

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
Національний технічний університет "Харківський політехнічний інститут"

ВІСНИК

НАЦІОНАЛЬНОГО ТЕХНІЧНОГО УНІВЕРСИТЕТУ "ХПІ"

Серія: "Нові рішення в сучасних технологіях"

№ 36(1079)2014

Збірник наукових праць

Видання засновано в 1961 р.

Харків
НТУ «ХПІ», 2014

Вісник Національного технічного університету "ХПІ"

Збірник наукових праць. Серія: Нові рішення в сучасних технологіях. – Х.: НТУ «ХПІ» – 2014р. - №36(1079) –200 с.

Державне видання

Свідоцтво Держкомітету з інформаційної політики України

КВ №5256 від 2 липня 2001 року

Збірник виходить українською та російською мовами.

Вісник Національного технічного університету «ХПІ» внесено до «Переліку наукових Фахових видань України, в яких можуть публікуватися результати дисертаційних робіт на здобуття наукових ступенів доктора і кандидата наук», затвердженого постановою президії ВАК України від 26 травня 2010 р. №1 – 05/4. (Бюлетень ВАК України №6, 2010 р., стор. 3, №20).

Координаційна рада:

Л. Л. ТОВАЖНЯНСЬКИЙ, д-р техн. наук, проф. (**голова**);

К. О. ГОРБУНОВ, канд. техн. наук, доц. (**секретар**);

А. П. МАРЧЕНКО, д-р техн. наук, проф.; Є. І. СОКОЛ, член-кор. НАН України, д-р техн. наук, проф.; Є. Є. АЛЕКСАНДРОВ, д-р техн. наук, проф.; А. В. БОЙКО, д-р техн. наук, проф.; Ф. Ф.

ГЛАДКИЙ, д-р техн. наук, проф.; М. Д. ГОДЛЕВСЬКИЙ, д-р техн. наук, проф.; А. І. ГРАБЧЕНКО, д-р техн. наук, проф.; В. Г. ДАНЬКО, д-р техн. наук, проф.; В. Д. ДМИТРИЄНКО, д-р техн. наук, проф.;

І. Ф. ДОМНІН, д-р техн. наук, проф.; В. В. СПІФАНОВ, канд. техн. наук проф.; Ю. І. ЗАЙЦЕВ, канд. техн. наук, проф.; П. О. КАЧАНОВ, д-р техн. наук, проф.; В. Б. КЛЕПІКОВ, д-р техн. наук, проф.;

С. І. КОНДРАШОВ, д-р техн. наук, проф.; В. М. КОШЕЛЬНИК, д-р техн. наук, проф.;

В. І. КРАВЧЕНКО, д-р техн. наук, проф.; Г. В. ЛІСАЧУК, д-р техн. наук, проф.;

О. К. МОРАЧКОВСЬКИЙ, д-р техн. наук, проф.; В. І. НІКОЛАЄНКО, канд. іст. наук, проф.;

П. Г. ПЕРЕРВА, д-р екон. наук, проф.; В. А. ПУЛЯЕВ, д-р техн. наук, проф.; М. І. РИЩЕНКО, д-р техн. наук, проф.; В. Б. САМОРОДОВ, д-р техн. наук, проф.; Г. М. СУЧКОВ, д-р техн. наук, проф.,

Ю. В. ТИМОФІЄВ, д-р техн. наук, проф., М. А. ТКАЧУК, д-р техн. наук, проф.

Редакційна колегія серії:

Відповідальний редактор: Є. І. Сокол, член-кор. НАН України, д-р техн. наук, проф.

Відповідальний секретар: Р. С. Томашевський, канд. техн. наук, доц.,

К. О. Костик, канд. техн. наук.

Члени редколегії: Л. Л. Брагіна, д-р техн. наук, проф.; В. Г. Данько, д-р техн. наук, проф.;

В. Т. Долбня, д-р техн. наук, проф.; В. Я. Заруба, д-р техн. наук, проф.; В. Б. Клепиков, д-р техн. наук, проф.; Б. В. Клименко, д-р техн. наук, проф.; О. С. Куценко, д-р техн. наук, проф.;

Г. І. Львов, д-р техн. наук, проф.; Н. Н. Олександров, д-р техн. наук, проф.; П. Г. Перерва, д-р екон. наук, проф.; М. І. Погорелов, канд. екон. наук, проф.; Л. Г. Раскін, д-р техн. наук, проф.;

Р. Д. Ситнік, д-р техн. наук, проф.; В. Я. Терзіян, д-р техн. наук, проф.; В. І. Тошинський, д-р техн. наук, проф.; В. І. Шустіков, д-р техн. наук, проф.

У квітні 2013 р. Вісник Національного технічного університету «ХПІ», серія «Нові рішення в сучасних технологіях» включений у довідник періодичних видань бази даних «**Ulrich's Periodicals Directory**» (New Jersey, USA)

Рекомендовано до друку вченою радою НТУ „ХПІ“

Протокол № 7 від «04» липня 2014 р.

Уважаемые читатели!

Тематический выпуск Вестника Национального технического университета «ХПИ» из серии «Новые решения в современных технологиях» состоит из научных статей, подготовленных по итогам работы Международной школы-семинара «Биомедицинская инженерия: проблемы и перспективы развития». Инициатором проведения этой школы-семинара выступила кафедра промышленной и биомедицинской электроники НТУ «ХПИ» (заведующий кафедрой – д-р техн. наук, проф., член-кор. НАНУ Е.И. Сокол). Эта инициатива была поддержана Харьковским национальным медицинским университетом (ректор – д-р мед. наук, проф., член-кор. НАМН Украины В.Н. Лесовой), а так же рядом учебных заведений и предприятий, представители которых дали свое согласие на участие в работе организационного комитета:

- Аврунин Олег Григорьевич – проф. кафедры биомедицинской инженерии Харьковского национального университета радиоэлектроники, д-р техн. наук;
- Бокельман Ирина – проф. медицинского факультета Магдебургского университета им. Отто фон Гуерике;
- Большаков Александр Афанасьевич – проф. кафедры автоматизации, управления и мехатроники Саратовского государственного технического университета им. Ю.А. Гагарина, д-р техн. наук, проф.;
- Захаренко Виктор Васильевич – исполняющий обязанности директора Государственного предприятия «Украинский медицинский центр сертификации»;
- Литвиненко Сергей Викторович – директор фирмы «РАДМИР» ДП АО НИИ радиотехнических измерений, канд.техн. наук;
- Мясоедов Валерий Васильевич проректор по научной работе Харьковского национального медицинского университета, д-р мед. наук, проф.;
- Павлов Сергей Владимирович – проректор по научной работе Винницкого национального технического университета, д-р техн. наук, проф.;
- Павлыш Владимир Андреевич – первый проректор Национального университета «Львовская политехника» канд.техн. наук, проф.;
- Тимофеев Владимир Иванович – заведующий кафедрой физической и биомедицинской электроники Национального технического университета Украины «КПИ», д-р техн. наук, проф.;
- Тондий Леонид Дмитриевич – заведующий кафедрой физиотерапии, курортологии и восстановительной медицины, д-р мед. наук, проф.;
- Ушенко Александр Григорьевич – проректор по научной работе Черновицкого национального университета, д-р техн. наук, проф.

Ученым секретарем школы-семинара был назначен старший преподаватель кафедры промышленной и биомедицинской электроники НТУ «ХПИ», канд.техн. наук Вячеслав Викторович Куличенко.

Целесообразность проведения такой школы-семинара обусловлена тремя основными причинами.

Во-первых, кафедра промышленной и биомедицинской электроники НТУ «ХПИ» занимается подготовкой специалистов в области биомедицинской электроники. С 1991 г. эта подготовка велась в рамках специализации «Электронные устройства медицинской и бытовой техники», а с 1998 г. – по специальности

«Физическая и биомедицинская электроника». Для практической подготовки студентов по новой специальности при кафедре была создана учебно-методическая и научно-исследовательская лаборатория биомедицинской электроники. Параллельно с обучением студентов в лаборатории практически с момента ее основания ведутся научные работы по созданию и исследованию физиотерапевтических аппаратов и других изделий медицинской техники с микропроцессорными системами импульсного управления и автоматического регулирования на основе теории цифрово-импульсных и импульсно-цифровых преобразований.

По результатам научных исследований сотрудниками лаборатории было опубликовано около 220 научных работ, сделано более 80 докладов на международных симпозиумах и конференциях. Защищены кандидатские и докторская диссертации. Электронная медицинская аппаратура, созданная в лаборатории, неоднократно экспонировалась на различных выставках в Украине, России, Германии, Индии, Китае, Вьетнаме и на Кубе, где получила высокую оценку специалистов и отмечена многочисленными дипломами.

Во-вторых, для подготовки специалистов высшей квалификации по специальности 05.11.17 – биологические и медицинские приборы и системы в НТУ «ХПИ» в 2001 г. была открыта аспирантура и докторантура. К настоящему времени обучение в аспирантуре и докторантуре прошли и продолжают проходить около 20 человек. Ранее свои доклады аспиранты и соискатели научных степеней по специальности 05.11.17 делали на заседании секции «Приборы и оборудование биомедицинской электроники», которое проходило в рамках Международной научно-технической конференции «Силовая электроника и энергоэффективность» (конференция была организована кафедрой промышленной и биомедицинской электроники НТУ «ХПИ» в 1993 г. и с 1996 г. проводится ежегодно). В 2013 г., когда кафедре промышленной и биомедицинской электроники НТУ «ХПИ» исполнилось 50 лет со дня основания, было принято решение об организации отдельного научного мероприятия – Международной школы-семинара «Биомедицинская инженерия: проблемы и перспективы развития».

Третьей причиной для проведения школы-семинара стали намерения коллектива кафедры промышленной и биомедицинской электроники открыть в НТУ «ХПИ» специализированный ученый совет по защитах диссертаций на соискание научных степеней кандидата и доктора технических наук по специальности 05.11.17 – биологические и медицинские приборы и системы. Такой совет был создан приказом Министерства образования и науки Украины № 793 от 4.07.2014 г.

Надеемся, что Международная школа-семинар «Биомедицинская инженерия: проблемы и перспективы развития» станет хорошей площадкой для апробации кандидатских и докторских диссертаций по специальности 05.11.17 – биологические и медицинские приборы и системы и другим родственным специальностям, которыми предусмотрено решение задач по созданию и внедрению новых изделий медицинской техники в промышленное производство и в медицинский технологический процесс.

А. И. ПОВОРОЗНЮК, д-р техн. наук, проф. НТУ «ХПИ»;

СИСТЕМА ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ ПРИ ПРОВЕДЕНИИ ЛЕЧЕБНО-ДИАГНОСТИЧЕСКИХ МЕРОПРИЯТИЙ

Формализованы этапы лечебно-диагностического процесса при разработке компьютерных систем поддержки принятия решений в медицине. Для комплексной оценки этапов лечебно-диагностического процесса с целью минимизации рисков врачебных ошибок разработан метод кластеризации диагнозов в пространстве фармакологических действий и коррекции порогов в диагностическом решающем правиле. Архитектура программного обеспечения системы позволяет легко адаптироваться к различным предметным областям медицины.

Ключевые слова: компьютерная система, принятие решения, диагностика, медикаментозное лечение, фармакологическое действие, врачебная ошибка.

Постановка проблемы и анализ литературы. Комплекс лечебно-диагностических мероприятий (ЛДМ) состоит из взаимозависимых этапов диагностики и лечения выявленных патологий [1, 2]. Для лечения того или иного заболевания необходимо оказание определенных воздействий на организм. Для подавляющего множества патологий в различных областях медицины данные воздействия выполняются медикаментозным путем. На каждом из отмеченных этапов врач, как лицо принимающее решение (ЛПР), вырабатывает управленческое решение в условиях дефицита исходных данных и существенной априорной неопределенности, основываясь на своей квалификации, опыте и интуиции. При этом принятие неправильного решения (врачебная ошибка) как на этапе диагностики, так и на этапе лечения может иметь катастрофические последствия для здоровья пациента. В формализованном виде задачей диагностики является классификация состояния i -го пациента D_i при анализе вектора диагностических признаков X_i [1-3]. При медикаментозном лечении каждому диагнозу D_i ставится в соответствие множество необходимых фармакологических действий (ФД) f_{D_i} , на основании которого формируется комплекс лекарственных препаратов (КЛП), который обеспечивает необходимые ФД с учетом непереносимости i -го пациента к отдельным лекарственным препаратам (ЛП), их несовместимости, многокритериального сравнения ЛП-аналогов [4].

В настоящее время имеется широкий спектр компьютерных диагностических систем в разных предметных областях медицины [2], информатизация этапа формирования КЛП ограничивается медицинскими справочниками фармацевта, в том числе в виде информационно-поисковых систем [5], которые представляют врачу структурированный список (классы, подклассы и т.д.) ЛП и текстовое описание их свойств.

При этом задачи диагностики и лечебных мероприятий рассматриваются независимо друг от друга, при диагностике минимизируется риск неправильной

постановки диагноза без учета этапа лечебных мероприятий, поэтому актуальной является задача минимизации риска врачебной ошибки при комплексной оценке всех этапов ЛДМ.

Целью работы является разработка информационных технологий комплексной оценки этапов ЛДМ с целью повышения их эффективности и минимизации риска врачебных ошибок.

Формализация и информационные технологии реализации этапов ЛДМ. Автором в [1] формализованы следующие этапы преобразования информации в компьютерных системах поддержки принятия решений в медицине (КСППРМ): структурная идентификация биосигналов $F1: x(t) \rightarrow X$ и медицинских изображений $F2: x(j,k) \rightarrow X$; синтез иерархических структур диагностируемых состояний $F3: D \rightarrow S_D$ и диагностических признаков $F4: X \rightarrow S_z$; синтез диагностических решающих правил (РП) при взаимодействии S_D и S_z $F5: X_i \rightarrow D_i$; формирование КЛП Y_i $F6: D_i \rightarrow Y_i$, которое состоит из этапов $F6_1: D_i \rightarrow f_{D_i}$ и $F6_2: f_{D_i} \rightarrow Y_i$.

Для минимизации рисков врачебных ошибок рассмотрим более подробно преобразования $F3$ и $F5$. Преобразование $F3$ выполняется процедурой иерархической кластеризации множества диагностируемых состояний D по критерию минимума ошибки кластеризации в пространстве признаков X . Результатом преобразования является бинарное дерево S_D , корнем которого является полное множество диагнозов $\{D_i\}_n$ в заданной предметной области, в ветвях располагаются кластеры диагнозов, а листьями – отдельные диагнозы. Процесс диагностики – движение по дереву решений, в каждой k -й вершине которого выполняется дифференциальная диагностика состояний D_q и D_l , путем вычисления решающего правила (РП) и принятие решения в пользу D_q или D_l . Риски неправильного принятия решения на этапе диагностики: α – ошибка первого рода и β – ошибка второго рода, определяются расположением эллипсоидов рассеивания объектов обучающей выборки в признаковом пространстве без учета их влияния на этап выбора необходимых ФД и последующего назначения КЛП.

Для минимизации риска неправильных медицинских мероприятий, которые возникают при ошибочной диагностике, ищется зависимость между ошибкой при диагностике (D_q вместо D_l), и их последствиями при назначении КЛП (Y_q вместо Y_l). Так как КЛП должен обеспечить множество необходимых ФД $Y_q \rightarrow f_{D_q}$, а $Y_l \rightarrow f_{D_l}$, то риск в конечном итоге определяется различием компонент множеств f_{D_q} и f_{D_l} , и для его минимизации в работе предлагается переход от традиционного признакового пространства X в пространство ФД F . При этом компоненты $f_m \in F$ представляются бинарными переменными (0 – отсутствует, 1 – присутствует), а каждое диагностируемое состояние D_i представляется точкой в i -й вершине гиперкуба.

Поэтому в данном случае для выполнения кластеризации диагностируемых состояний в пространстве F удобно представить структуру D_i потоковой

моделью [6], в которой каждый D_i представляется вершиной полносвязного графа, а каждой дуге графа приписываются определенные числовые значения, которые характеризуют степень близости между двумя вершинами.

Так как ФД являются дихотомическими величинами, то в качестве меры близости выбрано взвешенное расстояние Хэмминга:

$$r_{ij} = \sum_{k=1}^g w_{ij} |f_{ki} - f_{kj}|, \quad (1)$$

где $f_{ki}, f_{kj} \in [0,1]$ – k -е ФД i -го и j -го диагнозов соответственно; g – размерность пространства F ; w_{ij} – коэффициент, который обеспечивает увеличения расстояния, в случае присутствия конфликтующих ФД.

Применение иерархической кластеризации по критерию минимума суммарной связи (поиск минимального разреза) в пространстве F для синтеза дерева решений обеспечивает минимум риска принятия решений при комплексной оценке лечебно-диагностических мероприятий.

Для реализации комбинированного РП (преобразование F5) в работе реализуется метод синтеза уточняющего диагноза [7], который является модификацией метода последовательного анализа (метода Вальда) и основан на анализе взаимодействия иерархических структур диагностических признаков Sz и диагностируемых состояний SD . На каждом i -м этапе РП, при дифференциальной диагностике между двумя состояниями D_q и D_l , анализируется очередной признак x_i и вычисляется отношение правдоподобия

$$\Theta = \prod_i \frac{P(x_{ik} / D_q)}{P(x_{ik} / D_l)}, \quad (2)$$

которое сравнивается с порогами $\Theta > A$, $\Theta < B$, где A и B – верхняя и нижняя границы неопределенности, необходимые для принятия решения.

При выполнении одного из условий принимается решение о диагнозе D_q или D_l соответственно и выполняется переход на более низкий уровень иерархии диагнозов с целью уточнения диагноза. При невыполнении обеих неравенств добавляется следующий $i + 1$ признак и процедура повторяется.

В последовательном анализе границы принятия решений A и B связанные с ошибками классификациями α и β следующими отношениями:

$$A = \frac{1-\beta}{\alpha}; \quad B = \frac{\beta}{1-\alpha}; \quad (3)$$

Следует отметить, что в (2, 3), условные вероятности и ошибки α и β определяются в пространстве признаков.

Для комплексной оценки рисков врачебных ошибок, которые возникают на обеих этапах ЛДП, в работе предлагается метод коррекции границ интервала неопределенности $[A, B]$, учитывая ошибки, которые возникают на этапе назначения КЛП. Если принять $\alpha = 0$ и $\beta = 0$ – детерминированная связь, при которой эллипсоиды рассеяния классов l и q не пересекаются, то получаем: $A = (1-0)/0 = \infty$, $B = 0/(1-0) = 0$.

В случае совпадения многомерных функций распределения классов (классы не различимы) $\alpha = \beta = 0,5$. $A = (1-0,5)/0,5 = 1$, $B = 0,5/(1-0,5) = 1$.

В пространстве ФД ошибки α и β однозначно определяются минимальным разрезом R_i в каждом i -м узле дерева решений, состоящем из n_i диагностируемых состояний. Значение R_i определяется как суммарный вес дуг, которые принадлежат минимальному разрезу подграфов D_q и D_l :

$$R_i = \sum_j \sum_k r_{jk}, j \in D_q, k \in D_l. \quad (4)$$

Следует отметить, что r_{jk} учитывают весовые коэффициенты в (1), и являются асимметричными, то есть $r_{jk} \neq r_{kj}$. Нормированное значение \bar{R}_i выражается формулой: $\bar{R}_i = R_i / \sum_j \sum_k r_{jk}$, где R_i определяется по (4), а в знаменателе суммарный вес всех дуг полносвязного графа из n_i вершин.

Полученное \bar{R}_i изменяется в диапазоне $[0, 1]$; если $\bar{R}_i = 0$, то два состояния D_q и D_l в пространстве ФД не различаются (два диагноза не отличаются методами лечения, поэтому даже максимальная ошибка не приводит к врачебной ошибке, то есть $\alpha = \beta = 0,5$). Если $\bar{R}_i = 1$, то D_q и D_l максимально отличаются один от другого, и к ошибкам кластеризации необходимо применять наиболее жесткие требования, то есть $\alpha = \beta = 0$.

Исходя из выше изложенного, находится связь между α , β и \bar{R}_i :

$$\alpha = 0,5(1 - \bar{R}_{ql}) \quad \beta = 0,5(1 - \bar{R}_{lq}).$$

Определенные с помощью полученных выражений погрешности задают пороги A и B , которые определяются по (3) в РП (2).

Программная реализация. Успешность реализации информационной системы во многом зависит от выбора целевой платформы разработки, а также правильно спроектированной архитектуры, которые в будущем обеспечат масштабируемость, гибкость, а также простоту сопровождения системы. В качестве основной платформы обоснован выбор Java, в которой обеспечивается возможность развертывания системы в различных аппаратно-программных средах, непроприетарный характер платформы, наличие множества открытых библиотек, поддерживаемых сообществом разработчиков. Проектирование архитектуры выполнялось с использованием шаблонов проектирования [8]. В архитектуре системы выделены три основных модуля: модуль взаимодействия с пользователем, базу данных, включающую в себя базу знаний и модуль построения знаний.

Модуль взаимодействия с пользователем представлен графическим интерфейсом пользователя и позволяет осуществлять сбор данных обследований, административных данных, а также данных предоставляемых экспертами, которые используются при формировании знаний системы. Для хранения данных и фреймов знаний системы используется реляционная база данных (БД).

Модуль построения знаний отвечает за формирование фреймов знаний,

представленных иерархической структурой S_D , параметрами РП, множествами f_{di} , описаниями лекарственных препаратов, экспертными оценками относительно локальных и глобальных приоритетов препаратов-аналогов.

Развертывание системы в простейшем случае представляет собой развертывание всех структурных элементов на одном сервере. Вариант оптимальный для небольших организаций. Для повышения производительности и обслуживания крупных организаций модули системы размещаются на различных серверах. Если желаемая производительность не достигнута, то выполняется кластеризация наиболее нагруженных модулей, а также конфигурирование балансировщика нагрузки (loadbalancer). При развертывании системы возможен отказ от приобретения физических серверов и развертывание в облаке (Amazon EC2, Jelastic), если позволяет бюджет организации.

Работоспособность и эффективность работы системы подтверждается ее тестированием на реальных медицинских данных с использованием обучающей выборки из 100 пациентов.

Выводы. Разработана система поддержки принятия решений при проведении ЛДМ на основе формализации этапов проведения ЛДМ при их комплексной оценке, что позволяет минимизировать риски врачебных ошибок, повысить достоверность и обоснованность решений. Архитектура программного обеспечения системы позволяет легко адаптироваться к различным предметным областям медицины.

Список литературы: 1. Поворознюк А. И. Системы поддержки принятия решений в медицинской диагностике. Синтез структурированных моделей и решающих правил / А. И. Поворознюк – Saarbrücken Germany: LAP LAMBERT Academic Publishing GmbH & Co. KG, 2011. – 314 с. [Текст] 2. В. А. Лищук. Об инфраструктуре информационной поддержки клинической медицины / В. А. Лищук, А. В. Гаврилов, Г. В. Шевченко [и др.] // Медицинская техника. – М.: 2003. – № 4. – С. 36-42. [Текст] 3. Весненко А. И. Топо-типология структуры розвернутого клинического диагноза в современных медицинских информационных системах и технологиях / А. И. Весненко, А. А. Попов, М. И. Проненко // Кибернетика и системный анализ. – 2002. – № 6. – С. 143-154. [Текст] 4. Дмитриенко В. Д. Многокритериальная оценка лекарственных препаратов / В. Д. Дмитриенко, О. А. Поворознюк // Інформаційні технології та комп'ютерна інженерія. – Вінниця, ВНТУ. – 2009 – №3 – С.144-148. [Текст] 5. Компендиум 2007 – лекарственные препараты /Под ред. В. Н. Коваленко, А. П. Викторова. [Электронный ресурс] <http://www.compendium.com.ua>. 6. Филлипс Д. Методы анализа сетей. Пер. с англ. / Д. Филлипс, А. Гарсиа-Диас – М: Мир, 1984. – 648 с. [Текст] 7. Поворознюк А. И. Синтез комбінованого вирішального правила (ВП) у комп'ютерних системах медичної діагностики / А. И. Поворознюк // Системні дослідження та інформаційні технології – 2010. – №3. – С.72 – 83. [Текст] 8. Бурцев М. В. Архитектура системы поддержки принятия решений в медицине, основанной на комбинированном решающем правиле / М. В. Бурцев, А. И. Поворознюк // Вісник Національного технічного університету "ХПІ". Збірка наукових праць. Тем. вип.: Інформатика і моделювання. – Харків: НТУ"ХПІ", 2012. – №38, С. 26 –31.

Bibliography (transliterated): 1. Povoroznyuk, A. I. Sistemih podderzhki prinyatiya resheniy v medicinskoj diagnostike. Sintez strukturirovannihkh modeley i reshayuthikh pravil – Saarbrucken Germany: LAP LAMBERT Academic Publishing GmbH & Co. KG, 2011. (rus). 2. V. A. Lithuk,

A. V. Gavrilov, G. V. Shevchenko [i dr.]. Ob infrastrukture informacionnoj podderzhki klinicheskoy medicinih Medicinskaya tekhnika. No. 4. 2003. 36–42. (rus). **3.** Vesnenko, A. I., Popov, A. A., Pronenko, M. I. Topo-tipologiya strukturih rozvernutoho klinicheskogo diagnoza v sovremennikh medicinskikh informacionnykh sistemakh i tekhnologiyakh. Kibernetika i sistemniy analiz. No. 6. 2002. 143-154. (rus). **4.** Dmitrienko, V. D, Povoroznyuk, O. A.. Mnogokriterial'naya ocenka lekarstvennykh preparatov. Informatsionnyy tekhnologii ta komp'yuterna inzheneriya. No. 3. 2009. 144-148. (rus). **5.** Kompendium 2007 – lekarstvenniye preparatov /Pod red. V.N. Kovalenko, A.P. Viktorova. [Elektronniy resurs] <http://www.compendium.com.ua>. (rus). **6.** Fillips D. A. Garsia-Dias Metodih analiza setey. Per. s angl. Moscow: Mir, 1984. – 648. (rus). **7.** Povorozniuk A.I. Syntez kombinovanoho vyrishalnoho pravyla (VP) u kompiuternykh sistemakh medychnoi diahnozyky Systemni doslidzhennia ta informatsiini tekhnolohii. No. 3. 2010. 72–83. (ukr). **8.** M. V. Burcev, A. I. Povoroznyuk. Arkhitektura sistemih podderzhki prinyatiya resheniy v medicine, osnovannoy na kombinirovannom reshayutem pravile. Visnik Nacional'nogo tekhnichnogo universitetu "KhPI". Zbirka naukovykh pracj. Tem. vip.: Informatika i modelyuvannya. – Kharkiv: NTU"KhPI". No. 38. 2012. 26–31. (rus).

Надійшла (received) 16.05.2014

УДК 532.616.1:002.5

С. И. ВЛАДОВ, аспирант, КрНУ им. Михаила Остроградского, Кременчуг;
О. Г. АВРУНИН, д-р техн. наук, ХНУРЕ, Харьков;
В. А. МОСЬПАН, канд. техн. наук, КрНУ им. Михаила Остроградского, Кременчуг;
А. А. ЮРКО, канд. техн. наук, КрНУ им. Михаила Остроградского, Кременчуг;

РЕЗУЛЬТАТЫ КЛИНИЧЕСКОЙ АПРОБАЦИИ МОДЕЛИ СИСТЕМЫ КРОВООБРАЩЕНИЯ В ВИДЕ СОГЛАСОВАННОЙ ДЛИННОЙ ЛИНИИ

В работе представлены результаты тестирования процесса движения крови по сосудам в клинических условиях, которые свидетельствуют о высокой объективности показателей модели системы кровообращения человека в виде неоднородной согласованной длинной линии с распределенными параметрами для определения гемодинамических показателей при диагностировании функциональных нарушений системы кровообращения человека. По результатам клиническая апробация доказано, что данная модель может использоваться для определения объективных показателей движения крови по сосудам при функциональных нарушениях системы кровообращения человека за критериями доказательной медицины.

Ключевые слова: модель, длинная линия, система кровообращения.

Введение. В настоящее время использование методов математического моделирования применительно к исследованию течения крови в системе кровообращения человека – гемодинамике – является исключительно важной и актуальной задачей, над которой работают большое количество авторов, научных коллективов и организаций. Эта задача является актуальной, поскольку болезни, связанные с нарушением функции системы кровообращения человека, уверенно лидируют среди главных причин смертности во всем мире.

© С. И. ВЛАДОВ, О. Г. АВРУНИН, В. А. МОСЬПАН, А. А. ЮРКО, 2014

Проведение экспериментальных исследований. Модели течения крови также различаются по принципам и закономерностям, положенным в их основу. Широкого распространения получили модели прямой аналогии с электрическими схемами [1–5], в частности, представление участка сосуда в виде длинной линии [6], который характеризуется передаточной функцией:

$$\underline{H}(j\omega) = H \cdot e^{-l \cdot \sqrt{(R_0 + j\omega L_0) \cdot j\omega C_0}}; \quad (1)$$

где H – модуль коэффициента передачи (в норме $H = 1$); l – длина сосуда; R_0, L_0, C_0 – погонные параметры длинной линии, которые описываются выражениями [6, 7]:

$$R_0 = \frac{8 \cdot \pi \cdot \eta}{S^2}; \quad C_0 = \frac{2 \cdot r \cdot S}{E \cdot h}; \quad L_0 = \frac{\rho}{S}; \quad (2)$$

где η – вязкость крови, ρ – плотность крови; r – радиус поперечного сечения сосуда; $S = \pi \cdot r^2$ – площадь поперечного сечения сосуда; h – толщина стенки сосуда; E – модуль упругости стенки сосуда, который определяется как тензор упругости при симметричной нагрузке [9, 10]:

$$C = \frac{\partial^2 F}{\partial \varepsilon^2} = \frac{\partial^2 F(\varepsilon)}{\partial \varepsilon^2} \cdot \left(\frac{\partial^2 u(x)}{\partial x^2} \right)^2; \quad (3)$$

где u – вектор, который описывает сдвиг точки стенки сосуда.

