фотодиодом. Полученный сигнал позволяет восстановить закон движения отражателя относительно продольной оси лазера.

На рисунке 2 показан пример автодинного сигнала для случая линейного перемещения отражателя с изменением направления движения на противоположное.

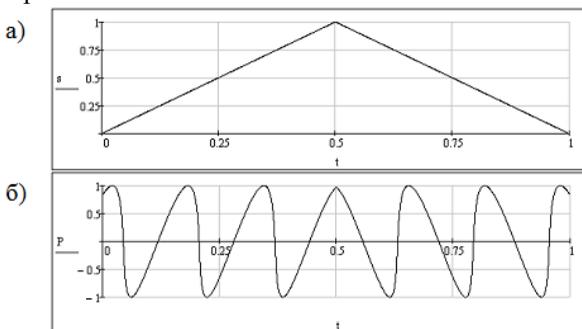


Рис. 2 – Пример автодинного сигнала:
 а) закон движения отражателя (мкм);
 б) автодинный сигнал (отн. ед.); время указано в секундах

На сегодняшний день разработаны следующие модели функционирования лазера в режиме внешней оптической обратной связи – модель трёх зеркал и модель Ланга-Кобаяши.

Модель трёх зеркал (Three Mirror Model) [1] рассматривает лазерный диод как резонатор Фабри-Перо, в котором зеркалами выступают передняя и задняя грани диода. В качестве третьего зеркала рассматривается движущийся отражатель. Согласно данной модели, работа лазера описывается следующими выражениями:

$$\Delta g = -\frac{\xi}{d} \cos \varphi_{\text{вн}} \quad (1.1)$$

$$\varphi_{\text{д}}(\nu) = \xi \sin \varphi_{\text{вн}} \quad (1.2)$$

где $\Delta g = g - g_0$ – избыток усиления;

$\varphi_{\text{д}}$ – добавочная фаза;

g – линейное усиление на единицу длины;

g_0 – линейное усиление в отсутствии оптической обратной связи;

ξ – показатель оптической обратной связи;

d – длина собственного резонатора лазера;

$\varphi_{\text{вн}} = 4\pi\nu(L/c)$ – фаза внешнего (отражённого) излучения;

ν – частота оптического излучения;

L – длина внешнего резонатора;

c – скорость света в вакууме.

Модель Ланга-Кобаяши (Lang-Kobayashi Model) [2] описывает взаимодействие электрических полей внутри лазера. Согласно модели Ланга-Кобаяши, динамика лазерной системы описывается следующими дифференциальными уравнениями:

$$\begin{aligned} \frac{d}{dt} E_0(t) = & \frac{1}{2} [G_N(N(t) - N_0) - 1/\tau_p] E_0(t) + \\ & + \frac{\kappa}{\tau_L} E_0(t - \tau) \cos[\omega_0\tau + \varphi(t) - \varphi(t - \tau)] \end{aligned} \quad (1.3)$$

$$\frac{d}{dt} \varphi(t) = \frac{1}{2} \alpha G_N [N(t) - N_T] - \frac{\kappa}{\tau_L} \frac{E_0(t - \tau)}{E_0(t)} \sin[\omega_0\tau + \varphi(t) - \varphi(t - \tau)] \quad (1.4)$$

$$\frac{d}{dt}N(t) = R_p - \frac{N(t)}{\tau_s} - G_N [N(t) - N_0] E_0^2(t) \quad (1.5)$$

где $E_0(t)$ – напряжённость электрического поля лазера;

ω_0 – круговая частота излучения невозмущённого лазера (без оптической обратной связи);

G_N – коэффициент усиления лазера;

$N(t)$ – средняя концентрация носителей в активной среде;

N_0 – концентрация носителей в состоянии прозрачности;

N_T – концентрация носителей на пороге генерации для невозмущённого лазера;

τ_p – время жизни фотонов;

τ_L – время обхода собственного резонатора лазера;

τ – время обхода внешнего резонатора;

τ_s – время жизни носителей;

R_p – коэффициент электрической накачки;

K – коэффициент обратной связи;

α – коэффициент уширения линии генерации.

Из уравнений Ланга-Кобаяши следует выражение, которое позволяет определить круговую частоту излучения лазерного диода в произвольный момент времени, если известен закон движения отражателя:

$$\omega_0 \tau = \omega_F \tau + C \sin(\omega_F \tau + \arctg \alpha) \quad (1.6)$$

где $\omega_F = \omega_F(\tau)$ – круговая частота излучения лазера в условиях внешней оптической обратной связи;

$C = \kappa \tau \sqrt{1 + \alpha^2} / \tau_L$ – уровень обратной связи.

Использование выражения (1.6) для решения практических задач затруднено, так как необходимо непрерывно отслеживать достаточно малые по величине изменения круговой частоты излучения. Удобнее использовать связь частоты излучения ω_F и изменения выходной мощности лазера ΔP [2]:

$$\Delta P = \Delta P_{\max} \cos \omega_F \tau \quad (1.7)$$

где $\Delta P_{\max} = \tau_P (R_P - N_0 / \tau_S)^{2\kappa\tau_P / \tau_L}$ – максимальное изменение выходной мощности лазера.

На практике ΔP и ΔP_{\max} могут быть определены непосредственно по зарегистрированному автодинному сигналу.

Как уже было сказано, принципы автодинной интерферометрии могут быть реализованы с использованием любого лазера, однако большинство разработанных систем имеют в своей основе полупроводниковый лазерный диод, что обуславливается его малыми размерами и невысокой стоимостью. На рисунке 3 показаны функциональные схемы лазерных автодинных систем, использующих внешний и внутренний фотодетекторы [3].

На рисунке 3 использованы следующие сокращения: ДЛД – драйвер лазерного диода; ЛД – лазерный диод; Л – линза; СК – светоделительный куб; М – мишень; ФД – фотодетектор; У – усилитель; УТ – усилитель трансимпедансный; ПФ – полосовой фильтр; АЦП – аналого-цифровой преобразователь; ЭВМ – электронная вычислительная машина.

Ток лазерного диода задаётся драйвером. В схеме а) для измерения оптической мощности лазера используется внешний фотодетектор, что достигается благодаря светоделительному кубу, который делит луч на две части, одна из которых направляется на мишень, другая – на фотодетектор. В схеме б) используется лазер со встроенным в его корпус фотодетектором (фотодиодом), что позволяет упростить оптическую часть системы. Также на схемах представлен другой вариант отслеживания изменений в состоянии лазера – за счёт измерения напряжения лазера. В обоих вариантах систем полученные сигналы (фототок или напряжение) усиливаются и после фильтрации поступают на АЦП. ЭВМ осуществляет обработку полученных сигналов. Системы могут измерять смещение и скорость движения мишени, расстояние до мишени, поток, показатель преломления и коэффициент уширения линии генерации лазера.

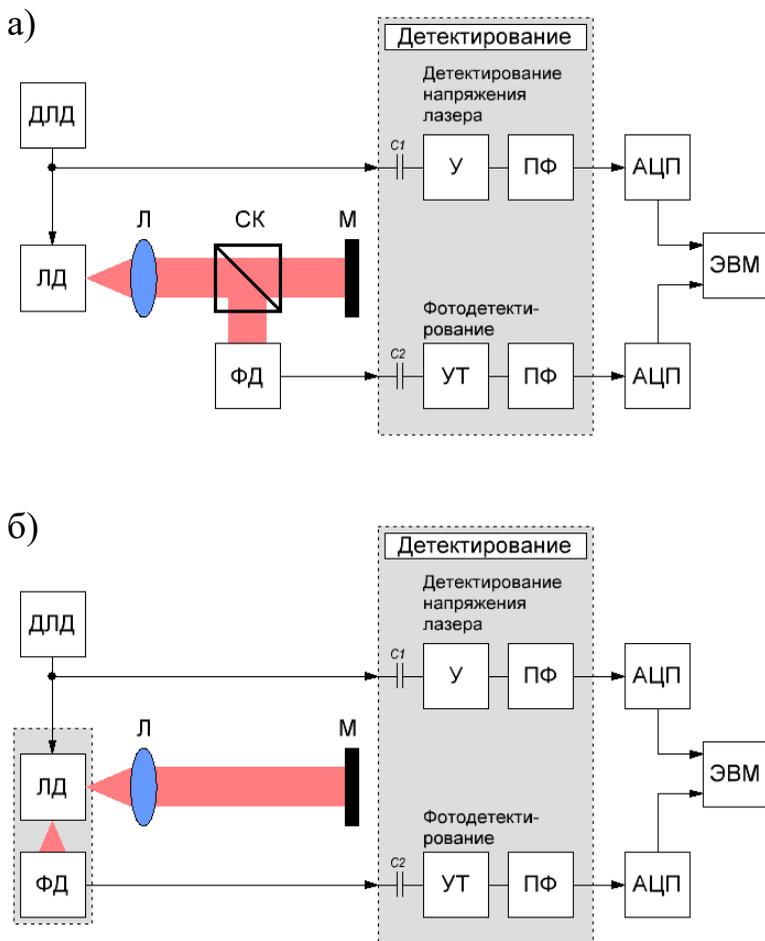


Рис. 3 – Функциональные схемы лазерных автодинных систем

Библиографический список

1. Hast J. Self-mixing interferometry and its applications in noninvasive pulse detection. // Department of Electrical and Information Engineering, University of Oulu, 2003.
2. Donati S., Giuliani G., Merlo S. Laser diode feedback interferometer for measurement of displacements without ambiguity. // IEEE Journal of Quantum Electronics, vol. 31, no. 1, January 1995.
3. Taimre T., Nikolic M., Bertling K., Leng Lim Y., Bosch T., D. Rakic A. Laser feedback interferometry: a tutorial on the self-mixing effect for coherent sensing // Advances in Optics and Photonics 7, 570–631 (2015)

РАЗРАБОТКА ВИРТУАЛЬНОГО ПРИБОРА АУДИОМЕТР

М.В. Ковалева, М.Б. Каплан

Рязанский государственный радиотехнический университет

В данной работе разработан генератор звуковой частоты, позволяющие диагностировать и контролировать состояние слуха человека. В качестве методов проектирования виртуальных приборов генерации звуковой частоты для функциональной диагностики использовались методы графического проектирования в среде LabVIEW, позволяющие разработать виртуальный прибор.

Для выявления нарушений слуха и локализации повреждений слухового аппарата разработаны многочисленные тесты и методы. **Аудиометрия используется** как метод исследования остроты слуха, то есть способности человека воспринимать звуки. Чтобы звук можно было услышать, он должен превысить определенный уровень звукового давления. Этот **слуховой порог** зависит от частоты звука. В норме человек способен слышать в частотных пределах от 16 до 20000 Гц.

Аудиометрия - процедура измерение остроты слуха, определение слуховой чувствительности к звуковым волнам различной частоты. Процесс измерения осуществляется с помощью специального прибора аудиометра. Этот прибор позволяет строго дозировать интенсивность звуковых сигналов, осуществлять исследование на всех звуковых частотах, функциональные пробы по диагностике пороговой дифференциальной - чувствительности, интенсивности, маскировки. Аудиометр представляет собой управляемый генератор звуковой частоты. В ходе аудиометрии получают **аудиограммы, представляющие собой графические кривые**, которые отображают зависимость уровня порога слышимости (в дБ) от частоты звука (Гц). Типичная аудиограмма здорового пациента, представлена на рис. 1.

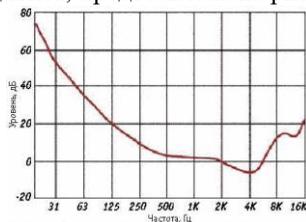


Рис. 1 – Нормальная кривая порогов абсолютной слуховой чувствительности

Потеря слуха у пациента определяется сравнением полученной аудиограммы со стандартной. Потерю слуха принято оценивать по

повышению уровня звукового давления пациента по сравнению с нормой (т.е. кривая порога слышимости для больного будет расположена выше, чем для этиологически нормального лица).

Ухудшение слуха или глухота это обычная патология, особенно у пожилых людей. Старческая тугоухость сначала становится заметной в высокочастотном диапазоне. У 60-летних на частоте 8 кГц, в среднем, слух снижается приблизительно на 40 дБ, а на частоте 4 кГц на 30 дБ.

Проблема ухудшение слуха чрезвычайно актуальна в настоящее время, когда наблюдается массовое снижение порогов слуха, особенно у молодежи.

Порядок проведения: интенсивность звука на определенной частоте повышают до тех пор, пока пациент через наушники не уловит звук и не просигнализирует об этом, нажав кнопку, находящуюся у него под рукой. Воспринятая интенсивность звука и будет порогом возбуждения на данной частоте. После этого исследование проводят на других частотах. Для исключения помех целесообразно помещать больного в звукоизолированную камеру [1].

Генератор звуковой частоты описан следующей блок-схемой (рис.2)

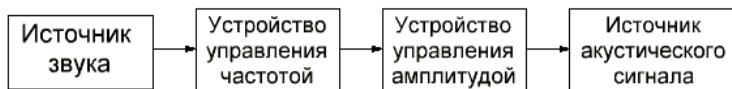


Рис. 2 – Блок-схема генератора звуковой частоты

Генератор звуковой частоты содержит блок «Источник звука», который формирует синусоидальный сигнал, блок «Устройство управления частотой», выполняющий функцию задания требуемой частоты в диапазоне от 125 до 8 кГц, блок «Устройство управления амплитудой», с помощью которого осуществляется изменение амплитуды колебаний синусоидального сигнала, а также блок «Источник акустического сигнала», являющегося наушниками или звуковыми колонками [2].

На основе представленной схемы в среде графического программирования разработан виртуальный прибор (ВП) генератора звуковой частоты в среде графического моделирования LabVIEW.

На внешнюю, управляющую панель ВП (рис. 3) генератора звуковой частоты выносятся аудиограмма и графические средства управления параметрами звука (частотой, порог слышимости).

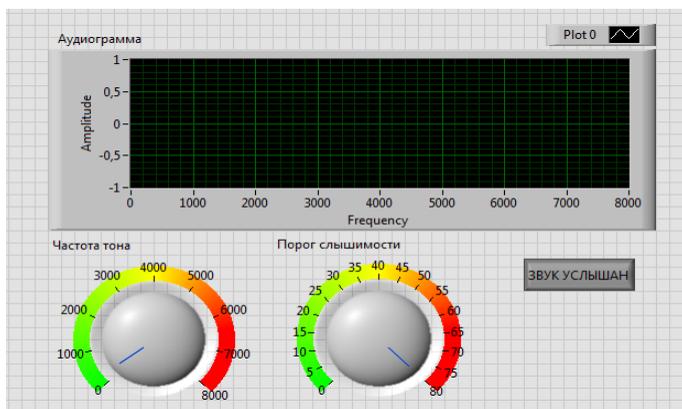


Рис. 3 – Внешняя, управляющая панель ВП

В результате разработан ВП аудиометр для измерения порога слышимости человеческого уха.

Библиографический список:

1. Розенблюм А. С., Цирульников Е. М. Новые методы диагностики нарушения слуха. М.: Медицина, 1993. 53 с.
2. Эфрусси М.М. Слуховые аппараты и аудиометры. М., «Энергия», 1975.
3. Тычков А. Ю. Разработка виртуальных измерительных генераторов для функциональной диагностики // Тычков А. Ю., Чураков П. П. // Измерение. Мониторинг. Управление. Контроль. – 2015. – № 2 (12). – С. 66–71.

УДК 616-71

**БИОСЕНСОРЫ ДЛЯ НЕИНВАЗИВНОГО АНАЛИЗА
КОНЦЕНТРАЦИИ ГЛЮКОЗЫ В КРОВИ И БИОЛОГИЧЕСКИХ
ЖИДКОСТЯХ ЧЕЛОВЕКА**

А.Б. Блинова, И.Н. Логинова, К.Р. Шаймарданова, Ю.О. Уразбахтина
Уфимский государственный авиационный технический университет

В статье рассмотрено понятие «биосенсор», выделены основные достоинства и недостатки. Проведен анализ существующих устройств и выделен наиболее перспективный вариант.

Миллионы людей во всем мире, страдающие диабетом, особенно больные диабетом первого типа каждый день должны по 5-7 раз

проводить анализ концентрации глюкозы в крови, прокалывая при этом палец для того, чтобы получить каплю крови для анализа уровня глюкозы. Эта процедура сопровождается болью, особенно для детей, и увеличивает вероятность инфицирования.

Поэтому на сегодняшний день остро встала проблема создания устройства для неинвазивного измерения сахара. Одним из вариантов создания такого прибора является глюкометр на основе биосенсора.