В общем виде процесс прохождения пульсовой волны через участок сосуда описывается выражением [6–8]:

$$U_{\text{вых}}(t) = \frac{1}{2 \cdot \pi} \cdot \int_{-\infty}^{\infty} \left(H(j\omega) \cdot \int_0^T A_C \cdot \sin^2(\omega_1 \cdot t) \cdot e^{-j\omega t} dt \right) \cdot e^{j\omega t} d\omega; \quad (4)$$

где A_C – значение систолического давления в левом желудочке сердца; $\omega_1 = 2 \cdot \pi \cdot f_{\text{чсс}}$ – частота первой гармоники; $f_{\text{чсс}}$ – частота сердечных сокращений.

Разработанная модель системы кровообращения человека в виде неоднородной согласованной длинной линии с распределенными параметрами [6] в апреле 2014 года прошла клиническую апробацию в Кременчугском областном госпитале инвалидов войны. Исходными данными являлись результаты обследования (на базе кардиологического отделения Кременчугского областного госпиталя инвалидов войны) N пациентов, разделенных на две группы по $N / 2$ человек в норме (состояние N_1) и при патологиях (состояние N_2).

В процессе прохождения клинической апробации были исследованы следующие патологические состояния пациентов: артериальная гипертония в магистральных сосудах головного мозга, аортальный стеноз, ишемический инсульт во внутренних сонных артериях и ишемическая болезнь сердца.

Диагностика артериальной гипертонии в магистральных сосудах головного мозга основывается на результате прохождения пульсовой волны через ряд магистральных сосудов головного мозга при помощи выражения (4) согласно схеме Виллизиевого круга кровообращения [11].

Диагностика ишемического инсульта во внутренних сонных артериях проводится согласно выражениям:

– в левой внутренней сонной артерии:

$$U_2(t) = \frac{1}{2 \cdot \pi} \cdot \int_{-\infty}^{\infty} \left(\frac{1}{Z(j\omega)} \cdot \frac{\underline{Y}_{T1}}{\frac{Z_{T1}}{2} + \underline{Y}_{T1}} \cdot \frac{\frac{\underline{Y}_{\Pi2}}{2} \cdot \left(\underline{Z}_{\Pi2} + \frac{\underline{Y}_{\Pi2}}{2} \right)}{\underline{Z}_{\Pi2} + \underline{Y}_{\Pi2}} + \frac{\underline{Y}_{\Pi3} \cdot \left(\underline{Z}_{\Pi3} + \frac{\underline{Y}_{\Pi3}}{2} \right)}{\underline{Z}_{\Pi3} + \underline{Y}_{\Pi3}} \right) \times \frac{\underline{Z}_{\Pi3} + \frac{\underline{Y}_{\Pi3}}{2}}{\underline{Z}_{\Pi3} + \underline{Y}_{\Pi3}} \cdot \frac{3}{4} \cdot e^{-l_1 \cdot \sqrt{(R_{01} + j\omega L_{01}) \cdot j\omega C_{01}}} \cdot \int_0^T A_C \cdot \sin^2(\omega_1 \cdot t) \cdot e^{-j\omega t} dt \cdot e^{j\omega t} d\omega; \quad (5)$$

– в правой внутренней сонной артерии:

$$U_2(t) = \frac{1}{2 \cdot \pi} \cdot \int_{-\infty}^{\infty} \left(\frac{1}{Z(j\omega)} \cdot \frac{\underline{Y}_{T1}}{\frac{Z_{T1}}{2} + \underline{Y}_{T1}} \cdot \frac{\frac{\underline{Y}_{\Pi2}}{2} \cdot \left(\underline{Z}_{\Pi2} + \frac{\underline{Y}_{\Pi2}}{2} \right)}{\underline{Z}_{\Pi2} + \underline{Y}_{\Pi2}} + \frac{\underline{Y}_{\Pi3} \cdot \left(\underline{Z}_{\Pi3} + \frac{\underline{Y}_{\Pi3}}{2} \right)}{\underline{Z}_{\Pi3} + \underline{Y}_{\Pi3}} \right) \times \frac{\underline{Z}_{\Pi3} + \frac{\underline{Y}_{\Pi3}}{2}}{\underline{Z}_{\Pi3} + \underline{Y}_{\Pi3}} \cdot \frac{3}{4} \cdot e^{-l_1 \cdot \sqrt{(R_{01} + j\omega L_{01}) \cdot j\omega C_{01}}} \cdot e^{-l_2 \cdot \sqrt{(R_{02} + j\omega L_{02}) \cdot j\omega C_{02}}} \cdot \int_0^T A_C \cdot \sin^2(\omega_1 \cdot t) \cdot e^{-j\omega t} dt \cdot e^{j\omega t} d\omega. \quad (6)$$

где $R_{01}, L_{01}, C_{01}, R_{02}, L_{02}, C_{02}$ – погонные параметры моделей аорты и безымянной артерии соответственно, которые описываются выражениями (2); $\underline{Z}_{\Pi2}, \underline{Y}_{\Pi2}, \underline{Z}_{\Pi3}, \underline{Y}_{\Pi3}$ – параметры П-образных схем замещения моделей внешней сонной и внутренней сонной артерий соответственно; $\underline{Z}_{T1}, \underline{Y}_{T1}$ – параметры Т-образной схемы замещения модели общей сонной артерии (рис. 1), которые определяются согласно [12].

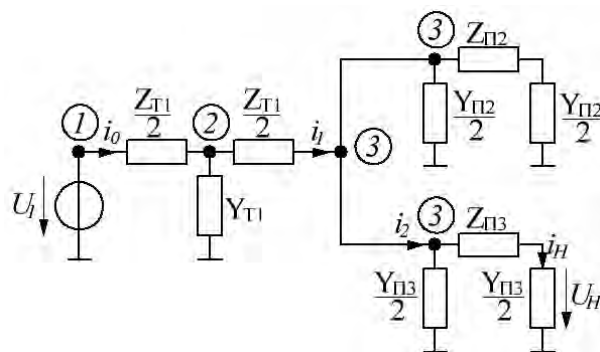


Рис. 1 – Схема замещения моделей общей, внешней и внутренней сонных артерий в виде Т- и П-образных четырехполюсников

Диагностика аортального стеноза производится путем нахождения значения градиента кровяного давления между аортальным клапаном и левым желудочком сердца, который в норме не превышает 20:

$$\Delta U = \frac{A_c - U_{cmax}}{l_1} \cdot \frac{1}{g \cdot \rho}; \quad (7)$$

$g = 9,80665 \text{ м/с}^2$ – ускорение свободного падения; l_1 – толщина стенки аортального клапана; U_{cmax} – максимальное (систолическое) значение кровяного давления при открытии аортального клапана, которое определяется результатом анализа переходного процесса движения крови в аорте [13] согласно выражению:

$$\begin{aligned}
 U_c(t) = & -e^{\left(\frac{R}{2L} + j \frac{1}{2} \sqrt{\left(\frac{R}{L} \right)^2 - 4 \frac{1}{LC}} \right) t} \cdot A_c \cdot \sin^2(\omega_l \cdot t) \cdot \left(\frac{-\frac{R}{2 \cdot L}}{j \cdot \sqrt{\left(\frac{R}{L} \right)^2 - 4 \cdot \frac{1}{L \cdot C}}} - \frac{1}{2} \right) + \\
 & + e^{\left(\frac{R}{2L} - j \frac{1}{2} \sqrt{\left(\frac{R}{L} \right)^2 - 4 \frac{1}{LC}} \right) t} \cdot A_c \cdot \sin^2(\omega_l \cdot t) \cdot \left(\frac{-\frac{R}{2 \cdot L}}{j \cdot \sqrt{\left(\frac{R}{L} \right)^2 - 4 \cdot \frac{1}{L \cdot C}}} + \frac{1}{2} \right) + \\
 & + \frac{A_c \cdot \sin^2(\omega_l \cdot t)}{j \cdot L \cdot C \cdot \sqrt{\left(\frac{R}{L} \right)^2 - 4 \cdot \frac{1}{L \cdot C}}} \cdot \left(\frac{e^{\left(\frac{R}{2L} + j \frac{1}{2} \sqrt{\left(\frac{R}{L} \right)^2 - 4 \frac{1}{LC}} \right) t} - 1}{-\frac{R}{2 \cdot L} + j \cdot \frac{1}{2} \cdot \sqrt{\left(\frac{R}{L} \right)^2 - 4 \cdot \frac{1}{L \cdot C}}} - \right. \\
 & \left. - \frac{e^{\left(\frac{R}{2L} - j \frac{1}{2} \sqrt{\left(\frac{R}{L} \right)^2 - 4 \frac{1}{LC}} \right) t} - 1}{-\frac{R}{2 \cdot L} - j \cdot \frac{1}{2} \cdot \sqrt{\left(\frac{R}{L} \right)^2 - 4 \cdot \frac{1}{L \cdot C}}} \right); \quad (8)
 \end{aligned}$$

Диагностика ишемического инсульта определяется результатом прохождения пульсовой волны через левую коронарную артерию при помощи выражения (4).

Для назначения диагностических исследований должны быть известны специфические показания. Чтобы соответствовать этим показаниям,

исследования должны быть достаточно точными. Кроме того, они должны быть как можно менее дорогостоящими и (или) наименее опасными из всех возможных в данном случае тестов. Нет абсолютно точных диагностических методов, и врачам часто бывает трудно интерпретировать их результаты. В связи с этим чрезвычайно важно знать несколько наиболее часто используемых при анализе результатов исследований и в эпидемиологии терминов, включая распространенность, чувствительность, специфичность, положительную предсказательную ценность и отрицательную предсказательную ценность. В табл. 1–4 приведены результаты клинической апробации, результатом которой являлось определение прогностической ценности диагностического теста [14].

Таблица 1 – Результаты вычислений основных статистических показателей (исследование пациентов с симптомами артериальной гипертонии, Кременчугский областной госпиталь для инвалидов войны)

Результаты теста	Патологическое состояние ($N = 40$)	
	Присутствует ($N_1 = 20$)	Отсутствует ($N_2 = 20$)
Положительные	$A = 17$ – истинно положительные	$B = 2$ – ложноположительные
Негативные	$B = 3$ – ложноотрицательные	$\Gamma = 18$ – истинно отрицательные
Основные показатели		
Название показателя	Формула / значение	Терминологическое описание
Распространение (априорная вероятность)	$\frac{A+B}{A+B+B+\Gamma} = 0,5$	число больных / общее число обследуемых
Чувствительность	$\frac{A}{A+B} = 0,85$	число истинно положительных результатов / общее число больных
Специфичность	$\frac{\Gamma}{B+\Gamma} = 0,9$	число истинно отрицательных результатов / число пациентов без данного заболевания
Частота ложноотрицательных результатов	$\frac{B}{A+B} = 0,15$	число ложноотрицательных результатов / число пациентов без данного заболевания
Частота ложноположительных результатов	$\frac{B}{B+\Gamma} = 0,1$	число ложноположительных результатов / число пациентов без данного заболевания
Положительная предсказательная ценность	$\frac{A}{A+B} = 0,895$	число истинно положительных результатов / число всех положительных результатов

Продолжение таблицы 1

Негативная предсказательная ценность	$\frac{\Gamma}{B + \Gamma} = 0,857$	число истинно положительных результатов / число всех отрицательных результатов
Общая точность	$\frac{A + \Gamma}{A + B + B + \Gamma} = 0,875$	число истинно положительных результатов и число истинно отрицательных результатов / число всех результатов

Таблица 2 – Результаты вычислений основных статистических показателей (исследование пациентов с симптомами аортального стеноза, Кременчугский областной госпиталь для инвалидов войны)

Результаты теста	Патологическое состояние ($N = 46$)	
	Присутствует ($N_1 = 23$)	Отсутствует ($N_2 = 23$)
Положительные	$A = 19$ – истинно положительные	$B = 5$ – ложноположительные
Негативные	$B = 4$ – ложноотрицательные	$\Gamma = 18$ – истинно отрицательные
Основные показатели		
Название показателя	Формула / значение	Терминологическое описание
Распространение (априорная вероятность)	$\frac{A + B}{A + B + B + \Gamma} = 0,5$	число больных / общее число обследуемых
Чувствительность	$\frac{A}{A + B} = 0,826$	число истинно положительных результатов / общее число больных
Специфичность	$\frac{\Gamma}{B + \Gamma} = 0,783$	число истинно отрицательных результатов / число пациентов без данного заболевания
Частота ложноотрицательных результатов	$\frac{B}{A + B} = 0,174$	число ложноотрицательных результатов / число пациентов без данного заболевания
Частота ложноположительных результатов	$\frac{B}{B + \Gamma} = 0,217$	число ложноположительных результатов / число пациентов без данного заболевания
Положительная предсказательная ценность	$\frac{A}{A + B} = 0,792$	число истинно положительных результатов / число всех положительных результатов

Продолжение таблицы 2

Негативная предсказательная ценность	$\frac{\Gamma}{B + \Gamma} = 0,818$	число истинно положительных результатов / число всех отрицательных результатов
Общая точность	$\frac{A + \Gamma}{A + B + B + \Gamma} = 0,804$	число истинно положительных результатов и число истинно отрицательных результатов / число всех результатов

Таблица 3 – Результаты вычислений основных статистических показателей (исследование пациентов с симптомами ишемического инсульта во внутренних сонных артериях, Кременчугский областной госпиталь для инвалидов войны)

Результаты теста	Патологическое состояние ($N = 70$)	
	Присутствует ($N_1 = 35$)	Отсутствует ($N_2 = 35$)
Положительные	$A = 33$ – истинно положительные	$B = 4$ – ложноположительные
Негативные	$B = 2$ – ложноотрицательные	$\Gamma = 31$ – истинно отрицательные
Основные показатели		
Название показателя	Формула / значение	Терминологическое описание
Распространение (априорная вероятность)	$\frac{A + B}{A + B + B + \Gamma} = 0,5$	число больных / общее число обследуемых
Чувствительность	$\frac{A}{A + B} = 0,943$	число истинно положительных результатов / общее число больных
Специфичность	$\frac{\Gamma}{B + \Gamma} = 0,886$	число истинно отрицательных результатов / число пациентов без данного заболевания
Частота ложноотрицательных результатов	$\frac{B}{A + B} = 0,057$	число ложноотрицательных результатов / число пациентов без данного заболевания
Частота ложноположительных результатов	$\frac{B}{B + \Gamma} = 0,114$	число ложноположительных результатов / число пациентов без данного заболевания
Положительная предсказательная ценность	$\frac{A}{A + B} = 0,892$	число истинно положительных результатов / число всех положительных результатов
Негативная предсказательная ценность	$\frac{\Gamma}{B + \Gamma} = 0,939$	число истинно отрицательных результатов / число всех отрицательных результатов

Продолжение таблицы 3

Общая точность	$\frac{A + \Gamma}{A + B + B + \Gamma} = 0,914$	число истинно положительных результатов и число истинно отрицательных результатов / число всех результатов
----------------	---	--

Таблица 4 – Результаты вычислений основных статистических показателей (исследование пациентов с симптомами ишемической болезни сердца, Кременчугский областной госпиталь для инвалидов войны)

Результаты теста	Патологическое состояние (N = 52)	
	Присутствует (N ₁ = 26)	Отсутствует (N ₂ = 26)
Положительные	A = 22 – истинно положительные	B = 5 – ложноположительные
Негативные	B = 4 – ложноотрицательные	Г = 21 – истинно отрицательные
Основные показатели		
Название показателя	Формула / значение	Терминологическое описание
Распространение (априорная вероятность)	$\frac{A + B}{A + B + B + \Gamma} = 0,5$	число больных / общее число обследуемых
Чувствительность	$\frac{A}{A + B} = 0,846$	число истинно положительных результатов / общее число больных
Специфичность	$\frac{\Gamma}{B + \Gamma} = 0,808$	число истинно отрицательных результатов / число пациентов без данного заболевания
Частота ложноотрицательных результатов	$\frac{B}{A + B} = 0,154$	число ложноотрицательных результатов / число пациентов без данного заболевания
Частота ложноположительных результатов	$\frac{B}{B + \Gamma} = 0,192$	число ложноположительных результатов / число пациентов без данного заболевания
Положительная предсказательная ценность	$\frac{A}{A + B} = 0,815$	число истинно положительных результатов / число всех положительных результатов
Негативная предсказательная ценность	$\frac{\Gamma}{B + \Gamma} = 0,84$	число истинно отрицательных результатов / число всех отрицательных результатов
Общая точность	$\frac{A + \Gamma}{A + B + B + \Gamma} = 0,827$	число истинно положительных результатов и число истинно отрицательных результатов / число всех результатов

Выводы. В ходе проведения клинической апробации модели системы кровообращения человека в виде согласованной длинной линии были рассчитаны основные статистические показатели, к которым относятся чувствительность, специфичность, предсказательная ценность, точность, что позволило определить адекватность модели, как метода диагностики ряда распространенных заболеваний, связанных с движением крови по сосудам. В ходе работы была установлена общая точность модели, которая для диагностики того или иного заболевания находится в пределах от 0,8 до 0,9, что дает возможность утверждать об адекватности модели системы кровообращения человека в виде согласованной длинной линии как метода диагностики ряда заболеваний системы кровообращения человека.

Список литературы: 1. *Carlo Di A.* A heterogeneous approach for modelling blood flow in an arterial segment [Текст] / *Carlo Di A., Nardinocchi P., Pontrelli G., Teresi L.* // *Simulation in Biomedicine.* – 2003. – V.5. – Pp. 69–78. 2. *Parlikar T. A.* Cycle-Averaged Models of Cardiovascular Dynamics [Текст] / *T. A. Parlikar, T. S. Heldt, G. C. Verghese* // *IEEE Transactions On Circuits And Systems.* – I: Regular Papers, 2006. – V. 53(11). –Pp. 2459–2468. 3. *Formaggia L.* Multiscale modelling of the circulatory system: a preliminary analysis [Текст] / *Formaggia L., Nobile F., Quarteroni A., Veneziani A.* // *Computing and Visualization in Science.* – 1999. – V.2. – Pp. 75–83. 4. *Tsung-Chieh Lee.* Electrical lumped model for arterial vessel beds [Текст] / *Tsung-Chieh Lee, Ke-Feng Huang, Ming-Liang Hsiao, Shih-Tsang Tang, Sheunn Tsong Young* // *Journal of computer methods and Programs in biomedicine.* – 2004. – V.73. – Pp. 209–219. 5. *Olufsen M. S.* Deriving lumped models for blood flow and pressure in the systemic arteries [Текст] / *M. S. Olufsen, A. Nadim* // *Journal of mathematical biosciences and engineering.* – 2004. – V.1. – P. 61–88. 6. *Владов С. І.* Модель системи кровообігу людини у вигляді неоднорідної узгодженої довгої лінії з розподіленими параметрами [Текст] / *С. І. Владов, В. О. Моспан* // *Вісник Кременчуцького національного університету імені Михайла Остроградського.* – Кременчук: КрНУ, 2012. – Вип. 2/2012 (73). – С. 56–59. 7. *Владимиров Ю. А.* Биофизика / *Владимиров Ю. А., Рошупкин Д. И., Потапенко А. Я., Деев А. И.* – М.: Медицина, 1983. – С. 225–236. 8. *Владов С. І.* Побудова моделі сигналу пульсової хвилі як вхідного сигналу моделі системи кровообігу людини у вигляді узгодженої довгої лінії [Текст] / *С. І. Владов, В. О. Моспан, О. О. Юрко* // *Матеріали VIII Міжнародної науково-практичної конференції «Ключові аспекти наукової діяльності – 2012»,* Польща, Пшемисль. – Przemysl: Sp. z o. o. «Nauka i studia», 2012. – Т. 14. – С. 65–69. 9. *Vladov S.* Design of the deformed state of blood vessels [Текст] / *S. Vladov, V. Mospan, O. Yurko* // *Nauka i studia.* – Przemysl: Sp. z o. o. "Nauka i studia", 2013. – NR 7(75), 2013. – Pp. 72–77. 10. *Владов С. І.* Визначення вектора радикального переміщення за схемою циліндричної оболонки кровеносної судини при симетричному навантаженні [Текст] / *С. І. Владов, В. О. Моспан, О. О. Юрко* // *Матеріали VIII Міжнародної науково-практичної конференції "Наукова індустрія європейського континенту – 2012",* Прага, 27 листопада – 05 грудня 2012 р. – Прага: Publishing House "Education and Science" s.r.o., 2012. – Том 20. – С. 22–29. 11. *Схема артерий виллизиева круга* / [Электронный ресурс]: *Медицинская библиотека.* – 2010. – Режим доступа: http://www.medchitalka.ru/detskayanevrologiya /dopolnitelnye_illustriacii/ 1638.html. – Название с экрана. 12. *Бессонов Л. А.* Теоретические основы электротехники: Электрические цепи [Текст]: Учеб. для электротехн., энерг., приборостроит. спецвузов. 8-е изд., перераб. и доп. / *Л. А. Бессонов.* – М.: Высшая школа, 1984. – С. 113–114. 13. *Владов С. І.* Дослідження перехідного процесу руху крові в аорті [Текст] / *С. І. Владов* // *Вісник Кременчуцького національного університету імені Михайла Остроградського.* – Кременчук: КрНУ, 2012. – Вип. 5/2012 (76). – С. 24–27. 14. *Диагностические исследования: показания, точность и ценность* / [Электронный ресурс]: Режим доступа: <http://www.rusmedserver.ru/med/haris/8.html>. – Название с экрана.

Bibliography (transliterated): 1. Di A. Carlo, P. Nardinocchi, G. Pontrelli and L. Teresi (2003), "A heterogeneous approach for modelling blood flow in an arterial segment", *Simulation in Biomedicine*,

Vol. 5. 69–78. **2.** T.A. Parlikar, T.S. Heldt and G.C. Verghese (2006) "Cycle-Averaged Models of Cardiovascular Dynamics", IEEE Transactions On Circuits And Systems, Vol. 53(11), 2459–2468. **3.** L. Formaggia, F. Nobile, A. Quarteroni and A. Veneziani (1999) "Multiscale modelling of the circulatory system: a preliminary analysis", Computing and Visualization in Science, Vol. 2, 75–83. **4.** Tsung-Chieh Lee, Ke-Feng Huang, Ming-Liang Hsiao, Shih-Tsang Tang and Sheunn Tsong Young (2004) "Electrical lumped model for arterial vessel beds", Journal of computer methods and Programs in biomedicine, Vol. 73, 209–219. **5.** M. S. Olufsen and A. Nadim (2004) "Deriving lumped models for blood flow and pressure in the systemic arteries", Journal of mathematical biosciences and engineering, Vol. 75, 61–88. **6.** Vladov S. I., Mospan V. O. (2012), "Model of the system circulation of blood of human as heterogeneous concerted-noah to long line with the up-diffused parameters", Transactions of Kremenchuk Mykhailo Ostrohradskyi National University, vol. 2, no. 73, 41–45. **7.** Vladimirov Y. A., Roschupkin D. I., Potapenko A. Y. and Deev A. I. (1983), Biofizika [Biophysics], Medicine, Moscow, Russia. **8.** Vladov S. I., Mospan V. O. and Yurko O. O. (2012), "Construction of model of signal of pulse wave as an entrance signal of model of the human blood circulation system as an adjusted long line", Materialy VIII Mizhnarodnoi naukovo-practichnoi konferentsii "Kluchovi aspekty naukovoї diyalnosti – 2012" [Proceedings of the 8th International scientifically to the practical conference "Key aspects of scientific activity – 2012"], Przemysl, Sp. z o.o. "Nauka i studia", January, 7–15. 2012. 65–69. **9.** S. Vladov, V. Mospan and O. Yurko (2013) "Design of the deformed state of blood vessels", Nauka i studia, Vol. 75, 72–77. **10.** Vladov S. I., Mospan V. O. and Yurko O. O. (2012), "Determination of the radical movement vector scheme cylindrical shell with symmetric blood vessel loading", Materialy VIII Mizhnarodnoi naukovo-practichnoi konferentsii "Naukova industria evropeiskogo kontinentu – 2012" [Proceedings of the 8th International scientifically to the practical conference "Scientific industry European continent – 2012"], Praga, Publishing House "Education and Science" s.r.o., November 27 – December 5. 2012. 22–29. **11.** "The scheme of the circle of Willis arteries", (2010), Medical Library, [Electronic resource] available at: http://www.medchitalka.ru/detskaya_nevrologiya/dopolnitelnye_illustracii/1638.html. **12.** Bessonov L. A. (1984), Teoreticheskie osnovi elektrotehiki: Elektricheskie tsepi: Uchebnik dlya elektrotehicheskikh, energeticheskikh, priborostroitelnykh spetsvuzov, Vosmoe izdanie, pererabotannoe i dopolnennoe [Theory of Electrical: Electrical circuits: Proc. for electrical, power, instrument special high schools. Eighth edition, revised and supplemented], High School, Moscow, Russia. **13.** Vladov S. I. (2012), "Research of transitional process of aortic blood circulation", Transactions of Kremenchuk Mykhailo Ostrohradskyi National University, vol. 5, no. 76, 24–27. **14.** "Diagnosis: indications, accuracy and value", [Electronic resource] available at: <http://www.rusmedserver.ru/med/haris/8.html>.

Надійшла (received) 27.05.2014

УДК 658.562; 621.38

Я. В. НОСОВА, студ., ХНУРЭ, Харьков;

О. Г. АВРУНИН, д-р техн. наук, проф., ХНУРЭ, Харьков;

Ю. М. КАЛАШНИК, канд. мед. наук, ХНМУ, Харьков;

Н. А. ШУШЛЯПИНА, канд. мед. наук, ХНМУ, Харьков;

БИОТЕХНИЧЕСКАЯ СИСТЕМА ОЦЕНКИ СЛИЗИСТОЙ ОБОЛОЧКИ ВЕРХНИХ ДЫХАТЕЛЬНЫХ ПУТЕЙ

В статье обосновывается необходимость разработки новых неинвазивных методов диагностики оториноларингологических заболеваний, предлагается структурная схема биотехнической системы оценки слизистой оболочки верхних дыхательных путей человека, а также информационная модель процесса обработки изображения слизистой оболочки полости носа, обоснован выбор информативных показателей эндоскопического снимка

© Я. В. НОСОВА, О. Г. АВРУНИН, Ю. М. КАЛАШНИК, Н. А. ШУШЛЯПИНА, 2014

слизистой оболочки носовой полости. Определены наиболее значимые диагностические параметры эндоскопического изображения.

Ключевые слова: гиперемия, модель цветовая, носовая полость, эндоскоп.

Введение. Слизистая оболочка полости носа выполняет многообразные функции. Однако ее деятельность может быть нарушена влиянием разных факторов. Самой частой причиной нарушения почти всех функций слизистой оболочки является ринит (риносинусит). Острое воспаление слизистой оболочки может развиваться в результате переохлаждения, воздействия вируса или механического раздражителя. Слизистая оболочка отекает, выделение слизи усиливается, дыхание затрудняется, обоняние снижается. По данным ВОЗ, ринит вирусной этиологии может развиваться под воздействием более чем 500 различных инфекционных агентов. Данное заболевание, зачастую, носит сопутствующий характер [1].

Расстройство сосудистой микроциркуляции, которое является одним из ведущих патогенетических факторов инфекционного и аллергического ринита, всегда сопровождается дисфункцией кровенаполнения слизистой оболочки и связано с нарушением состояния биоценоза слизистой, что в конечном итоге приводит к изменению ее цветовой характеристики [2-8].

Анализ литературных источников. Анализ источников показал, что тема поиска новых неинвазивных методов и средств диагностики заболеваний верхних дыхательных путей является современной и сложной проблемой. Исследования в этой области на доказательном уровне требуют создания автоматизированных биотехнических систем с учетом применения новых эффективных методик обработки изображений. Многообразие методов исследования верхних дыхательных путей позволяет достаточно точно поставить диагноз, однако существенной проблемой является время, которое необходимо врачу для сбора максимального количества информации об объекте [1-8].

Цель и постановка задачи. Так как, процесс автоматизации позволяет решать ряд задач, связанных с унификацией интерпретации полученных результатов и скоростью их получения, то целью работы является разработка биотехнической системы (БТС) оценки слизистой оболочки верхних дыхательных путей, главным преимуществом которой должно являться время исследования. Задачами работы являются: разработка структурной схемы БТС, разработка информационной модели процесса обработки изображения слизистой оболочки полости носа, а также определение наиболее информативных параметров.

Сущность работы. Для решения поставленной задачи была разработана структурная схема БТС оценки слизистой оболочки верхних дыхательных путей (рис.1).