Биосенсор - это устройство, в котором чувствительный слой, содержащий биологический материал, реагирует на присутствие определяемого компонента и генерирует сигнал, функционально связанный с концентрацией этого компонента[1].

Основные элементы биосенсора[2]:

- биочувствительный элемент (биодатчик), на котором протекает реакция определяемого компонента и биокатализатора (биохимический преобразователь)
- преобразователь сигнала, полученного с биодатчика (физический преобразователь)
- дисплей для отображения результата в удобном для пользователя виде.

Преимущества биосенсоров:

- анализ сложных смесей на наличие определенного химического вещества без предварительной очистки;
- высокая чувствительность, что позволяет обнаружить очень низкие концентрации вещества в малом объеме исследуемой пробы;
- высокой скоростью получения результата;
- высокая степень точности;
- малые размеры устройства;
- доступность для потребителя.

Основные недостатки биосенсоров:

- низкая прочность, поэтому требуют тщательного ухода;
- невозможность стерилизации устройства.

Наиболее распространенным биосенсором является биосенсор для измерения уровня глюкозы в крови, в котором используется фермент глюкозооксидаза для расщепления содержащейся в крови глюкозы.[3] В процессе расщепления фермент сначала окисляет глюкозу и использует два электрона для восстановления ФАД (компонент фермента) в ФАДН₂, который, в свою очередь, окисляется в несколько ступеней электродом. Результирующий ток пропорционален концентрации глюкозы. В этом случае, электрод является преобразователем, а фермент — биоселективным элементом.

Уровень глюкозы в крови также можно определить с помощью оптического биосенсора, принцип работы которого основан на явлении поверхностного плазмонного резонанса. Устройство представляет собой сенсорный чип с тонким слоем золота, нанесенным на его поверхность. Золото, нанесенный на имеющую высокий коэффициент преломления стеклянную поверхность может абсорбировать лазерный свет, создавая электронные волны (поверхностные плазмоны) на золотой поверхности. Это происходит только при определенном угле падения и длине волны падающего света и в такой степени зависит от поверхности золотого слоя, что присоединение аналита к биологическому рецептору на поверхности этого слоя генерирует заметный сигнал. Использование таких сенсоров для измерения глюкозы в крови экономически не эффективно.

ООО «Северал» близок к завершению работы по созданию оптических биосенсоров следующего поколения, которые анализируют концентрации сахара не крови, а в слезе, моче, слюне, поту[4]. В биологических жидкостях человека глюкозы содержится приблизительно в 50-100 раз меньше, чем в таком же объеме крови, поэтому эти биосенсоры обладают большей чувствительностью, чем существующие глюкометры.

Принцип функционирования системы основан на детектировании взаимодействия металл-диэлектрических структур (наночастиц), обладающих эффектом локализованного плазмонного резонанса, и глюкоза-галактоза связывающих белков, которые выполняют роль чувствительного элемента биосенсора и обладают высокой специфичностью к глюкозе. К настоящему моменту уже разработана подложка-носитель биосенсора с наночастицами серебра на поверхности и в приповерхностном слое стекол специального состава, с образованием приповерхностного волноводного слоя варьируемой толщины. Отработана методика иммобилизации на поверхность подложки-носителя с наночастицами серебра глюкоза-галактоза связывающего белка и в лабораторных условиях показана работоспособность биосенсора на глюкозу с чувствительностью 0.2 мг/мл, что превосходит имеющиеся на рынке аналоги.

Появление неинвазивного глюкометра на рынке планируется в начале 2017 года. Устройство будет иметь низкую себестоимость, что обеспечивает перспективы массового производства, и позволит быстро и достоверно определить уровень глюкозы в биологических жидкостях человека, таких как слюна, моча, пот и слезы.

Библиографический список

1. Будников Г.К. Биосенсоры как новый тип аналитических устройств. Соросовский образовательный журнал, 1996, № 12.
2. Академик – Словари и энциклопедии на Академике [Электронный ресурс]. - <http://dic.academic.ru/>. - (дата обращения: 1.11.2016).
3. Википедия – свободная энциклопедия [Электронный ресурс]. - <http://wikipedia.org>. - (дата обращения: 1.11.2016).
4. Риннова – Центр инноваций Физико-технического института А.Ф.Иоффе РАН [Электронный ресурс]. - <http://rinno.ru/>. - (дата обращения: 1.11.2016).

УДК 616-71

ОБЗОР УСТРОЙСТВ НЕИНВАЗИВНОГО МОНИТОРИНГА УРОВНЯ ГЛЮКОЗЫ В КРОВИ

А.Б. Блинова, А.В. Терентьева, Э.С. Шарипова, Ю.О. Уразбахтина
Уфимский государственный авиационный технический университет

В статье рассмотрены несколько существующих устройств измерения концентрации глюкозы в крови, проведен сравнительный анализ приборов, выявлены достоинства и недостатки каждого устройства. Предложен возможный вариант устройства, который объединяет в себе достоинства рассмотренных устройств и лишен обнаруженных недостатков.

На сегодняшний день одной из наиболее актуальных проблем в медицине является заболевание сахарным диабетом. Пациентам, подверженным этому заболеванию необходимо проводить анализ концентрации глюкозы в крови ежедневно по 5-7 раз. Подавляющее число глюкометров на сегодняшний день проводят измерения инвазивно, то есть пациенту нужно прокалывать для получения капли крови. Эта процедура сопровождается болью, особенно для детей, и увеличивает вероятность инфицирования. Именно поэтому появилась потребность в создании устройства для неинвазивного измерения уровня глюкозы в крови.

Рассмотрим существующие технические решения устройств для неинвазивного измерения глюкозы.

1. Омелон В-2. Глюкометр и автоматический тонометр разработан компанией «ОМЕЛОН» совместно с представителями МГТУ им. Н.Э. Баумана [1][3]. Способ заключается в следующем: утром, натощак, пациенту измеряют систолическое и диастолическое

артериальное давление последовательно на левой и правой руках, определяют коэффициент корреляции K , представляющий собой отношение наибольшего из измеренных значений систолического артериального давления на левой и правой руках к наименьшему из измеренных значений диастолического артериального давления на левой и правой руках, и рассчитывают содержание глюкозы в крови P по соответствующей формуле. Способ позволяет сократить время обследования и проводить определение уровня глюкозы в крови неинвазивным методом.

Глюкометр является наиболее доступным среди неинвазивных и стоит около 7 тыс. руб. Однако прибор имеет ряд ограничений: людям с резким колебанием давления, с распространенным атеросклерозом и крайне резкими колебаниями сахара в крови прибор определяет уровень глюкозы с низкой степенью точности, так как тонус сосудов у этих людей меняется намного медленнее, чем у остальных; прибор не покажет точного результата людям с аритмией.

2. Устройство для неинвазивного определения концентрации глюкозы в крови с помощью термисторных датчиков [2].

Прибор имеет носимый и базовый блоки, снабженные для взаимодействия между собой приемопередающими средствами. При этом носимый блок содержит термисторные датчики, выполненные в виде миниатюрных сборок с возможностью приклеивания на кожу, и автономный электронный модуль, соединенный с датчиками проводной связью. Базовый блок содержит приемопередающие средства и интерфейс, через который приемопередающие средства соединены с компьютером с возможностью передачи им управляющих сигналов через микропроцессор носимого блока.

В результате взаимодействия носимого и базового блоков выбирается оптимальный температурный интервал измерения в соответствии с усредненной текущей температурой окружающих участков кожного покрова и тем самым обеспечивается максимальная аппаратная чувствительность измерительной схемы, позволяющая измерять температуру с точностью не менее 0.01°C и улучшается соотношение сигнал/шум.

Данное устройство имеет следующие недостатки:

- 1) Невозможность создания компактной конструкции, удобной для использования вне лечебного учреждения.
- 2) Использование при проведении анализа термисторных датчиков, которые приклеивают на кожу или имплантируют под кожу пациента в точках измерений, сопровождается травмированием кожного покрова и может вызвать инфицирование.

Таблица 1 – Сравнительная таблица достоинств и недостатков приборов для измерения концентрации глюкозы в крови.

	Ограничения в применении	Компактность и простота конструкции	Защита от инфицирования крови	Точность	Возможность длительного мониторинга
1	2	3	4	5	6
Инвазивный глюкометр	+	+	-	+ ≈98%	-
1) Омелон В-2	+	+	+	- ±10%*	-
2) Глюкометр с термисторными датчиками	-	-	-	- ±10%	+

*Погрешность измерения по сравнению с результатами инвазивного глюкометра

Представленные методы не могут обеспечить требуемую степень точности проводимых измерений. Поэтому на данный момент нельзя полностью отказаться от инвазивных методов исследования и перейти на неинвазивные. С целью устранения существующих недостатков авторами предлагается совместить представленные устройства измерения уровня глюкозы. Реализовать это можно путем фиксации термисторных датчиков на манжете устройства «Омелон В-2» и ввода устройства сравнения. Анализ разности результатов измерения позволит повысить точность измерения, а совмещение методов устранил ограничения в применении устройства «Омелон В-2» и позволит осуществлять длительный мониторинг концентрации глюкозы в крови.

Библиографический список

1. Эльбаев А.Д., Эльбаева Р.И., Курданов Х.А., Перковский Р.А. Устройство для неинвазивного определения концентрации глюкозы в крови // Патент России № 2317008. заявл. 31.05.2006; опубл. 20.02.2008.
2. Шмелев В.М., Бобылев В.М., Тихонов А.М., Демин О.В. Устройство для неинвазивного определения концентрации глюкозы (варианты) // Патент России № 2233111. заявл. 25.12.2002; опубл. 27.07.2004.
3. Акаева С.А., Курданов Х.А., Эльбаев А.Д. Способ определения концентрации глюкозы в крови // Патент России № 2198586. заявл. 21.11.2000; опубл. 20.02.2003.

ПОГРЕШНОСТИ ДИФФЕРЕНЦИРУЮЩИХ И ИНТЕГРИРУЮЩИХ УСТРОЙСТВ РАДИОЭЛЕКТРОННОЙ ТЕХНИКИ

В.В. Постнов, В.М. Маковеев

Казанский национальный исследовательский технический университет
имени А.Н. Туполева

В электронных устройствах часто бывает необходимо изменить прямоугольные импульсы или сигналы иной формы таким образом, чтобы получить сигнал другой требуемой формы, или же бывает необходимо преобразовать сигнал в короткие запускающие импульсы с крутым фронтом. Эти задачи решают, используя интегрирующие или дифференцирующие четырехполюсники. В работе были проанализированы интегрирующие и дифференцирующие устройства, а также определены их возможные погрешности.

В радиоэлектронике часто возникает необходимость преобразования формы сигналов. В импульсных устройствах задающий генератор обычно вырабатывает импульсы прямоугольной формы определенной длительности и амплитуды. Однако для правильного функционирования различных элементов в общем случае требуются импульсы вполне определенной формы, отличной от формы импульсов задающего устройства, имеющие другие длительность и амплитуду. Преобразования в основном осуществляются с помощью линейных цепей – четырехполюсников, которые могут быть пассивными и активными. С помощью этих цепей осуществляются такие преобразования, как дифференцирование, интегрирование, укорочение импульсов, изменение амплитуды и полярности, задержка импульсов во времени [1].

Самым простым интегрирующим устройством является пассивная интегрирующая RC- цепь [2]. На рис. 1 показана схема интегрирующей RC - цепи и ее идеальная амплитудно-частотная характеристика. Из этого рисунка видно, что только в области частот $\omega_{cp} \leq \omega \leq \infty$ эту цепь можно рассматривать как интегрирующую.

Однако рассматриваемая цепь для интегрирования аналоговых сигналов практически не применяется. Объясняется это, прежде всего малой точностью интегрирования и уменьшением мощности сигнала при его прохождении интегрирующей RC– цепи. На практике для интегрирования аналоговых сигналов используют устройства, построенные на операционных усилителях.

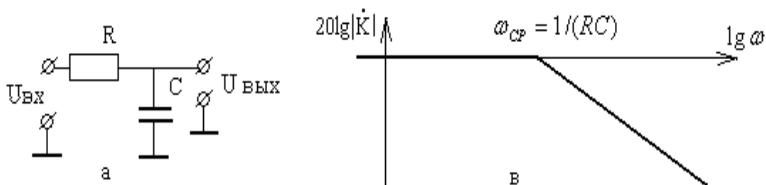


Рис. 1: а – схема интегрирующей RC – цепи, в – ее идеальная АЧХ

Самым простым дифференцирующим устройством является дифференцирующая RC- цепь [2]. Ее схема и идеальная амплитудно частотная характеристика показана на рис.2. В области частот $0 \leq \omega \leq \omega_{CP}$ эту цепь можно рассматривать как дифференцирующую. Однако на практике эта цепь для дифференцирования аналоговых сигналов практически не применяется, используют устройства, построенные на операционных усилителях.

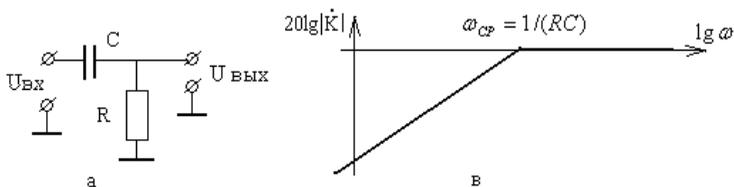


Рис. 2: а - схема дифференцирующей RC – цепи, в – ее идеальная АЧХ

Как было сказано выше, обычно для изменения формы импульса применяются устройства на ОУ. У устройства на ОУ возникают погрешности, вызванные присутствием напряжения смещения и входных токов. Часто нужно точное определение погрешности интегрирования или дифференцирования, вызванной амплитудно-частотной характеристикой операционного усилителя обусловленной динамическими характеристиками операционного усилителя.

Для оценки влияния постоянной времени на точность интегрирования авторами было получено выражение:

$$\dot{K}_{(j\omega)} = \frac{(1 + j\omega T_{OY})(1 + j\omega \cdot \tau_H)}{(j\omega \cdot \tau_H)^2 (1 + j\omega \frac{T_{OY}}{K_V})} \quad , \quad (1)$$

где $T_{OY} = 1/\omega_{CP}^{OY}$ - постоянная времени амплитудно частотной характеристики операционного усилителя, $\omega_{CP}^{OY} = \omega_{CP1}$ - частота среза амплитудно-частотной характеристики операционного усилителя.

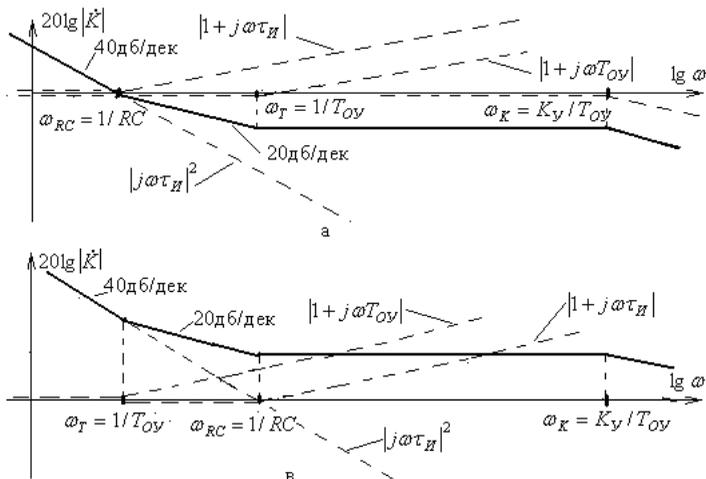


Рис. 3 – Амплитудно-частотная характеристика

На рис.3 случай а - $T_{OY} < \tau_H$ и случай в - $T_{OY} > \tau_H$. Из этих графиков видно, что наиболее существенная погрешность, если спектр интегрируемого сигнала расположен в области низких частот, меньших ω_{RC} . В этой области с уменьшением частоты амплитудно-частотная характеристика выражения (1) возрастает с наклоном 40дб/дек. На практике наиболее часто встречается случай – в, хотя он менее предпочтителен.

Так же для оценки влияния постоянной времени дифференцирующего устройства на ОУ авторами было получено выражение:

$$\dot{K}_{(j\omega)}^{ПОГР} = j\omega RC \cdot j\omega \frac{RC + T_{OY}}{K_Y} \cdot \left(1 + j\omega \frac{RC \cdot T_{OY}}{RC + T_{OY}} \right). \quad (2)$$

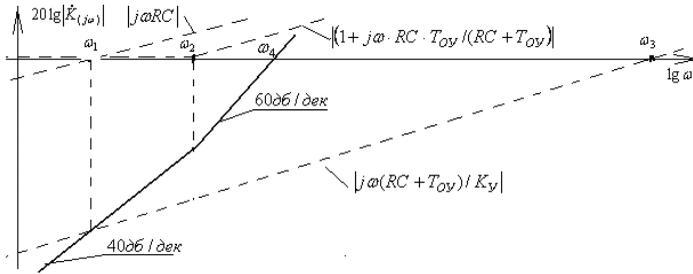


Рис. 4 – Амплитудно-частотная характеристика

На этой характеристике: $\omega_1 = 1/RC$, $\omega_2 = (RC + T_{OY})/RC \cdot T_{OY}$, $\omega_3 = K_Y / (RC + T_{OY})$. Из рисунка видно, что наиболее сильное увеличение погрешности дифференцирования происходит в области частот, больших частоты $\omega_2 = (RC + T_{OY})/RC \cdot T_{OY}$. Кроме того, для уменьшения погрешности дифференцирования необходимо выбирать операционный усилитель с большим коэффициентом усиления.

В вопросах преобразования формы сигналов разработчику могут помочь интегрирующие или дифференцирующие четырехполосники, которые нашли широкое применение в радиоэлектронике и вычислительных схемах. В настоящей работе были проанализированы и описаны пассивные и активные интегрирующие и дифференцирующие устройства, а также определены их возможные погрешности.

Библиографический список

1. Фолькенберри Л. Применение операционных усилителей в линейных ИС: Пер. с англ. М.: Мир, 1985. 572с.
2. Мендл М. 200 избранных схем электроники. М.: Мир, 1980, 344с.

УДК: 616.23/.24-07-053.5

ПРИМЕНЕНИЕ ПРЕДСТАВЛЕНИЯ ХУРГИНА-ЯКОВЛЕВА ПРИ НЕИНВАЗИВНОЙ ДИАГНОСТИКЕ РЕЧЕВОГО СИГНАЛА

Н.Ю. Балашова, В.Т. Дмитриев

Рязанский государственный радиотехнический университет

Рассмотрено применение представления Хургина-Яковлева при неинвазивной диагностике речевого сигнала. Показано, что примене-

ние алгоритма Хургина-Яковлева при передаче речевого сигнала по каналам связи позволяет увеличить вероятность правильной постановки диагноза до 1,5 раз по сравнению с аналогичными системами передачи на основе представления В.А. Котельникова.

Методы обнаружения патологий голосового тракта, основанные на анализе акустического сигнала, являются неинвазивными методами диагностирования, что позволяет обследовать большее количество пациентов за меньшее время.

Данные методы позволяют обнаруживать заболевания на более ранних этапах их развития, когда визуальный осмотр еще не позволяет установить точный диагноз. Однако кодирование речевых сигналов (РС) известными кодеками приводит к значительному искажению передаваемой речи и может привести к неверному диагнозу.

Для улучшения качества передаваемых сигналов, снижения требований к скорости вычислений за счет распараллеливания операций и увеличения помехоустойчивости передаваемого сигнала возможно применение представления анализ Хургина-Яковлева при использовании прореженных отсчетов сигнала совместно с отсчетами его первых производных. Применение данного алгоритма для неинвазивной диагностики речевого сигнала позволяет осуществлять более точный учет основных параметров речи. В отличие от алгоритма восстановления сигналов в соответствии с теоремой В.А. Котельникова, алгоритм Хургина-Яковлева имеет более простую, с точки зрения формы амплитудно-частотной характеристики, реализацию синтезирующих фильтров при более низкой частоте дискретизации. Это обстоятельство позволяет получить меньшую ошибку восстановления сигналов.

Рассмотрена реализация этого алгоритма на основе данных речевых фраз людей с патологиями и с нормой на частоте 8000 Гц. При реализации алгоритма основными критериями анализа голоса служат параметры, характеризующие «Shimmer» (случайные колебания амплитуды сигнала на соседних периодах основного тона) и «Jitter» (случайные колебания периода основного тона) эффекты, уровень турбулентного шума (уровень шума на периоде основного тона) и нелинейность процесса колебаний (нелинейность процесса колебаний голосовых складок).

В результате экспериментальных исследований показано, что применение алгоритма Хургина-Яковлева при передаче речевого сигнала по каналам связи позволяет увеличить вероятность правильной постановки диагноза до 1,5 раз по сравнению с аналогичными системами передачи на основе представления В.А. Котельникова.

УДК 539.1.074.3

РЕШЕНИЕ ПРОБЛЕМЫ ПОВЫШЕНИЯ УГЛОВОГО РАЗРЕШЕНИЯ ГАММА СКАНЕРА С КРУГОВЫМ ПОЛЕМ ЗРЕНИЯ

Е.А. Коваленко, А.В. Кочергин

Луганский национальный университет имени Владимира Даля

В докладе изложен алгоритм обработки экспериментальных данных, позволяющий существенно улучшить угловое разрешение гамма сканера кругового обзора. Предложенный алгоритм может быть использован в задачах дистанционного экологического мониторинга ядерно-технических объектов и в кризисных радиационных ситуациях.

Оперативный дистанционный поиск и локализация источников гамма-излучения в режиме реального времени чрезвычайно актуален в настоящее время. Особенно если рассматривать его в русле локализации и устранения последствий техногенных аварий. Качество работы поисковых систем, как правило, определяется точностью пространственной детализации распределения источников в поле зрения, определяющим для которого является угловое разрешение. В рамках данной работы представлен алгоритм улучшения углового разрешения источников гамма излучения в поле зрения гамма сканера кругового обзора.

Гамма сканер [1] является радиометрическим прибором, предназначенным для обнаружения, угловой локализации и идентификации источников гамма-излучения. Конструктивно он содержит цилиндрический сцинтилляционный детектор гамма-излучения и непрерывно вращающуюся вокруг него цилиндрическую кодирующую маску, представляющую собой построенную по особому закону последовательность прозрачных и непрозрачных для гамма излучения элементов.

Для восстановления пространственных распределений источников гамма-излучения используется метод корреляции[2]. В данном случае угловое распределение плотности потока гамма-излучения восстанавливается методом циклической корреляции матрицы счетов P и специального восстанавливающего массива G (1).

$$R_j = \sum_{j=0}^{k-m-1} \sum_{i=0}^{m-1} P_{(i+k-k-m-j) \bmod (k-m)} \cdot G_i \quad (1)$$

где R_j элемент вектора угловой плотности потока с j -го направления, m – размер маски; k коэффициент дискретизации P_j элемент вектора сче-

тов событий, зарегистрированных детектором в выбранных энергетических окнах при положении нулевого элемента маски в диапазоне углов $2\pi/(k \cdot m) \cdot j \div 2\pi/(k \cdot m) \cdot (j+1)$ G - матрица обработки, однозначно определяемая кодирующей последовательностью. Результатом является оценка углового распределения источников гамма излучения в диапазоне углов 0-360°

В [3] показано, что при использовании стандартных алгоритмов (1) угловое разрешение гамма - сканера однозначно определяется угловым размером элемента маски. В данной реализации одна угловая дискрета поля зрения системы равна $\Delta\alpha = \frac{360}{m} = 11,6^\circ$, что явно недостаточно для реальных задач.

Для улучшения разрешения был предложен алгоритм, в котором задача восстановления истинного распределения источников в поле зрения была сведена к решению матричного уравнения (2).

$$A \cdot u = f \quad (2)$$

Где A – представляет собой матрицу аппаратной функции гамма сканера, размером $k \cdot m \times k \cdot m$, составленную из ФРТ для каждого элемента поля зрения, f – измеренная функция распределения плотности потока, полученная по формуле (1), u – истинное распределение источников в поле зрения. В такой постановке задача принадлежит к классу некорректных по Адамару.

В рамках данной работы для решения СЛАУ (2) использовался метод Скоффила Голда [4], суть которого заключается в следующем:

Уравнение (2) преобразуется к виду $B \cdot \varphi = W$, где $B = A^T \cdot A$; $W = A^T \cdot f$. На каждом шаге n итерационной процедуры вычисляется вектор $V^n = B \cdot u^n$ и строится диагональная матрица

$$c \text{ элементами } d_{i,i}^n = \frac{u_i^n}{V_i^n}$$

Следующее приближение определяется по формуле

$$u^{n+1} = D^n \cdot W \quad (3)$$

Для исследований углового разрешения гамма сканера была проведена серия экспериментов с источниками ^{133}Ba , тип Gba 3.044, производства «Ритверц» активностью 0.55 МБк, расположенных в различной конфигурации друг относительно друга.

Параметры экспериментов и результаты вычисления положения и интенсивности источников даны в таблице 1.

Таблица 1– Исходные данные и результаты экспериментов

№ опыта	Источник		Угловое расстояние между источниками, °			Интенсивность источников, в событиях		
	№	Угловая координата, °	Реальное	Измеренное	Ошибка	Измеренная	Исходная	Ошибка, %
1	141.05	233,3	—	—	—	224380	216320	3,7%
2	141.05	228,3	7,47	5	-2,47	233280	477040	-6,1%
	156.05	233,3				214389		
3	141.05	221,7	11,48	11,6	0,12	242930	459240	5,3%
	156.05	235				240090		
4	141.05	223,3	13,98	15	1,12	250550	459100	6,4%
	156.05	238,3				238050		
5	141.05	221,7	16,49	16,6	0,11	227440	434330	8,2%
	156.05	238,3				242620		
6	140.05	211,7	11,48	11,6	0,12	222870	649730	9,9%
	141.05	223,3				254110		
	156.05	238,3	13,98	15	1,12	237500		

Результаты восстановления распределения источников в поле зрения для всех 6 экспериментов из таблицы 1 представлены в графическом виде на рис. 1

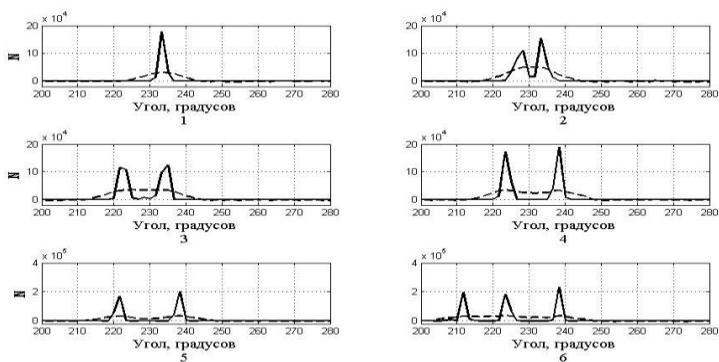


Рис.1 – Угловое распределение источников в поле зрения, -- вычисленное по формуле (1), — восстановленное методом Скоффида-Голда;

Выводы

Результаты исследований позволяют с уверенностью утверждать, что предложенные алгоритмы обработки накопленных интегральных данных очевидно позволяют разделять источники в поле зрения, неразделимые при использовании стандартной методики. Предел разрешения существенно зависит от соотношения сигнал – шум и степени дополнительной дискретизации поля зрения, которая в свою очередь зависит от статистической обеспеченности матрицы счетности.

Библиографический список

1. Кочергин А.В. Комплекс дистанционного поиска, локализации и идентификации источников гамма излучения / А.В. Кочергин // Журнал нано- и электронной физики, СумГУ, - Том 3, №4, 2011, с.73-80.
2. Fenimore E.E. Coded Aperture Imaging with Uniformly Redundant Array. /Fenimore E.E., Cannon T.M. //Applied Optics, 1978, v.17, No.3, February, pp.337-347.
3. Войлов П.Ю. Гамма сканер кругового обзора. Угловая локализация источников гамма излучения в поле зрения / П.Ю. Войлов, А.В. Кочергин // Наукові праці Николаєвського державного університету ім. Петра Могили, Випуск № 151, 2011, том 163, с.95-99.
4. И.В. Горячев. Интегральные эксперименты в проблеме переноса ионизирующих излучений. Справочное руководство /И.В. Горячев, Ю.И. Колеватов, В.П. Семенов, Л.А. Трыков. - М. Энергоатомиздат 1985 г. 272 с.

УДК 620.179

ОБНАРУЖЕНИЕ И ЛОКАЛИЗАЦИЯ МЕТАЛЛИЧЕСКИХ ОСКОЛКОВ В ТЕЛЕ ЧЕЛОВЕКА

А.В. Лавренченко, В.В. Мирошников

Луганский национальный университет им. В. Даля

Предложен электромагнитный метод обнаружения металлических осколков в теле человека, полученных в результате боевых действий. Метод позволяет определить место нахождения осколка, кратчайший путь его дальнейшего удаления, а также глубину залегания осколка.

Во время военных действий основными ранениями незащищенного мирного населения, а также военных, являются осколочные и пулевые ранения. Повреждающее действие осколками зависит от массы осколков, их формы, плотности, угла соударения.

Для выявления осколков разработана конструкция вихретокового преобразователя (ВПТ), способного выявлять любые проводящие

объекты в теле человека. Учитывая сложную геометрическую форму осколков, расчет проводим для объекта контроля, поверхность которого является поверхностью второго порядка, а сам объект помещен в однородное магнитное поле [1]. Чем сильнее отличается форма осколка от сферической, тем меньше отклонение длин осей эллипса.

Представим это отношение следующим образом. Отношение длин осей минимально в случае, если вектор \vec{N} лежит в плоскости тех двух осей осколка, раздельное намагничивание которых создает индуцированные магнитные моменты с наибольшим различием по фазе, а модули проекций вектора \vec{M} на эти оси равны.

Мгновенное значение модуля вектора \vec{M} является функцией времени и определяется выражением

$$M(\omega t) = \sqrt{M_1^2 \cos^2 \alpha \sin^2(\omega t + \varphi_1) + M_2^2 \sin^2 \alpha \sin^2(\omega t + \varphi_2)}$$

где φ_1, φ_2 - пространственные составляющие магнитного момента, направленных вдоль соответствующих осей;

M_1, M_2 – амплитуды магнитных моментов при намагничивании осколка вдоль первой и второй осей в поле с напряженностью

Вторичное магнитное поле проводящего осколка, помещенного в однородное возбуждающее магнитное поле, является в общем случае эллиптически поляризованным вращающимся магнитным полем, степень которого зависит от формы, ориентации, электромагнитных параметров осколка.

Для расчета поля внутри осколка воспользуемся методом разбиения на N слоев объема осколка, в каждом слое вектор-потенциал находится вариационным способом. Для небольших относительных толщин $\varepsilon = d/R$, где R - радиус катушки возбуждения и d - высоты осколка, с достаточной точностью можно считать вектор-потенциал внутри осколка независимым от z (т.е. можно считать $N=1$). Погрешность, возникающая при увеличении параметра ε при $N=1$ удобно оценивать для относительного вносимого сигнала, который запишем следующим образом

$$Z_2 = j \frac{A_2}{A_1},$$

где вектор-потенциал A_1 соответствует холостому ходу (отсутствие под ВТП осколка) и вычисляется по формулам;

$$A_1 = \frac{I\mu\mu_0}{2\pi\sqrt{\sigma k_1}} \left| (2 - k_1^2)K(k_1) - 2E(k_1) \right|$$

$$k_1 = 2\sqrt{\frac{\delta}{(1+\delta)^2 + dc^2}}; \delta = \frac{r}{R}; dc = \frac{|z-h|}{R},$$

где K, E – полные эллиптические интегралы соответственно первого и второго рода, r – радиус измерительной катушки, h – расстояние от обмотки возбуждения до плотности соприкасающейся с торцом осколка, z – расстояние от измерительной обмотки до торца осколка.

Для расчета A_2 введем обобщенный вихрековый параметр β , который зависит от радиуса катушки возбуждения R , круговой частоты тока возбуждения ω , магнитной постоянной $\mu_0=4\pi \cdot 10^{-6}$, магнитной проницаемости среды μ , удельной электрической проводимости среды σ и параметр ξ , показывающий отношение эквивалентного радиуса контролируемого осколка ρ_0 к радиусу катушки возбуждения R .

$$\beta = R\sqrt{\omega\mu\mu_0\sigma}; d = \frac{|z+h|}{R}; d_1 = \frac{h}{R}; \xi = \frac{\rho_0}{R}.$$

Проведем расчеты по предложенной методике с целью выявления зависимости величины $|z_2|$ от параметра β . Результаты расчетов при $\varepsilon=0,025, d_1=0,5, N=1$ при различных ξ и β приведены на рис. 1.