Биологическим объектом (БО) является внутренняя полость носа. Блок регистрации (БР) представлен гибким цифровым эндоскопом, который через блок сопряжения (БС) передает снимки внутренней полости носа на экран компьютера (ПК). Далее происходит предварительная обработка полученных изображений методом медианной фильтрации (блок фильтрации БФ), которая

позволяет избавиться от нежелательных артефактов и помех. В блоке обработки изображения (БОИ) осуществляется, собственно, обработка изображения: преобразование исходного RGB-изображения в цветовое пространство HSV.

Проведение предварительной обработки изображения, преобразование аддитивной цветовой системы (RGB) полученного диагностического изображения в систему HSV (цветовой тон H, насыщенность S, интенсивность V), процедура анализа распределения данных цветowych компонент – все эти составляющие дают возможность получить данные про объективную степень гиперемии слизистой оболочки верхних дыхательных путей, что в свою очередь позволяет повысить эффективность диагностических исследований.

Блок визуализации (БВ) отображает результаты работы программной обработки, гистограммы каждой из цветowych составляющих (R, G, B, H, S, V) и исходное изображение после фильтрации.

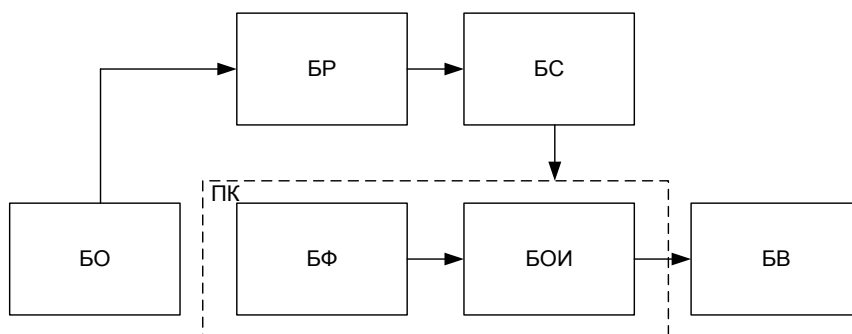


Рис. 1 – Структурная схема БТС

В разрабатываемой системе самым значимым элементом является изображение слизистой оболочки полости носа [2], получаемое с помощью гибкого эндоскопа. Так как изображение часто является единственной моделью изучаемого явления, то от его полноты и ясности зависят верность суждений и прогностическая ценность наблюдений, скорость и надежность принятия решений. В данном случае правильность оценки состояния слизистой, на основе которой врач делает заключение о заболевании и назначает соответствующее лечение.

Любое изображение можно представить как пространственно-временное распределение интенсивности некоторого порождающего излучения (рис.2).

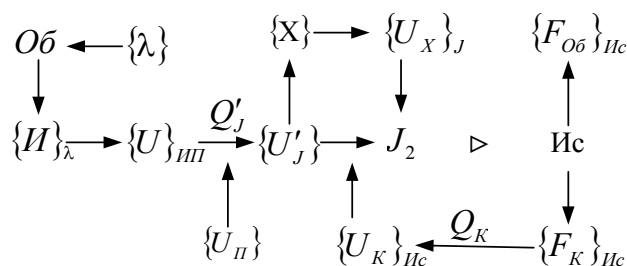


Рис. 2 – Информационная модель процесса обработки изображения слизистой оболочки полости носа

Таким образом, физическая природа изображения будет определяться физической природой поля, которое воздействует на объект, для получения изображения реальной статической или динамической сцены.

Пусть слизистая оболочка полости носа будет объектом изучения исследователя *Об*. Объект под воздействием порождающего оптического излучения $\{\lambda\}$ от осветительной системы эндоскопа [3] отражает свет, который поступает в наблюдательную систему эндоскопа, которая строит цифровое изображение исследуемого объекта (оптический оригинал $\{I\}_\lambda$) на электронном приемнике изображения вспомогательных блоков фотографической системы. Далее оптический оригинал посредством МК передается на ПК. Вследствие ошибок кодирования (декодирования) изображение может содержать импульсные шумы и помехи $\{U\}_{ИП}$, то есть оно подвержено некоторому преобразованию. Для устранения артефактов и помех на изображении $\{U_{П}\}$ применяются операции предварительной обработки изображения Q'_J (медианная фильтрация).

Конечным звеном данных преобразований должна является информационная копия объекта J_2 в виде двумерного изображения, которое после преобразований обладает характеристиками, позволяющими врачу (исследователю *Ис*) на основе личностных совокупностей суждений $\{F_K\}_{Ис}$ сформировать свое представление о свойствах объекта $\{F_{Об}\}_{Ис}$ – тип патологии. Обратная цепь от исследователя к преобразованному изображению после предварительной обработки $\{U'_J\}$ содержит оператор преобразования представлений исследователя Q_K в набор инструкций $\{U_K\}_{Ис}$ (формул преобразования) для перечета характеристик изображения в разных цветовых системах (RGB и HSV). Также исследователь, при необходимости может выполнить операцию сегментации для выделения области интереса и ее последующей дополнительной обработки, причем результат таких преобразований выводится непосредственно в информационную копию (непосредственно наблюдаемое человеком изображение). Этот процесс обеспечивает звено $\{X\}$ – измерение необходимых параметров изображения для преобразований и непосредственно само преобразование $\{U_X\}_J$. Операция предъявления и изучения исследователем конечного двумерного изображения не является информационным преобразованием, поэтому обозначим ее особым символом \triangleright . С помощью разработанной биотехнической системы врач может сделать заключение о состоянии слизистой оболочки верхних дыхательных путей, основываясь на значении шести показателей (среднее значение интенсивности цветовой составляющей) эндоскопического снимка в двух цветовых системах RGB и HSV. Для определения информативных параметров использовался метод описанный в [4]. Для каждого множества средних значений параметров изображения находились статистические показатели: средние значения $m_i^{(0)}$ и $m_i^{(1)}$ и среднеквадратические отклонения $\sigma_i^{(0)}$, $\sigma_i^{(1)}$

соответствующих показателей (все параметры представлены в условных единицах, кроме h (hue – цветовой тон) – в градусах). Далее вычислялись Махалобисово расстояние

$$\delta = \sqrt{\sum_{i=1}^n \left(\frac{m_i^{(0)} - m_i^{(1)}}{\sigma_i} \right)^2}, \quad (1)$$

и связанная с ним вероятность ошибки принятия решения

$$P_{ош} \leq 1 - \Phi(\delta/2), \quad (2)$$

причем $\sigma_i = \max(\sigma_i^{(0)}, \sigma_i^{(1)})$.

Из формул (1) и (2) очевидно, что вероятность ошибки тем меньше, чем больше нормированный по дисперсии квадрат расстояния между векторами средних [4]. Индекс «0» указывает на выборку в норме, «1» – при скарлатине. Таким образом, в расчетах участвовали шесть информативных параметров. При скарлатине слизистая оболочка полости носа имеет характерный малиновый окрас. Так как малиновый цвет занимает положение между 300^0 и 360^0 , то представляется необходимым нормировать параметр h , для расчета дискриминантных характеристик.

В табл. 1 приводятся результаты расчетов дискриминантных характеристик параметров изображения слизистой оболочки полости носа.

Таблица 1 – Расчет дискриминантных характеристик

Параметр		Состояния объекта контроля		Расстояние Махалобиса δ	Вероятность ошибки $P_{ош}$
		Θ_0	Θ_1		
X_1	$m_h^{(1)}$	23,97	18,85	0,46	$\leq 0,84$
	$\sigma_h^{(1)}$	7,61	11,12		
X_2	$m_s^{(1)}$	0,65	0,60	0,43	$\leq 0,84$
	$\sigma_s^{(1)}$	0,11	0,09		
X_3	$m_v^{(1)}$	0,93	0,99	0,52	$\leq 0,76$
	$\sigma_v^{(1)}$	0,11	0,01		
X_4	$m_r^{(1)}$	0,97	0,99	0,57	$\leq 0,76$
	$\sigma_r^{(1)}$	0,04	0,01		
X_5	$m_g^{(1)}$	0,59	0,39	1,67	$\leq 0,42$
	$\sigma_g^{(1)}$	0,12	0,09		
X_6	$m_b^{(1)}$	0,34	0,52	1,64	$\leq 0,42$
	$\sigma_b^{(1)}$	0,11	0,11		
$\{X_i\}^6$		δ_Σ		2,7	$\leq 0,18$

При ранжировании признаков в порядке убывания расстояния Махаланобиса можно провести анализ влияния количества параметров на дискриминантные характеристики метода диагностики. На рис. 3 приведены кумулятивные характеристики увеличения расстояния Махаланобиса и уменьшения вероятности ошибки диагностики соответственно как функции $\delta = F(j)$ размерности j пространства и информативных параметров. Очевидным является то, что наиболее значимыми параметрами, являются h и b (на графике наблюдается резкое уменьшение вероятности ошибки), параметр g обладает наивысшим значением вероятности ошибки и является наименее значимым.

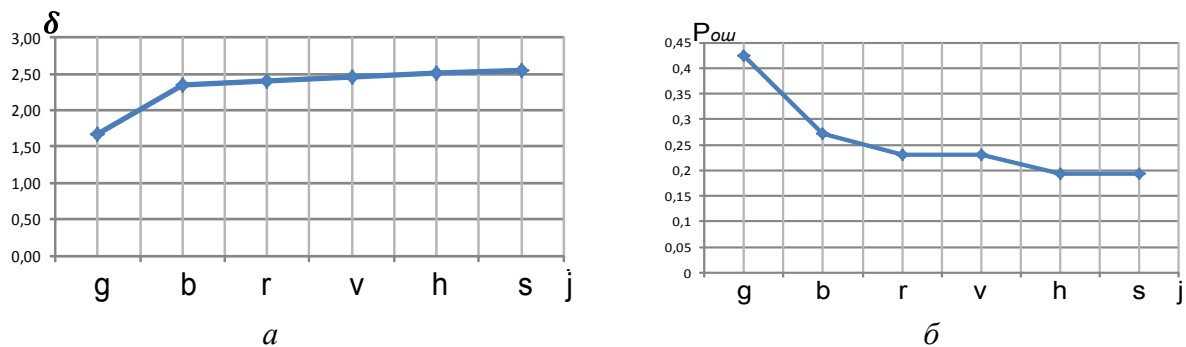


Рис. 3 – Кумулятивные характеристики:

a увеличение расстояния Махаланобиса; b уменьшение вероятности ошибки

Выводы и перспективы работы. Разработана биотехническая система оценки слизистой оболочки верхних дыхательных путей, структурная схема БТС, а также информационная модель процесса обработки эндоскопического изображения слизистой оболочки носовой полости. Определены наиболее значимые диагностические параметры эндоскопического изображения (оттенок и синяя цветовая компонента). Дальнейшее увеличение точности оценки состояния слизистой возможно за счет максимально идентичных условий проведения исследования. Перспективой работы является проведение дополнительного анализа с целью выявления корреляционных зависимостей между поставленным диагнозом и информативными параметрами исследуемого эндоскопического изображения для повышения эффективности ранней диагностики и сокращения времени постановки диагноза, что позволит существенно уменьшить время лечения.

Список литературы: 1. *H. Farouk*. The role of paranasal sinuses in the aerodynamics of the nasal cavities [Текст] / *H. Farouk, E. Abaida, A. Khaleel, O. Avrunin* // International Journal of Life Science and Medical Research. –2012. –Vol. 2. № 3. – P. 52-55. 2. *Я. В. Носова*. Разработка метода экспресс-диагностики бактериальной микрофлоры полости носа [Текст] / *Я. В. Носова, Х. Фарук, О. Г. Аврунин* // Проблемы інформаційних технологій. – Херсон: ХНТУ, 2013. – №13. – С. 99 – 104. 3. *О. Г. Аврунін*. Патент України 7 А61В1/04. G02В23/26 Ендоскоп з функцією експрес-діагностики характеру та рівня бактеріального обсіменіння слизової оболонки верхніх дихальних шляхів [Текст] / *О. Г. Аврунін, В. В. Семенець, М. І. Сліпченко, М. В. Калашиник, А. С. Журавльов, Ю. М. Калашиник* – 2003. 4. *П.Ф. Щанов*. Повышение достоверности контроля и диагностики объектов в условиях неопределенности [монография] [Текст] / *П.Ф. Щанов, О.Г. Аврунин*. – Харьков: ХНАДУ. – 2011. – 192с. 5. *P. Cole*. Contemporary rhinomanometry [Текст] / *P.*

Cole, R. Fenton // J Otolaryngol. – 2006. – № 35(2). – P. – 83-87. **6. G. Fyrmpas.** The value of bilateral simultaneous nasal spirometry in the assessment of patients undergoing septoplasty [Текст] / *G. Fyrmpas, D. Kyrmizakis, V. Vital, J. Constantinidis // Rhinology.* – 2011. – №49(3). – P. 297-303. **7. G. Zhang.** Correlation between subjective assessment and objective measurement of nasal obstruction [Текст] / *G. Zhang, R. Fenton, R. Rival [et al]. // Zhonghua.* – 2008. – №43(7). – P. 484-489. **8. M. Cankurtaran.** Acoustic rhinometry in healthy humans: accuracy of area estimates and ability to quantify certain anatomic structures in the nasal cavity [Текст] / *M. Cankurtaran, H. Celik, M. Coekun [et al]. // Ann Otol. Rhinol. Laryngol.* – 2007. – № 116 (12). – P. 906-916.

Bibliography (transliterated): **1.** H. Farouk, E. Abaida, A. Khaleel, O. Avrunin. The role of paranasal sinuses in the aerodynamics of the nasal cavities. *International Journal of Life Science and Medical Research.* Vol. 2. No. 3 (2012): 52-55. **2.** Y.V. Nosova, H. Faruk, O.G. Avrunin. The development of the method Express-diagnosis bakteryalnoy mykroflora nasal cavity. *Problems of Information Technology.* – Kherson: KHTU. No.13 (2013): 99–104. **3.** O. G. Avrunin, V. V. Semenets, N. I. Slipchenko, M. V. Kalashnik, A. S. Zhuravlev, Y. M. Kalashnik Patent of Ukraine 7 A61B1/04.G02B23/26 The endoscope with the function of rapid diagnosis of the nature and level of bacterial contamination of the mucous membranes of the upper respiratory tract – 2003. **4.** P.F. Schapov, O.G. Avrunin. Increasing the reliability of control and diagnostic facilities under uncertainty [monograph]. 2011. 192. **5.** P. Cole, R. Fenton. Contemporary rhinomanometry. *J Otolaryngol.* No. 35(2). 2006. 83-87. **6.** G. Fyrmpas, D. Kyrmizakis, V. Vital, J. Constantinidis. The value of bilateral simultaneous nasal spirometry in the assessment of patients undergoing septoplasty. *Rhinology.* – 2011. №49(3). 297-303. **7.** G. Zhang, R. Fenton, R. Rival [et al]. Correlation between subjective assessment and objective measurement of nasal obstruction. *Zhonghua.* 2008. №43(7). 484-489. **8.** M. Cankurtaran, H. Celik, M. Coekun [et al]. Acoustic rhinometry in healthy humans: accuracy of area estimates and ability to quantify certain anatomic structures in the nasal cavity. *Ann Otol. Rhinol. Laryngol.* 2007. № 116 (12). 906-916.

Надійшла (received) 31.06.2014

УДК 577.171.59 + 616.89-008

Н. В. ПАВЛОВА, аспирант каф.БМИ, ХНУРЭ, Харьков;

Е. Н. ГАЛАЙЧЕНКО, канд. техн. наук, ассистент каф.БМИ, ХНУРЭ,
Харьков;

А. И. БЫХ, д-р физ.-мат. наук, проф., зав. каф. БМИ, ХНУРЭ, Харьков;

ОЦЕНКА ВЛИЯНИЯ УРОВНЯ БИОХИМИЧЕСКИХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ПРИ РАЗВИТИИ ДЕПРЕССИВНЫХ РАССТРОЙСТВ

Важную функцию в организме человека выполняет гормональная система. Она обеспечивает интеграцию функциональных систем и клеточной активности. Исследование состояния эндокринной системы при депрессивных расстройствах является одним из самых перспективных направлений биологической психиатрии и психонейроэндокринологии. Важными показателями гормонального баланса при депрессивных расстройствах является отношение уровня анаболических и катаболических гормонов. Установлено, что многие пациенты с депрессией имеют те или иные нарушения функций гипоталамо-гипофизарно-надпочечниковой системы.

Ключевые слова: гормон анаболический, гормон катаболический, биохимия, депрессия, система гипоталамо-гипофизарно-надпочечниковая

© Н. В. ПАВЛОВА, Е. Н. ГАЛАЙЧЕНКО, А. И. БЫХ, 2014

Введение. Согласно данным Всемирной организации здравоохранения, в настоящее время депрессии являются одним из наиболее распространенных психопатологических нарушений. Ежегодно депрессивные расстройства диагностируются не менее чем у 350 миллионов человек, в 40% случаев депрессивные состояния не диагностируются вообще или вовремя. Депрессия может приводить к значительным страданиям человека, плохому функционированию на работе, в школе и в семье; может стать серьезным нарушением здоровья, особенно если она затягивается и принимает умеренную или тяжелую форму. Наиболее опасным является то, что недиагностированные и нелеченные депрессивные расстройства в ряде случаев заканчиваются самоубийством больных. По прогнозам ВОЗ, к 2020 году депрессия выйдет на первое место в мире среди всех заболеваний, обогнав сегодняшних лидеров – инфекционные и сердечно-сосудистые заболевания [1].

Депрессия – это психическое расстройство, характеризующееся депрессивной триадой: снижением настроения, утратой способности переживать радость, нарушениями мышления (негативные суждения, пессимистический взгляд на происходящее и т.д.) и двигательной заторможенностью.

Основные признаки депрессии (рис. 1) включают в себя:

– акинезию – ослабление двигательной активности, замедленность движений или даже полное нежелание двигаться;



Рис. 1 – Основные признаки депрессии

– абулию – полная безучастность ко всему происходящему вокруг, патологическое безволие, нежелание или неспособность выполнять необходимые действия даже в тех случаях, когда осознается их необходимость;

– апатию – снижение настроения, не зависящее от обстоятельств, полное отсутствие жизненных стимулов и побуждений к активным действиям, снижение или полная утрата интересов, эмоциональных реакций или внутренних побуждений.

Симптомы депрессии достаточно широки, основные из них приведены на рис. 2.

Депрессия является результатом сложного взаимодействия социальных,

психологических и биологических факторов. Последнее время широкое внимание врачей привлекают работы биохимиков по исследованию депрессивных расстройств, где центральная роль отводится нарушениям различных функций гипоталамо-гипофизарно-надпочечниковой системы.



Рис. 2 – Основные симптомы депрессии

Целью данной работы является анализ возможности использования ряда гормонов (катаболических и анаболических), а также различных нейропептидов в комбинации с пересмотренной шкалой оценки депрессии у детей CDRS-R (Children's Depression Rating Scale – Revised) как наиболее используемой в отечественной и зарубежной практике исследований развития и течения депрессивных расстройств.

Эндокринная система человека и гормоны. Гормоны – биологически активные вещества органической природы, вырабатываемые в специализированных клетках желез внутренней секреции (рис. 3), поступающие в кровь и оказывающие регулирующее влияние на обмен веществ и физиологические функции [1, 4].

Все гормоны организма можно разделить на две группы: анаболические и катаболические. Анаболические гормоны (дегидро-эпиандростерона сульфат (ДГЭА-С), пролактин, гормон роста) способствуют росту и образованию тканей; катаболические гормоны (кортизол, тироксин), напротив, вызывают разрушение тканей. Важными показателями гормонального баланса при депрессивных расстройствах является отношение уровня анаболических и катаболических гормонов [2, 3, 5].

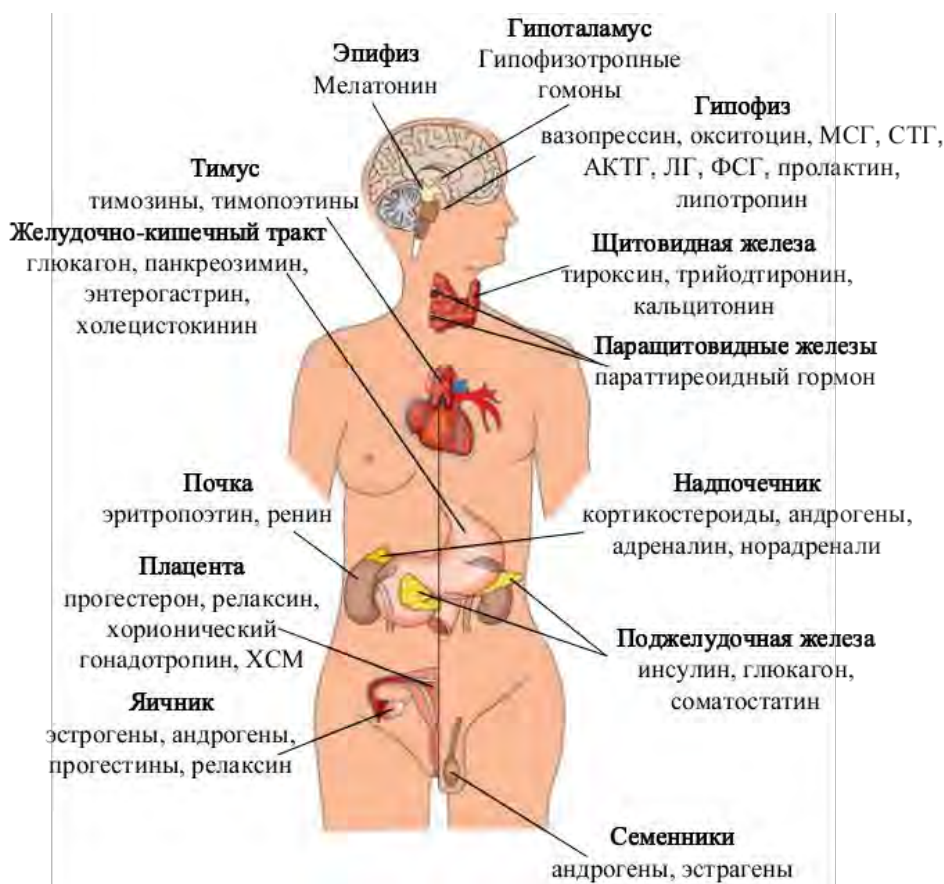


Рис. 3 – Эндокринная система человека [4]

Гормоны надпочечников (глюкокортикоиды).

Важнейшим катаболическим гормоном является кортизол, вырабатываемый надпочечниками. Он заставляет усиленно работать сердечнососудистую систему и легкие, подавляя иммунную систему, замедляя процессы пищеварения и снижая репродуктивную функцию. Ответной реакцией организма на любой вид стресса является быстрый выброс кортизола, который в кровеносном русле связывается с α -глобулином, а также частично с альбумином (табл. 1).

Таблица 1 – Распределение кортизола в плазме

Стероид	% несвязанного	% связанного с		
		СВГ	ГВГ	альбумином
Кортизол	4	20	0	6

СВГ – глобулин, который связывает кортикостероиды.

ГВГ – глобулин, связывающий гонадные гормоны.

Когда человек испытывает хронический или избыточный стресс, производится большее количество кортизола за счет ДГЭА-С, тестостерона и эстрогена. Для определения уровня депрессии важно определять не только уровень кортизола, но и отношение ДГЭА-С к кортизолу. У молодых людей это отношение обычно высокое, а вот у людей пожилого возраста снижается.

Однако, при заболеваниях, связанных с недостаточным синтезом рецепторов СВГ, концентрация общего кортизола в плазме превышает норму, что не является свидетельством развития депрессивного расстройства и этот факт обязательно необходимо учитывать при постановке диагноза.

Еще одним фактором, который косвенно влияет на развитие депрессивных расстройств, является инсулин, концентрация которого напрямую зависит от кортизола. Переизбыток инсулина повышает уровень кортизола и наоборот.

Кроме того, кортизол обладает еще одной физиологически важной особенностью, он ингибирует секрецию адренкортикотропного гормона (АКТГ), и, как следствие, приводит к изменению количества циркулирующих форменных элементов крови (табл. 2).

У людей выбросы АКТГ наиболее часто наблюдаются рано утром, около 75% ежедневно продуцируемого кортизола наблюдается между 04.00 и 10.00 часами утра. Вечерние выбросы наблюдаются редко. Такое явление обусловлено не стрессом от раннего пробуждения, а объясняется повышенной секрецией АКТГ перед пробуждением. Утром концентрация АКТГ в плазме здорового человека в состоянии покоя равна 25 пг/мл (5,5 пмоль/л).

Таблица 2 – Влияние кортизола на лейкоциты и эритроциты крови человека

Клетка	Норма	Лечение кортизолом
Лейкоциты:		
– общее количество	9 000	10 000
– нейтрофилы	5 760	8330
– лимфоциты	2 370	1 080
– эозинофилы	270	20
– базофилы	60	30
– моноциты	450	540
Эритроциты	5 млн	5,2 млн

Кроме того, большие дозы кортикостероидов замедляют рост, уменьшая секрецию гормона роста и ТТГ. Исходя из этого, можно формировать рекомендации врачам по забору крови для ее анализа на предмет определения концентрации анаболических и катаболических гормонов [6].

Выводы. Фундаментальные исследования в области нейронаук, эпидемиологии, генетики, нейроморфологии психических болезней привели за последнее десятилетие к пересмотру многих традиционных представлений нозологической концепции в психиатрии, что отразилось в современной классификации психических заболеваний, в том числе и в систематике депрессивных расстройств. Различные формы психических заболеваний, вызванные как органическими поражениями ЦНС, так и функциональными расстройствами, обуславливают возникновение депрессивных состояний и, несмотря на значительное количество работ, посвященных клинике, дифференциальной диагностике, патогенезу, лечению депрессивных расстройств, многие вопросы, касающиеся первых депрессивных эпизодов,

остаются либо не исследованными, либо чрезвычайно дискуссионными.

Если человек подвергается любому из негативных или потенциально негативных воздействий, то наблюдается изменение отношения уровня анаболических к катаболическим гормонам, циркулирующих в крови. В психиатрии наличие параклинических методов (лабораторные исследования, инструментальные методы обследования) не имеют самостоятельного диагностического значения, так как больной имеет индивидуальные типичные черты заболевания, то есть обладающие самостоятельной нозологической единицей стереотипа проявления и развития. Это привело к созданию большого количества стандартизованных шкал, опросников, проективных методик, которые основаны на эмоциональном и физическом симптомах депрессии. Оценка же биохимических показателей составляет биологический компонент определения клинических симптомов депрессии.

Возможность комплексного анализа существенно повысит информативность и достоверность получаемых данных. Для этих целей в дальнейшем планируется построить биохимическую модель, которая расширит интерпретацию Т-оценки и как результат позволит выявлять первые депрессивные эпизоды.

Список литературы: 1. Ганонг В. Ф. Фізіологія людини: [навч. посібн.] / В. Ф. Ганонг. – Львів: БаК, 2002. – 784 с. 2. К. В. Бельтикова. Гормональные маркеры анаболического баланса при депрессии / К. В. Бельтикова, Л. Н. Горобец // Психофармакология и биологическая наркология / ТОМ 8 / ВЫПУСК 1-2 / – Санкт-Петербург 24-26 сентября, 2008. – Ч. 2. – С. 2367-2368. 3. Y. A. Kochetkov. Serum DHEA-S and cortisol level sinpatients with different types of depression/ Y. A. Kochetkov, K. B. Beltikova, L. N. Gorobets // Materials of XIII World Congress of Psychiatry, Cairo, September 10-15, 2005, p. 626. 4. Nogrady T. Medicinal Chemistry. Molecular and Biochemical Approach / T. Nogrady, D. F. Weaver.- New York: Oxford, 2005.-649 p. 5. Murray R. K.. Harper's Illustrated Biochemistry / R.K. Murray.- McGraw-Hill Companies, 2003.- 694 p. 6. Камышников В. С. Справочник по клинико-биохимическим исследованиям и лабораторной диагностике / В. С. Камышников. – Москва: МЕДпресс-информ, 2004. – 920 с.

Bibliography (transliterated): 1. Ganong V. F. Fisiologija liudyny: [navch. posibn.]. 2002. 784. 2. K. V. Bel'tikova, L. N. Gorobets. Gormonal'nye markery anabolicheskogo balansa pri depressii. Psichofarmakologiya i biologicheskaya narkologiya / ТОМ 8 / VYPUSK 1-2 / . Sankt-Peterburg 24-26 sentyabrya, 2008. Ch. 2. 2367-2368. 3. Y. A. Kochetkov, K. B. Beltikova, L. N. Gorobets. Serum DHEA-S and cortisol level sinpatients with different types of depression. Materials of XIII World Congress of Psychiatry, Cairo, September 10-15. 2005. 626. 4. Nogrady T., Weaver D. F. Medicinal Chemistry. Molecular and Biochemical Approach.- New York: Oxford, 2005.-649 p. 5. Murray R. K. et all. Harper's Illustrated Biochemistry.- McGraw-Hill Companies, 2003.- 694 p. 6. Kamyshnikov V. S. Spravochnik po kliniko-biochimicheskim issledovaniyam i laboratornoj diagnostike. – Moscow: MEDpress-inform. 2004. 920.

Надійшла (received) 05.02.2012

К. Г. СЕЛИВАНОВА, аспирант, ХНУРЭ, Харьков;
О. Г. АВРУНИН, д-р техн. наук, проф., ХНУРЭ, Харьков;
А. А. ГЕЛЕТКА, аспирант, ХНМУ, Харьков

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЧЕСКОГО СИГНАЛА

В статье проведен анализ существующих математических моделей, представляющих процесс генерации биомедицинских сигналов. Была предложена математическая модель, которая является эффективной для описания процессов формирования электромиографического сигнала (ЭМС) с возможностью использования параметров модели в анализе данного биосигнала. Результаты моделирования электромиографического сигнала можно использовать в клинической медицине, так как они могут быть использованы при выявлении патологических процессов.