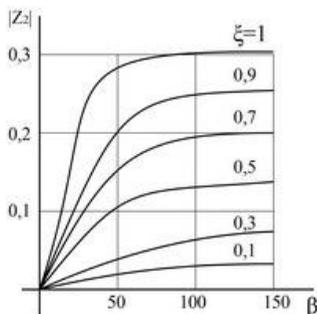


Рис. 1 – Зависимость модуля относительного вносимого сигнала ВТП от обобщенного вихрекового параметра β и параметра ξ .

При больших значениях ξ , то есть когда диаметр осколка сравним с диаметром катушки возбуждения, сигнал достигает насыщения при значениях β от 30 до 40. Изменяя параметры ВТП можно получить максимальную его чувствительность к обнаруживающим осколкам. Так если осколок толщиной $d=1,5$ мм, радиус $\rho_0=1,5$ мм,

удельная электрическая проводимость $\sigma=18\text{МСм/м}$, выбираем значение параметров $\beta=100$, $h=10$ мм, $z=3$ мм. Находим максимальное значение модуля $Z_2 = 0,04$ при $\xi = 0,1$. Для приведенных значений радиус катушки возбуждения составляет $R= \rho_0/ \xi =15$ мм, частота питающего ВТП тока возбуждения находится по формуле

$$f = \frac{\omega}{2\pi} = \frac{\beta^2}{(R^2 2\pi\mu_0\sigma)} = 312,7 \text{ кГц.}$$

Для проверки результатов расчетов были проведены соответствующие эксперименты с амплитудно-фазовой схемой выделения сигнала. Измеренное приращение сигнала составило 5,2%, что достаточно близко к расчетной величине.

Библиографический список

Герасимов В.Г., Клюев В.В., Шатерников В.Е., Методы и приборы электромагнитного контроля промышленных изделий – М.: Энергоатомиздат, 1983 – 272 с.

УДК 620.179.143

ПРЕДОТВРАЩЕНИЕ АВАРИЙ НА ТЕХНОГЕННО ОПАСНЫХ ОБЪЕКТАХ ПУТЕМ МОНИТОРИНГА ИХ СОСТОЯНИЯ

Н.С. Бульгин, В.В. Мирошников

Луганский национальный университет имени Владимира Даля

В работе рассматривается необходимость мониторинга металлоконструкций, подверженных влиянию водорода, для обеспечения их безопасной эксплуатации и предотвращения техногенных аварий. Для решения данной проблемы предложена конструкция магниточувствительного устройства на базе многоэлементных феррозондов. В качестве магниточувствительного устройства используется линейка феррозондов, что позволяет получать информацию о магнитных параметрах стенки металлоконструкции и обнаруживать структурные изменения материала.

Топливо из углеводородов является основным энергоносителем прошедшего 20-го столетия и остается таковым в 21 веке. Вместе с возрастающим объемом добычи нефти и газа развивается ядерная энергетика, а также водородная энергетика как лучший вариант замены углеводородного топлива.

Во время транспортировки, переработки и углеводородов, на металлические элементы трубопроводов, химических реакторов, хра-

нилищ воздействует водород и его соединения, которые находятся под высоким давлением и температурой. В процессе ядерной реакции выделяется водород, который оказывает разрушительное воздействие на металлоконструкцию реакторов. При получении, хранении и транспортировке водорода необходимо соблюдение особых мер безопасности - это касается и контроля металла, находящегося во взаимодействии с водородом.

Разрушение стенок металлоконструкций техногенно опасных объектов под воздействием водорода может привести к локальным или даже к глобальным катастрофам. Таким образом, контроль металлоконструкций, работающих в водородосодержащей среде, является актуальной задачей, решение которой позволит без аварий эксплуатировать их.

Основная масса металлоконструкций, которые работают в водородосодержащей среде, являются ферромагнетиками. Большие габаритные размеры и длительный срок эксплуатации подобных объектов усложняет требования на проведение их контроля.

На первом этапе в процессе взаимодействия водорода с углеродом, растворенным в металле, происходит обезуглероживание металла и образуется новое соединение – карбид, которое является слабомагнитным. Под воздействием больших давлений газов метана и водорода, собирающихся в порах металла, возникают внутренние напряжения, что приводит к локальной деформации металла, а также временно увеличивает твердость обезуглероженной зоны, что является предвестником хрупкого разрушения.

Далее имеющиеся в металле поры под воздействием внутренних напряжений и деформаций разрываются, превращаясь в микродефекты. Твердость пораженной зоны уменьшается, а водород получает доступ к новым участкам металла, и весь процесс разрушения повторяется и продвигается по металлу к наружной стенке. Таким образом, наблюдается цикличность в процессе разрушения. Следовательно, при непрерывном мониторинге или периодическом контроле легко зарегистрировать повторяющиеся периоды и отследить динамику их развития. [1]

Устройство для мониторинга металлоконструкций должно соответствовать следующим параметрам:

- первичные измерительные преобразователи должны длительное время (2-3 года) и в условиях перепада температур находиться на объекте контроля (например, химическом реакторе) с сохранением в заданных пределах метрологических характеристик;

- необходимо контролировать не только магнитные характеристики материала, но и возможные дефекты в виде нарушения сплошности металла одновременно;

- первичные измерительные преобразователи не имеют возможности перемещаться по поверхности контролируемого объекта, что лишает возможности обнаруживать дефекты по изменению магнитного поля рассеяния при движении преобразователя;

- значительные расстояния (сотни метров) от места установки первичных измерительных преобразователей до устройств обработки информации и управления системой контроля.

Разработана конструкция магниточувствительного устройства на базе многоэлементных феррозондов и определено максимально возможное расстояние между ними, при котором не происходит потери информации. Применение многоэлементного магниточувствительного устройства позволило осуществлять электронное сканирование на поверхности объекта контроля, что обеспечивает непрерывный долговременный контроль, когда устройство находится в статическом режиме.

Основным магниточувствительным устройством, воспринимающим информацию о магнитном состоянии материала стенки исследуемого объекта, является линейка феррозондов, каждый из которых опрашивается поочередно, что создает эффект линейной развертки, что дает возможность регистрировать не только величину напряженности магнитного поля, но и его топографию. Зависимость вертикальной составляющей поля от координаты x , совпадающей с центрами полюсов намагничивающего, несет информацию о контролируемых магнитных параметрах материала стенки реактора. При неподвижном расположении магниточувствительного устройства достигается максимальная чувствительность феррозондов, а это в свою очередь позволяет регистрировать ничтожно малые структурные изменения в металле, приводящие к изменению поля рассеяния на 1-3А/м.

Библиографический список

Арчаков Ю. И. Водородоустойчивость стали.// Серия "Достижения отечественного металловедения". – М.: Металлургия, 1978. – 152 с.

УДК: 616-71

УСТРОЙСТВО МОНИТОРИНГА БРОНХИАЛЬНОЙ АСТМЫ

Н.Б. Фархутдинова, А.Ю. Демин

Уфимский государственный авиационный технический университет

Бронхиальная астма вне зависимости от степени тяжести — хроническое воспалительное заболевание дыхательных путей, в котором принимают участие многие клетки и медиаторы воспаления. Главной проблемой является регистрация приступа бронхиальной астмы или его предвестников - больному важно вовремя принять лекарства. В данном устройстве процесс регистрации и мониторинга приступов бронхиальной астмы выполняется методом измерения импеданса легких.

Бронхиальная астма вне зависимости от степени тяжести — хроническое воспалительное заболевание дыхательных путей, в котором принимают участие многие клетки и медиаторы воспаления [1]. Хроническое воспаление связано с бронхиальной гиперреактивностью, которая связана с распространенной вариабельной бронхиальной обструкцией бронхиального дерева, которая обратима спонтанно или под влиянием лечения.

Симптоматически приступы бронхиальной астмы проявляются в виде хрипов, одышки, ощущения тяжести в грудной клетке и кашля, особенно ночью или ранним утром.

Ведущая причина развития бронхиальной астмы – это реакция гиперчувствительности I типа на аллергены окружающей сред, особенно в ответ на цветочную пыльцу, клещей домашней пыли, домашних животных, плесневые грибки.

В то же время существует большое количество случаев эндогенного развития заболевания, которые частично сопряжены с инфекциями верхних дыхательных путей и воздействием ингаляционных патогенных факторов с раздражающим или токсическим действием [1].

Главной проблемой является регистрация приступа бронхиальной астмы или его предвестников. Больному важно вовремя принять лекарства иначе купировать симптомы будет сложнее и дольше.

Процесс регистрации и мониторинга приступов бронхиальной астмы выполняется методом измерения импеданса легких. Для его реализации есть три метода: к объекту измерений прикладывается известная разность электрических потенциалов и измеряется значение электрического тока, протекающего в цепи; через объект измерений

пропускается известное значение электрического тока и измеряется созданное им падение напряжения; к объекту измерений прикладывается известное значение электрической мощности и измеряется или электрический ток в цепи, или электрическое напряжение. В данном аппарате используется второй метод: через биообъект пропускается ток величиной 50 мкА, частотой 40 кГц.

Для реализации этого метода разработана структурная схема аппарата, в которой ток от источника тока, управляемый цифровым потенциометром, поступает на блок коммутации, который управляется микроконтроллером, и далее через один из четырёх каналов поступает на блок электродов и далее на биообъект. Ток проходит через биообъект, принимается блоком электродов и идёт на блок коммутации, воспринимается одним из каналов.

Усилитель включен в цепь отрицательной обратной связи с электродами, что позволяет получить на его выходе напряжение равное произведению тока, проходящего через биообъект на импеданс биообъекта. Далее этот сигнал поступает на фильтр низкой частоты, где выявляется активная составляющая сопротивления, и на фильтр верхней частоты, где выявляется ёмкостная составляющая. Эти два отфильтрованных сигнала поступают на встроенные в микроконтроллер АЦП.

Результат выводится на дисплей. Микроконтроллер управляется с помощью клавиатуры, существует возможность подключить микроконтроллер к ЭВМ посредством USB-порта.

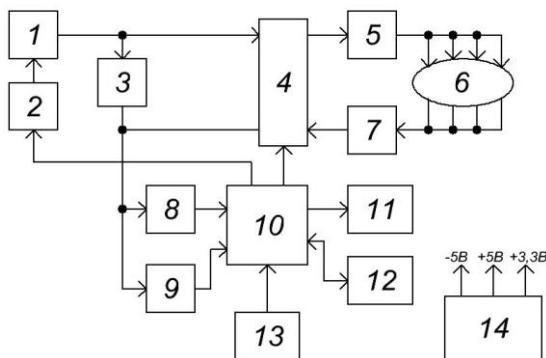


Рис.1 – Структурная схема аппарата

1 – источник тока, 2 – цифровой потенциометр, 3 – усилитель, 4 – блок коммутации, 5, 7 – блоки электродов, 6 – биообъект, 8 – фильтр низкой частоты, 9 – фильтр высокой частоты, 10 – микроконтроллер, 11 – дисплей, 12 – интерфейс ЭВМ, 13 – клавиатура, 14 – блок питания.

Библиографический список

1. Бронхиальная астма и хроническая обструктивная болезнь легких / . Баур, А. Прейссер ; пер. с нем. под ред. И. В. Лещенко. — М.: ГЭОТАР-Медиа, 2010. — 192 с.
2. Популярныe цифровые микросхемы/ Шило В.Л.. Справочник. Москва, "Радио и связь", 1987г.

УДК 602

ПРИБОР ДЛЯ ВИЗУАЛИЗАЦИИ ВЕН

Ю.И. Галлямова, С.В. Жернаков

Уфимский государственный авиационный технический университет

Целью статьи является разработка оптимизированного устройства, которая способна визуализировать вены у пациентов, позволяющая данному устройству обнаруживать закупоренные вены.

К одной из самых актуальных проблем на сегодняшний день флебологии относится визуализация периферических вен. Статистика показывает, что около 43 % людей страдают заболеванием вен. В больницах часто сталкиваются с такой проблемой, как обнаружение вен, особенно у пациентов, которые страдают варикозной болезнью или имеют закупоренные вены.

Признаками варикозной болезни являются не только внешние проявления (в виде извитых и узловатых вен, сети капилляров), но и ощущение тяжести в ногах, часто боль и отечность, особенно после длительных нагрузок.

Варикозная болезнь чревата трофическими расстройствами нижних конечностей вплоть до уплотнения, потемнения кожи голени и незаживающих трофических язв. Кроме этого, существует риск появления в просвете варикозной вены участка тромбообразования, известного в медицине, как поверхностный тромбофлебит. Такие состояния расцениваются как непосредственная угроза жизни больного, и требуют срочного лечения в стационаре.

Дуплексное ангиосканирование является основным диагностическим методом при обследовании пациентов с заболеваниями поверхностных и глубоких вен нижних конечностей.

В настоящее время дуплексное ангиосканирование применяется для оценки состояния глубокой и поверхностной системы вен для выявления разметки, подлежащих лечению сосудов непосредственно перед операциями. В течение всего послеоперационного периода ультра-

звук помогает оценить эффективность лечения, вовремя обнаружить тромботические осложнения и провести адекватную терапию.

Целью научного исследования ставится разработка оптимизированного диагностического устройства, которое не только визуализирует вены, но и поможет определить закупоренные вены у пациентов.

Принцип действия прибора, состоит из излучателей в двух диапазонах, основан на том, что падающее излучение взаимодействует с клеточными структурами: поглощается или отражается и рассеивается. Величина поглощения существенно зависит от концентрации основных элементов в ткани: воды, меланина, оксигемоглобина и дезоксигемоглобина. Интенсивность остаточного излучения, отраженного от участков тканей с повышенным содержанием дезоксигемоглобина (восстановленный гемоглобин, доставляющий кислород к клеткам организма по вене) за счет его большего поглощения, существенно ниже интенсивности остаточного излучения, отраженного окружающими вену мягкими тканями, поглощающими зондирующее излучение в меньшей степени.

С помощью графика (рис.1) проникновения оптического излучения в ткани организма человека можно определить глубину проникновения излучения различной длины волны под кожу. Наибольшей глубиной проникновения и наибольшей активностью обладает.

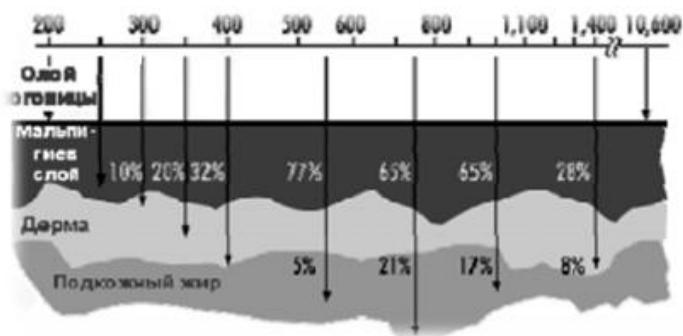


Рис.1 – Проникающая способность оптического излучения в различные слои кожи

В некоторых случаях при неясных ситуациях требуются дополнительные методы диагностики – флебография, компьютерная томография, магнитно-резонансная томография и др. Эти методы используют в диагностике окклюзий и стенозов крупных вен малого таза, забрюшинного пространства и грудной клетки, а также при планировании реконструктивных операций на сосудах.

Влияние ультразвуковой диагностики на живые ткани широко исследовано. Ультразвуком давно пользуются в человеческой медицине, в частности, более 10 лет. В настоящее время считается, что диагностический ультразвук биологически безопасен и не несет неблагоприятных клинических эффектов.

Библиографический список

1. Интернет-ресурс: Технология PalmSecure. <http://sites.google.com/site/palmsecurerussia/>.
2. Международная Организация Труда, «Энциклопедия по охране и безопасности труда», 2-е изд., 1988.
3. Чигирев Б.И. Методы медико-биологических исследований. – Л.: ЛЭТИ, 1982.
4. Попечителей Е.П. Инженерные аспекты медико-биологических исследований. – Л.: ЛЭТИ, 1985.

УДК 616.07

ПРИМЕНЕНИЕ СЕТЕЙ ДОВЕРИЯ БАЙЕСА ДЛЯ РАЗРАБОТКИ АЛГОРИТМА ДИАГНОСТИКИ ФОРМ ЗАДЕРЖЕК РАЗВИТИЯ ДЕТЕЙ РАННЕГО ВОЗРАСТА

Ю. В. Саблина¹, Г. А. Машевский¹, Д. С. Юрьева², А. Б. Пальчик²

¹Санкт-Петербургский Государственный электротехнический университет «ЛЭТИ»

²Санкт-Петербургский Государственный педиатрический медицинский университет

Рассмотрены вопросы, связанные с проблемой диагностики задержек развития детей раннего возраста. На основе использования сетей доверия Байеса построены модели принятия решений, для разработки алгоритма диагностики форм задержек развития детей раннего возраста. Проведена экспериментальная апробация построенных моделей, показавшая их высокую точность.

Одной из актуальных проблем современной медицины является ранняя диагностика задержки развития у детей. Дети с нарушениями развития испытывают трудности с самообслуживанием, обучением, социализацией, что ведет к инвалидизации. Кроме того, наличие таких нарушений является психотравмирующим фактором для родителей и негативно влияет на внутрисемейные отношения, что влечет за собой социальные и материальные проблемы.

В настоящее время существует множество методик оценки развития детей. Среди них можно выделить:

1. Шкала интеллектуального развития по Гриффитс (GMDS). Включает оценку локомоторных, индивидуально-социальных и речевых навыков ребёнка, его зрительно-моторной координации, а также установление фактического возраста ребенка (по уровню его развития).

2. Денверский скрининг тест (DDST), он содержит 4 под-шкалы: 1) грубая моторика; 2) тонкая моторика; 3) речь; 4) социальная адаптация.

3. Шкала моторного развития Альберта (AIMS), в ней оценка складывается из числа выполненных навыков, которое в сравнении с эталонными величинами попадает в т. н. коридор от 1 до 7, чем ниже коридор — тем ниже развитие.

Не смотря на то, что данные методики широко применяются, они не лишены недостатков. Одним из них является методическая сложность. Кроме того результаты различных тестов в определённой степени носят субъективный характер и могут противоречить друг другу. Наконец, данные тесты не обладают прогностической ценностью и не позволяют выявить вероятность задержки в развитии сразу после рождения ребенка. В силу этого представляется необходимым поиск объективных факторов, влияющих на уровень развития ребёнка, выполняющих роль своеобразных маркеров отклонений в развитии.

Для выявления факторов, а также создания соответствующей методики был проанализирован массив, содержащий результаты обследования детей, в возрасте от 1 месяца до 2 лет, с задержками развития (всего 130 наблюдений). В этот массив вошли антенатальные, интранатальные и постнатальные факторы, а также данные о наличии других признаков, способных оказать влияние на развитие ребёнка.

Анализ массива производился с помощью методов корреляционного анализа с целью определения степени влияния факторов на оценку развития ребёнка по вышеописанным шкалам. Поскольку большинство рассматриваемых параметров представляет собой категориальные переменные, для оценки был использован ранговый коэффициент корреляции Спирмана, для его расчёта использовался математический пакет STATISTICA 7.0. Дальнейшие исследования проводились с помощью программной среды Nugin Expert с использованием теории сетей доверия Байеса.

Для учёта влияния факторов на развитие ребёнка были построены байесовские сети доверия, иллюстрирующие

При формировании массива для построения сетей доверия Байеса были отобраны 70% результатов при обследовании испытуемых. Остальные 30% данных (47 испытуемых) были использованы для проверки достоверности заявленных априорных вероятностей.

Результаты экспериментальной апробации методики показали её высокую точность, что свидетельствует о возможности её использования для ранней диагностики риска возникновения задержки развития у ребенка с нарушением слуха.

УДК 616.07

БИОЛОГИЧЕСКИ АКТИВНЫЕ ТОЧКИ КАК ОСОБЫЙ КЛАСС ПРОЕКЦИОННЫХ ЗОН ДЛЯ ЛЕЧЕБНО-ДИАГНОСТИЧЕСКИХ МЕРОПРИЯТИЙ

Е.П. Матюхин, М.Г. Кузнецов, С.Г. Гуржин

Рязанский государственный радиотехнический университет

Рассматриваются перспективы разработки методов рефлексодиагностики и терапии, определен особый класс проекционных зон в виде биологически активных точек для лечебно-диагностических мероприятий, обозначена в низкочастотной области электрическая модель биологически активной точки.

В медицинской литературе отмечается, что использование методов рефлексодиагностики и рефлексотерапии может сократить сроки лечения некоторых заболеваний. К сожалению, практикующие врачи не всегда учитывают фундаментальные знания, которые накоплены современной медициной. Это значительно снижает возможности методов и средств физиотерапии. Поэтому важным является наработка теоретических и практических основ рефлексологии с использованием современных информационных технологий и математического аппарата, которые могут обеспечить повышение эффективности проведения лечебно-диагностических мероприятий.

Методы рефлексодиагностики технически достаточно легко реализуемы, просты в эксплуатации, но по результатам исследований их точность для решения некоторых задач нельзя признать достаточной для практического использования и доверие к этим методам значительного количества врачей остается скептическим, что, по видимому, связано со слабой проработкой методов рефлексологии с точки зрения традиционной медицины. Заложенные в работе [1] методы синтеза меридианных моделей и соответствующих решающих правил диагностики заболеваний тех органов и систем, которые представ-

лены на поверхностных проекционных зонах, принадлежащих традиционным меридианным структурам определяют тренд развития современной акупунктуры.

Интересными для исследования являются частные случаи проекционных зон – биологические активные точки (БАТ). Кожа связана с внутренними органами. Установлено, что через БАТ можно не только производить диагностику организма, но и воздействовать на него с терапевтической целью. Согласно современной концепции рефлексологии практически все органы и системы человеческого организма представляются в соответствующих проекционных зонах. Часть проекционных зон располагается на поверхности тела человека (ушные раковины, ладони, стопы и другие), что делает их легкодоступными для получения диагностической информации [2].

Решение задачи оценки состояния организма человека (так и отдельных органов и систем) по биологически активным точкам имеет особенности в виду генерации ими большого числа информативных параметров. Исследованиями было показано, что БАТ способны накапливать и излучать различные виды энергии: тепловую, электрическую и другие [1].

В [1] с точки зрения аппаратных затрат, технологичности и достоверности полученных результатов наиболее подходящим параметром определена величина электрического сопротивления БАТ, измеренного на переменном токе низкой частоты.

Для описания процессов, происходящих в БАТ при воздействии низкочастотным магнитным полем, в работе [4] предлагается электрическая модель БАТ, представленная на рисунке 1. Из нее исключен источник постоянной ЭДС в связи с тем, что предлагаемая модель описывает процесс преобразования энергии магнитного поля в информационный сигнал для центральной нервной системы. Значение переменного резистора R_U определяется положением движка, управляемым сигналом из ЦНС [3].

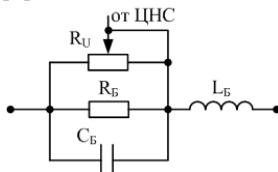


Рис. 1 – Электрическая модель БАТ

Эквивалентная схема включения электрической модели точки акупунктуры представлена на рисунке 2, где R_H — эквивалентное сопротивление нервных волокон, которое принято равным 10 кОм, $U_{ВХ}$ — входное напряжение звена, эквивалент ЭДС индукции, наведенной магнитным полем в БАТ.

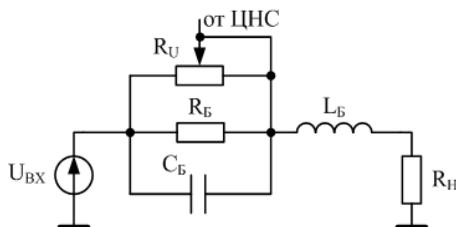


Рис. 2 – Эквивалентная схема включения БАТ

Проведение теоретических исследований могут лечь в основу проектирования современных аппаратно-программных устройств. Оно может быть предназначено для решения задач: прогнозирования, ранней и дифференциальной диагностики; оценки адаптационного резерва и функционального состояния организма; определения потенциальных возможностей и качества выполнения текущей работы операторов; оценки уровня подготовки и стимулирования спортсменов; профилактики и лечения заболеваний, связанных с нарушением энергоинформационного обмена; стимулирование работоспособности человека, улучшения его тонуса и качества жизни.

Библиографический список.

1. Корневский Н.А., Крупчатников Р.А. Интеллектуальные системы поддержки принятия решений для врачей рефлексотерапевтов: монография – Старый Оскол: ТНТ, 2014. – 424 с.
2. Ананин В.Ф. Рефлексология (теория и методы). – Москва: Издательство РУДН, 1992. – 168 с.
2. Ермолаев Ю.М. Биологически активная точка – аналог диода с отрицательным сопротивлением // Биомедицинская радиоэлектроника, 1999. №7. С.38-46.
3. Гостев С.С. Способ и измерительно-диагностическая система определения магниточувствительности пациента. / Автореф. диссерт. на соискание уч. ст. канд. техн. наук, Рязань, 2006 г.

СОВРЕМЕННЫЕ МЕТОДЫ ДИАГНОСТИКИ ФЕТАЛЬНОЙ ПОДВИЖНОСТИ ПЛОДА

Ю.О. Боброва, З.М. Юлдашев

Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета им. В.И.Ульянова (Ленина) «ЛЭТИ»

В докладе представлен обзор методов диагностики фетальный движений плода. Рассмотрен альтернативный метод регистрации фетальный движений, основанный на применении акселерометров.

В настоящий момент мониторинг подвижности плода является важным вопросом в современном акушерстве и перинатальной медицине. Клинические врачи все больше подтверждают связь между активностью плода и его дальнейшими последствиями в развитии.

Двигательная активность плода начинается в конце эмбрионального этапа и вызвана мышечными сокращениями младенца внутри утробы матери. Они могут быть спровоцированы рефлекторными движениями, либо возникают в результате иннервации мышечной ткани.

Движение плода начинается с 7-8 недели беременности, а с 10 недель беременности наблюдаются изменения траектории его движения, когда плод натывается на стенки плодного пузыря или выполняет глотательные движения. После 32-й недели активность плода постепенно снижается, что связано с сокращением свободного пространства в матке. Фетальные внутриутробные движения являются существенным показателем нормального развития плода.

Гиподинамия плода может явиться причиной таких заболеваний как церебральный паралич, задержки и отклонения развития будущего ребенка, недостаточность веса новорожденного. Во многих случаях это может привести к фетальной и неонатальной смерти.

Существует множество факторов, влияющих на подвижность ребенка. Как наиболее распространенные можно отметить внутриутробное замедление темпов роста, плацентарная недостаточность, уменьшенный объем амниотической жидкости, внутриматочные инфекции и кровотечения. По данным исследований, последнее может стать причиной до 4%

Стандартные клинические фетальные технологии мониторинга включают ультразвуковую плацентографию и кардиотокографию.

Ультразвуковая плацентография, которая, кроме определения локализации плаценты, позволяет оценить ее структуру и величину.

Данная методика обладает большей точностью в измерении бипариетального диаметра, окружности головки и окружности живота плода, длины бедренной кости по сравнению с двухмерным УЗИ, особенно при маловодии или неправильных положениях плода в матке. Это дает значительно меньшую ошибку в подсчете предполагаемой массы тела плода (6,2-6,7% против 20,8% при двухмерном УЗИ).[1] В зависимости от патологии беременности недостаточность функции плаценты проявляется уменьшением или увеличением толщины плаценты.

Одним из наиболее широко распространенных методов функциональной оценки состояния плода является кардиотокография. Наряду с показателями сердечной деятельности плода, данный метод позволяет регистрировать двигательную активность плода и сократительную активность матки. Широко применяется нестрессовый тест, который оценивает характер сердечной деятельности плода в естественных условиях. Реже изучается реакция плода на те или иные «внешние» воздействия (звук, сокращения матки под влиянием экзогенного окситоцина и т.д.). При наличии синдрома задержки роста плода нестрессовый тест в 12% наблюдений обнаруживает тахикардию плода, в 28% - снижение вариабельности базального ритма, в 28% - вариабельные децелерации, в 13% - поздние децелерации.[2]

В последние годы большое распространение получило эхографическое исследование так называемого биофизического профиля плода. Данный тест включает комплексную балльную оценку (шкала от 0 до 2 баллов) количества околоплодных вод, двигательной активности и мышечного тонуса плода, а также дыхательных движений.

Оба эти метода имеют ограниченную прогностическую ценность и требуют больших затрат с точки зрения их технической реализации. Так же по своей природе такие датчики довольно громоздки и крайне неудобны для длительного мониторинга.

Альтернативным решением пассивного, неинвазивного мониторинга является регистрация движений плода при помощи разрабатываемой системы, основанной на MEMS-акселерометрах для мониторинга активности и здоровья плода. Данная система предполагает свое использование в качестве портативного устройства для долгосрочного домашнего мониторинга, а так же в качестве одного из функциональных блоков на рабочих станциях мониторинга состояния в стационарах.

Акселерометры в данной системе реагируют на ускорение или силу, действующую на сенсорный элемент датчика. Ускорение, статическое или динамическое, возникает под действием силы, ускоряющей датчик, например, вследствие действия гравитации. Линейка однокри-

стальных интегральных акселерометров, выполненных по технологии iMEMS, покрывает практически все технические требования для устройств подобного типа. При малых смещениях подвижной части датчика, электрический сигнал пропорционален величине смещения, которое в свою очередь, пропорционально ускорению. Полученный сигнал детектируется в схеме синхронного демодулятора и усиливается. Выходной сигнал преобразователя линейно связан с величиной ускорения. На рисунке 1 представлена схема обработки регистрируемого сигнала.

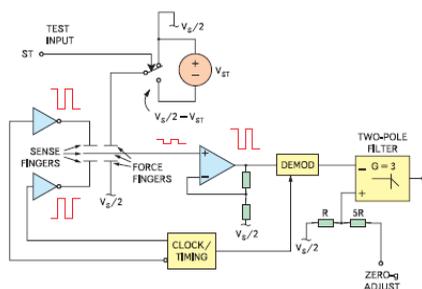


Рис.1 – Схема обработки регистрируемого сигнала

Для наблюдения полной траектории движения плода возможно использование 3D-акселерометра, имеющий три независимых датчика, каждый из которых регистрирует движение или перемещение в одной из трех декартовых координатных осей. Каждый датчик имеет полномасштабную чувствительность 2g (где "g" относится к ускорению, определенной под действием силы тяжести Земли). Мгновенное измерение ускорения для каждого из датчиков трех осей объединяются (например, путем суммирования абсолютных значений ускорения в каждом направлении) с образованием объемной картины движения.

Библиографический список

1. A. G. Olesen and J. A. Svare, "Decreased fetal movements: background, assessment, and clinical management," Acta Obstet. Gynecol. Scand, c. 818-826, 2004.
2. G. Rizzo, D. Arduini, S. Mancuso, and C. Romanini, "Computer-assisted analysis of fetal behavioural states," Prenatal Diagnosis, стр. 479-484, 1988

ВОЛОКОННО-ОПТИЧЕСКИЕ ДАТЧИКИ КАРДИОМЕХАНОСИГНАЛОВ

И.С. Явелов

Институт машиноведения им. А.А.Благонравова РАН

Работа посвящена применению волоконно-оптического преобразователя-зонда перемещений в качестве чувствительного элемента при разработке датчиков кардиомеханосигналов человека. Созданы различные конструкции датчиков пульсовых волн, а также оптофонендоскопы, расширяющие возможности электронной фонендоскопии за счет широкой полосы пропускания сигнала, в том числе в области инфразвука.

Кардиомеханосигналы – это вибросигналы сердца, тона, шумы а также низкочастотные отклики пульсовых волн.

Настоящий доклад посвящен описанию разработки датчиков кардиомеханосигналов. Рассмотрим типовые сигналы пульсовой волны человека, полученные качественной аппаратурой с лучевой и сонной артерии (рис. 1, 2). Это сигналы с основной гармоникой частоты сердечных сокращений (порядка 1Гц). Они имеют форму солитонного пика с более крутым передним скатом и плавным задним скатом. На кривых имеются признаки сигналов более высоких гармоник (до четырех гармоник), которые возникают вследствие прихода ретроградных (отраженных) волн, по-видимому, результат множественного ветвления сосудов (дуга аорты, кисти рук и стопы ног). Соответственно их частоты находятся в пределах 4Гц. Более высокие гармоники на кривых отсутствуют и, следовательно, в метрологическом процессе роли не играют. Пульсовая волна лучевой артерии имеет большую амплитуду и более остроконечную вершину, нежели пульсовая волна сонной артерии. Вероятнее всего, причиной этого эффекта является амплификация вследствие нелинейных эффектов. Из рис. 2, 3 следует, что верхняя пропускаемая частота измерительного тракта может быть ограничена величиной 20Гц, чтобы отразить все особенности сигнала без искажения.