Ключевые слова: математическая модель, моделирование, электромиографический сигнал, процесс генерации биосигнала.

Введение. Биомедицинские сигналы показывают динамическую активность физиологических систем и несут информацию об их параметрах. Происхождение электромиографических сигналов (ЭМС) является случайным, но наблюдается квазипериодичность сигналов. Динамическая природа приводит к тому, что большинство биомедицинских сигналов являются по своему характеру случайными и нестационарными. Это означает, что такие характеристики как среднее значение, дисперсия, спектральная плотность мощности, изменяются во времени. По этой причине сигналы динамических систем следует анализировать в течение больших периодов времени, включающих различные возможные состояния системы. [2].

Анализ литературных источников. Аналитический обзор последних исследований и публикаций [4, 6-14] показал, что состояние сферы методов моделирования биомедицинских сигналов освещается достаточно широко, но требует дополнительного изучения, так как данная область очень важная и необходимая для современной медицины. Построенная модель биосигнала должна включать в себя все параметры двигательной сферы и отвечать естественному и патологическому механизму формирования ЭМС. Сведения, которые получены в результате обзора специальной литературы [1-14], дают возможность аналитически описать случайные нестационарные биосигналы, а также провести их моделирование. Это стало основой для разработки эффективного метода исследования нервно-мышечной системы – моделирование мио сигнала с его математическим описанием, а также с заданным композиционным составом исследуемой мышцы, с учетом всех диагностических параметров, так как данное условие не всегда выполняется в полной мере.

Цель и постановка задачи. Для моделирования процессов генерации электромиографического сигнала необходимо провести глубокий анализ существующих моделей, предложенных авторами [4, 6-10] и выполнить поиск эффективных математических моделей, которые б правильно описывали природу данного биосигнала, и отвечали требованиям достоверности и адекватности модели. Одной из основных задач выступает нахождение возможных взаимосвязей между математическими моделями и физиологическими, патологическими процессами и системами, порождающие электрические сигналы (ЭС). Также необходимо исследовать параметры модели в анализе биосигналов, распознавании образов и принятии диагностических решений.

Сущность работы. Сжатая запись закономерностей исследуемого объекта в виде формул, систем уравнений и логических связей называется математической моделью (ММ). Математические модели характеризуются высокой степенью абстрактности, поскольку математические символы могут обозначать параметры систем любой природы. Достоинством таких моделей является и то, что они допускают количественную интерпретацию. К недостаткам ММ относится то, что они не всегда могут быть проанализированы в аналитическом виде. В таких случаях на помощь приходят численные методы и компьютерное моделирование [1].

Принято считать, что для начала исследования сложных объектов, взаимодействие частей которых не поддается непосредственному наблюдению, проводят методом «черного ящика» (см. рис. 1). При этом предполагается, что исследователь может задавать входные данные и регистрировать значения координат на выходе. Метод «черного ящика» позволяет при отсутствии достоверных данных о физиологических и патологических свойствах объекта, выяснить общие закономерности его работы [1]. Объект представляется в общем случае «черным ящиком» с входами $X_1...X_n$ и наблюдаемыми выходами $Y_1...Y_m$

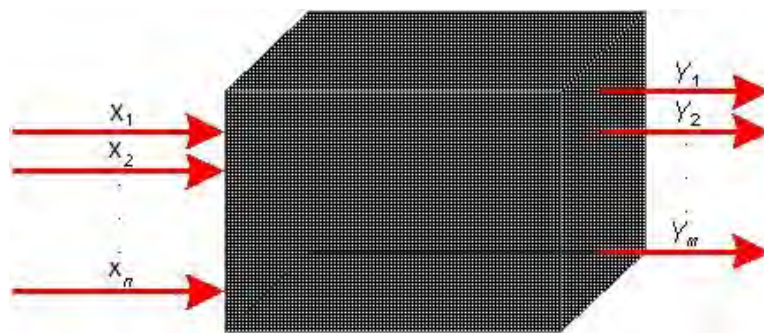


Рис. 1 – Схематическое отображение модели объекта в виде «черного ящика»

В «черном ящике» структура связей представляется в виде функции $f(x)$ и параметры компонентов x и y составляющих его, считаются неизвестными. В информационном соотношении работа объекта сводится к такому условному представлению:

$$f(x) = y \quad (1)$$

В данной работе для каждого вида сигнала часто требуется очень специфическая модель. Ранее в работе [5] было исследовано, что электромиограмма (ЭМГ) может моделироваться с использованием базового потенциала действия отдельной двигательной единицы (ПДОДЕ) в качестве элементарного строительного блока. Потенциал двигательной единицы (ПДЕ) – это временная и пространственная сумма активности потенциалов мышечных волокон (МВ), принадлежащих одной двигательной единице (ДЕ). Обозначим его функцией $f(t)$, которая зависит от времени t . Каждая ДЕ генерирует квазипериодические импульсы в последовательности n , количество и частота следования которых определяется величиной усилия мышцы, совершающей механическую работу. ПД сдвинуты относительно друг друга на время τ_n , а N – полное число отдельных миоимпульсов ЭМГ. Поэтому ЭМС можно представить в виде [6]:

$$f(t) = \sum_{n=0}^N f(t - n\tau) \quad (2)$$

Для разработки полноценной модели ЭМС учитывался ряд существенных факторов: выбор мышцы, с которой снимается сигнал, расстояние от электрода до отдельной ДЕ, методика снятия электрической активности, тип и проводимость тканей, расположенных между ДЕ и электродом, толщина подкожной жировой ткани [4, 5].

Выбор мышцы для регистрации ее биоэлектрической активности основывается на анатомических и морфологических особенностях строения исследуемой мышцы (расположение различного рода типа волокон и их диаметр в мышце, ее сила, толщина кожно-жирового слоя между мышцей и электродом, которые влияют на профиль ЭМГ) и на наличие минимального постороннего электросигнала от других соседних мышц, распространяемого по поверхности кожи, в англоязычной литературе это называют *muscle cross-talk* [5]. Амплитуда ЭМС зависит от диаметра волокон, расстояния от активированного мышечного волокна, размеров регистрируемой области и фильтрующих свойств электродов. Для тканей человека амплитуда ЭМС возрастает пропорционально:

$$V = k \cdot a, \quad (3)$$

где a – радиус мышечного волокна и k – константа.

В ряде лабораторных испытаний и более глубокому изучению данного вопроса предпочтительней оказалась мышца, отводящая мизинец (*m. abductor digiti minimi*), функция которой состоит в отведении мизинца, а также она принимает участие в сгибании его проксимальной фаланги. Располагается под кожей и частично прикрывается короткой ладонной мышцей. Мышца начинается от гороховидной кости запястья и прикрепляется к локтевому краю

основания проксимальной фаланги мизинца. Для нее характерный минимальный подкожно-жировой слой и минимальная вероятность регистрации «наведенной» ЭМГ.

Во всех мышцах представлены как медленные, так и быстрые ДЕ, но исследуемая мышца является фазической, т.е. участвует в выполнении точных произвольных движений, то соответственно в ней преобладает тип быстрых ДЕ (БДЕ). Знание этих свойств ДЕ мышц важны при оценке работы мышцы в различных режимах произвольного напряжения. [3].

Разработка модели ЭМС осуществлялась в среде математического программирования высокого уровня Matlab 7.0 при соблюдении относительных физиологических условий. Исходными данными послужили основные параметры нервно-мышечной системы: асинхронный статический режим работы ДЕ, так как в норме они обычно активируются по очереди (при патологии повышается синхронизация включения ДЕ); преобладающий тип БДЕ мышечных волокон исследуемой мышцы, исходя из ее анатомических и морфологических особенностей; амплитуда ПДЕ отражает плотность, с которой МВ расположены у кончика электрода. Форма ПДОДЕ симметрична относительно нулевой изолинии и имеет вид как при регистрации монополярным игольчатым электродом, так как данная форма максимально соответствует естественному формированию электрической активности в мышечной клетке, а упрощение формы импульса недопустимо из-за изначально поставленной задачи исследования. Частота следования миоимпульсов больше их длительности, но при патологии эта величина варьируется в сторону уменьшения; длительность ПДЕ в норме составляет 5-15 мс, а при патологии данный параметр может уменьшаться или увеличиваться, в зависимости от типа патологии, это характеризует территорию ДЕ, которая обусловлена диаметром прилежащих МВ и временной дисперсией их активации. Отдельно необходимо учитывать длительность рефрактерного периода (РП), которая меньше длительности потенциала. Следующим параметром является количество фаз ПДОДЕ – 2-4 фазы характерны для нормы, а полифазность (более 5 фаз) для патологии, так как данный показатель определяется расстоянием от кончика электрода до двигательных пластинок ближайших групп МВ, а также синхронностью активации различных групп МВ. Также еще входными параметрами являются произвольный характер сокращения мышцы и сила, которая не превышает 50%, что включает в себя активность около 10 ДЕ, а при увеличении силы мышцы, количество ДЕ достигает 15-17, что представляет собой линейный ступенчатый характер возрастания включения ДЕ.

Схематически моделирование ЭМС состоит из условно четырех этапов (см. рис. 2). Первый шаг включает в себя генерирование ПДОДЕ и РП с заданными входными данными. Затем следует смоделировать сигнал с наложением случайной помехи, так как в природе «чистого» биосигнала не существует, а шум является его неотъемлемой составляющей, что может характеризовать себя в некотором смысле относительной величиной ошибки измерения. Следующим этапом является суммирование нескольких смоделированных сигналов, так как это соответствует получаемой картине при

регистрации поверхностной электромиограммы (иЭМГ), за счет наложения (интерференции) ПДЕ друг на друга. Заключительный этап модели состоит в отображении паттерна иЭМГ, где отсутствует возможность визуального выделения отдельных ПДЕ.

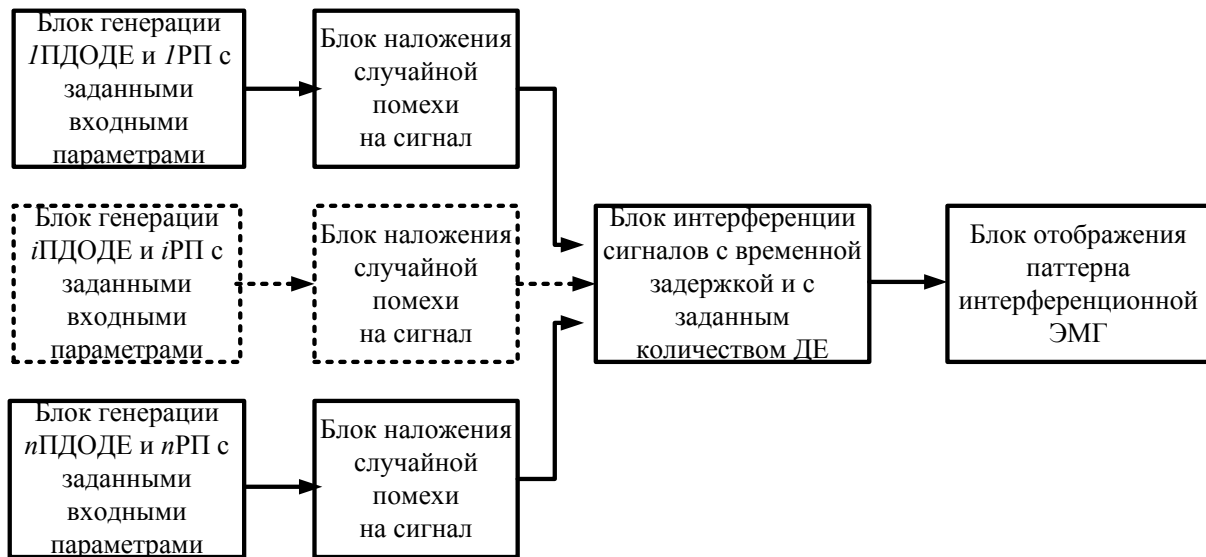


Рис. 2 – Структурная схема моделирования электромиографического сигнала

ЭМС при математическом описании в аналитическом виде представляется функцией $S(t)$, зависящей от времени t .

$$S(t) = \int_{-\infty}^{\infty} S_n(t + \Delta t_i) \quad (4)$$

В дискретном виде ЭМС представляется так:

$$S[x] = \sum_{i=1}^n S_n[x + shift(t_i)] \quad (5)$$

где x – отсчеты сигнала, n – количество наложений, $shift(t_i)$ – сдвиг каждого наложения с задержки по времени.

Блок наложения случайной помехи на ЭМС в аналитическом виде представляется так:

$$S(t) = \int_{-\infty}^{\infty} S_n(t + \Delta t_i) + \eta \quad (6)$$

где η – *normal noise signal* – шум (случайная помеха) сигнала.

В дискретном виде интерференционная ЭМГ выглядит так:

$$S[x] = \sum_{i=1}^n w_i \cdot S_n[x + shift(t_i)] \quad (5)$$

где W_i – весовой коэффициент, который служит для равномерного затухания сигнала.

На рисунках 3–6 представлены результаты моделирования ЭМС мышцы *abductor digiti minimi* с заданным композиционным составом: 30 % МДЕ и 70 % БДЕ. На рисунке 3 *а* показан в норме трехфазный ПДОДЕ с амплитудой 0,5 мВ и длительностью 11 мс, и РП с длительностью 30 мс; на рисунке 3 *б* – полифазный ПДОДЕ при патологии, длительность которого составляет 30 мс, амплитуда – 1,5 мВ, и РП с длительностью 50 мс.

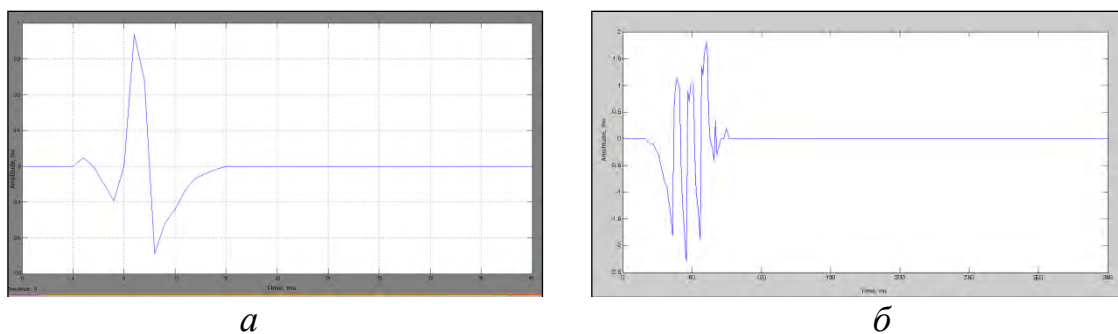


Рис. 3 – Моделирование ПДОДЕ и РП: *а* – в норме; *б* – при патологии

На рисунке 4 *а* изображен смоделированный ЭМС (5 ДЕ) со случайной помехой. Частота следования миоимпульсов составляет 40 мс, амплитуда – 0,5 мВ, а длительность – 11 мс. На рисунке 4 *б* – ЭМС при патологии с параметрами: частота – 10 мс, амплитуда – 1,5 мВ, длительность – 30 мс.

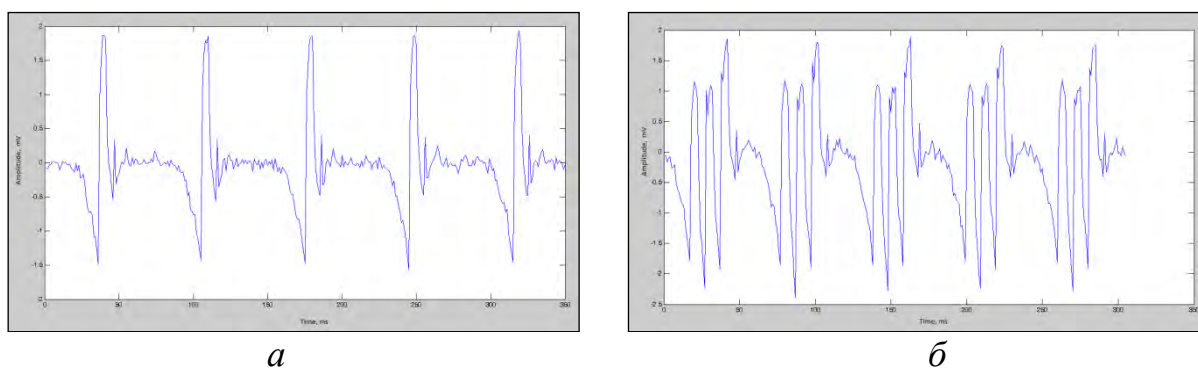


Рис. 4 – Моделирование ЭМС (5 ДЕ) со случайной помехой:
а – в норме; *б* – при патологии

На рисунке 5 *а* и 5 *б* – ЭМС с 10 ДЕ в норме и при патологии при произвольном мышечном сокращении. При патологическом ЭМС наблюдаются осцилляции с определенной частотой следования и постепенным увеличением амплитуды ДЕ.

На рисунке 6 *а* и 6 *б* представлены конечные результаты моделирования при максимальном мышечном сокращении, которое приводит к постепенной активации всех ДЕ исследуемой мышцы, что составляет их в количестве 15. В норме ЭМС имеет вид равномерного распределения миоимпульсов. При патологии ЭМС имеет вид осцилляций с увеличением амплитуды и частоты.

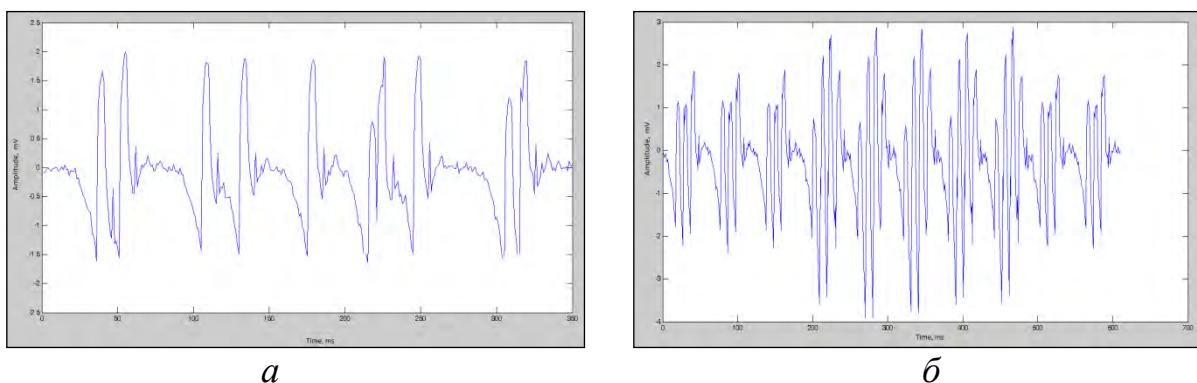


Рис. 5 – Моделирование ЭМС (10 ДЕ) при произвольном мышечном сокращении: *а* – в норме; *б* – при патологии

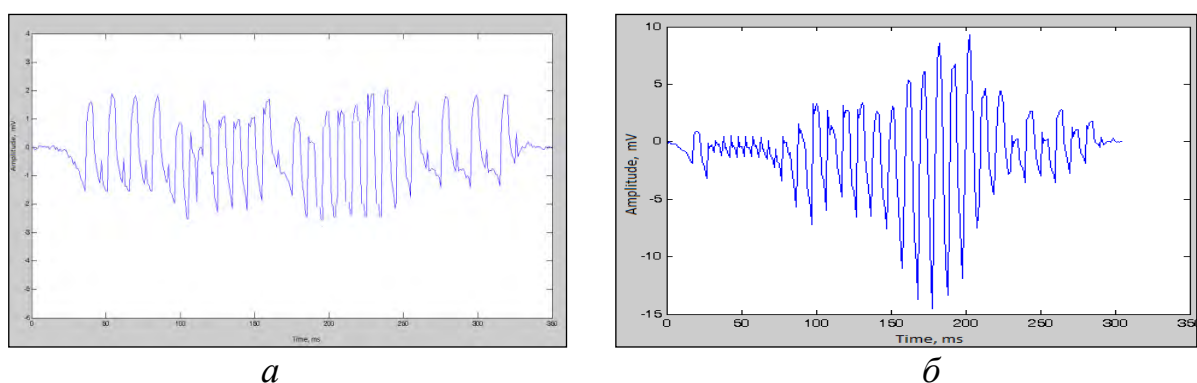


Рис. 6 – Моделирование ЭМС (15 ДЕ) при максимальном мышечном сокращении: *а* – в норме; *б* – при патологии

Выводы и перспективы работы. Полученные результаты математического моделирования ЭМС могут служить критериями различия между физиологическими и патологическими процессами нервно-мышечной системы, которые заключаются в характеристике интерференционной активности, возникающей при произвольном мышечном сокращении, а также оценке динамики основных показателей ПДЕ, перечень и параметры которых по Команцеву В.Н. [3] приведены в таблице 1.

Таблица 1 – Основные параметры ПДЕ в норме и при патологии

Показатель	Параметры в норме	Параметры при патологии
Длительность	5-15 мс	<5 мс, >15 мс
Амплитуда	До 1000 мкВ	>1000 мкВ
Число фаз	2-4 фазы	≥5 фаз
Число турнов	2-5 турнов	≥6 турнов
Число полифазных ПДЕ	5%-15%	>15%

Адекватность предложенной модели подтверждается сравнением с клиническими мио сигналами. Разработанная модель ЭМС прошла испытания на кафедре неврологии Харьковского национального медицинского университета. Перспективой работы является проведение многоуровневого разложения

синтетического и клинического электромиографического сигнала для установления количества ДЕ, вовлеченных в механизм мышечного сокращения, а также определение длительности, частоты следования миоимпульсов, их амплитуды, оценке формы и полифазности ПДДЕ, что соответствует целям анализа сигнала при принятии диагностических решений. Это представляет собой научный и практический интерес современной медицины, что может быть применено для создания автоматизированной системы обработки ЭМГ.

Список литературы: 1. Антомонов Ю. Г. Математические модели возбуждения / Ю. Г., Котова Ю. Б., Пономарева И. Д. [и др.]. – Киев: «Наукова думка», 1965. – 147 с. 2. Рангаян Р. М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход. / Р. М. Рангаян. – М.: ФИЗМАЛИТ, 2007. – 440 с. 3. Команцев В. Н. Методические основы клинической электронейромиографии [руководство для врачей] / В. Н. Команцев. – Спб., 2006. – 355с. 4. Сафин Д. Р. Информационно-измерительная система управления биоэлектрическим протезом [автореферат] / Д. Р. Сафин. – УФА: Здравоохранение Башкортостана, 2011. – 12с. 5. О. Г. Аврунин. Моделирование процессов формирования интерференционного электромиографического сигнала / О. Г. Аврунин, А. А. Гелетка, К. Г. Селиванова // Энергосбережение, энергетика, энергоаудит. Специальный выпуск. – Харьков: НТУ «ХПИ», 2013. – Том 2, № 8(14). – С. 128-133. 6. А. М. Шайдук. Моделирование электромиографического сигнала средствами LabVIEW / А. М. Шайдук, С. А. Останин // Известия Алтайского государственного университета. – Барнаул: Изд.-во Алт. гос. ун.-та, 2010. – Ч.1(65). – С.196-201. 7. Е. П. Остроух. Компьютерное моделирование биоэлектрической активности опорно-двигательного аппарата человека / Е. П. Остроух, А. Н. Осипов, Н. С. Давыдова [и др.] // 44 конференция аспирантов. – Мн., 2008. – С. 754-757. 8. Н. С. Давыдова. Программная модель электромиографического сигнала мышцы с заданным композиционным составом / Н.С. Давыдова, А.Н. Осипов, Е.П. Остроух [и др.] // Медэлектроника. Средства медицинской электроники и новые медицинские технологии. – Мн., 2010. – С. 130-137. 9. А. В. Овсянников. Математическое моделирование нестационарных случайных процессов на основе стохастических дифференциальных уравнений / А. В. Овсянников // Математика и математическое образование. Теория и практика: Межвуз. Сб. научн. Тр. Вып.4 – Ярославль: Изд. ЯГТУ, 2004. – 6с. 10. Т. В. Носова. К вопросу моделирования электромиографического процесса / Т. В. Носова, Т. В. Жемчужкина, В. И. Радченко // Восточно-Европейский журнал передовых технологий. – Х., 2008. – Выпуск № 5/5(35). – С. 33-36. 11. Farina D. The extraction of neural strategies from the surface EMG. / Farina D., Merletti R., Enoka R.M. // J Appl Physiol. – 2004. – V. 96. 12. P. A. Kaplanis. Surface EMG analysis on normal subjects based on isometric voluntary contraction. / P. A. Kaplanis, C. S. Pattichis, L. J. Hadjileontiadis // Journal of Electromyography and Kinesiology. – 2009. – No. 19. 13. P. Zhou. Can standard surface EMG processing parameters be used to estimate motor unit global firing rate? / P. Zhou, Zev Rymer W. // J. Neural Eng. – 2004. – V.31, No. 2. 14. Training-induced changes in neural function.

Bibliography (transliterated): 1. Antomonov Y. G, Kotova Y. B, Ponomarev I. D. [etc.] Mathematical models of excitation. – Kiev: "Naukova Dumka", 1965. 147. (Rus.) 2. Rangayan R. M. Analysis of biomedical signals. A Practical Approach. – Moscow: FIZMATLIT, 2007. 440. (Rus.) 3. Komantsev V. N. Methodical bases of clinical electroneuromyography [the manual for doctors]. – St. Petersburg. 2006. 355. (Rus.) 4. Safin D. R. Information-measuring system control bioelectric prosthesis [abstract]. – UFA: RB Health, 2011. 12. (Rus.) 5. O. G. Avrunin, A. A. Geletka, K. G. Selivanova. Modeling of the formation of the electromyographic interference signal. Energy conservation, energy, energy audit. Special Issue. – Kharkov: NTU "KPI", 2013. Vol 2, № 8 (14). 128-133. (Rus.) 6. A. M. Shayduk, S. A. Ostanin. Modelling of electromyographic signals by the means of LabVIEW News of Altai State University. – Barnaul Ed. of Alt. State. un.-ty. – Part 1 (65), 2010. 196-201. (Rus.) 7. E. P. Ostroukh, A. N. Osipov, N. S. Davydova [etc.]. Computer modeling of bioelectric activity of human muscular and skeletal system. Conference 44 graduate students. – Mn., 2008. 754-757. (Rus.) 8. E. P.

Ostroukh, A. N. Osipov, N. S. Davydova [etc.]. Program model of electromyographic signal muscles to specify composite compound. Medelectronics. Means of medical electronics and new medical technologies. – Mn., 2010. 130-137. (Rus.) **9.** A.V. Ovsyannikov. Mathematical modeling of non-stationary random processes based on stochastic differential equations. Mathematics and mathematical education. Theory and practice: Hi. Sat Nauchn. Tr. No.4 – Yaroslavl: Univ. YAGTU, 2004. 6. (Rus.) **10.** T. V. Nosova, T. V. Zhemchuzhkina, V. I. Radchenko. The question of electromyographic process modeling. East European Journal of advanced technology. – Kharkov, 2008. Issue number 5/5 (35). 33-36. (Rus.) **11.** D. Farina, R. Merletti, R. M. Enoka. The extraction of neural strategies from the surface EMG. J. Appl Physiol. 2004. V. 96. (Eng.) **12.** P. A. Kaplanis, C. S. Pattichis, L. J. Hadjileontiadis. Surface EMG analysis on normal subjects based on isometric voluntary contraction. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2009. No. 19. (Eng.) **13.** P. Zhou, Zev Rymer W. Can standard surface EMG processing parameters be used to estimate motor unit global firing rate? J. Neural Eng. 2004. V.31, No. 2. (Eng.) **14.** P. Aagaard. Training-induced changes in neural function. Exercise and Sport Sciences Reviews. 2003. V. 31, No. 2. (Eng.)

Надійшла (received) 09.06.2014

УДК 654.9:615.8

Л. А ПОСПЕЛОВ, д-р техн. наук, ведущий научный сотрудник НТУ «ХПИ»;

АКТУАЛЬНЫЕ ПРОБЛЕМЫ ЛОКАЛЬНОЙ ВЧ ГИПЕРТЕРМИИ И ПУТИ ИХ РЕШЕНИЯ

Работа посвящена анализу некоторых проблем, существующих в современной локальной высокочастотной гипертермии, решение которых способно существенно повысить эффективность комплексов, предназначенных для сочетанного лечения раковых заболеваний тяжёлых форм и глубокой локализации. Основу этой работы составляют оригинальные результаты более чем двадцатилетних исследований и разработок, с участием и под руководством автора настоящего сообщения. В настоящей работе описаны существенные пороки во всех коммерческих разработках ВЧ гипертермических комплексов, предназначенных для локальной гипертермии опухолей развитых форм и глубокой локализации.

Ключевые слова: онкология, гипертермия, тонометрия, термометрия, аппликаторы, алгоритм, хладагент, ВЧ.