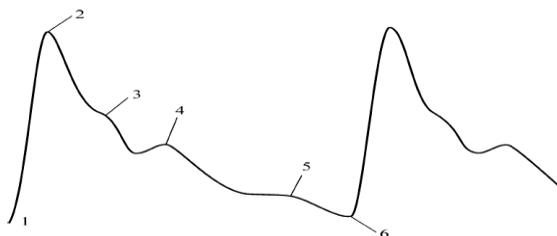


Рис.1 – Запись пульсовой волны лучевой артерии (периферический пульс)
1- начало кардиоцикла; 2-максимум давления; 3- след закрытия аортального клапана; 4-отклик артериол; 5-отклик капилляров

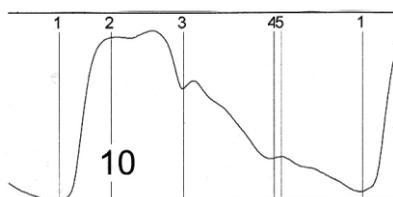


Рис. 2 – Запись пульсовой волны сонной артерии (центральный пульс) (1-2)-анакрота, (2-1)-катакрота, (3)-инцизура, (1-3)-период изгнания и протодиастола

Фонокардиография требует пропускного тракта в диапазоне от 20Гц до 16кГц, подобно качественной звуковой аппаратуре. Таким образом, можно определиться с частотными характеристиками первичных информационных преобразователей и вторичного тракта.

После анализа амплитудных и частотных свойств кардиомеханосигналов перейдем к выбору первичного преобразователя.

В качестве такового был выбран амплитудный волоконно-оптический жгутовой измерительный преобразователь – зонд (ВОИП – зонд). На основе ВОИП – зондов были разработаны датчики пульсовой волны и вибросигналов сердца (оптофонендоскопы), описанные в следующих главах. Перейдем к рассмотрению свойств ВОИП – зондов и особенностям конструирования датчиков, где ВОИП – зонды являются основной частью.

Новый метод регистрации пульсовой волны основан на применении миниатюрного волоконно-оптического датчика давления с измерительной площадкой диаметром 3 мм. Принцип измерения колебаний артериальной стенки – механический, следовательно, метод измерения относится к механопульсографии (МПП). С помощью колеблю-

щейся металлической мембраны модулируется световой поток волоконно-оптического преобразователя и через оптоэлектронный блок и АЦП сигналы поступают в компьютер.

На рис.3а,б представлены миниатюрные волоконно-оптические датчики, позволяющие неинвазивным методом получить сигнал неискаженной пульсовой волны.

Частотные характеристики по полосе пропускания датчика (0÷200Гц), вторичного тракта (0.3÷20Гц). Высокое пространственное разрешение обусловлено достаточной чувствительностью датчика и локальностью измерения пульсаций (диаметр пелота 3мм).

Более подробно работа датчиков и вторичной аппаратуры рассмотрена в литературе [1,2,3].

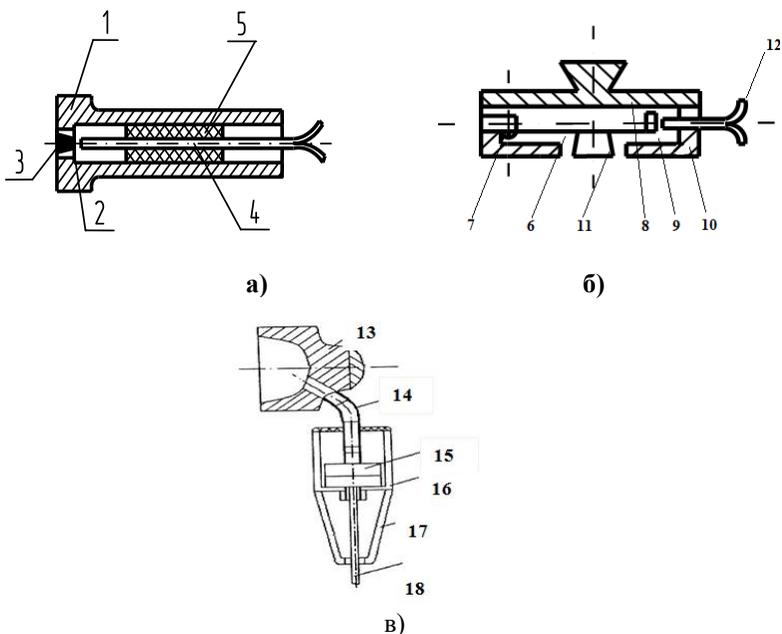


Рис.3 – Типы датчиков кардиомеханосигналов (КМС)

- а) Мембранного типа с осевым расположением световодов
- б) Консольного типа с радиальным расположением световодов
- в) Волоконно – оптический оптофон – фонендоскоп (стетоскоп)

По конструктивному исполнению датчики отличаются геометрией чувствительного механического элемента, конфигурацией измерительной оси и способом крепления датчика. Датчик на рис.3а в качестве чувствительного элемента имеет закрепленную в корпусе 1 металлическую мембрану 2, к которой прикреплен пелот 3, примыкаю-

щий к колеблющейся артерии. С внутренней стороны мембраны с помощью компаунда закреплен волоконно-оптический коллектор 5, регистрирующий с помощью светового потока колебания мембраны. Датчик имеет вытянутый в осевом направлении конструктив без поворота измерительной оси и позиционируется и удерживается рукой. Для закрепления датчика с помощью гибкого или жесткого элемента без удерживания рукой была разработана более удобная радиальная конструкция (рис.3б). Здесь чувствительным элементом является консоль 6, в середине которой закреплен пелот 11, а на конце расположено зеркало-мишень 9. Консоль крепится элементом 7. В корпусе 10 закреплен волоконно-оптический коллектор 12. Крышка 8 имеет выступ, удобный для позиционирования и крепления датчика в браслете или резиновом манжете. Благодаря консоли измерительная ось поворачивается на 90° и световоды имеют радиальный выход. Пелот колеблется относительно корпуса вместе с артериальной стенкой, к которой прижат датчик. Колебания передаются зеркалу, которое движется на удаление от торца световодов, поэтому сигнал пульсовой волны имеет обратный знак по отношению к датчику предыдущей конструкции. В остальном сигналы датчиков совпадают.

Библиографический список

1. Явелов И.С., Каплунов С.М., Даниелян Г.Л. Волоконно – оптические измерительные системы. Прикладные задачи // Под ред. д.т.н. С.М. Каплунова.- М - Ижевск: НИЦ «Регулярная и хаотическая динамика», Институт компьютерных исследований, 2010.- 304с.
2. Явелов И.С. Тайна пульсовой волны.- М.-Ижевск: Институт компьютерных исследований, 2012.-256с.

СОДЕРЖАНИЕ

ЛОКАЛИЗАЦИЯ ОБЛАСТЕЙ ПАТОЛОГИЧЕСКИХ НАРУШЕНИЙ В СТРУКТУРЕ БИМЕДИЦИНСКОГО ОБЪЕКТА С ПОМОЩЬЮ ИМПУЛЬСНОЙ ДИФФУЗИОННОЙ ОПТИЧЕСКОЙ ТОМОГРАФИИ	
А.Ю. Потлов, С.Г. Проскурин	3
ОПЫТ РАЗРАБОТКИ И ПРОДВИЖЕНИЯ ТЕХНОЛОГИИ ОЦЕНКИ НАПРЯЖЕННОГО СОСТОЯНИЯ ЧЕЛОВЕКА НА БАЗЕ НОСИМОЙ ЭЛЕКТРОНИКИ	
А.В. Алпатов	17
КЛОНИРОВАНИЕ В БИМЕДИЦИНЕ, СЕЛЬСКОМ ХОЗЯЙСТВЕ И ЭКОЛОГИИ	
В.В. Клименко	28
1. ЭКОЛОГИЧЕСКИЕ И МЕДИЦИНСКИЕ СИСТЕМЫ И КОМПЛЕКСЫ	47
МИКРОПРОЦЕССОРНАЯ ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНАЯ СИСТЕМА КОНТРОЛЯ КАЧЕСТВА КОМПОЗИТНЫХ ТОКОПРОВОДЯЩИХ МАТЕРИАЛОВ ЭЛЕКТРОННОЙ ТЕХНИКИ	
С.П. Москвитин	47
ПРИМЕНЕНИЕ ПРАВИЛ GMP ПРИ ПРОИЗВОДСТВЕ ЛЕКАРСТВЕННЫХ СРЕДСТВ В РОССИИ	
А.В. Губарев, С.В. Волкова	50
СОКРАЩЕНИЕ ЧИСЛА ВЫЧИСЛИТЕЛЬНЫХ ОПЕРАЦИЙ ПРИ ПРОВЕДЕНИИ ВЕРОЯТНОСТНЫХ РАСЧЕТОВ ПРИ МНОГОКРИТЕРИАЛЬНОМ АНАЛИЗЕ СИСТЕМ	
Т.Г. Авачева, Н.В. Дорошина, А.Н. Кабанов, О.А. Ломакина	54
СОВРЕМЕННЫЕ БИОМАТЕРИАЛЫ И ИХ ПРИМЕНЕНИЕ В МЕДИЦИНЕ	
Г.Ю. Пивень, М.Ф. Умаров	57
СИСТЕМА МОНИТОРИНГА ПАЦИЕНТА В КЛИНИКЕ	
М.А. Рогозина, М.Ф. Умаров	60

СИСТЕМА ОБЪЕМНОГО ЛАЗЕРНОГО СКАНИРОВАНИЯ
РЕЛЬЕФА МЕСТНОСТИ В СОСТАВЕ МУЛЬТИКОПТЕРА
ЭКОЛОГИЧЕСКОГО МОНИТОРИНГА

Г.В. Дорогов, А.Г. Борисов..... 64

АЛГОРИТМИЧЕСКАЯ ОБРАБОТКА ИНФОРМАЦИИ ТРЕНАЖЕРА,
ОСУЩЕСТВЛЯЮЩЕГО РАЗВИТИЕ МЫШЦ

Р.Н. Мушарапов, Е.П. Семенова, С.В. Смирнова 67

АКТУАЛЬНОСТЬ РАЗРАБОТКИ УСТРОЙСТВА ДЛЯ
РЕГИСТРАЦИИ И КОНТРОЛЯ СКОРОСТИ ПЕРЕДВИЖЕНИЯ
ОБЪЕКТА В ПРОСТРАНСТВЕ В МЕДИЦИНЕ И СПОРТЕ

А.Ю. Аксенов, Д.А. Самоквитов 70

РАЗРАБОТКА МЕДИЦИНСКИХ ИЗДЕЛИЙ С ПОМОЩЬЮ
МЕТОДОВ ИМИТАЦИОННОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ

А.В. Пермяков, М.А. Сидоров 73

ПРИМЕНЕНИЕ ПРЕДВИЖНЫХ ЛАБОРАТОРНЫХ КОМПЛЕКСОВ
ДЛЯ ЦЕЛЕЙ ЭКОЛОГИЧЕСКОГО КОНТРОЛЯ

Е.А. Артюх, А.С. Мазур 77

ПОЛИСОМНОГРАФИЯ

Р.Ф. Адигамова, Т.В. Васильева, Д.Р. Мухаметвалеева 81

ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЯ

Р.Ф. Адигамова, Т.В. Васильева, Д.Р. Мухаметвалеева 83

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ СОВРЕМЕННЫХ
СПИРОМЕТРИЧЕСКИХ ПРИБОРОВ

Р.Д.Голкова, С.В.Голков, Е.С. Морозова..... 86

СИСТЕМА ДЛЯ МАГНИТНОЙ СТИМУЛЯЦИИ

В.Э. Пасюкевич, И.Б. Старченко 89

ОСОБЕННОСТИ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ВРЕМЕНИ СВЁРТЫВАНИЯ КРОВИ ПО ИНФОРМАТИВНЫМ ПАРАМЕТРАМ	
А.А. Одинокова, Е.И. Глинкин	93
ЭЛЕКТРИЧЕСКАЯ АКТИВНОСТЬ КОЖИ И ОБЛАСТИ ЕЕ ПРИМЕНЕНИЯ	
Д.Д. Мац, А.Ю. Демин	95
ОБЗОР СУЩЕСТВУЮЩИХ СИСТЕМ ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ МЕДИЦИНСКИХ РЕШЕНИЙ	
Д.Х. Доан, А.В. Крошилин, С.В. Крошилина	97
ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНАЯ СИСТЕМА ДЛЯ ОЦЕНКИ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ БИОЛОГИЧЕСКОГО ОБЪЕКТА	
Ю.Л. Лемдясов, А.Ф. Латыпов, Р.М. Нафикова, Л.Р. Саяпова.....	100
ПУЛЬСОКСИМЕТРИЯ КАК МЕТОД НЕИНВАЗИВНОГО ИЗМЕРЕНИЯ САТУРАЦИИ КРОВИ	
Ю.Л. Лемдясов, А.Ф. Латыпов, Р.М. Нафикова, Л.Р. Саяпова.....	104
ИСПАРИТЕЛЬ АНЕСТЕТИКОВ КАК ВИД НАРКОЗНОГО АППАРАТА	
К.Р.Шаймарданова,И.Н. Логинова,А.Б. Блинова,Ю.О. Уразбахтина	107
ОБЕСПЕЧЕНИЕ ПОМЕХОУСТОЙЧИВОСТИ ИЗМЕРИТЕЛЬНОГО КАНАЛА ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ ИНФОРМАЦИОННО- ИЗМЕРИТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ ДИСТАНЦИОННОГО КОНТРОЛЯ	
Р. О. Дементьев, З.М. Селиванова.....	110
СИСТЕМА НЕИНВАЗИВНОГО МОНИТОРИНГА ГИПЕРБИЛИРУБИНЕМИИ У НОВОРОЖДЕННЫХ	
Г.Н.Хайруллина, С.В. Жернаков	114
ПРИНЦИПЫ И СХЕМЫ ПОСТРОЕНИЯ СИСТЕМЫ ЭКОЛОГИЧЕСКОГО МОНИТОРИНГА ПАРАМЕТРОВ ВОЗДУХА В ПРИЗЕМНОМ СЛОЕ АТМОСФЕРЫ	
Д.И. Ворошнин, А.А. Пороунов	116

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ МЕТОДОВ И СРЕДСТВ
УРОДИНАМИЧЕСКОГО МОНИТОРИНГА И РАЗРАБОТКА
СИСТЕМЫ ИЗМЕРЕНИЯ ПАРАМЕТРОВ МОЧЕВЫДЕЛИТЕЛЬНЫХ
ОРГАНОВ

А.М. Миннуллина, К.В. Дьячков, А.А. Поронов, М.М. Тюрина..... 120

ПРИМЕНЕНИЕ ФК «КОРNET» В СИСТЕМЕ ЛЬГОТНОГО
ОБЕСПЕЧЕНИЯ НАСЕЛЕНИЯ ЛЕКАРСТВЕННЫМИ
ПРЕПАРАТАМИ

А.В. Сперанский, Т.Г. Авачева, М.П. Грозовская 123

ТЕХНОЛОГИИ МУЛЬТИМЕДИЙНОГО ЛОНГРИДА ПРИ
ИЗУЧЕНИИ МАТЕМАТИКИ В МЕДИЦИНСКОМ ВУЗЕ

И.С. Маркова, Д.А. Марков 126

СИСТЕМЫ ЭКОЛОГИЧЕСКОГО МОНИТОРИНГА НА ОСНОВЕ
БЕСПИЛОТНЫХ ЛЕТАТЕЛЬНЫХ АППАРАТОВ..... 129

Р.Р. Уразбахтин, В.В. Саяпова..... 129

ВОЗМОЖНОСТИ ПОВЫШЕНИЯ ЭФФЕКТИВНОСТИ СИСТЕМ
КОНТРОЛЯ ШАХТНОГО ВОЗДУХА

А.С. Орлов, С.Н. Швец..... 132

МНОГОФУНКЦИОНАЛЬНЫЙ ОЗДОРОВИТЕЛЬНЫЙ МОДУЛЬ

Ю.А. Куприянова, А.Н. Бодрухин..... 136

РАЗРАБОТКА ВИРТУАЛЬНОГО ПРИБОРА «ТЕСТ НА
ВНИМАНИЕ»