Введение. С момента проведения Римского конгресса по онкологии[1] считается установленным высокая эффективность лечения рака с сочетанным применением гипертермии. Известны даже утверждения[2], что применение ВЧ гипертермии в сочетании с традиционными химио- и радиотерапией позволяет повысить вдвое пятилетнее выживание пролеченных больных. При этом уменьшается требуемая дозировка этих дорогостоящих и небезопасных для жизни этих пациентов препаратов и тем самым повышается качество их жизни. Учитывая заключение Всемирной организации здравоохранения о том, что начиная с 2003 года онкозаболевание становится главной причиной смертности населения, и эта тенденция будет сохраняться в последующие годы, гипертермия приобретает приоритетное значение в современной медицине. Поэтому, например, в Японии всем онкологическим больным, которым не

© Л. А. ПОСПЕЛОВ, 2014

противопоказана гипертермия, а их более 90%, отпускается эта процедура [2]. Есть сведения, что в некоторых странах Европы гипертермия стала обязательной в страховой медицине, тогда как химеотерапия входит в число платных услуг. В настоящее время наблюдается резкая активизация исследований и разработок в области гипертермии. Так согласно утверждениям руководителя интернет – кворума «ОНКОТЕРМ» С.В. Русакова [3], число публикаций по гипертермии превысило 20 000, что заметно превышает число работ по нетепловой терапии электромагнитным воздействием. В некоторых странах последние годы наблюдается бум в разработке и производстве ВЧ гипертермических комплексов. По проблеме гипертермии издаётся специализированный журнал и регулярно проводятся не мене двух международных конференций. В Японии строится завод по производству комплектующих для комплекса типа «Termotron - RF - 8», а в Румынии – завод по его производству. В Китае учреждено более шести фирм по разработке и производству отечественного китайского образца ВЧ гипертермических комплексов. В главном онкологическом центре Российской федерации (г. Обнинск) под руководством академика АН РФ Цыб Е.М. проводятся обширные клинические исследования ВЧ гипертермии, в частности, на комплексе «Супертерм», российского производства. Коллективом харьковских учёных проведен большой объём работ по созданию ВЧ гипертермического комплекса «Экстратерм - XXI» [4] и исследованию физико-технических проблем локальной ВЧ гипертермии [5]. Результаты этих работ опубликованы более чем в пятидесяти научных статей, докладов на конференциях, в Патентах на изобретения и в Отчётах по проведенным НИР. В результате наиболее значимых из них был создан первый и единственный на Украине оригинальный ВЧ гипертермический комплекс «Экстратерм – XXI» (в экспериментальном исполнении). Работа выполнена в соответствии с Постановлением Кабинета Министров Украины. Комплекс рекомендован Минздравом Украины для медико-технических испытаний и с этой целью поставлен в клинику. Ещё одно значимое исследование и разработка была проведена по контракту 3332 УНТЦ. В результате был разработан оригинальный электрод – аппликатор по типу полосковой линии, создающий предпосылку решения важной в ВЧ гипертермии проблемы – перегрева подкожного жира и других органов, характеризующихся пониженной диэлектрической проницаемостью, у пациента во время проведения гипертермической процедуры. И, несмотря на столь обширный и, казалось бы, всеобъемлющий процесс исследований разработок, проблем, и очень важных, в гипертермии ещё очень много. В наших публикациях давно уже доказана несостоятельность идеологических основ и технических решений всех без исключения и западных. и российских разработок. Причина возникновения этих пороков состоит в ажиотажном захвате рынка вроде бы перспективными изделиями. Этим же обусловлено и установление несуразно высокой монопольной цены на них – \$870000, без решения объёмных и дорогостоящих исследований и разрешения различного рода проблем, выявленных в процессе эксплуатации этих комплексов. Формулировке некоторых из наиболее актуальных физико-

технических проблем и обсуждению предложений по их разрешению и посвящен настоящий доклад.

Проблемы локальной ВЧ гипертермии. К ним можно отнести наличие и степень обоснованности алгоритма управления мощностью ВЧ генератора и температурой хладагента на участке поверхности тела пациента, через который водится ВЧ излучение. В статье С.В. Русакова[3], в рекламных проспектах на комплексы, да и в сообщении профессора Ямомото[2] указано, что обоснованного, хотя бы как-то, алгоритма разработчиками не предложено. Используется же методика введения в организм пациента излучения постоянной мощности (порядка 500 Вт) и практикуется подача к телу пациента хладагента с постоянной температурой -3°C [3]. При таком «лечении» происходит массивный ожог кожи и подкожного жира. Это визуально обнаруживается, а невидимые травмы внутренних органов, диэлектрическая проницаемость которых существенно ниже таковой мышечной ткани, в этих работах не обсуждается. А это нервные волокна, слои внутреннего жира, костные ткани и другие. Всё это травмируется неконтролируемым образом, никак и нигде не учитывается и поэтому остается вне внимания этого метода медицины. И устранение этого требует серьезного и длительного лечения уже в специальном ожоговом центре.

Недопустимой с позиций гуманизма проявляет себя практикуемая в этих комплексах термометрия внутренних органов. Дело в том, что без контроля температуры, на этом этапе развития гипертермии, проводить процедуру нельзя из соображений безопасности. Но разработчики и владельцы указанных комплексов, пренебрегая достижениями современной науки о методах неинвазивной термометрии, из побуждений получения максимальной прибыли, используют недопустимые методы инвазивной техники, вводя в организм пациента до восьми катетеров длиной до 10–15 см и диаметром до 7–8 мм. Устранение последствий такой термометрии требуют специального, серьезного и длительного лечения.

В подавляющем большинстве существующих на мировом рынке гипертермических комплексов используют для введения в тело пациента электромагнитного поля ёмкостные электроды, создающие в теле пациента нормальные к его поверхности напряжённости электрического поля. Ещё на заре развития ВЧ гипертермии было установлено, что такие поля формируют повышенные плотности электромагнитной энергии в тканях с пониженной диэлектрической проницаемостью. Так в подкожном жире эта величина в восемь раз может превосходить таковую в прилегающей мышечной ткани. При используемых мощностях (~ 500 Вт) электромагнитного поля это «гарантирует» ожог, или, в лучшем случае, – сильный болевой удар.

Обязательная при гипертермии тонометрия также далека от совершенства. Она основана на использовании метода Короткова, изобретенного ещё сто десять лет назад и несущего на себе «врожденный» порок – необходимость механического воздействия на артерию пациента. Эта процедура сама по себе

неприятна, и становится трудно переносимой пациентом при высоком уровне артериального давления. Кроме того, измерять артериальное давление желательно как можно чаще, а при использовании метода Короткова требуется выдерживать технологический перерыв в несколько минут.

Далека от совершенства и любая из используемых систем циркуляции хладагента, обеспечивающих неизбежное при гипертермии охлаждение поверхности тела пациента. Дело в том, что система формирования мощного теплового потока сильно инерционна. Тогда как система автоматического управления (АСУ) практически безинерционна. Это приводит к тому, что исполнение команды АСУ системой хладагента запаздывает, и возникает известный эффект, так называемой, «перерегулировки», когда регулируемая температура колеблется вокруг требуемых программой регулировки значений. Это может привести к появлению на теле пациента нагрева, или охлаждения, не совместимых с «Медико-техническими требованиями на гипертермический комплекс». Не заслуживает доверия принцип ориентации и не обосновано увеличение их числа более двух [5].

Некоторые наши новые важные результаты. На основе решения теоретической задачи распространения в модели тела пациента электромагнитных и тепловых полей построен и проверен на комплексе «Экстратерм - XXI», нагруженном на частный фантом пациента, оптимальный алгоритм управления гипертермической процедурой, исключающий не только ожог, но и болевой эффект.

Нами разработан, предварительно теоретически и экспериментально исследован излучательный электрод – аппликатор, создающий в теле пациента тангенциальные поля, исключающие накопления энергии в тканях организма, характеризуемых уменьшенными значениями показателя диэлектрической проницаемости. Найден способ и устройство для неинвазивного измерения температуры внутренних органов, способный обеспечить измерения с точностью, вплоть до $0,1^{\circ}\text{C}$.

Разработан способ устранения эффекта «перерегулировки» в системах циркуляции хладагента.

Разработана, теоретически и экспериментально исследована система непрерывной тонометрии, использующая метод анализа пульсовой волны и не содержащая электромеханических и резинотехнических элементов конструкции.

Разработана, создана в экспериментальном варианте, теоретически и экспериментально исследована криогенная система циркуляции хладагента.

Актуальные направления дальнейших разработок и исследований. Из проведенного выше анализа следуют актуальные задачи для дальнейших работ в этом направлении. Их можно кратко обозначить следующим образом.

Требуется развить метод построения оптимального алгоритма управления гипертермической процедурой с использованием ЯМР данных о конкретном пациенте и виртуального фантома как среды для распространения электромагнитных и тепловых полей, а на основе этого решения найти алгоритм при наличии известных медицинских ограничений.

Необходимо довести разработки созданных экспериментальных макетов (излучающий электрод- аппликатор; пульсволновой тонометр; криогенная система циркуляции хладагента; ультразвуковой термометр; адаптивный алгоритм с использованием массива данных ультразвукового термометра; комплекс «Экстратерм – XXI», использующий все эти наработки) до опытного образца. Требуется также большая работа по коммерциализации всех этих результатов, как в виде отдельных комплектующих и комплекса в целом, так и управляющего и адаптивного алгоритмов в виде программного продукта.

Заключение.

В настоящей работе описаны существенные пороки во всех коммерческих разработках ВЧ гипертермических комплексов, предназначенных для локальной гипертермии опухолей развитых форм и глубокой локализации. Дано изложение наших достижений по всем сформулированным выше проблемам. Сформулирована программа доведения полученных результатов до создания опытных образцов соответствующих приборов.

Список литературы: 1. Гипертермическая онкология. Материалы международного конгресса. Рим. 1998г. 2. Всеукраинский семинар совещание: «Состояние гипертермии в Украине». НИИ онкологии. Киев. 1998г. 3. Интернет – форум «Онкотерм» под руководством С. В. Русакова. <http://oncothermia.ru/?view=20362003> 4. *Поспелов Л. А. (1994) Міжнародній конференції: «СВЧ-техніка і супутниковий зв'язок», Севастополь, 1994.* 5. *Поспелов Л. А. Фізико-технічні проблеми ВЧ-гіпертермії. Доповідь Міжнародної конференції: «СВЧ-техніка і супутниковий зв'язок», Севастополь, 1995.*

Bibliography (transliterated): 1. Hyperthermic Oncology (1998). Proceedings of the International Congress. Rome. 1998. 2. Ukrainian seminar meeting: "The state of hyperthermia in Ukraine." Oncology Research Institute. Kiev. (1998). 3. Internet - Forum "Oncothermia" led by S. V. Rusakov <http://oncothermia.ru/?view=20362003>. 4. Pospelov L. A. (1994) Report International conference: "Microwave tehnika i satellite reception", Sevastopol. 5. Pospelov L. A. (1995) Physic-Technical merit problemi RF hypertermii. Report International conference: "Microwave tehnika i satellite reception", Sevastopol.

Надійшла (received) 02.06.2014

УДК 615.47

М. Ю. ТЫМКОВИЧ, аспирант, ХНУРЭ, Харьков;
О. Г. АВРУНИН, д-р. техн. наук, проф., ХНУРЭ, Харьков;
Х. И. ФАРУК, аспирант, ХНУРЭ, Харьков;

МЕТОДЫ ПЛАНИРОВАНИЯ НЕЙРОХИРУРГИЧЕСКИХ ДОСТУПОВ

В работе рассматриваются вопросы, связанные с разработкой компьютерной системы планирования нейрохирургических вмешательств. Одной из важных составляющих является определение значения инвазивности хирургического доступа. Рассмотрены различные подходы к определению инвазивности нейрохирургических доступов, выявлены их недостатки и преимущества. Показано, что карта инвазивности мозга человека является эффективным подходом при определении риска хирургического доступа.

© М. Ю. ТИМКОВИЧ, О. Г. АВРУНИН, Х. И. ФАРУК, 2014

Ключевые слова: система планирования, инвазивность доступа, хирургический доступ, нейрохирургическое вмешательство.

Введение. Стремительное развитие медицинской техники, и особенно, интроскопического оборудования, приводит современную нейрохиргию на качественно иной уровень. Использование актуальных техник визуализаций, кроме выявления структурных аномалий, дефектов, травм позволяет в некоторой степени определить анатомические особенности строения пациента, и, как следствие, учитывать их при выборе хирургических доступов.

Актуальность. Компьютерные системы планирования хирургических операций медицинского назначения широко применяются в медицинской практике. Это в первую очередь обусловлено сложностью расчета достоверного подхода, который бы привел к наиболее позитивному исходу вмешательства. В то же время, системы планирования позволяют решить данные проблемы, взяв на себя значительную часть задач.

Анализ последних исследований и литературы. Применение зарубежных коммерческих систем компьютерного планирования нейрохирургических вмешательств широко освещено в отечественной литературе [1-3]. Практические задачи реализуются за рубежом [4-7].

Цель работы. Разработка компьютерной системы планирования нейрохирургических вмешательств является главной задачей. При её разработке возникает важный вопрос, связанный с определением риска вмешательства конкретного хирургического доступа. Это в значительной степени опосредованно определяет качество системы планирования, и как следствие определяет исход операции, характер жизни пациента и т.п. Поэтому целью данной работы является исследование различных методов и подходов по определению инвазивности нейрохирургических доступов.

Структура компьютерной системы планирования нейрохирургических вмешательств. Рассмотрим обобщенную структурную схему компьютерной системы планирования нейрохирургических вмешательств (см. рис. 1).

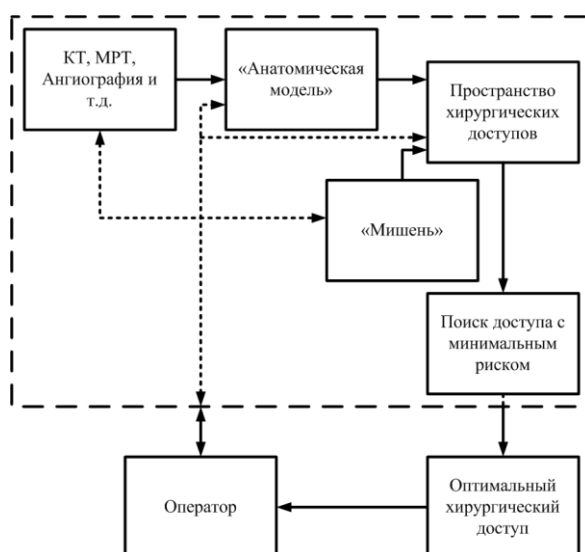


Рис. 1 – Обобщенная структурная схема компьютерная система планирования нейрохирургических вмешательств

Данные интроскопического исследования загружаются в систему, по этим данным строится анатомическая модель, которая описывает пациента в соответствии с определенными предположениями. Основываясь на анатомической модели, а также мишени определяется пространство хирургических доступов. Весь процесс выбора хирургического доступа управляется оператором, результатом работы системы планирования нейрохирургических вмешательств является оптимальный хирургический доступ, который вычисляется по пространству возможных хирургических доступов, либо совокупность таких доступов [8-12].

На рис. 2 представлен пример нейрохирургического доступа к цели T.

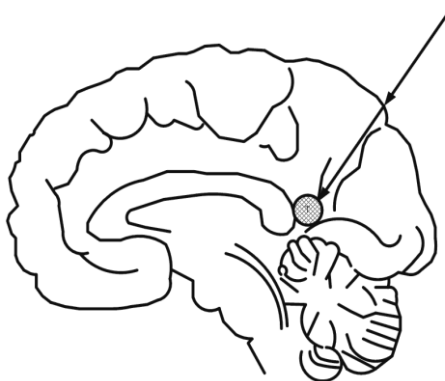


Рис. 2 – Иллюстрация нейрохирургического доступа

Инвазивность хирургического доступа. Для оценки конкретного хирургического доступа необходимо формализовать параметры, определяющие риск такого доступа. Это позволяет конкретному хирургическому доступу выставить в соответствие численное значение, которое характеризует его инвазивность, и как следствие выбрать наименее травматический нейрохирургический доступ.

Каждый элемент траектории хирургического доступа n ($x(n)$, $y(n)$, $z(n)$) описывается выражением (1) исходя из координат цели (x_T , y_T , z_T), интактных координат (x_M , y_M , z_M), а также шага (Δt).

$$\begin{cases} x(n) = x_T + (x_I - x_T)n \cdot \Delta t; \\ y(n) = y_T + (y_I - y_T)n \cdot \Delta t; \\ z(n) = z_T + (z_I - z_T)n \cdot \Delta t, \end{cases} \quad (1)$$

Результаты исследований. Следует принять во внимание, что стереотаксический доступ представляет собой прямой доступ к мишени в трёхмерном пространстве (1). В данной же работе, в качестве иллюстраций будем использовать двумерные схемы, с целью увеличения наглядности материала и улучшения его восприятия. Исходя из этого, хирургический доступ в одной плоскости однозначно определяется мишенью и углом.

Рассмотрим различные методы к определению инвазивности хирургического доступа.

Наиболее простым методом (2), описывающим риск (R_E) хирургического доступа, является расстояние от внешней точки траектории (интактной – Т), к точке стереотаксической мишени (I).

$$R_E = \sqrt{(Tx - Ix)^2 + (Ty - Iy)^2} \quad (2)$$

На рис. 3 представлен риск хирургического вмешательства по (2) для 24 доступов, причем, чем меньше риск, тем темнее он представлен в геометрическом представлении (рис. 3 а).

Нормализованные значения риска приведены на рис. 3 б (квадрат расстояния и расстояние). Таким образом, данный метод к определению значения риска хирургического вмешательства не учитывает анатомические особенности строения человеческого мозга, и поэтому он не может быть использован в реальных нейрохирургических планирующих системах.

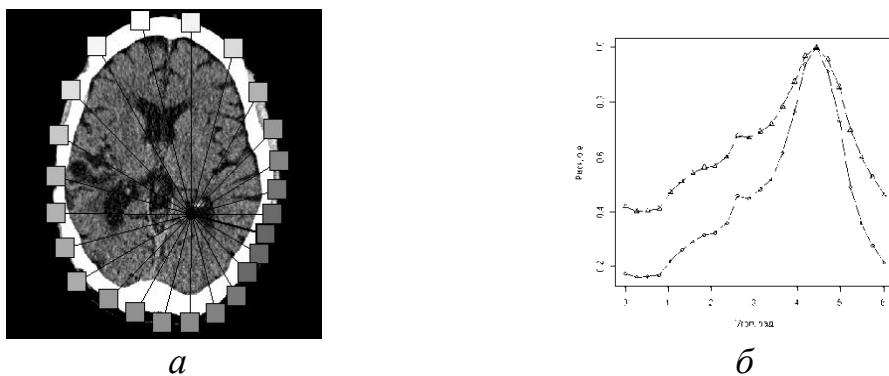


Рис. 3 – Риск нейрохирургического доступа:
а – геометрическое представление; б – графическое представление

Поэтому необходимо включить персональную объемную карту инвазивности, которая бы учитывала физиологическую значимость каждой анатомической структуры, а также опасность при хирургическом воздействии [8].

На рис. 4 представлен пример КТ-снимка мозга человека и соответствующей ему присвоенная карта инвазивности (чем светлее изображение структуры, тем выше риск при хирургическом вмешательстве). Следует принять во внимание, что использование дополнительного интроскопического исследования как ангиография, позволяет расширить и значительно улучшить карту инвазивности.

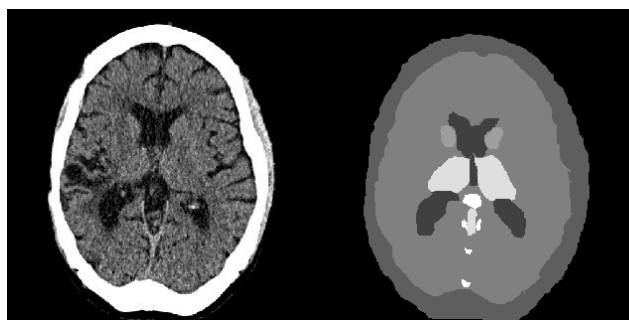


Рис. 4 – КТ срез мозга и карта инвазивности

Это объясняется в первую очередь большим значением индекса инвазивности для кровеносных сосудов. Воспользовавшись картой инвазивности, риск вмешательства (R_A) можно выразить суммой значений индексов (ID) вдоль исследуемого хирургического вмешательства (3).

$$R_A = \sum_{i=1}^N ID_i \quad (3)$$

На рис. 5 представлено пример расчета нейрохирургического доступа по (2) и (3). Как видно из рис. 5 б, в подходе по (3), появляются дополнительные минимумы, которые соответствуют оптимальным путям в данном срезе. С уменьшением шага угла, определяющим хирургический доступ, увеличивается точность, а также обнаруживаются подходы, которые располагаются возле опасных анатомических структур (структур с высоким риском при хирургическом вмешательстве).

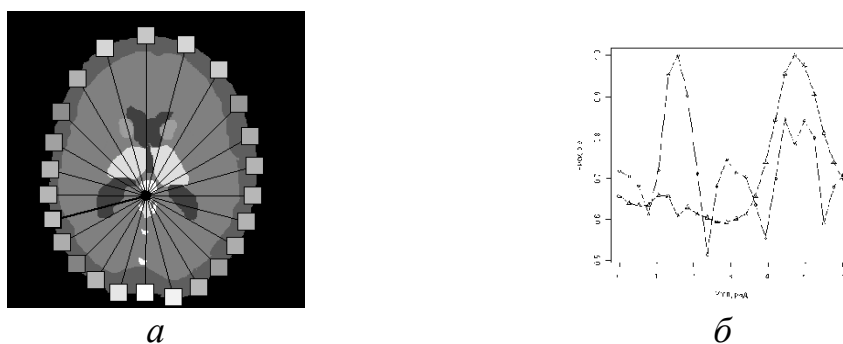


Рис. 5 – Риск нейрохирургического доступа
 а – геометрическое представление; б – графическое представление

Выводы. В результате исследования были сделаны следующие выводы:

- карта инвазивности структур головного мозга является эффективным подходом к определению риска хирургического доступа;
- выбор хирургического доступа должен учитывать геометрию хирургического инструмента, а также погрешность наведения стереотаксической системы;
- точность навигационного устройства должна быть на порядок выше разрешения визуализации;
- при выборе хирургического доступа следует принимать во внимание возможные смещения структур головного мозга, в соответствии с типом трепанации.

Перспективным направлением для дальнейших исследований в данной области является реализация описанных подходов в компьютерной системе планирования нейрохирургических вмешательств. Также необходимо определить стандартные хирургические доступы, взятие во внимание которых позволит определять траекторию, в том числе при минимуме с широким пологим участком.

Список литературы: 1. О. Ю. Чувашова. Изменения функционально значимых проводящих путей головного мозга при глиомах низкой степени анаплазии по данным магниторезонансной

трактографии / *О. Ю. Чувашова, К. О. Робак* // Український нейрохірургічний журнал. – Київ, 2013. – № 4. – С. 29-34. **2.** *В. Д. Розуменко*. Применение данных магниторезонансной трактографии в нейронавигационном сопровождении хирургических вмешательств при опухолях полушарий большого мозга / *В. Д. Розуменко, О. Ю. Чувашова, В. И. Рудица* [и др.] // Український нейрохірургічний журнал. – Київ, 2011. – № 2. – С. 65-69. **3.** *В. Д. Розуменко*. Применение мультимодальной нейронавигации в хирургии опухолей головного мозга / *В. Д. Розуменко, А. В. Розуменко* // Український нейрохірургічний журнал. – Київ, 2010. – № 4. – С. 51-57. **4.** *N. V. Navkar*. Visualization and Planning of Neurosurgical Interventions with Straight Access / *N. V. Navkar, N. V. Tsekos, J. R. Stafford* [и др.] // Proc. of Int'l Conf. on Information Processing in Computer-Assisted Interventions (IPCAI), 2010. – С. 1-11. **5.** *C. Essert*. Automatic Computation of Electrodes Trajectories for Deep Brain Stimulation / *C. Essert, C. Haegelen, F. Lalys* [и др.] // International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery (IJCARS), 2012. – С. 1-16. **6.** *R. R. Shamir*. Trajectory planning method for reduced patient risk in image-guided neurosurgery: concept and preliminary results / *R. R. Shamir, L. Joskowicz, L. Antiga* [и др.] // Proc. of SPIE Vol. 7625. Medical Imaging 2010: Visualization, Image-Guided Procedures, and Modeling, 2010. **7.** *R. R. Shamir*. Trajectory Planning with Augmented Reality for Improved Risk Assessment in Image-Guided Keyhole Neurosurgery / *R. R. Shamir, M. Horn, T. Blum* [и др.] // IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: From Nano to Macro (ISBI 2011), – Chicago, 2011. **8.** *О. Г. Аврунин*. Определение степени инвазивности хирургического доступа при компьютерном планировании оперативных вмешательств / *О. Г. Аврунин, М. Ю. Тымкович, Х. И. Фарук* // Бионика интеллекта. – Харьков, 2013. – №2. – С. 101-104. **9.** *M. Vaillant*. A Path-Planning Algorithm for Image-Guided Neurosurgery / *M. Vaillant, C. Davatzikos, R. H. Taylor* [и др.] // First Joint Conference Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine and Medical Robotics and Computer-Assisted Surgery. – Grenoble, 1997. – С. 467-476. **10.** *E. J. L. Brunenberg*. Automatic Trajectory Planning for Deep Brain Stimulation: A Feasibility Study / *E. J. L. Brunenberg, A. Vilanova, V. Visser-Vandewalle* [и др.] // MICCAI. – 2007. – Part I. – С. 584-592. **11.** *J. Beyer*. High-Quality Multimodal Volume Rendering for Preoperative Planning of Neurosurgical Interventions / *J. Beyer, M. Hadwiger, S. Wolfsberger, K. Buhler* // Visualization and Computer Graphics. – V. 13, – I. 6, – С. 1696-1703. **12.** *R. R. Shamir*. A method for planning safe trajectories in image-guided keyhole neurosurgery / *R. R. Shamir, I. Tamir, E. Dabool* [и др.] // Med Image Comput Assist Interv. – 2010, – С. 457-464.

Bibliography (transliterated): **1.** *O. Y. Chuvashova K. O. Robak*. Changes of functionally significant pathways of the brain at low-grade gliomas according to magnetic resonance tractography. Ukrainian Neurosurgical Journal. Kyiv, 2013. № 4. 29-34. **2.** *V. D. Rozumenko, O. Y. Chuvashova, V. I. Ruditsa* [et al]. MR-tractography in image-guided surgery of brain tumors. Ukrainian Neurosurgical Journal. Kyiv, 2011. № 2. 65-69. **3.** *V. D. Rozumenko, A. V. Rozumenko*. Multimodal neuronavigation using in surgery of brain tumors. Ukrainian Neurosurgical Journal. Kyiv, 2010. № 4. 51-57. **4.** *N. V. Navkar, N. V. Tsekos, J. R. Stafford* [et al]. Visualization and Planning of Neurosurgical Interventions with Straight Access. Proc. of Int'l Conf. on Information Processing in Computer-Assisted Interventions (IPCAI), 2010. 1-11. **5.** *C. Essert, C. Haegelen, F. Lalys* [et al]. Automatic Computation of Electrodes Trajectories for Deep Brain Stimulation. International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery (IJCARS), 2012. 1-16. **6.** *R. R. Shamir, L. Joskowicz, L. Antiga* [et al]. Trajectory planning method for reduced patient risk in image-guided neurosurgery: concept and preliminary results. Proc. of SPIE Vol. 7625. Medical Imaging 2010: Visualization, Image-Guided Procedures, and Modeling, 2010. **7.** *R. R. Shamir, M. Horn, T. Blum* [et al]. Trajectory Planning with Augmented Reality for Improved Risk Assessment in Image-Guided Keyhole Neurosurgery. IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: From Nano to Macro (ISBI 2011). Chicago. 2011. **8.** *O. G. Avrunin, M. Y. Tymkovych, H. I. Farouk*. Determining the degree of invasiveness of surgical access for planning surgery. Bionics of Intelligence. Kharkov, 2013. №2. 101-104. **9.** *M. Vaillant, C. Davatzikos, R. H. Taylor* [et al] A Path-Planning Algorithm for Image-Guided Neurosurgery. First Joint Conference Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine and Medical Robotics and Computer-

Assisted Surgery. Grenoble, 1997. 467-476. **10.** E. J. L. Brunenberg, A. Vilanova, V. Visser-Vandewalle [et al]. Automatic Trajectory Planning for Deep Brain Stimulation: A Feasibility Study. MICCAI. 2007. Part I. 584-592. **11.** J. Beyer, M. Hadwiger, S. Wolfsberger, K. Buhler. High-Quality Multimodal Volume Rendering for Preoperative Planning of Neurosurgical Interventions. Visualization and Computer Graphics. V. 13. I. 6. 1696-1703. **12.** R. R. Shamir, I. Tamir, E. Dabool [et al]. A method for planning safe trajectories in image-guided keyhole neurosurgery. Med Image Comput Assist Interv. 2010. 457-464.

Надійшла (received) 05.07.2014

УДК 621.391.26

А. С. ПОРЕВА, ассистент, НТУУ «КПИ», Киев;

А. А. МАКАРЕНКОВА, канд. физ-мат. наук, Институт Гидромеханики НАН Украины, Киев;

А. С. КАРПЛЮК, канд. техн. наук, НТУУ «КПИ», Киев;

А. А. ГОНЧАРЕНКО, студент кафедры ФБМЭ, НТУУ «КПИ», Киев

ПРИМЕНЕНИЕ ПОЛИСПЕКТРАЛЬНОГО АНАЛИЗА ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ ПРИЗНАКОВ В ЗВУКАХ ДЫХАНИЯ БОЛЬНЫХ ХОБЛ

В работе предложен метод анализа звуков дыхания здоровых людей и пациентов с хронической обструктивной болезнью легких (ХОБЛ) на основе статистик высших порядков, а именно на расчетах функции бикогерентности и коэффициентов асимметрии. Разработана итерационная методика анализа зарегистрированных на грудной клетки пациентов звуков дыхания, позволившая с высокой степенью вероятности классифицировать состояние здоровья пациентов. В результате предложенной методики, основанной на расчете функций бикогерентности и коэффициентов асимметрии, выполнена классификация звуков по категориям «здоровый» и «болен ХОБЛ».

Ключевые слова: звуки дыхания, функция бикогерентности, коэффициент асимметрии, ХОБЛ, биспектр.

Введение. Заболевания бронхолегочной системы являются наиболее распространенными патологиями в мире, приводящие к смерти пациентов. На четвертом месте среди причин смертности во всем мире занимает хроническая обструктивная болезнь легких. Как показали исследования, распространенность заболеваний ХОБЛ возрастает с каждым годом [1], поэтому поиск новых методов диагностики данной болезни был и остается является актуальной задачей для ученых.

За последние годы проведен большой объем научных работ по идентификации ХОБЛ, основанных на различных подходах, таких как измерения форсированных колебаний с использованием нейронных сетей [2, 3], объектно-ориентированный методологии [4], обработка КТ-изображений [5-7] и другие.

Наряду с этим все более широкое применение в медицине находит и электронная аускультация, которая позволяет выявлять и объективизировать характерные диагностические признаки заболеваний бронхолегочной системы. В

© А. С. ПОРЕВА, А. А. МАКАРЕНКОВА, А. С. КАРПЛЮК, А. А. ГОНЧАРЕНКО, 2014

этой области также активно ведутся исследования, которые наряду с классическими подходами, такими, как частотный и частотно-временной анализы, как, например в [8], используются и новые подходы при решении данной проблемы, такие как расчет энтропийных характеристик [9, 10], вейвлет-анализ [11, 12] и другие.

Однако ни один из предложенных способов не позволяет со стопроцентной вероятностью выявлять и объективизировать ХОБЛ, а потому исследования в данной области продолжаются.

В данной работе предлагается новый метод анализа звуков дыхания – на основе статистик высокого порядка, а именно расчет функций бикогерентности и коэффициентов асимметрии.

Метод исследования. Сложная природа звуков дыхания является причиной применения к их анализу методик статистик высших порядков. Так, интерес может вызывать не только спектральные составляющие звуков дыхания, а также и фазовые составляющие. Для этого используют функцию бикогерентности (функция несимметрии):

$$\gamma_3(f_1, f_2) = \frac{|B(f_1, f_2)|^2}{P(f_1)P(f_2)P(f_1 + f_2)}, \quad (1)$$

где $B(f_1, f_2)$ – биспектр сигнала $B_k(f_1, f_2) = X_k(f_1)X_k(f_2)X_k^*(f_1 + f_2)$ и $P(f)$ – спектр мощности $P_k(f) = |X_k(f)|^2$, $X_k(f)$ – преобразование Фурье исходного сигнала $x(t)$; $\gamma_3(f_1, f_2)$ является безразмерной функцией [13].

Функция бикогерентности определяется информацией о фазовой структуре процесса, при этом устраняется влияние амплитудной структуры спектра.

Для анализа звуков дыхания в работе использовался также расчет коэффициентов асимметрии:

$$c_3 = K_3 / \sigma^3 \quad (2)$$

где σ^2 – дисперсия, K_3 – кумулянт 3-го порядка:

$$K_3(\tau_1, \tau_2) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T x(t)x(t - \tau_1)x(t - \tau_2)dt \quad (3)$$

Ненулевые значения коэффициента асимметрии позволяет оценить характер и степень отклонения процесса от гауссова шума в рамках одномерного распределения.

Результаты исследования. В данном исследовании были проанализированы звуки легких 21 здоровых людей и 79 больных ХОБЛ. Для каждого пациента звуки легких синхронно регистрировались в четырех каналах: два – на грудной клетке впереди и два – на спине. Точки фиксации датчиков выбирались врачом. В результате выявлены определенные характерные признаки, позволяющие отнести исследуемый звук к категории здоровых либо больных. На основе этих признаков предлагается методика классификации

звуков дыхания на базе итерационного алгоритма, суть которого заключается в следующем.

1) Вначале рассчитывалось значение функции бикогерентности, несущее в себе информацию о фазовых составляющих биспектра. Было выявлено, что 91% звуков легких здоровых пациентов имеют максимальное значение функции бикогерентности $\gamma_{3\max}$, усредненное по четырем регистрируемым каналам, менее 20. Для больных ХОБЛ 85% имели значение бикогерентности более 50. На рис. 1 представлены гистограммы распределения значений функции бикогерентности здоровых людей и пациентов с ХОБЛ (при этом для соблюдения соизмеримого масштаба и удобства представления значения $\gamma_{3\max} > 120$ для больных ХОБЛ на график не выведены).

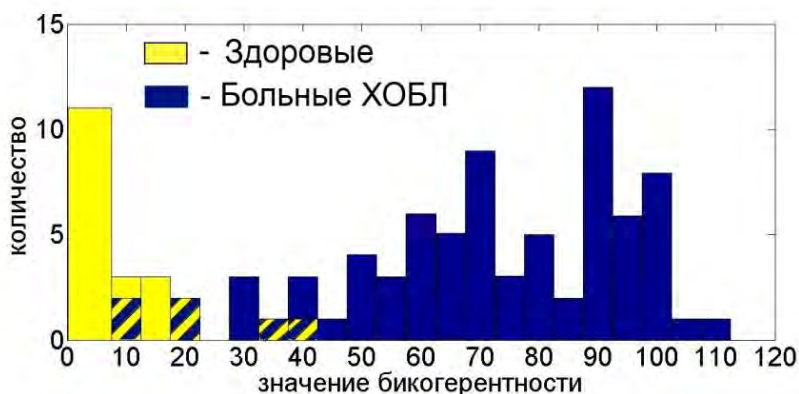


Рис. 1 – Гистограммы распределения значений функции бикогерентности здоровых людей и пациентов с ХОБЛ

Т.о, в данной методике первый этап является приоритетным. Если значение $\gamma_{3\max} < 20$, принимается решение о том, что пациент здоров, если $\gamma_{3\max} > 50$ – болен. Можно также рассматривать не усредненное по всем каналам значение $\gamma_{3\max}$, а в каждом канале отдельно, поскольку для врача часто важным является не только классификация здоров - болен как таковая, а и место локализации дополнительных дыхательных шумов, свидетельствующих о наличии патологии.

2) В случае неопределенности, когда $20 < \gamma_{3\max} < 50$, или же для уточнения принятого решения, применялся второй этап анализа, на котором рассматривался диагональный срез трехмерного представления функции бикогерентности. На рис. 2 и рис. 3 представлены примеры типичных трехмерных представлений функции бикогерентности в четырех регистрируемых каналах для здорового и больного ХОБЛ соответственно. Рис. 4 и рис. 5 иллюстрируют диагональные срезы этих функций бикогерентности. Видно, что характерный вид бикогерентной поверхности больного ХОБЛ имеет широкие плоские области высоких значений функции бикогерентности (рис. 2). У здоровых же типичными являются частые узкие остrokонечные вершины (рис. 3).

Кроме того, для здоровых характерно наличие вершин для значений бичастот $f < 0,05$, а для больных ХОБЛ в большинстве случаев такие «всплески» бикогерентности отсутствуют, что хорошо видно на графиках диагональных срезов бикогерентности (рис.4 и рис.5).

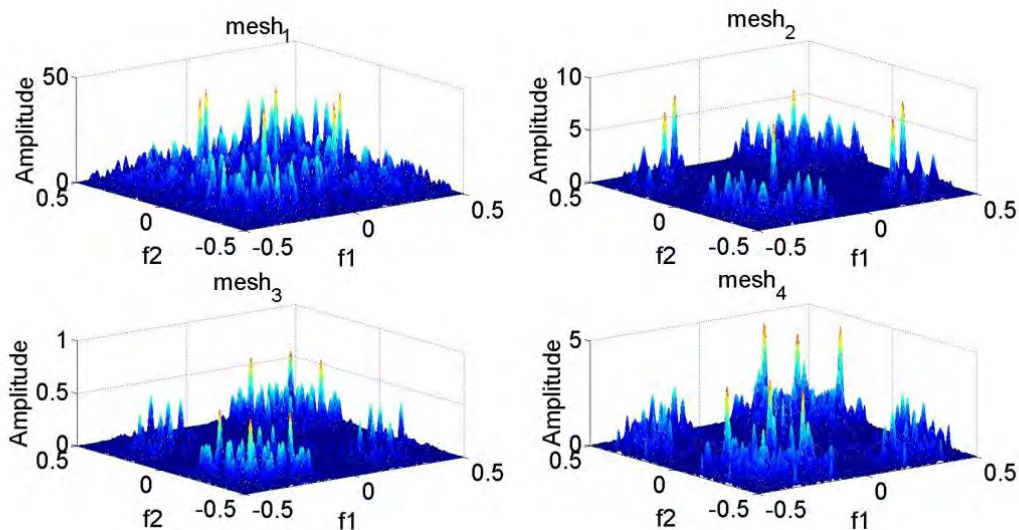


Рис. 2 – Трехмерное представлений функции бикогерентности звуков дыхания здорового человека

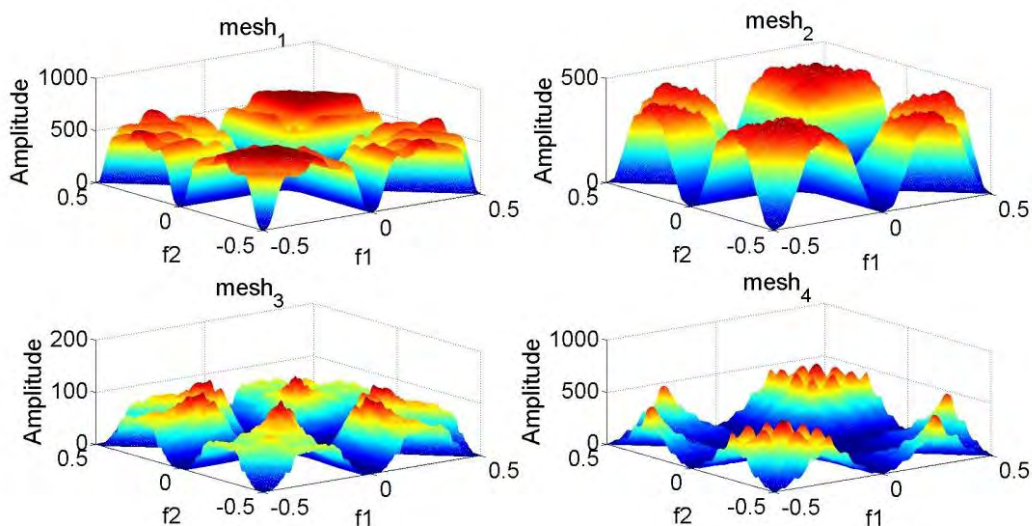


Рис. 3 – Трехмерное представлений функции бикогерентности звуков дыхания пациента с ХОБЛ

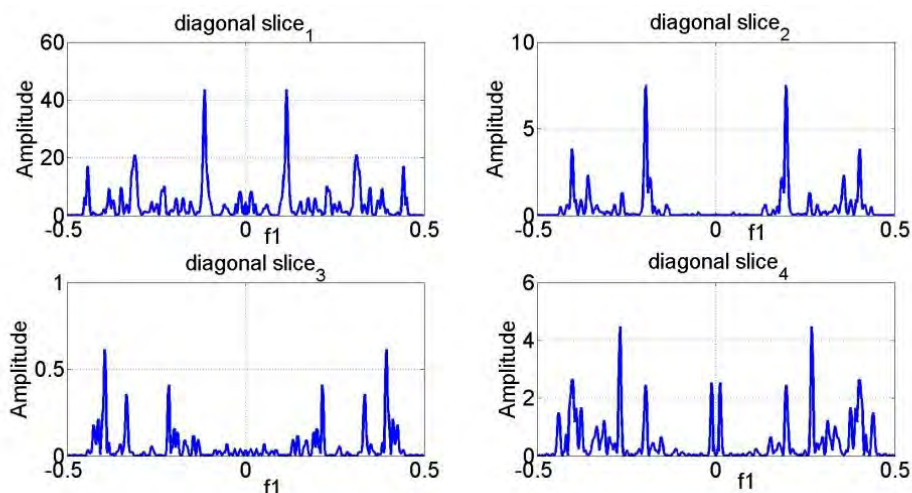


Рис. 4 – Диагональный срез функции бикогерентности звуков дыхания здорового человека

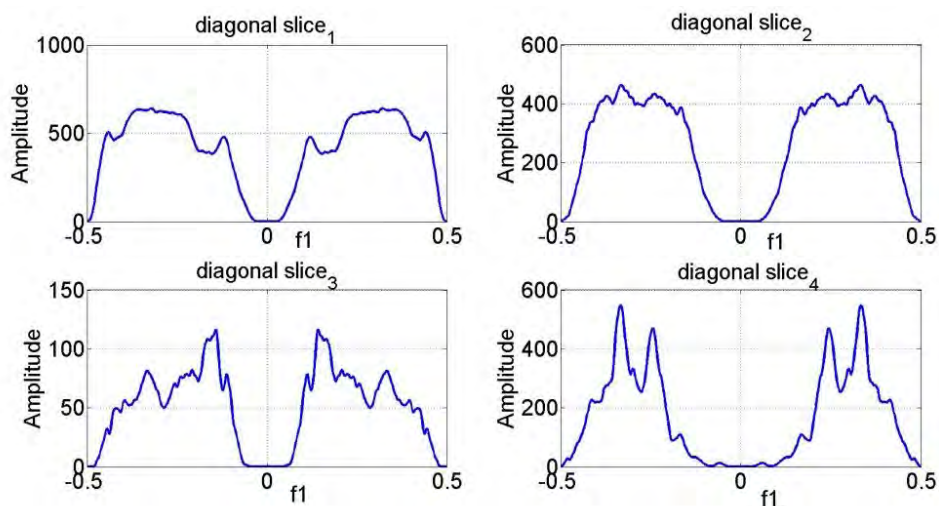


Рис. 5 – Диагональный срез функции бикогерентности звуков дыхания пациента с ХОБЛ

3) Еще одним дополнительным уточняющим характерным признаком может служить значение модуля функции асимметрии c_3 , который также относится к аппарату статистик высокого порядка. В данном исследовании рассчитывалось усредненное значение коэффициентов асимметрии по всем четырем каналам, однако можно рассматривать и каждый канал по-отдельности. В таблице 1 приведены некоторые из исследуемых в работе значения усредненных коэффициентов c_3 и $\gamma_{3\max}$ для здоровых и больных ХОБЛ. Видно, что для здоровых пациентов c_3 не превышает значение 0,09, в то время, как для больных ХОБЛ это значение в 82% случаях всех измерений была значительно больше 0,1.

Рассмотренные выше графики трехмерного представления и диагонального среза функции бикогерентности звуков дыхания (рис. 1 и рис. 3) соответствуют приведенным в таблице данным здорового пациента №1. Аналогично графики на рис. 2 и рис. 4 соответствуют данным больного ХОБЛ №1 в таблице 1.

Приведем некоторые комментарии к данным таблицы 1. У здорового № 6 $\gamma_{3\max} > 20$, однако при этом $c_3 = 0,065 < 0,9$. У больных №4 и №7 $\gamma_{3\max} < 50$, однако, помимо вида бикогерентной поверхности, не приведенной в данной статье, показательным является значение $c_3 > 0,1$. У больного №6 $c_3 < 0,9$, но при этом первый приоритетный признак $\gamma_{3\max} > 50$.

Таблица 1 – Коэффициенты асимметрии c_3 и значения бикогерентности $\gamma_{3\max}$ здоровых людей и пациентов с ХОБЛ

№	Здоровые пациенты		№	Больные ХОБЛ	
	c_3	$\gamma_{3\max}$		c_3	$\gamma_{3\max}$
1	0.055	14.04	1	0.301	441.84
2	0.056	0.58	2	0.246	66.65
3	0.089	13.43	3	0.755	110.38
4	0.057	14.44	4	0.300	10.77
5	0.015	0.14	5	0.204	106.96
6	0.065	32.87	6	0.069	199.79
7	0.044	0.48	7	0.167	37.53
8	0.064	6.13	8	0.409	64.63

Т. о., при совокупности рассмотренных признаков предложенный итерационный метод в 94% случаях верно классифицировал пациентов по категориям «здоров» и «болен ХОБЛ».

Выводы. В данном исследовании проведен анализ звуков дыхания здоровых людей и пациентов с хроническими обструктивными заболеваниями легких. В результате предложенной методики, основанной на расчете функций бикогерентности и коэффициентов асимметрии, выполнена классификация звуков по категориям «здоровый» и «болен ХОБЛ». Показано, что данный метод является достаточно информативным, обладает высокой точностью и может быть полезным инструментом при диагностике бронхолегочных заболеваний.

Список литературы: 1. Nemes, R. M. Bodyplethysmography and helium dilution method in patients with COPD: correlation between functional and respiratory clinical parameters / Nemes, R. M.; Postolache, P.; Oлару, M. [and other] // E-Health and Bioengineering Conference (EHB), 2013, vol., no., pp.1,4, 21-23 Nov. 2013. 2. Amaral, J. L M. Automatic identification of Chronic Obstructive Pulmonary Disease Based on forced oscillation measurements and artificial neural networks / Amaral, J. L M; Faria, A. C D; Lopes A. J. [and other] // Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE , vol., no., pp.1394,1397, Aug. 31 2010-Sept. 4 2010. 3. Ionescu, C.- M. Relations Between Fractional-Order Model Parameters and Lung Pathology in Chronic Obstructive Pulmonary Disease / Ionescu, C.- M.; De Keyser, R. // Biomedical Engineering, IEEE Transactions on , vol.56, no.4, pp.978,987, April 2009. 4. Badnjevic, A. Integrated software suite for diagnosis of respiratory diseases / Badnjevic, A.; Cifrek, M.; Koruga, D. // EUROCON, 2013 IEEE , vol., no., pp.564,568, 1-4 July 2013. 5. Sorensen, L. Texture-Based Analysis of COPD: A Data-Driven Approach / Sorensen, L.; Nielsen, M.; Pechin Lo [and other.] // Medical Imaging, IEEE Transactions on, vol.31, no.1, pp.70,78, Jan. 2012. 6. Song, G. Computational analysis of HRCT images for characterization and differentiation of ILD and COPD / Song, G.; Barbosa, E.; Tustison, N. [and other] // Biomedical Imaging: From Nano to Macro, 2009. ISBI '09. IEEE International Symposium on, vol., no., pp.999,1002, June 28 2009-July 1 2009. 7. Hosseini, M. P. A novel method for identification of COPD in inspiratory and expiratory states of CT images / Hosseini, M. P.; Soltanian-Zadeh, H.; Akhlaghpour, S. // Biomedical Engineering (MECBME), 2011 1st Middle East Conference on , vol., no., pp.235,238, 21-24 Feb. 2011. 8. Макаренкова А. А. Исследование и объективизация дополнительных звуков дыхания у больных ХОБЛ / Макаренкова А. А. // Акустичний вісник, Том 13, № 3, 2010, с. 31-41. 9. Jianmin Zhang. A Novel Wheeze Detection Method for Wearable Monitoring Systems / Jianmin Zhang; Wee Ser; Jufeng Yu; Zhang, T. T. // Intelligent Ubiquitous Computing and Education, 2009 International Symposium on, vol., no., pp.331,334, 15-16 May 2009. 10. Aydore, S. Classification of respiratory signals by linear analysis / Aydore, S.; Sen, I.; Kahya, Yasemin P.; Mihcak, M. K. // Engineering in Medicine and Biology Society, 2009. EMBC 2009. Annual International Conference of the IEEE , vol., no., pp.2617,2620, 3-6 Sept. 2009. 11. Marshall, A. Applications of signal recognition algorithms to diagnosis and monitoring in chest medicine / Marshall, A.; Boussakta, S.; Pearson, S. B. // Medical Applications of Signal Processing, 2005. The 3rd IEE International Seminar on (Ref. No. 2005-1119), vol., no., pp.121,124, 3-4 Nov. 2005. 12. Taplidou, S. A. Analysis of Wheezes Using Wavelet Higher Order Spectral Features / Taplidou, S. A.; Hadjileontiadis, L. J. // Biomedical Engineering, IEEE Transactions on , vol.57, no.7, pp.1596,1610, July 2010. 13. Новиков А. К. Полиспектральный анализ. [Монография] / А. К. Новиков – ЦНИИ им. акад. А.Н. Крылова, 2002 – 180 с.

Bibliography (transliterated): 1. Nemes, R.- M.; Postolache, P.; Oлару, M. [and other]. Bodyplethysmography and helium dilution method in patients with COPD: correlation between functional and respiratory clinical parameters. E-Health and Bioengineering Conference (EHB). 2013. vol. 1, no. 4. 21-23 Nov. 2013. 2. Amaral, J. L M; Faria, A. C D; Lopes A. J. [and other]. Automatic identification of Chronic Obstructive Pulmonary Disease Based on forced oscillation measurements and

artificial neural networks. Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE , vol., no., pp.1394,1397, Aug. 31 2010-Sept. 4 2010.

3. Ionescu, C.- M.; De Keyser, R. Relations Between Fractional-Order Model Parameters and Lung Pathology in Chronic Obstructive Pulmonary Disease. Biomedical Engineering, IEEE Transactions on , vol.56, no.4, pp.978,987, April 2009.

4. Badnjevic, A.; Cifrek, M.; Koruga, D. Integrated software suite for diagnosis of respiratory diseases. EUROCON, 2013 IEEE , vol., no., pp.564,568, 1-4 July 2013.

5. Sorensen, L.; Nielsen, M.; Pechin Lo [and other.]. Texture-Based Analysis of COPD: A Data-Driven Approach. Medical Imaging, IEEE Transactions on, vol.31, no.1, pp.70,78, Jan. 2012.

6. Song, G.; Barbosa, E.; Tustison, N. [and other.]. Computational analysis of HRCT images for characterization and differentiation of ILD and COPD. Biomedical Imaging: From Nano to Macro, 2009. ISBI '09. IEEE International Symposium on, vol., no., pp.999,1002, June 28 2009-July 1 2009.

7. Hosseini, M. P.; Soltanian-Zadeh, H.; Akhlaghpour, S. A novel method for identification of COPD in inspiratory and expiratory states of CT images. Biomedical Engineering (MECBME), 2011 1st Middle East Conference on , vol., no., pp.235,238, 21-24 Feb. 2011.

8. Makarenkova A. A. Research and objectification additional breath sounds in patients with COPD. Akustichny visnyk, Vol. 13, № 3, 2010, c. 31-41.

9. Jianmin Zhang; Wee Ser; Jufeng Yu; Zhang, T. T. A Novel Wheeze Detection Method for Wearable Monitoring Systems. Intelligent Ubiquitous Computing and Education, 2009 International Symposium on, vol., no., pp.331,334, 15-16 May 2009.

10. Aydore, S.; Sen, I.; Kahya, Yasemin P.; Mihcak, M. K. Classification of respiratory signals by linear analysis. Engineering in Medicine and Biology Society, 2009. EMBC 2009. Annual International Conference of the IEEE , vol., no., pp.2617,2620, 3-6 Sept. 2009.

11. Marshall, A.; Boussakta, S.; Pearson, S. B. Applications of signal recognition algorithms to diagnosis and monitoring in chest medicine. Medical Applications of Signal Processing, 2005. The 3rd IEE International Seminar on (Ref. No. 2005-1119), vol., no., pp.121,124, 3-4 Nov. 2005.

12. Taplidou, S. A.; Hadjileontiadis, L. J. Analysis of Wheezes Using Wavelet Higher Order Spectral Features. Biomedical Engineering, IEEE Transactions on , vol.57, no.7, pp.1596,1610, July 2010.

13. Novikov A. K. Polyspectral analysis. [monograph]. – CNII name Acad. A. N. Krylov, 2002. 180.

Надійшла (received) 15.06.2014

УДК 615.47:616-07

С. С. ЛАПТА, канд. техн. наук, доц., УИПА, Харьков;
Л. А. ПОСПЕЛОВ, д-р техн. наук, вед. науч. сотрудник НТУ «ХПИ»;
О. И. СОЛОВЬЁВА, канд. техн. наук, преп., ХУВС, Харьков;

КОМПЬЮТЕРНАЯ РАННЯЯ ДИАГНОСТИКА САХАРНОГО ДИАБЕТА МЕТОДАМИ МАТЕМАТИЧЕСКОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ

В статье рассмотрена проблема повышения качества ранней диагностики сахарного диабета, выявления предшествующих ему состояний с нарушенной толерантностью к глюкозе. Предлагается новая система компьютерной ранней диагностики сахарного диабета на основе математического моделирования динамики гликемии и параметрической идентификации модели для обследуемого пациента по клиническим данным проведенного у него перорального теста толерантности к глюкозе. Ее преимущество в возможности выявления латентных форм СД перед действующей официальной системой Всемирной организации здравоохранения установлено статистически достоверно.

Ключевые слова: система диагностики, сахарный диабет, математическая модель, дифференциальное уравнение.

© С. С. ЛАПТА, Л. А. ПОСПЕЛОВ, О. И. СОЛОВЬЁВА, 2014

Введение. Проблема повышения качества ранней диагностики сахарного диабета типа 2 (СД2), выявления предшествующих ему состояний с нарушенной толерантностью к глюкозе (НТГ), когда заболевание находится еще в латентной форме и не привело еще к опасным осложнениям, всегда была актуальной для медицины [1]. Основой ранней диагностики СД2 является лабораторно обнаруженная гипергликемия. Однако для прогноза развития состояния пациента нужна дополнительная информация об инсуляторном аппарате, которую можно получить непосредственно по содержанию инсулина или С-пептида в крови. Так как их прямое определение сложно и при массовых обследованиях недостаточно точно, эти методы не получили клинического значения. Уже давно для этой же цели был предложен простой косвенный метод исследования нейрого르몬альной регуляции гликемии по ее изменению в процессе глюкозной нагрузки – перорального теста толерантности к глюкозе (ПТТГ) [1, 2].

Этот метод основан на том, что экзогенная глюкоза стимулирует секрецию инсулина, а динамика изменения гликемии отражает его действие.

Однако данные ПТТГ прямо не характеризуют состояние системы регуляции уровня гликемии в связи с неконтролируемыми энтеральными помехами [1]. Согласно рекомендациям Всемирной организации здравоохранения (ВОЗ) 1985 г диагностика СД основывалась лишь на двух гликемических значениях ПТТГ – базальном g_b и на 120 минуте g_{120} [2]. В последних рекомендациях ВОЗ (1999 г) ограничились уже лишь одним базальным значением гликемии [3].

Известно, что, несмотря на эти рекомендации ВОЗ, эндокринологи до сих пор продолжают использовать в работе достаточно подробный ПТТГ. Из значений теста на основе большого клинического опыта врачу удается получить дополнительную не поддающуюся формализации диагностическую информацию, которая позволяет ему поставить экспертный диагноз НТГ более определенный, чем по рекомендациям ВОЗ 85, тем более 99 гг. Следовательно, у ПТТГ имеются потенциальные, в полной мере не используемые, диагностические возможности. Для их реализации в количественной форме необходим был эффективный способ анализа данных этого теста на основе выделения полезной информации на фоне энтеральных помех [4]. Надо было найти некоторые новые диагностические параметры СД, значения которых определялись бы по данным ПТТГ.

Цель исследования состоит в повышении информативности ПТТГ при ранней диагностике СД путем устранения энтеральных помех и выделения из его данных диагностической информации о нейрого르몬альных факторах НТГ.

Организовать и эффективно провести массовую скрининговую диагностику НТГ возможно лишь при надежной, простой методике обследования и при ее автоматизации в виде биотехнической системы (БТС) диагностики СД на основе современных компьютерных технологий [5]. Под БТС компьютерной диагностики состояния отдельной функциональной биосистемы организма человека понимают комплекс взаимосвязанных

биологической и технической подсистем, объединенных едиными алгоритмами управления с целью наилучшего выполнения функции диагностики [6].

БТС диагностики СД, обсуждаемая, по-видимому, впервые в работе [6] помимо типовых, стандартных блоков и узлов в своей основе должна содержать эффективную объективную медицинскую систему диагностики СД, допускающую автоматизацию. Таким образом, необходимым условием разработки БТС диагностики СД является наличие чувствительных специфических его диагностических параметров, способа определения их значений с требуемой точностью их измерений, а также критериев диагностируемых состояний: НОРМА, НТГ и СД, чего не было до последнего времени. Поэтому реализовать идею БТС диагностики СД до сих пор не представлялось возможным.

Среди многочисленных безуспешных попыток решения этого вопроса уже давно была высказана идея получения динамических характеристик системы регуляции уровня гликемии у пациента по гликемическим данным его ПТТГ методами компьютерного математического моделирования [6]. Предлагалось построить математическую модель процессов углеводного обмена у пациента. Ее числовые коэффициенты, значения которых должны определяться по данным теста, предполагалось использовать в качестве диагностических параметров СД [6]. Такой способ диагностики допускает автоматизацию, в результате которой может быть получена БТС диагностики СД. Однако, до последнего времени эти идеи не были воплощены в практику в связи с физиологической неадекватностью и принципиальной неэффективностью предлагавшихся для этой цели математических моделей углеводного обмена [7].