Н.А. Сенина, М.Б. Каплан..... 139

УПРАВЛЕНИЕ ТЕХНИЧЕСКОЙ ДОКУМЕНТАЦИЕЙ В ПРОЦЕССЕ
ПРОВЕДЕНИЯ МЕТРОЛОГИЧЕСКОЙ ЭКСПЕРТИЗЫ
МЕДИЦИНСКОЙ ТЕХНИКИ

А.Я. Клочков, Т.Г. Лунькина 143

СЕМАНТИЧЕСКАЯ СЕТЬ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ВРАЧЕБНОЙ
НАГРУЗКИ МЕДИЦИНСКИХ УЧРЕЖДЕНИЙ

С.Ю. Жулева, А.В. Крошилин 146

РАЗРАБОТКА ЭКОЛОГИЧЕСКОЙ МОБИЛЬНОЙ УСТАНОВКИ ДЛЯ ОЧИСТКИ ОТ СНЕГОВОГО ПОКРОВА	
К.А. Потапов, С.В. Смирнова	148
РАЗРАБОТКА ЦЕНТРОБЕЖНО-СОРБЦИОННОГО СЕПАРАТОРА ДЛЯ ОЧИСТКИ СТОЧНЫХ ВОД	
С.И. Чорная, И.Х. Мингазетдинов, С.В. Смирнова	150
ВАРИАНТ РЕШЕНИЯ ПРОБЛЕМЫ ГИПЕРДИАГНОСТИКИ СИНДРОМА ЗАДЕРЖКИ РАЗВИТИЯ ПЛОДА В РЯЗАНСКОМ РЕГИОНЕ	
Н. Черёмушкин, И.А. Соломатин, А.А. Супряга	153
2. МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЙ, МОДЕЛИРОВАНИЕ МЕДИКО- БИОЛОГИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ И СИСТЕМ.....	156
БИОИМПЕДАНСНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ ОРГАНИЗМА С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ АНАЛОГОВЫХ ИНТЕРФЕЙСОВ ТИПА Analog Front End	
Ю.Б. Мухатаев	156
ПРОГНОЗИРОВАНИЕ БРОНХОЛЕГОЧНЫХ ЗАБОЛЕВАНИЙ РАБОТНИКОВ АГРОПРОМЫШЛЕННОГО КОМПЛЕКСА НА ОСНОВЕ НЕЧЕТКИХ МОДЕЛЕЙ	
А.О. Позин.....	158
ИССЛЕДОВАНИЕ НЕЧЕТКИХ МАТЕМАТИЧЕСКИХ МОДЕЛЕЙ ДЛЯ ПРОГНОЗИРОВАНИЯ ВОЗНИКНОВЕНИЯ И ОБОСТРЕНИЯ ПРОСТАТИТА У ВОДИТЕЛЕЙ СТРУКТУРЫ МЧС	
Е.А. Старцев	161
ЯДЕРНАЯ МЕДИЦИНА	
К.Н. Коновалова, С. В.Фролов	163
КЛАССИФИКАЦИЯ НОВООБРАЗОВАНИЙ МОЛОЧНОЙ ЖЕЛЕЗЫ НА ОСНОВЕ АНАЛИЗА ИХ ФОРМЫ	
Ю.А. Подгорнова.....	167

ОПРЕДЕЛЕНИЕ ПАТОЛОГИИ ПИРАМИДАЛЬНОГО ТРАКТА НА ОСНОВЕ СРАВНЕНИЯ ДВУХ СИГНАЛОВ	
О.И. Тювакова, В.Н. Морозов	170
СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ МЕТОДОВ РЕГИСТРАЦИИ ДЫХАНИЯ В ЗАДАЧЕ МОНИТОРИРОВАНИЯ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ОРГАНИЗМА	
О.В. Мельник, С.Ю. Панфилова.....	173
ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ЗАВИСИМОСТИ ПАРАМЕТРОВ ДЫХАТЕЛЬНОГО ЦИКЛА ОТ ЭМОЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ЧЕЛОВЕКА И СТАТИСТИЧЕСКАЯ ОБРАБОТКА РЕЗУЛЬТАТОВ	
О.В. Мельник, С.Ю. Панфилова.....	177
МОДЕЛИРОВАНИЕ ЗАВИСИМОСТИ PH ОТ ОСНОВНЫХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ СОСТАВА КРОВИ В СРЕДЕ LABVIEW	
С.А. Мордовина, А.М. Абрамов	182
АНАЛИЗ ЭЭГ-СИГНАЛОВ, ЗАРЕГИСТРИРОВАННЫХ ПРИ ИЗМЕНЕНИИ ЭМОЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ИСПЫТУЕМОГО ПОД ВОЗДЕЙСТВИЕМ ОБОНЯТЕЛЬНЫХ СТИМУЛОВ	
А.А. Горошук, К.В. Сидоров	187
ВЛИЯНИЕ ЗНАКА ЭМОЦИИ НА СВОЙСТВА АТТРАКТОРА, ВОССТАНОВЛЕННОГО ПО БИОМЕДИЦИНСКОМУ СИГНАЛУ	
П. Д. Шемаев, К. В. Сидоров, Н.Н. Филатова	191
АППАРАТНАЯ РЕАЛИЗАЦИЯ ПЕРВИЧНОЙ ОБРАБОТКИ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА	
Е.С. Геращенко, В.Ю. Потапова, Н.Н. Гринченко.....	194
ОБЪЕКТИВНАЯ ОЦЕНКА СОСТОЯНИЯ СЛУХОВОГО АППАРАТА ЧЕЛОВЕКА ПО ЕГО ПУЛЬСУ	
А.А.Калик, Л.К.Рафикова, А.Ю. Демин	196

МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССА ДИАГНОСТИКИ
НЕЙРОСЕНСОРНОЙ ТУГОУХОСТИ

Л.К.Рафикова, А.А.Калик, С.В. Жернаков 200

ВЛИЯНИЕ ЭЛЕКТРОМАГНИТНЫХ ПОЛЕЙ СИСТЕМЫ
ДИАГНОСТИКИ ЦИФРО-АНАЛОГОВЫХ СИСТЕМ НА
ОПЕРАТОРА

Е.М. Прошин, А.А.Хамитов 203

МОДЕЛИ ДИНАМИКИ ЭМОЦИЙ НА ОСНОВЕ АНАЛИЗА ЭЭГ-
СИГНАЛОВ

А.С. Макарова, М.В. Зайцева, Н.Н. Филатова 205

МЕТОД ИССЛЕДОВАНИЯ БИОЭЛЕКТРИЧЕСКИХ
ПОТЕНЦИАЛОВ

А.Ф. Латыпов, Ю.Л. Лемдясов, К.Р.Шаймарданова, Л.Р. Саяпова.... 209

ОБЗОР МЕТОДОВ ЦИФРОВОЙ РЕНТГЕНОГРАФИИ В
СТОМАТОЛОГИИ

А.Ф. Латыпов, Ю.Л. Лемдясов, Р.М. Нафикова, Л.Р. Саяпова..... 211

МЕТОД АУДИОМЕТРИИ

Т.В. Васильева, Д.Р. Мухаметвалеева, Р.Ф. Адигамова..... 214

МЕТОД КОНСЕРВАТИВНОГО ЛЕЧЕНИЯ ХРОНИЧЕСКОГО
ТОНЗИЛЛИТА

Т.В. Васильева, Д.Р. Мухаметвалеева, Р.Ф. Адигамова..... 217

ПРИНЦИПЫ ПОСТРОЕНИЯ МНОГОУРОВНЕВОЙ МОДЕЛИ
РЕГУЛЯЦИИ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ

С.В. Фролов, К.Н. Коновалова, А.А. Коробов, Н.Э. Алиев 220

МНОГОСРЕЗОВАЯ КОМПЬЮТЕРНАЯ ТОМОГРАФИЯ С
БОЛЮСНЫМ КОНТРАСТИРОВАНИЕМ ПРИ ЗАБОЛЕВАНИЯХ И
НЕОПАЗИЯХ ПРЕДСТАТЕЛЬНОЙ ЖЕЛЕЗЫ

Э.И. Калачева, Д.Э. Байков..... 222

МЕТОД СУТОЧНОГО ХОЛТЕРОВСКОГО МОНИТОРИРОВАНИЯ ПРИ ДИАГНОСТИКЕ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТЫХ ЗАБОЛЕВАНИЙ	
Ч.Р. Касимова, К.Р.Шаймарданова, И.Н.Логинова, Л.Р. Саяпова.....	225
АНАЛИЗ И ОЦЕНКА МЕТОДОВ ГИГИЕНИЧЕСКОГО ИССЛЕДОВАНИЯ	
Л.Ф. Кутукова, Ч.Р. Касимова, Н.Р. Исянов.....	228
ФОТОМЕТРИЧЕСКИЙ АНАЛИЗАТОР ПАРАМЕТРОВ ГЕМОДИНАМИКИ ПРИ ПНЕВМОНЭКТОМИИ	
М.Ю. Новиков, А.В. Бердников, М.В. Бурмистров	232
ПРОБЛЕМА ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЧЕСКОГО ИССЛЕДОВАНИЯ В АДАПТИВНОМ СПОРТЕ	
М.В. Казакова, С.В. Смирнова	235
СТРУКТУРА ИНФОРМАЦИОННЫХ ПРОЦЕССОВ СРЕДСТВА ЗАПОЛНЕНИЯ ФОРМАЛИЗОВАННОЙ ИСТОРИИ БОЛЕЗНИ ДЛЯ ОТДЕЛЕНИЙ РЕАНИМАЦИИ	
А.А. Куликова, Н.А. Сержантова	238
МОДЕЛИРОВАНИЕ ИНТЕНСИВНОСТИ СОЛНЕЧНОЙ РАДИАЦИИ ПРИ ПРОЕКТИРОВАНИИ СОЛНЕЧНЫХ ВОДОНАГРЕВАТЕЛЬНЫХ УСТАНОВОК	
А.А. Аристов, И.Ю. Кошелев, М.С. Кузнецова, И.В. Тюрин	241
ИДЕНТИФИКАЦИЯ МОДЕЛИ ПОТОКА СОЛНЕЧНОЙ РАДИАЦИИ НА ГОРИЗОНТАЛЬНУЮ ПОВЕРХНОСТЬ НА ПРИМЕРЕ г. ТАМБОВА	
А.А. Аристов, И.Ю. Кошелев, М.С. Кузнецова, И.В. Тюрин	244
КОМПЛЕКС ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ПСИХОЭМОЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ЧЕЛОВЕКА «ЭГОСКОП»	
В.В. Демьяненко	246
ИСКУССТВЕННОЕ СЕРДЦЕ	
К. Р. Шаймарданова, И. Н. Логинова, А. Ф. Латыпов, Ю.О. Уразбахтина	249

МОДЕЛИРОВАНИЕ КРИВОЙ ПОТОКА ВОЗДУХА ЧЕРЕЗ ЛЕГКИЕ ЧЕЛОВЕКА С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ LABVIEW	
С.А. Мордовина, А.М. Абрамов	251
АЛГОРИТМ ДЕТЕКТИРОВАНИЯ QRS-КОМПЛЕКСОВ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА, ОСНОВАННЫЙ НА МЕТОДЕ ОПОРНЫХ ВЕКТОРОВ	
Г.В. Ван, К.В. Подмастерьев.....	254
ОБЗОР ОБОРУДОВАНИЯ ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ЛОКОМОЦИИ	
Э.А. Даминова, Т.В. Мирина	257
КЛАССИФИКАЦИЯ МЕТОДОВ ОЦЕНКИ БИЛИРУБИНА	
Г.Н.Хайруллина, С.В. Жернаков	260
ОБЗОР МЕТОДИК ИЗМЕРЕНИЯ ВНУТРИГЛАЗНОГО ДАВЛЕНИЯ БИОЛОГИЧЕСКОГО ОБЪЕКТА	
А.В. Терентьева, А.Б. Блинова, Р.М. Нафикова, Л.Р. Саяпова	262
ЭНРОПИЙНАЯ ОЦЕНКА ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФИЧЕСКОГО СИГНАЛА С ПРИМЕНЕНИЕМ ЛОКАЛЬНО-РАНГОВОГО КОДИРОВАНИЯ	
Ю.А. Живолупова, О.В. Цветков	265
ИССЛЕДОВАНИЕ ФАКТОРОВ, ВЛИЯЮЩИХ НА РАЗВИТИЕ ДЕТЕЙ РАННЕГО ВОЗРАСТА С НАРУШЕНИЕМ СЛУХА	
А.В. Ульянова, Г.А. Машевский, Д.С. Юрьева, А.Б. Пальчик	268
СТРУКТУРА ВИРТУАЛЬНОЙ ИЗМЕРИТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ЛЕЧЕБНЫХ МАГНИТНЫХ ПОЛЕЙ	
А.С. Жестков, С.Г. Гуржин.....	272
МАКЕТ СИСТЕМЫ НЕИНВАЗИВНОГО МАГНИТОИНДУКЦИОННОГО ИССЛЕДОВАНИЯ БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ	
А.А. Жильников, В.И. Жулев	274

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ЯВЛЕНИЯ РЕЗОНАНСА В
ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЯХ С ШИМ-МОДУЛЯЦИЕЙ

Д.Д. Манцеров, Е.М. Прошин 277

АНАЛИЗ МЕТОДИКИ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ
ЭНДОЭХОТОМОСКОПИИ ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ВНУТРЕННИХ
ОРГАНОВ ЧЕЛОВЕКА

В.Г. Кряков, Е.А. Сучкова 279

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ СЕТЕЙ ДОВЕРИЯ БАЙЕСА В СИСТЕМЕ
МОНИТОРИНГА СОСТОЯНИЯ ВОДНО-СОЛЕВОГО ОБМЕНА
ПАЦИЕНТА

Г. А. Машевский, М. В. Семеновская 283

**3. АВТОМАТИЗИРОВАННЫЕ КОМПЛЕКСЫ И
ТЕЛЕМЕДИЦИНСКИЕ СИСТЕМЫ 288**

ИДЕНТИФИКАЦИЯ ПАЦИЕНТА ПО ГОЛОСУ В
БИОМЕДСИСТЕМАХ

Д.И. Лукьянов, А.С. Михайлова, С.Н. Кириллов..... 288

НЕЙРОСЕТЕВЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В МЕДИЦИНЕ

И.Н. Артеменкова, Л.И. Мстиславская..... 290

СОВЕРШЕНСТВОВАНИЕ ФАРМАЦЕВТИЧЕСКОЙ ПОМОЩИ НА
ОСНОВЕ НОВЫХ ИНФОРМАЦИОННЫХ ТЕХНОЛОГИЙ

И.А. Карпушина, Д.А. Кузнецов 293

ТЕЛЕДИАГНОСТИКА КАК СПОСОБ КАЧЕСТВЕННОГО
ОКАЗАНИЯ МЕДИЦИНСКОЙ ПОМОЩИ В ДЕРЕВНЯХ

Т.Ю. Шувалова, М.Ф. Умаров..... 297

СИСТЕМА УПРАВЛЕНИЯ БИОНИЧЕСКИМ ПРОТЕЗОМ НА
ОСНОВЕ РЕГИСТРИРУЕМОГО ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЧЕСКОГО
СИГНАЛА

О.В. Ходина, С.С. Лукша 300

РАЗРАБОТКА БАЗЫ ДАННЫХ УЧЁТА ФАРМАЦЕВТИЧЕСКИХ ПРЕПАРАТОВ В СПЕЦИАЛИЗИРОВАННОЙ ОРГАНИЗАЦИИ СИСТЕМЫ ЗДРАВООХРАНЕНИЯ	
Д.С. Урюкина, Т.Н. Позднякова	303
РАСПОЗНАВАНИЕ СЕРДЕЧНОГО РИТМА НА ОСНОВЕ АНАЛИЗА ПСЕВДОФАЗОВОГО ПОРТРЕТА	
К.С. Хачатрян.....	306
ПРИМЕНЕНИЕ НЕЙРОННЫХ СЕТЕЙ ДЛЯ ОБНАРУЖЕНИЯ РАКОВЫХ ОПУХОЛЕЙ МОЛОЧНОЙ ЖЕЛЕЗЫ	
Л.О. Данцаранова, А.Ю. Аксенов	310
ИЗГОТОВЛЕНИЕ РАЗВИТОЙ ПОВЕРХНОСТИ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ МЕТОДА ЛАЗЕРНОЙ ОБРАБОТКИ	
А.Н. Митрошин, С.И. Геращенко, С.М. Геращенко, Н.Н. Янкина, .В.В. Карнаухов	313
ИСКУССТВЕННАЯ ПОЧКА	
Д.Р. Мухаметвалеева, Т.В. Васильева, Р.Ф. Адигамова.....	316
ПОРТАТИВНЫЙ АНАЛИЗАТОР КРОВИ	
Э.С. Шарипова, Р.Р. Фролова, Н.Р. Исянов, Т.В. Мирина	318
РАЗРАБОТКА СТРУКТУРНОЙ СХЕМЫ КОМПЛЕКСА ОЦЕНКИ СОСТОЯНИЯ КАРДИОРЕСПИРАТОРНОЙ СИСТЕМЫ ЧЕЛОВЕКА	
П.А. Стрункина, А.А. Федотов.....	322
ОБОСНОВАНИЕ АКТУАЛЬНОСТИ РАЗРАБОТКИ АВТОМАТИЗИРОВАННОЙ СИСТЕМЫ МОНИТОРИНГА КРИТИЧЕСКИХ СОСТОЯНИЙ ПАЦИЕНТОВ	
О.В. Баулина, М.А. Сидорова.....	325
СРЕДСТВО ОЦЕНКИ КАЧЕСТВА МОДЕЛЕЙ ФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ	
Г.Р. Абубьякарова, Н.А. Сержантова	328