Предложенная в работе [7] модель динамики гликемии имеет следующий вид:

$$\begin{aligned} \frac{dy}{dt} &= (1 - \alpha) f(t) - \beta^- Es(y(t - \tau)) + \beta^+ Es(-y(t - \tau)) - \\ &- \gamma Es(y(t - 1)) - \delta Es(g(t - 1) - g^*), \\ t &\geq 0, \\ y(t) = \phi(t) &= 0, \end{aligned} \quad (1)$$

Это дифференциальное уравнение 1-го порядка с запаздывающим аргументом. Здесь t – время, измеряемое в минутах, $y = y(t) = g(t) - g_b$ – отклонение текущего уровня гликемии $g(t)$ от его базального значения g_b , измеряемые в мг% (количество мг глюкозы на 100 мл крови), τ – время запаздывания в нейрогормональной регуляции уровня гликемии, обладающей инерционностью, α , β^- , β^+ , γ , δ , g^* – параметры, имеющие физиологический смысл, числовые значения которых определяются по гликемическим данным глюкозотолерантного теста обследуемого пациента $f(t)$ – интенсивность перорального поступления в кровь экзогенной глюкозы, которую можно представить в виде [7]:

$$f(t) = \frac{D}{G + d/2 + 1/m} \cdot \begin{cases} 0, & t < 0, \\ \frac{t}{d}, & 0 \leq t < d, \\ 1, & d \leq t < d + G, \\ e^{-m(t-d-G)}, & t \geq d + G, \end{cases} \quad (2)$$

с нормированной на 100 мл крови дозой $D = 1500$ мг %.

Результаты исследования. Для индивидуализации модели динамики гликемии (1) были использованы гликемические данные пациентов, полученные в клинике Института эндокринной патологии АМН Украины.

Значения параметров модели динамики гликемии практически однозначно определяют характер и вид гликемической кривой глюкозотолерантного теста. Они несут интегральную информацию о состоянии системы регуляции углеводного обмена и, следовательно, могут быть использованы для ее общей диагностики.

Несмотря на относительный и условно-субъективный характер дифференциации гликемических состояний пациента на НОРМУ, НТГ и СД имеются вполне точные количественные представления об отделяющих их границах [2]. Определение значений параметров g_b , α и β , соответствующих этим граничным гликемическим кривым, позволило предложить следующие критерии диагностики состояния механизма регуляции углеводного обмена у пациента, представленные в табл. 1. В этой таблице для сравнения приведены также критерии диагностики СД и НТГ по системе диагностики ВОЗ 1985 г, которая до сих пор используется в Украине.

Таблица 1 – Сравнение критериев действующей и предлагаемой новой систем диагностики СД и НТГ, основанных на анализе гликемических данных ПТТГ (размерность гликемии g_b , g_{120} – мг%, β – мин⁻¹, параметр α – безразмерный)

Диагноз	Системы диагностики				
	ВОЗ, 1985 г		Предлагаемая новая		
	Параметры		Параметры		
	g_b	g_{120}	g_b	α	β в %
НОРМА	60-100	<140	60-100	> 0,92	>1,50
НТГ	100-120	140-200	100-120	0,85-0,92	0,40-1,50
СД	>120	>200	>120	< 0,85	< 0,40

При этом относительная частота обнаружения НТГ в данной группе пациентов, имеющих его, составляет:

$$w_{ВОЗ} = \frac{20}{60} = 0, (3) = 33,3\%, \quad (3)$$

по системе диагностике ВОЗ, и

$$w_{нов} = \frac{39}{60} = 0,65 = 65 \%, \quad (4)$$

по новой системе.

Таким образом, на данной группе пациентов обе объективные формализованные системы диагностики СД по гликемическим данным ПТТГ проявили себя значительно менее чувствительными, чем экспертная диагностика. Чувствительность системы ВОЗ составляет 1/3, а у новой системы диагностики примерно – 2/3 чувствительности экспертной системы. При этом очевидно также превосходство в чувствительности новой диагностики над диагностикой ВОЗ.

Частоты (3), (4) являются выборочными точечными оценками генеральных относительных частот, иначе статистических вероятностей $p_{ВОЗ}$ и $p_{нов}$ обнаружения НТГ по соответствующим системам диагностики. Доверительные интервалы для величин $p_{ВОЗ}$ и $p_{нов}$ находятся с использованием биномиального распределения, которое может быть представлено через F-распределение Фишера. С помощью таблицы этого распределения найдены границы 95% доверительного интервала для вероятности p обнаружения НТГ для обеих систем диагностики:

$$21,3\% < p_{ВОЗ} < 46,7\%, \quad 52,6\% < p_{нов} < 76,1\%. \quad (5)$$

Очевидно, что для сужения доверительных интервалов (6) и получения более точных результатов в дальнейшем необходимо увеличение численности обследуемых пациентов. Полученные результаты (6) означают, что искомые вероятности обнаружения НТГ сравниваемыми методами с достоверностью 95% находятся в указанных непересекающихся интервалах и предлагаемая новая система диагностики действительно более чувствительна, чем официальная система ВОЗ 1985 г.

Таблица 2 – Распределение численности 57 обследованных пациентов с экспертным диагнозом НТГ и НОРМОЙ по параметру ВОЗ g_{120} по различным сочетаниям дифференциальных диагнозов по параметрам α и β в новой системе диагностики

Диагноз по параметру		β		Σ
		НОРМА	НТГ	
α	НОРМА	30	12	42
	НТГ	13	2	15
Σ		43	14	57

Выводы и перспективы дальнейших разработок. Таким образом, даже предварительный анализ сравнения двух систем диагностики СД и НТГ – действующей и новой, использующих гликемические данные ПТТГ пациента,

показал очевидные преимущества последней из них в возможности дифференциального описания состояний с НТГ.

Обнаруженное статистически достоверное превосходство новой системы диагностики СД над системой ВОЗ в чувствительности обнаружения НТГ не случайно, оно обусловлено увеличением числа используемых физиологически содержательных параметров.

Новая система диагностики СД, уступая в чувствительности экспертной системе, самой надежной и точной в настоящее время, превосходит ее в объективности и возможности автоматизации, что позволяет построение на ее основе БТС диагностики.

Используя математическую модель динамики гликемии, учитывающей поступление экзогенной глюкозы через кишечник [7], впервые удалось выделить и произвести отдельный учет нейрогормональных факторов на фоне энтеральных помех.

Помимо чисто научной значимости, это позволило ввести принципиально новые диагностические параметры СД – коэффициенты модели, индивидуализированной для обследуемого пациента по клиническим данным проведенного у него ПТТГ. Среди этих параметров выделены три первоочередных параметра, наиболее важных для диагностики.

На их основе предложена новая система ранней диагностики СД, преимущество которой в возможности выявления латентных форм СД перед действующей официальной системой ВОЗ установлено статистически достоверно. Она позволяет поставить диагноз более определенный, чем по рекомендациям ВОЗ, подобно современным экспертным достижениям лучших эндокринологов, основанным на интуиции.

Список литературы: 1. Балаболкин М. И. Диабетология. / М. И. Балаболки. – М.: Медицина, 2000. 672 с. 2. Сахарный диабет: Доклад исследовательской группы. сер. техн. докл. ВОЗ. – М. Мед. 1987. 125 с. 3. Definition, Diagnosis and Classification of Diabetes Mellitus and its Complications: Report of a WHO Consultation. Part 1: Diagnosis and Classification of Diabetes Mellitus. – Geneva: WHO. Department of Noncommunicable Disease Surveillance, 1999. 59p. 4. Фролькис А. В. Функциональная диагностика заболеваний кишечника./ А.В. Фролькис– М. Медицина. 1973, - 256 с. 5. Ахутин В. М. Бионические аспекты синтеза биотехнических систем. / В. М. Ахутин В кн. Информационные материалы: Кибернетика. – М. 1976, №4 (92). С. 3-26. 6. Итоги науки и техники. Математическая биология и медицина. т. 3. Биомедицинские математические модели и их идентификация. Под ред. В.И. Толокнова. – М. ВИНТИ. 1989. 218 с. 7. С.И. Ланта. Анализ физиологической адекватности математических моделей углеводного обмена и динамики гликемии. / С.И. Ланта Системи обробки інформації. Збірник наукових праць. – Харків. ХВУ. 2004. Вип. 2. С. 42-45.

Bibliography (transliterated): 1. Balabolkin M.I. Diabetologija. Moscow: Medicina, 2000. 672. 2. Saharnyj diabet: Doklad issledovatel'skoj gruppy. ser. tehn. dokl. VOZ. Moscow. Med. 1987. 125. 3. Definition, Diagnosis and Classification of Diabetes Mellitus and its Complications: Report of a WHO Consultation. Part 1: Diagnosis and Classification of Diabetes Mellitus. – Geneva: WHO. Department of Noncommunicable Disease Surveillance. 1999. 59. 4. Frol'kis A.V. Funkcional'naja diagnostika zabojevanij kishechnika. M. Medicina. 1973. 256. 5. Ahutin V.M.

Bionicheskie aspekty sinteza biotekhnicheskikh sistem. Informacionnye materialy: Kibernetika. – Moscow. 1976. №4 (92). 3-26. 6. Itogi nauki i tehniki. Matematicheskaja biologija i medicina. t. 3. Biomedicinskie matematicheskie modeli i ih iden-tifikacija. Pod red. V.I. Toloknova. – Moscow. VINITI. 1989. 218. 7. S.I. Lapta. Analiz fiziologi-cheskoj adekvatnosti matematicheskikh modelej uglevodnogo obmena i dinamiki glike-mii. Sistemi obrobki informacii. Zbirnik naukovih prac'. Kharkiv. HVU. 2004. Vip. 2. 42-45.

Надійшла (received) 25.06.2014

УДК 615.47:616-07

Е. И. СОКОЛ, д-р техн. наук, НТУ «ХПИ», чл.- кор. НАНУ;
С. С. ЛАПТА, канд. техн. наук, доц., УИПА, Харьков;
Л. А. ПОСПЕЛОВ, д-р техн. наук, вед. науч. сотрудник НТУ «ХПИ»;
О. И. СОЛОВЬЁВА, канд. техн. наук, преп., ХУВС, Харьков

РАСЧЕТ РЕЖИМОВ ИНСУЛИНОТЕРАПИИ НА ОСНОВЕ МАТЕМАТИЧЕСКОГО КОМПЬЮТЕРНОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ

Современная инсулиноterapia предусматривают подбор режима компенсации сахарного диабета на пациенте, что сопряжено с возможностью скорого летального исхода при передозировке инсулина. Поэтому методы не позволяют достигнуть необходимой степени компенсации диабета, гарантирующей от его поздних сосудистых осложнений. В статье предлагается способ точного компьютерного расчета режима инсулиноterapia на основе математического моделирования динамики гликемии, которая позволяет эффективно имитировать реальные терапевтические процедуры с инсулином.

Ключевые слова: математическое моделирование, компьютерное моделирование, инсулиноterapia.

Введение. Известно, что сахарный диабет (СД), сопровождающийся синдромом гипергликемии и состоящий в нарушении всех видов обмена веществ, прежде всего углеводного обмена, смертельно опасен не только сам по себе, но также и своими поздними сосудистыми осложнениями [1]. При современном состоянии медицины СД – неизлечимое заболевание. Его лечение сахаропонижающими препаратами, наиболее радикальным из которых является инсулин, имеет характер замещающей терапии. При этом путем ослабления гипергликемии у больного СД можно эффективно предотвратить опасность развития у него гипергликемической комы. Однако общепризнанно, что смертельно опасные отдаленные сосудистые осложнения диабета до сих пор практически неизбежны даже при соблюдении всех рекомендаций медиков [2]. Применяемые в настоящее время чисто эмпирические методы инсулиноterapia не позволяют достигнуть достаточной компенсации СД (состояния с нормальным уровнем глюкозы в крови) с гарантией недопустимости гипогликемии, опасной быстрым летальным исходом.

© Е. И. СОКОЛ, С. С. ЛАПТА, Л. А. ПОСПЕЛОВ, О. И. СОЛОВЬЁВА, 2014

Постановка и актуальность рассматриваемой проблемы. Разработка режимов инсулинотерапии для компенсации СД опирается на опыт и интуицию врача и является сейчас не столько расчетом, сколько искусством. Это обусловлено отсутствием эффективных достаточных объективно формализованных диагностических характеристик заболевания и индивидуальными отличиями его протекания у каждого больного [1]. При эмпирическом подборе режима терапии СД, опасаясь возможности гипогликемического состояния, врач вынужден ограничиваться лишь ослаблением гипергликемии пациента. В результате состояние пациента остается недостаточно компенсированным, что обрекает его на поздние сосудистые осложнения. Помочь врачу в расчетах режима терапии СД, повысить его уверенность в безопасности достижения нормогликемии у пациента и, соответственно, предотвратить развитие осложнений СД у него могли бы предварительные компьютерные эксперименты на индивидуализированной для этого пациента математической модели динамики гликемии.

Предшествующие исследования по данной проблеме, неразрешенные ранее ее аспекты. Хотя идея применения математического моделирования для расчета оптимального режима инсулинотерапии была высказана давно [2], реализовать ее до последнего времени не представлялось возможным в связи с физиологической неадекватностью и принципиальной неэффективностью предлагавшихся для этой цели математических моделей углеводного обмена [3]. Несмотря на их номинальную многочисленность, все они в своей основе имеют одну из двух оригинальных базовых моделей: модель перорального теста толерантности к глюкозе (ПТТГ) Болье (1961) [4] и модель внутривенного теста толерантности к глюкозе (ВТТГ) Бергмана-Кобелли (1979) [5]. Первая из них в упрощенной однокомпарментной форме имеет вид [6]:

$$\begin{cases} V g' = f_1(g, i) + G', \\ V i' = f_2(g, i) + I'. \end{cases} \quad (1)$$

Как было показано в работе [3], первое уравнение системы (1) опирается на гипотетическую, физиологически неадекватную взаимосвязь динамики гликемии и инсулинемии. Согласно с ней скорость утилизации глюкозы определяется уровнем инсулина в крови. Эта гипотеза противоречит авторитетным физиологическим данным, полученным на человеке и приведенным в статье [7].

Модели второй группы, описывающие гликемическую кривую ВТТГ, являются модификациями модели Бергмана-Кобелли [5]:

$$\begin{cases} \frac{dg(t)}{dt} = -\alpha [g(t) - g_b] - X(t)g(t), & g(0) = g_0, \\ \frac{dX(t)}{dt} = -\beta X(t) + \gamma [i(t) - i_b], & X(0) = 0. \end{cases} \quad (2)$$

Радикальная переработка Бергманом и Кобелли модели Болье (1) не затронула физиологической неадекватности ее первого уравнения. Поэтому модель Бергмана-Кобелли (2) также физиологически неадекватна.

Недавно была предложена оригинальная математическая модель динамики гликемии в виде дифференциального уравнения 1-го порядка с запаздывающим аргументом [3]. Она физиологически адекватна и позволяет универсальное воспроизведение всей гликемической кривой при любой глюкозной нагрузке.

Цель статьи. Цель статьи состоит в обобщении новой модели динамики гликемии [3] на случай экзогенного поступления в кровь инсулина и разработка на ее основе методики расчета оптимального режима инсулинотерапии СД. В связи с тем, что традиционная подкожная инъекция дозы инсулина требует учета ее неконтролируемого рассасывания при прохождении в кровь, для простоты ограничимся рассмотрением внутривенного его введения, что также представляет интерес для клинической практики.

Материалы и методы исследования. При модификации предложенной ранее модели динамики гликемии [3] на случай многосуточного поступления экзогенной глюкозы в кровь в результате переваривания пищи и внутривенного введения экзогенного инсулина она принимает следующий вид относительно отклонения $y(t) = g(t) - g_b$ текущего уровня гликемии $g(t)$ от его базального значения g_b (натощак):

$$\begin{aligned} \frac{dy}{dt} &= (1 - \alpha)f(t) - \lambda \frac{di}{dt} - \beta^- Es(y(t - \tau)) + \beta^+ Es(-y(t - \tau)) - \\ &- \gamma Es(y(t - 1)) - \delta Es(g(t - 1) - g^*), \quad t \geq 0, \\ y(t) = \phi(t) &= 0, \quad -\tau \leq t < 0. \end{aligned} \quad (3)$$

Это дифференциальное уравнение 1-го порядка с запаздывающим аргументом [8].

Параметры модели следует подбирать для каждого пациента таким образом, чтобы предварительно индивидуализированная для него по его клиническим данным ПТТГ модель динамики гликемии (3) воспроизводила его суточный гликемический профиль. Такая подробная суточная гликемическая кривая здорового человека, заимствованная из работы [1], приведена на рисунке 1.

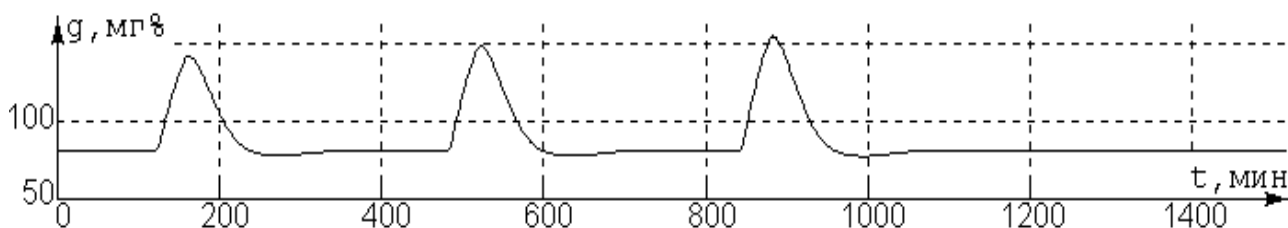


Рис. 1 – Суточный гликемический профиль пациента в норме

Все параметры модели (3) имеют определенный физиологический смысл. Он связан с инсулинозависимой и инсулиннезависимой утилизацией глюкозы тканями, эндогенной продукцией глюкозы и с глюкозурией. Инсулинозависимая утилизация глюкозы в свою очередь, обусловлена интенсивностью секреции инсулина и его восприимчивостью тканями.

Численный анализ модели (3) проводился в системе для инженерных расчетов MatLab 6.1 [9]. Числовые значения параметров модели находились в процессе численных экспериментов в соответствии с клиническими гликемическими данными обследуемого пациента стандартными методами оптимизации, которые состоят в минимизации значений целевой функции

$$F(X) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |y(t_i, X) - y^*(t_i)|^2, \quad (4)$$

где $X = (\alpha, \beta^-, \gamma, \beta^+, \delta, \tau)$ – вектор параметров, N – число проведенных измерений гликемии, $y^*(t_i)$ – клиническое значение отклонения уровня гликемии от его базального значения, измеренное в момент времени t_i , $y(t_i, X)$ – значение функции (3), принимаемое в момент времени t_i .

Результаты исследования. Численные эксперименты по инсулинотерапии СД, проведенные на модели динамики гликемии (3), показали, что на ней можно эффективно имитировать реальные терапевтические процедуры с инсулином.

По-видимому, следует считать достигнутую степень компенсации СД у пациента полной, если вся скорректированная его гликемическая кривая выходит на стационарный режим ежесуточного повторения и находится при этом в полосе между заданными минимальным и максимальным значениями для нормальной гликемической кривой в течение суток: 60 – 135 мг%. Это гарантирует пациента от развития смертельно опасных поздних сосудистых осложнений и скоротечной гипогликемической комы.

В качестве примера на рис. 2 показан результат коррекции патологической суточной гликемической кривой, приведенной ранее на рис. 1, при введении 27 кратковременных инъекций инсулина длительностью до 1 минуты.

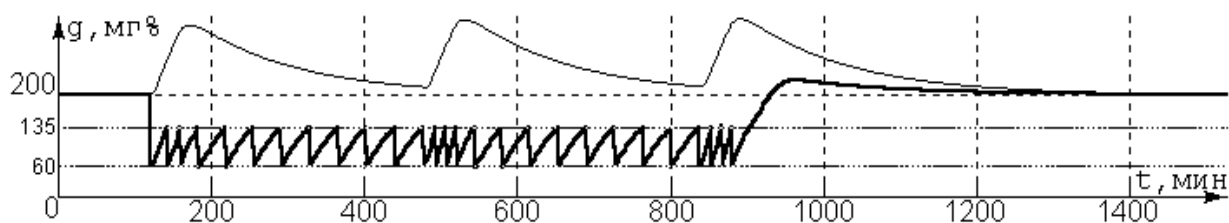


Рис. 2 – Коррекция патологической гликемической кривой больного СД

Разумеется, продемонстрированную на рис. 2 коррекцию патологической гликемической кривой больного СД за счет многочисленных инъекций инсулина нельзя признать приемлемой основой для компенсации у него диабета. Основная причина их многочисленности связана с компенсацией не постпрандиальной

гипергликемии, а стационарного гипергликемического базального уровня пациента. По-видимому, эту составляющую компенсации эффективнее производить не отдельными инъекциями инсулина, а постоянной фоновой его инфузией. В качестве примера на рис. 3 представлен результат многосуточной нормализации уровня гликемии с помощью дозатора инсулина у пациента с СД, суточный гликемический профиль которого до коррекции приведен на рис. 1.

Такой дозатор может обеспечить суперпозицию стационарной фоновой и дополнительной временной инфузии инсулина. Компьютерные эксперименты с моделью дозатора показали, что за счет подбора интенсивности фоновой инфузии инсулина можно эффективно снизить естественный гипергликемический базальный уровень пациента g_b до любого заранее заданного искусственно скорректированного значения.

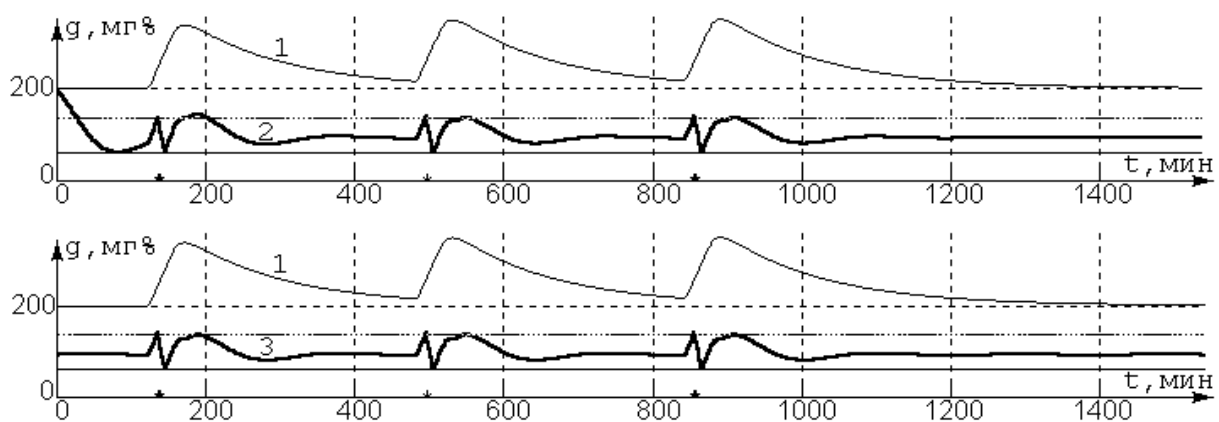


Рис. 3 – Результат многосуточной нормализации уровня гликемии с помощью дозатора инсулина

Выводы и перспективы дальнейших разработок. Таким образом, предлагаемый компьютерный способ расчета режима коррекции гликемического профиля больного СД для его нормализации на основе индивидуализированной для него математической модели динамики гликемии (4) позволяет просто и эффективно получить необходимый результат. Этот метод может быть непосредственно применен в клинической практике для более точного и надежного расчета дозы внутривенной инъекции инсулина и ожидаемого гипогликемического эффекта в неотложных случаях гипергликемической комы. Метод может быть использован также при индивидуальной настройке автоматизированного дозатора инсулина.

В перспективе этот метод возможно распространить на разработку режима дополнительной инсулинотерапии для пациента, который до этого уже получал лечение, но оно оказалось недостаточным. При этом целесообразно проводить ПТТГ и снимать суточный гликемический профиль у него, не отменяя прежний режим терапии. В этом случае возникает сложная проблема моделирования у пациента динамики гликемии с предварительной терапией, осложненная незнанием объективных характеристик его системы регуляции углеводного обмена и неизвестной его чувствительностью к применяемым препаратам. Возможно также

обобщить предложенный компьютерный метод расчета режима инсулинотерапии на традиционно применяемую схему с подкожными инъекциями.

Список литературы: 1. Definition, Diagnosis and Classification of Diabetes Mellitus and its Complications: Report of a WHO Consultation. Part 1: Diagnosis and Classification of Diabetes Mellitus. Geneva: WHO. Department of Noncommunicable Disease Surveillance, 1999. 59p. 2. *Толокнов В.И.* Итоги науки и техники ВИНТИ. Сер. Бионика. Биокibernетика. Биоинженерия. т. 5. Биокibernетические аспекты "Искусственной бета-клетки. М., 1987. 65 с. 3. *Ланга С.И.* Динамика ауторегуляции уровня гликемии: запаздывание или последствие? Радиоэлектроника и информатика. 2003. № 2. С. 143-147. 4. *Bolie V.W.* Coeficients of normal blood glucose regulation // J. Appl. Physiol. 1961. V.16. P.783-788. 5. *Bergman R.N., Ider Y.Z., Bowden C.R., Cobelli C.* Quantitative estimation of insulin sensitivity // Am. J. Physiol. 1979. V.236. E667-E677. 6. *Болье В.* Теория глюкозо-инсулиновой обратной связи. В сб. Электроника в медицине. Рига. 1962. С. 175-184. 7. *De Fronzo R., Ferrannini E., Hendler R. et al.* Influence of hyperinsulinemia, hyperglycemia, and the route of dluucose administration on splanchnic glucose exchange. Proc. Natl. Acad. Sci. USA. v. 75, №10, 1978, P. 5173-5177. 8. *Беллман Р., Кук К.Л.* Дифференциально-разностные уравнения. Москва. Мир. 1967. 548 с. 9. *Дьяконов В.* MATLAB: учебный курс. – СПб: Питер, 2001. – 560 с. 16.

Bibliography (transliterated): 1. Definition, Diagnosis and Classification of Diabetes Mellitus and its Complications: Report of a WHO Consultation. Part 1: Diagnosis and Classification of Diabetes Mellitus. Geneva: WHO. Department of Noncommunicable Disease Surveillance, 1999. 59. 2. Toloknov V.I. Itogi nauki i tehniki VINITI. Ser. Bionika. Biokibernetika. Bioinzhenerija. t. 5. Biokiberneticheskie aspekty "Iskusstvennoj beta-kletki. Moscow. 1987. 65. 3. Lapta S.I. Dinamika autoreguljacji urovnja glikemii: zapazdyvanie ili posledejstvje? Radio-jelektronika i informatika. 2003. № 2. 143-147. 4. Bolie V.W. Coeficients of normal blood glucose regulation // J. Appl. Physiol. 1961. V.16. P.783-788. 5. Bergman R.N., Ider Y.Z., Bowden C.R., Cobelli C. Quantitative estimation of insulin sensitivity // Am. J. Physiol. 1979. V.236. E667-E677. 6. Bol'e V. Teorija gljukozo-insulinovoj obratnoj svjazi. V sb. Jelektronika v medicine. Riga. 1962. 175-184. 7. De Fronzo R., Ferrannini E., Hendler R. et al. Influence of hyperinsulinemia, hyperglycemia, and the route of dluucose administration on splanchnic glucose exchange. Proc. Natl. Acad. Sci. USA. v. 75, №10, 1978. 5173-5177. 8. Bellman R., Kuk K.L. Differencial'no-raznostnye uravnenija. Moscow. Mir. 1967. 548. 9. D'jakonov V. MATLAB: uchebnyj kurs. SPb: Piter, 2001. 560. 16.

Надійшла (received) 26.06.2014

УДК 615.47:616-07

С. С. ЛАПТА, канд. техн. наук, доц., УИПА, Харьков;
Л. А. ПОСПЕЛОВ, д-р техн. наук, вед. науч. сотрудник НТУ «ХПИ»;
О. И. СОЛОВЬЁВА, канд. техн. наук, преп., ХУВС, Харьков;

ОТРИЦАТЕЛЬНАЯ ОБРАТНАЯ СВЯЗЬ ПО ПАРАМЕТРУ В ГОМЕОСТАТИЧЕСКОЙ КОЛЕБАТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЕ

Статья посвящена нахождению наиболее общего уравнения колебаний, обусловленных отрицательной обратной связью в системе. Казалось, что классический аппарат гармонического анализа имеет универсальный характер для описания колебаний и что теория колебаний имеет завершенный характер. Однако наблюдения колебаний в сложных гомеостатических системах показали, что существует необходимость в поиске новых подходов к их описанию. В частности, в нашей работе показано, что в случае гомеостатической физиологической системы регуляции уровня глюкозы в крови человека его уровень адекватно воспроизводится решением дифференциального уравнения 1-го порядка с запаздывающим аргументом.

© С. С. ЛАПТА, Л. А. ПОСПЕЛОВ, О. И. СОЛОВЬЁВА, 2014

Ключевые слова: гомеостатическая система, отрицательная обратная связь.