**АВТОМАТИЗАЦИЯ ПРОЦЕССА МОНИТОРИНГА СОСТОЯНИЯ
ДЕТЕЙ, СТРАДАЮЩИХ АУТИЗМОМ**

В.А. Борисова, Н.А. Сержантова..... 330

**РАЗРАБОТКА ИЗМЕРИТЕЛЬНОГО КАНАЛА ИНФОРМАЦИОННО
– ИЗМЕРИТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ ТЕПЛОФИЗИЧЕСКИХ СВОЙСТВ
МАТЕРИАЛОВ С АДАПТАЦИЕЙ К ДЕСТАБИЛИЗИРУЮЩИМ
ФАКТОРАМ**

Т.А. Хоан, З.М. Селиванова..... 334

**РЕАЛИЗАЦИЯ ИМПЛАНТИРУЕМОГО
ЭЛЕКТРОКАРДИОСТИМУЛЯТОРА**

К. Р. Шаймарданова, И. Н. Логинова, Ч. Р. Касимова, Ю.О.
Уразбахтина 338

**СПОСОБЫ ОПРЕДЕЛЕНИЯ СТЕПЕНИ НЕГЕРМЕТИЧНОСТИ
ЛЕГКОГО**

И.Н.Логинова,К.Р.Шаймарданова,А.Б.Блинова,Ю.О.Уразбахтина... 340

**АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ СИСТЕМА ВВЕДЕНИЯ ИНЪЕКЦИЙ
ПРИ ЧРЕЗВЫЧАЙНЫХ СИТУАЦИЯХ И ВО ВРЕМЯ БОЕВЫХ
ДЕЙСТВИЙ**

И.Н.Логинова,К.Р.Шаймарданова,Ч.Р.Касимова,Ю.О.Уразбахтина. 343

**ИССЛЕДОВАНИЕ И РАЗРАБОТКА ГИСТЕРОГРАФИЧЕСКОГО
КАНАЛА АВТОМАТИЗИРОВАННОЙ СИСТЕМЫ АКУШЕРСКОГО
МОНИТОРИНГА**

А.С. Пушкова, М.М. Тюрина, А.А. Порунов 347

**ЭНЕРГОСБЕРЕГАЮЩЕЕ УПРАВЛЕНИЕ ДИНАМИЧЕСКИМИ
ОБЪЕКТАМИ**

Л.О. Гончарова, А.С. Рязанов, П.А. Коломкин, Н.Г. Чернышов 351

**СИСТЕМА МОНИТОРИНГА И УПРАВЛЕНИЯ ОБЪЕКТОМ НА
БАЗЕ КОНТРОЛЛЕРА MYRIO**

П.А. Коломкин, А.С. Рязанов, Н.Г. Чернышов 353

СИСТЕМА ИЗМЕРЕНИЯ И КОНТРОЛЯ ПАРАМЕТРОВ ДЫХАНИЯ Нгуен Вьет Линь, М.Б. Каплан	356
СИСТЕМА МОНИТОРИНГА ПОТЕНЦИАЛОВ ГОЛОВНОГО МОЗГА НА ОСНОВЕ БЕСПРОВОДНОЙ ПЕРЕДАЧИ ДАННЫХ ЭЭГ А.С. Жарова, С.Г. Гуржин	358
ПЕРВИЧНАЯ ОБРАБОТКА ДАННЫХ РАДАРНОГО ДАЛЬНОМЕРА ДЛЯ ОБНАРУЖЕНИЯ ПРЕПЯТСТВИЙ МОБИЛЬНЫМ РОБОТОМ ЭКОМОНИТОРИНГА ПРИ ДВИЖЕНИИ В ГУСТОЙ РАСТИТЕЛЬНОСТИ С.А. Голь, Ю.С. Глазунова, В.Е. Корнеев, А.А. Сигинова	361
4. ДАТЧИКИ, ДИАГНОСТИЧЕСКИЕ И ТЕРАПЕВТИЧЕСКИЕ УСТРОЙСТВА	366
ОБУЧАЮЩИЙ СИМУЛЯТОР ОПЕРАТИВНЫХ ВМЕШАТЕЛЬСТВ А.Э. Кухта, А.Ю. Демин	366
МОБИЛЬНОЕ ПРИЛОЖЕНИЕ ДЛЯ РЕШЕНИЯ ЗАДАЧ ПРОГНОЗИРОВАНИЯ РИСКА ВОЗНИКНОВЕНИЯ И ДИАГНОСТИКИ МОЧЕКАМЕННОЙ БОЛЕЗНИ С. Н. Корневская, С.П. Серегин.....	368
СИСТЕМА ОПЕРАТИВНОГО МЕДИЦИНСКОГО КОНТРОЛЯ М.Н. Митяева, Г.А. Садовский.....	372
ПРИЛОЖЕНИЕ С ГРАФИЧЕСКИМ ИНТЕРФЕЙСОМ «HRV» М.А. Решетникова, А.С. Акулова.....	375
ОБЗОР И СИНТЕЗ СТРУКТУРНОЙ СХЕМЫ УСТРОЙСТВА ДЛЯ ДИСТАНЦИОННОЙ ПОДЗАРЯДКИ ИМПЛАНТА А.Ю. Юрьева, И.Б. Старченко	377
СИСТЕМА КОНТРОЛЯ ДВИГАТЕЛЬНОЙ АКТИВНОСТИ ЧЕЛОВЕКА В АМБУЛАТОРНЫЙ ПЕРИОД М.С. Ашапкина, А.В. Алпатов, А.А. Чекушин	379

ПРИМЕНЕНИЕ УСТРОЙСТВА РЕГИСТРАЦИИ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ОРГАНИЗМА ВО ВРЕМЯ СЕАНСА ФИЗИОТЕРАПИИ	
Е.П. Матюхин, С.Г. Гуржин, М.Г. Кузнецов.....	383
СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ МЕТОДИК РАСПОЗНАВАНИЯ ДВИЖЕНИЯ ГЛАЗ ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ ВЕСТИБУЛЯРНЫХ РАССТРОЙСТВ	
А.А. Калакин, С.Г. Гуржин.....	386
ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНАЯ СИСТЕМА ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ САХАРНОГО ДИАБЕТА	
Р.М. Нафикова; А.Ф. Латыпов; Ю.Л. Лемдясов, Ю.О. Уразбахтина.	389
К ВОПРОСУ ПОСТРОЕНИЯ СИСТЕМЫ ДИАГНОСТИКИ ХЕЛИКОБАКТЕРИОЗА	
Р.М.Нафикова,Ю.Л.Лемдясов,А.В.Терентьева,Ю.О.Уразбахтина	393
РАЗРАБОТКА БЕСКОНТАКТНОГО ТЕРМОМЕТРА ДЛЯ КОНТРОЛЯ ТЕМПЕРАТУРЫ БИООБЪЕКТОВ	
Д.Д. Гладкова, Е.В. Скулова, Т.Н. Позднякова.....	396
УСТРОЙСТВО ДЛЯ ПРОВЕДЕНИЯ ЭЛЕКТРОСТИМУЛЯЦИИ МЫШЕЧНОГО АППАРАТА ПАЦИЕНТА	
М.П. Шестакова, Т.В. Мирина	399
НЕИНВАЗИВНЫЕ МЕТОДЫ ИЗМЕРЕНИЯ СЕРДЕЧНОГО ВЫБРОСА	
И.Р. Петрова, А.Ю. Демин.....	402
РАЗРАБОТКА ЭЛЕКТРООКУЛОГРАФА	
К.Л. Хузягулова, Т.В. Мирина.....	405
ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНАЯ СИСТЕМА ДИАГНОСТИКИ ГЕПАТИТА	
А.Н. Астафьев	408

СОВРЕМЕННЫЕ МЕТОДЫ ЛЕЧЕНИЯ ВАРИКОЗА	
Д.Р. Мухаметвалеева, Т.В. Васильева, Р.Ф. Адигамова.....	411
ПРИМЕНЕНИЕ ФЕРРОЗОНДОВЫХ ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЕЙ В МАГНИТОТЕРАПИИ	
А. О. Махнева, Д. Ф. Выдрин, Е.С. Морозова.....	414
УСТРОЙСТВО ДИАГНОСТИКИ РАБОТОСПОСОБНОСТИ ВОДИТЕЛЯ ТРАНСПОРТНОГО СРЕДСТВА	
Д.Ф. Выдрин, А.О. Махнева, Е.С. Морозова	417
ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ДЕФИБРИЛЛЯТОРОВ В ПРОФИЛАКТИКЕ ВНЕЗАПНОЙ СМЕРТИ	
З.Ф. Ихсанова, И.Х.Шагарова, Н.С. Иванова.....	420
МАЛОГАБАРИТНЫЕ ПРИБОРЫ ДЛЯ МАГНИТОТЕРАПИИ	
И.Х.Шагарова, З.Ф.Ихсанова, Н.С. Иванова.....	423
МУЛЬТИПАРАМЕТРИЧЕСКАЯ МРТ МАЛОГО ТАЗА В ДИАГНОСТИКЕ ЗАБОЛЕВАНИЙ И НЕОПЛАЗИЙ ПРЕДСТАТЕЛЬНОЙ ЖЕЛЕЗЫ	
Э.И. Калачева, Д.Э. Байков.....	425
ПОРТАТИВНЫЙ МОНИТОР ПАЦИЕНТА	
Р.Р. Фролова, Н.Р. Исянов, Э.С. Шарипова, Т.В. Мирина.....	428
АУДИОМЕТР ДЛЯ ОДНОВРЕМЕННОГО ОБСЛЕДОВАНИЯ НЕСКОЛЬКИХ ПАЦИЕНТОВ	
Е.Г. Елёмина, Е.Ф. Нурлыгаянова.....	432
ПОРТАТИВНЫЙ ПРИБОР ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ НЕСКОЛЬКИХ ПАРАМЕТРОВ ОРГАНИЗМА	
Н.Р. Исянов, Э.С. Шарипова, Р.Р. Фролова, Т.В. Мирина.....	436
СПИРОМЕТРИЯ И УСТРОЙСТВО ДЛЯ ЕЕ ОСУЩЕСТВЛЕНИЯ	
В.А.Бакутов, Р.Д.Голкова, Е.С. Морозова.....	443

ВЫБОР ПЕРВИЧНОГО ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЯ ДЛЯ РЕГИСТРАТОРА ВИБРОАРТРОГРАММЫ КОЛЕННОГО СУСТАВА	
С.Б. Мытник, А.С. Акулова	446
ИЗМЕРИТЕЛИ СОПРОТИВЛЕНИЯ БИОТКАНИ	
Д.С. Кондрашов	450
РАСЧЕТ ПЕРВИЧНОГО ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЯ ИЗМЕРИТЕЛЯ СОПРОТИВЛЕНИЯ БИОТКАНИ	
Д.С. Кондрашов	452
СИСТЕМА ДИСТАЦИОННОГО МОНИТОРИНГА ТЕМПЕРАТУРЫ	
Э.Р. Латыпова, Р.Р. Шаяхметова, Е.С. Морозова	455
ПРИНЦИПЫ ЛАЗЕРНОЙ АВТОДИННОЙ ИНТЕРФЕРОМЕТРИИ	
К.Р. Ловягин, С.Г. Гуржин.....	457
РАЗРАБОТКА ВИРТУАЛЬНОГО ПРИБОРА АУДИОМЕТР	
М.В. Ковалева, М.Б. Каплан	464
БИОСЕНСОРЫ ДЛЯ НЕИНВАЗИВНОГО АНАЛИЗА КОНЦЕНТРАЦИИ ГЛЮКОЗЫ В КРОВИ И БИОЛОГИЧЕСКИХ ЖИДКОСТЯХ ЧЕЛОВЕКА	
А.Б.Блинова,И.Н.Логинова,К.Р.Шаймарданова,Ю.О.Уразбахтина...	466
ОБЗОР УСТРОЙСТВ НЕИНВАЗИВНОГО МОНИТОРИНГА УРОВНЯ ГЛЮКОЗЫ В КРОВИ	
А.Б. Блинова, А.В. Терентьева, Э.С.Шарипова, Ю.О.Уразбахтина...	469
ПОГРЕШНОСТИ ДИФФЕРЕНЦИРУЮЩИХ И ИНТЕГРИРУЮЩИХ УСТРОЙСТВ РАДИОЭЛЕКТРОННОЙ ТЕХНИКИ	
В.В. Постнов, В.М. Маковеев.....	472
ПРИМЕНЕНИЕ ПРЕДСТАВЛЕНИЯ ХУРГИНА-ЯКОВЛЕВА ПРИ НЕИНВАЗИВНОЙ ДИАГНОСТИКЕ РЕЧЕВОГО СИГНАЛА	
Н.Ю. Балашова, В.Т. Дмитриев.....	475

РЕШЕНИЕ ПРОБЛЕМЫ ПОВЫШЕНИЯ УГЛОВОГО РАЗРЕШЕНИЯ ГАММА СКАНЕРА С КРУГОВЫМ ПОЛЕМ ЗРЕНИЯ	
Е.А. Коваленко, А.В. Кочергин	477
ОБНАРУЖЕНИЕ И ЛОКАЛИЗАЦИЯ МЕТАЛЛИЧЕСКИХ ОСКОЛКОВ В ТЕЛЕ ЧЕЛОВЕКА	
А.В. Лавренченко, В.В. Мирошников.....	480
ПРЕДОТВРАЩЕНИЕ АВАРИЙ НА ТЕХНОГЕННО ОПАСНЫХ ОБЪЕКТАХ ПУТЕМ МОНИТОРИНГА ИХ СОСТОЯНИЯ	
Н.С. Булыгин, В.В. Мирошников	483
УСТРОЙСТВО МОНИТОРИНГА БРОНХИАЛЬНОЙ АСТМЫ	
Н. Б. Фархутдинова, А.Ю. Демин	486
ПРИБОР ДЛЯ ВИЗУАЛИЗАЦИИ ВЕН	
Ю.И. Галлямова, С.В. Жернаков	488
ПРИМЕНЕНИЕ СЕТЕЙ ДОВЕРИЯ БАЙЕСА ДЛЯ РАЗРАБОТКИ АЛГОРИТМА ДИАГНОСТИКИ ФОРМ ЗАДЕРЖЕК РАЗВИТИЯ ДЕТЕЙ РАННЕГО ВОЗРАСТА	
Ю. В. Саблина, Г. А. Машевский, Д. С. Юрьева, А. Б. Пальчик.....	490
БИОЛОГИЧЕСКИ АКТИВНЫЕ ТОЧКИ КАК ОСОБЫЙ КЛАСС ПРОЕКЦИОННЫХ ЗОН ДЛЯ ЛЕЧЕБНО-ДИАГНОСТИЧЕСКИХ МЕРОПРИЯТИЙ	
Е.П. Матюхин, М.Г. Кузнецов, С.Г. Гуржин.....	493
СОВРЕМЕННЫЕ МЕТОДЫ ДИАГНОСТИКИ ФЕТАЛЬНОЙ ПОДВИЖНОСТИ ПЛОДА	
Ю.О.Боброва, З.М. Юлдашев	496
ВОЛОКОННО-ОПТИЧЕСКИЕ ДАТЧИКИ КАРДИОМЕХАНОСИГНАЛОВ	
И.С. Явелов	499

**Всероссийская научно-техническая конференция
студентов, молодых ученых и специалистов
«Биотехнические, медицинские и экологические
системы и комплексы»
(БИОМЕДСИСТЕМЫ – 2016)**

Подписано в печать 25.11.2016 г. Формат бумаги 60x84/16.

Бумага офсетная. Печать ризографическая.

Усл.-печ. листов 16,25.

Уч.-изд. листов 520. Тираж 100 экз. Зак. 688

Рязанский государственный радиотехнический университет

390005, г. Рязань, ул. Гагарина, 59/1.

Отпечатано в типографии  Book jet

390046, г. Рязань, Скорбященский пр-д., д.20, оф. 23

Сайт: <http://bookjet.ru>

Почта: info@bookjet.ru

Тел.: +7(4912) 466-151