Введение. Известно, что простейшими из всех наблюдаемых различных колебаний являются, так называемые гармонические колебания, в ряд из которых согласно теореме Фурье раскладывается произвольная периодическая функция. Однако возможная громоздкость применения гармонического анализа вызывает сомнение в его универсальности для описания колебаний. По-видимому, целесообразно искать присущие колебаниям новые функции, подобно Кеплеру, 400 лет назад предложившему описывать орбиты планет эллипсами взамен рядов из круговых движений – тех же гармонических функций [1].

Анализ последних исследований и публикаций; определение нерешенных ранее частей общей проблемы. В последнее время при решении задач практического использования широко распространенных в различных сферах природы, техники и общественных отношений гомеостатических систем с недостаточно известными внутренними процессами и даже структурой, с присущим им равновесным состоянием, к которому они осцилляционно возвращаются путем саморегуляции после прекращения действия возмущающих факторов было предложено описывать эти колебания решением дифференциального уравнения 1-го порядка с запаздывающим аргументом [2].

Формулировка цели статьи. Представляет интерес выяснить возможные виды переходных процессов в системе, обусловленных отрицательной обратной связью в ней, определить физический смысл условия наличия колебаний в ней в наиболее общем виде, определить и исследовать наиболее общее уравнение этих колебаний.

Изложение основного материала. Колебательные процессы являются, по-видимому, наиболее распространенными процессами во всех областях природы, техники и общественных отношений. При этом системы в которых они происходят, как правило, или весьма громоздки, что делает невозможным их общее аналитическое описание даже в случае известных законов функционирования их отдельных частей (сложные технические системы), или недостаточно исследованные, как в физиологии, в экологии, в экономике и в общественных отношениях. Такие гомеостатические системы и колебания в них в отличие от простых колебательных систем в механике и радиотехнике приходится исследовать сначала в целом, постепенно продвигаясь вглубь по мере их понимания.

Из общих представлений возможность колебательного процесса в сложной системе обусловлена наличием в ней некоторого стойкого равновесного состояния и ее свойством сохранения его, возвращение к нему при произвольных возмущениях. Т.е. при этих возмущениях система саморегулируется к равновесному состоянию. При этом природа такого устойчивого равновесного состояния системы и факторы, приводящие ее к нему, могут иметь разную природу: хорошо известную или еще не вполне изученную.

В механике и в технике, где состав и структура саморегулирующейся системы, а также законы функционирования ее элементов исчерпывающе известны, в принципе возможно ее полное аналитическое интегрально-синтетическое описание, из которого, в частности, будет следовать и свойство саморегуляции. Однако для очень сложных технических систем такое детальное описание уже становится обременительным и нецелесообразным. Еще более проблемной сложилась ситуация в физиологии, в экологии и в экономике, где элементарные законы пока еще недостаточно исследованы и поэтому носят гипотетический характер. Более того, даже состав такой системы может быть не вполне детализированным. Безотносительно этих расхождений общим для всех этих саморегулирующихся систем является само свойство саморегуляции. Оно состоит в том, что динамика возвращения системы к некоторому стабильному равновесному ее состоянию определяется ее же текущим состоянием, точнее его отклонением от этого равновесного состояния.

Известно, что наиболее характерным свойством живых организмов, которое отличает их от неживой природы, является их изменчивость в обменных процессах, которые непрерывно протекают в них со внешней средой. Однако при этом удивительным образом повторяются те самые процессы, сохраняются форма и структура каждого организма, структура и функции отдельных его органов. Относительно постоянными остаются также важные переменные внутренней среды биосистемы при возмущениях со стороны внешней среды. В частности, в норме стойко сохраняются частота пульса, частота дыхания, солевой и водный состав тела, его температура, давление, рН крови, ее биохимический состав, в частности, концентрация глюкозы в ней.

В связи с тем, что механизм саморегуляции и само это свойство в физиологии представлялись принципиально отличными от того, что наблюдается в механике, для его обозначения У. Кэнноном был введен (1929 г) специальный термин – "гомеостаз": "Постоянные условия, которые поддерживаются в организме, можно было бы назвать равновесием.

Понятие "гомеостаз", не объясняя сущности биохимических и физиологических механизмов сохранения состояний в живом организме, которые обеспечивают постоянство параметров его внутренней среды, их малые и кратковременные отклонения от равновесных значений при больших внешних возмущениях, быстрое восстановление нормальных внутренних условий, отмечает лишь само их наличие.

Понятие гомеостаза в дальнейшем было расширено. Введенное сначала в физиологии для целого организма, оно было распространено также на его отдельные относительно независимые подсистемы, а потом и на другие биосистемы, прежде всего в экологии, на сложные системы в экономике и даже в технике, которые не поддаются точному детальному анализу [1]. Этот термин применяют сейчас как к самому состоянию "равновесия" в сложной системе, так и к процессам, которые его обеспечивают.

До последнего времени переходные осцилляционные процессы во всех колебательных системах традиционно описывали суперпозицией гармонических функций, которые являются решением обыкновенных однородных линейных

дифференциальных уравнений порядка не ниже, чем второго. Такое уравнение для осциллирующей величины x в случае механических или электрических колебаний возле состояния равновесия с $x = 0$ имеет вид

$$x'' + 2\beta x' + kx = 0, \quad (1)$$

где β и k – числовые коэффициенты.

Если в уравнении (1) перенести второе и третье слагаемые направо, то в случае механических колебаний с учетом второго закона Ньютона получим физический смысл колебаний (1): они обуславлены силой $F = -kx$ (m – масса), пропорциональной отклонению тела от устойчивого равновесного состояния, и направленной противоположно отклонению. К этой силе добавляется еще и препятствующая движению сила трения (сопротивления), пропорциональная скорости: $F_c = -2\beta mx'$. Обобщая можно так сформулировать условие возможности гармонических колебаний с затуханием в динамической системе: ускорение x'' ее движения к состоянию ее равновесия линейно определяется через ее отклонение от него и скорость, причем последнее несущественно, поскольку параметр β может иметь, в частности, и нулевое значение.

Известно, что при выводе уравнения (1) свободных затухающих колебаний в радиотехническом контуре на языке заряда $q(t)$ на обкладках конденсатора его сначала записывают на языке силы тока $i(t)$ в контуре в виде интегродифференциального уравнения

$$i'(t) = -\frac{R}{L} i(t) - \frac{1}{LC} \int_{t_0}^t i(s) ds,$$

где L – индуктивность контура, C и R – его емкость и сопротивление, соответственно, t_0 – некоторый начальный момент времени.

Очевидно, что аналогично, на языке скорости движения системы к состоянию равновесия, можно переписать и общее уравнение (1), проинтегрировав его,

$$x'(t) = x'(t_0) - \alpha(x(t) - x(t_0)) - k \int_{t_0}^t x(s) ds, \quad \alpha = 2\beta. \quad (2)$$

Т.е., в текущий момент времени скорость движения системы, совершающей гармонические колебания, линейно определяется ее начальной скоростью $x'(t_0)$, отклонением от начального состояния и суммой всех ее значений, принятых на промежутке времени от начального момента t_0 до данного t , причем с противоположным знаком. Интересно, что существенным для возможности колебаний является лишь последнее из этих слагаемых – интегральное, другие можно и изъять. В случае отсутствия интегрального члена в уравнении (2) ($k = 0$) оно превращается в обыкновенное дифференциальное уравнение 1-го порядка с решением, описывающим переходный процесс экспоненциально убывающего характера.

На языке теории автоматического регулирования смысл уравнения (2)

состоит в том, что в системе, которую оно описывает, существует обратная отрицательная связь по переменной, которая регулируется. При этом эта обратная связь по переменной в текущий момент времени (практически мгновенная) обуславливает экспоненциально убывающий характер переходного процесса. Связь по значению переменной во все предыдущие моменты времени на промежутке $[t_0, t]$ (интегральное последствие), приводит к гармоническим колебаниям.

Известно, что осцилляционные решения могут иметь и однородные линейные дифференциальные уравнения порядка, более высокого, чем второй. При его последовательном интегрировании получим уравнение, подобное уравнению (2), но уже с добавленным двойного, тройного, ... интегрального последствия:

$$x'(t) = x'(t_0) - \alpha(x(t) - x(t_0)) - k_1 \int_{t_0}^t x(s) ds - k_2 \int_{t_0}^t ds \int_{s_0}^s x(u) du - k_3 \int_{t_0}^t ds \int_{s_0}^s du \int_{u_0}^u x(v) dv - \dots \quad (3)$$

При этом возникает вопрос: для обеспечения осцилляционного переходного процесса в системе с состоянием устойчивого равновесия обязательно ли последствие должно быть интегральным, или для этого достаточно и локального последствия, при котором динамика переменной в текущий момент времени будет обусловлена ее же значением в некоторый отдельный предыдущий его момент?

Для выяснения возможности такого характера колебаний в системе уберем из уравнений (2), (3) интегральные слагаемые, в полученном уравнении для упрощения положим равными нулю несущественные постоянные $x(t_0)$, $x'(t_0)$ и введем в аргумент функции $x(t)$ момент времени $t - \tau$, который предшествует текущему моменту на величину τ , и изменим обозначение коэффициента α на β (не связанное со „старым β ” в формуле (1)):

$$x'(t) = -\beta x(t - \tau). \quad (4)$$

Последнее дифференциальное уравнение 1-го порядка, записанное для всех моментов времени $t \geq t_0$, принадлежит к классу уравнений с запаздывающим аргументом [3]. Для обеспечения единственности его решения оно нуждается в кроме начального условия $x(t_0) = C$, обычного для обыкновенных дифференциальных уравнений, еще также, так называемой, начальной функции $x(t)$ на промежутке времени $t_0 - \tau \leq t < t_0$.

В осцилляционном характере решения уравнения (4) можно убедиться даже не решая его, а лишь путем проведения его качественного анализа.

Действительно, благодаря запаздыванию в обратной отрицательной связи скорость приближения системы к равновесному состоянию определяется ее отклонением от него не в текущий момент времени, а несколько ранее. Поэтому система достигнет равновесного состояния в какой-то конечный момент

времени t_1 с ненулевой скоростью, проскочит его, и дальше при продолжении своего движения с уменьшением скорости будет отдаляться от него. Скорость движения станет равной нулю соответственно уравнению (4) в момент времени $t_1 - \tau$. Потом она изменит знак и система снова будет с осцилляциями приближаться к равновесному состоянию.

В общем случае колебания, которые описывает уравнение (4) будут негармоническими. Однако, как легко убедиться, при некоторых отдельных значениях параметров β и τ это уравнение может описывать и гармонические колебания. Например, при $\beta = \omega$, $\tau = \pi/(2\omega)$ уравнению (4) удовлетворяет косинусоида $A \cos(\omega t)$.

Таким образом, выяснено, что осцилляционный переходный процесс в системе может быть обусловлен последствием не только интегрального, а также и локального характера. При этом в последнем случае колебания, как правило, имеют негармонический характер.

В общем случае колебания в системе могут быть обусловлены действием обратной отрицательной связи как интегрального, так и локального характера. Возмущение может быть вызвано не только начальными условиями, но и постоянно действующей внешней силой $f(t)$. Эти колебания будут описываться суперпозицией уравнений (2) и (4):

$$\begin{aligned}
 x'(t) = & f(t) + x'(t_0) - \alpha(x(t) - x(t_0)) - \beta x(t - \tau) - k_1 \int_{t_0}^t x(s) ds - \\
 & - k_2 \int_{t_0}^t ds \int_{s_0}^s x(u) du - k_3 \int_{t_0}^t ds \int_{s_0}^s du \int_{u_0}^u x(v) dv - \dots \quad t \geq t_0, \\
 x(t) = & \chi(t), \quad t_0 - \tau \leq t < t_0.
 \end{aligned} \tag{5}$$

Выводы и перспективы дальнейших исследований. Итак, в наиболее общем случае гомеостатические колебания в системе с осцилляционным переходным процессом описываются интегродифференциальным уравнением (5) на языке скорости возвращения переменной к равновесному состоянию и ее отклонения от него, которое учитывается как в локальном, так и в интегральном видах. Последствие в обратной отрицательной связи интегрального характера приводит к гармоническим колебаниям. Последствие в обратной отрицательной связи локального характера обуславливает, как правило, негармонические колебания.

Каким будет характер, присущий механизму саморегуляции исследуемой гомеостатически сохраняемой переменной в действительности? Какие из членов общего уравнения (5) для этой саморегуляции будут существенными, а какие нет? На эти вопросы можно будет ответить лишь при анализе соответствующих экспериментальных данных. В частности, в нашей работе [2] было показано, что в случае гомеостатической физиологической системы регуляции уровня глюкозы в крови человека его уровень адекватно воспроизводится решением

дифференциального уравнения 1-го порядка с запаздывающим аргументом. Т.е. в этом случае обратная отрицательная связь в системе имеет локальный характер.

Список литературы: 1. Koestler A. The Sleepwalkers. – New York :MacMillan, 1959. – 574 p. 2. Ланта С.И. Функционально-структурное математическое моделирование сложных гомеостатических систем : монография / С.И. Ланта, С.С. Ланта, О.И. Соловьева. – Харьков: Изд. ХНЭУ, 2009. – 332 с. 3. Мышкис А.Д. Линейные дифференциальные уравнения с запаздывающим аргументом. – М.: Наука, 1972. – 352 с.

Bibliography (transliterated): 1. Koestler A. The Sleepwalkers. – New York :MacMillan, 1959. 574. 2. S.I. Lapta, S.S. Lapta, O.I. Solov'eva. Funkcional'no-strukturnoe matematicheskoe modelirovanie slozhnyh gomeostaticeskikh sistem : monografija – Har'kov : Izd. HNJeU, 2009. 332. 3. Myshkis A.D. Linejnye differencial'nye uravnenija s zapazdyvajushhim argumentom. Moscow: Nauka, 1972. 352.

Надійшла (received) 26.06.2014

УДК 615.471

Е. И. КОРОЛЬ, канд. техн. наук, доц. НТУ «ХПИ»;
Р. С. ТОМАШЕВСКИЙ, канд. техн. наук, доц. НТУ «ХПИ»;
А. Н. НОСУЛЯ, инженер, НТУ «ХПИ»;

МОДЕЛЬ ЦИФРОВОГО ГЕНЕРАТОРА ЗАШУМЛЕННОГО ЭКГ-СИГНАЛА

В работе проведен краткий обзор метода электрокардиографии, определены основные характеристики артефактов и паразитных сигналов, которые возникают при использовании данного метода. По результатам анализа проведено моделирование цифрового генератора зашумленного электрокардиографического сигнала, с возможностью изменения основных параметров сигнала и помех. Предложены варианты использования данной модели в учебном процессе, при анализе реальных схемных решений и алгоритмов обработки электрокардиографических сигналов.

Ключевые слова: ЭКГ-сигнал, R-R интервал, артефакт, собственные шумы, промышленная помеха.

Введение. Использование информационных технологий в учебном процессе позволяет наблюдать и проводить исследование явлений, возникающих на практике, с минимальными материальными затратами, максимальной безопасностью и устойчивой повторяемостью. Это оказывается довольно важным при изложении дисциплин, изучающих процессы в человеческом организме и измерении диагностических сигналов, функционально связанных с этими процессами.

Данная работа посвящена моделированию влияния наиболее распространенных помех в функциональной диагностике на качество электрокардиографического (ЭКГ) сигнала. Он является одним из наиболее показательных электрических сигналов функции сердечно-сосудистой системы, да и всего организма в целом, и поэтому получил широкое распространение в медицинской практике.

© Е. И. КОРОЛЬ, Р. С. ТОМАШЕВСКИЙ, А. Н. НОСУЛЯ, 2014

Аналитический обзор. Среди основных элементов ЭКГ можно выделить 5 зубцов: P, Q, R, S, T (см. рис. 1), и состоящие из них комплексы. Диагностическую ценность, при этом, имеет каждый элемент, например: зубец P отображает работу предсердий, комплекс QRS – систолу желудочков, а сегмент ST и зубец T – процесс реполяризации миокарда [1].

Частота основной гармоники такого сигнала может изменяться от 0,8 до 4 Гц, амплитуда R-зубца достигать 10 мВ. Диагностическую ценность на практике имеют различные информационные показатели сигнала: частота, спектральный состав, амплитуда и длительность отдельных комплексов, вариация ритма. Снятие ЭКГ-сигнала сопряжено с внесением в полезный сигнал помех различного рода, связанных, как с внутренними процессами в организме, так и с особенностями работы электродных систем [1-3].

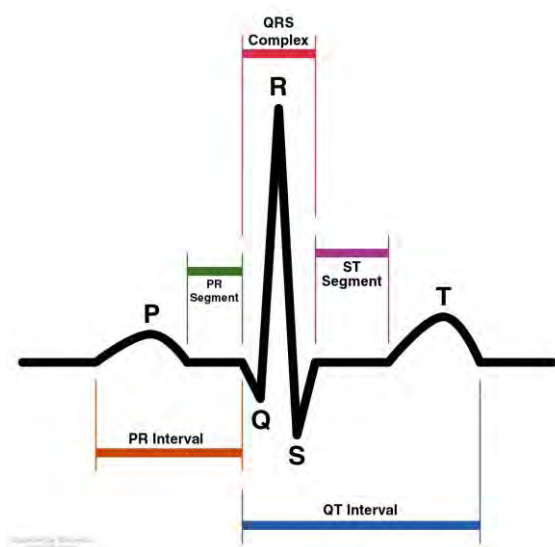


Рис. 1 – Стандартный электрокардиографический сигнал

Наблюдение и исследование этих процессов поможет студентам:

- изучить влияние помех на точность измерения параметров ЭКГ-сигнала;
- оценить устойчивость различных алгоритмов обработки ЭКГ-сигнала и синхронизации с ним других устройств;
- синтез схемотехнических решений для измерительного канала, устойчивых к преобладанию той или иной помехи и их совокупности.

Целью работы являлся синтез модели цифрового генератора зашумленного ЭКГ-сигнала с возможностью задания параметров основных видов помех.

Ход работы. Проведенный аналитический обзор показал, что в процессе снятия биоэлектрических потенциалов с помощью нательных электродов условно могут быть определены следующие виды помех:

1. Muscular potential (MP) – артефакт «миограмма», возникающий в результате умышленного или неконтролируемого сокращения скелетных мышц [4-6]. Сигнал представляет собой гармоническое затухающее колебание, с частотами 0,2-5 Гц и амплитудой достигающей 40 мВ (см. рис. 2).

2. Baseline drift (BD) – помеха «дрейф изолинии», возникает вследствие процессов распределения зарядов в электроде, а также при плохом контакте с кожей пациента (см. рис. 3). В первом приближении такой сигнал может быть представлен гармоническим сигналом очень низкой частоты (0,01-0,5 Гц) с амплитудой достигающей 50 мВ [4, 5].

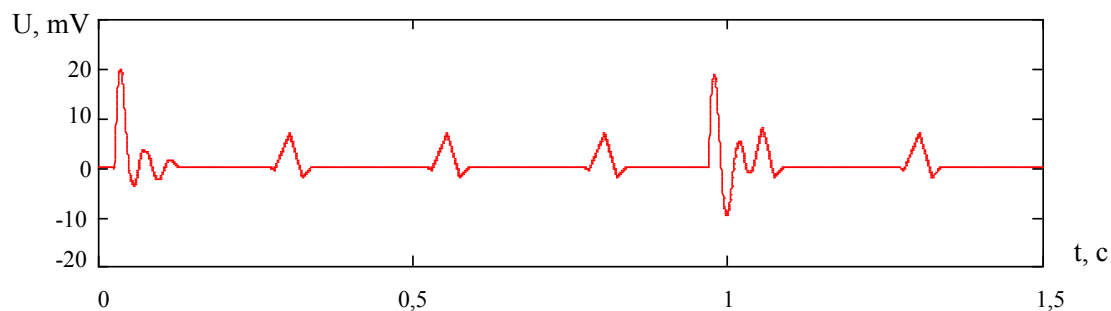


Рис. 2 – Последовательность QRS-комплексов с помехой «миограмма»

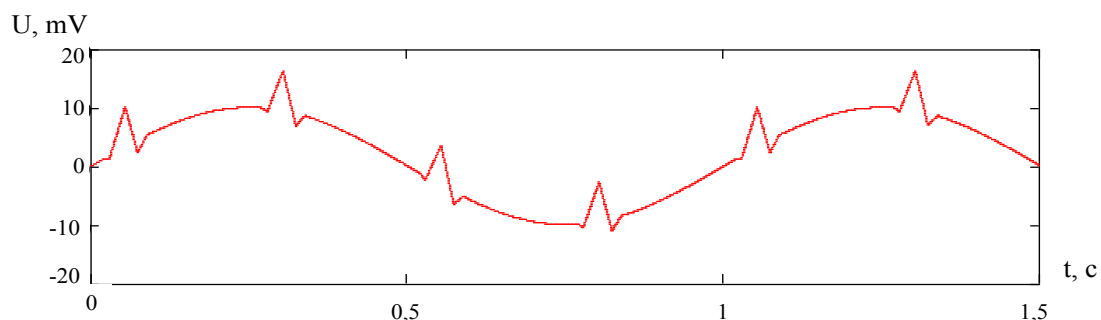


Рис. 3 – Последовательность QRS-комплексов с помехой «дрейф изолинии» частотой 0,2 Гц

3. *Industrial noise (IN)* – помеха «сеть», наводимая на пациента и отведения биопотенциалов промышленной сетью 50 Гц. Амплитуда такого гармонического сигнала зависит от множества факторов, но в реальных электрокардиографических системах может принимать значение до 100 мВ (см. рис. 4) [7-9].

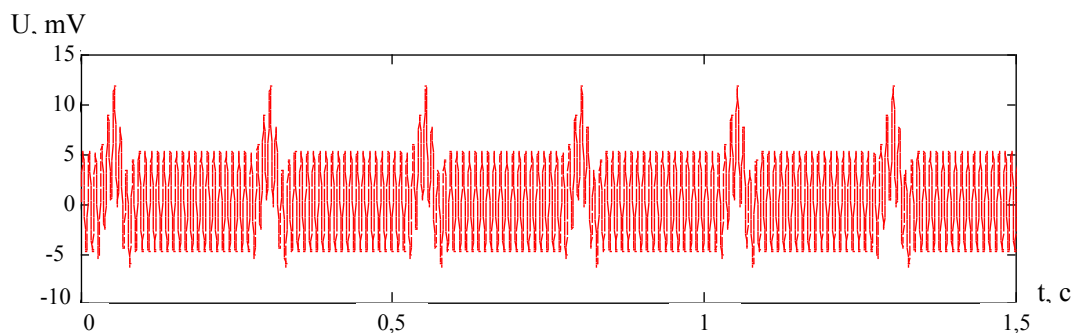


Рис. 4 – Последовательность QRS-комплексов с промышленной помехой

4. *Electromagnetic pulse (EP)* – импульсная помеха «ЭМИ», возникающая в результате коммутационных процессов в промышленной сети. Источником, как правило, выступает искра, которая появляется при работе электромеханических выключателей. Такой сигнал может быть представлен в виде двуполярного одиночного импульса с длительностью равной десяткам мкс и амплитудой до 40 мВ (см. рис. 5) [7-9].

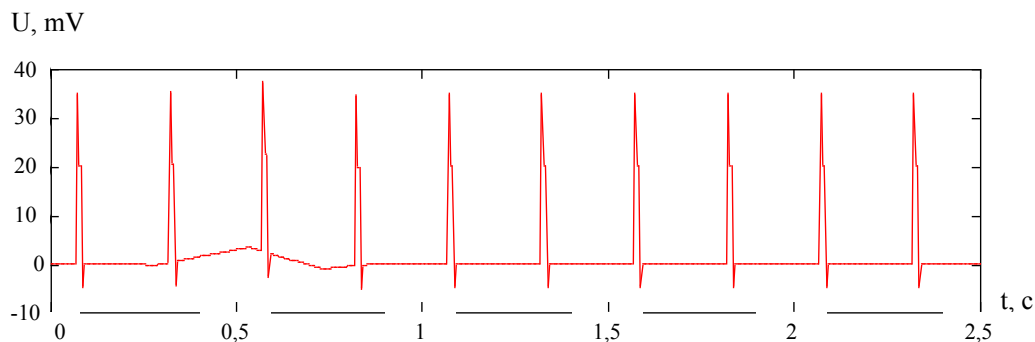


Рис. 5 – Последовательность QRS-комплексов с импульсной помехой

5. *White noise (WN)* – помеха «белый шум», источником такой помехи выступают собственные шумы усилительных каскадов, тепловые шумы электронных компонентов, работа электронной техники и средств мобильной связи. Идеальный спектр такого сигнала характеризуется равномерностью во всей частотной полосе. Реальная помеха имеет один или несколько частотных максимумов, и, часто, ее спектр смещен в сторону низких частот. Максимальные значения такого сигнала в реальных медицинских приборах может достигать 5 мВ (см. рис. 6) [1, 4].

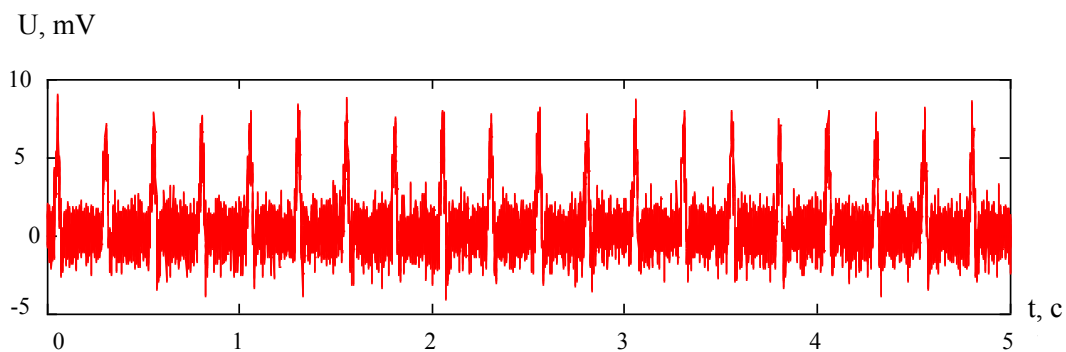


Рис. 6 – Последовательность QRS-комплексов с помехой «белый шум»

Для достижения поставленной цели в программном пакете Mathcad была реализована модель ЭКГ-сигнала и синтезированы генераторы вышеперечисленных видов помех, с возможностью установки параметров каждой из них. Зашумленный сигнал представляет собой сумму полезного сигнала и помех [1, 3, 4].

Каждая из рассмотренных видов помех является аддитивной, поэтому выходной сигнал генератора может быть записан в виде

$$S = ECG(U_R, f_{R-R}) + MP(U_{MP}, f_{MP}) + BD(U_{BD}, f_{BD}) + IN(U_{IN}) + EP(U_{EP}, \tau_{EP}) + WN(U_{WN}),$$

где U – амплитуда сигнала, f – частота сигнала, τ – длительность импульса. В данной модели вместо стандартной формы ЭКГ-сигнала была использована лишь его часть – QRS-комплекс, который определяет амплитудные и частотные

параметры электрокардиографического сигнала (Рис. 7). Временная диаграмма зашумленного ЭКГ-сигнала приведена на рисунке 8.



Рис. 7 – Последовательность QRS-комплексов без влияния помех

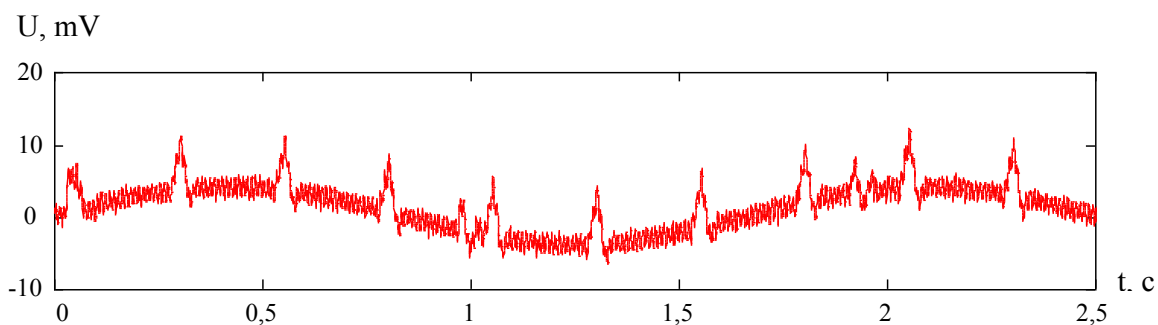


Рис. 8 – Последовательность QRS-комплексов с аддитивной помехой

Выводы:

1. Разработанная модель позволяет генерировать зашумленный ЭКГ-сигнал с возможностью установки параметров ЭКГ-сигнала и уровней основных видов помех в реальных пределах.

2. Реализованный генератор зашумленного ЭКГ-сигнала позволяет оценивать эффективность различных методов подавления помех, тем самым может быть использован, как в учебном процессе, так и при разработке реальных устройств.

3. Разработанная модель позволяет проверить устойчивость различных алгоритмов синхронизации устройств с ритмом ЭКГ-сигнала, что может быть использовано при разработке устройств биосинхронизации и биоуправления.

Список литературы: 1. Абакумов В. Г. Біомедичні сигнали. Генезис, обробка, моніторинг. / Абакумов В. Г., Рибін О. І., Сватош Й. / – К.: Нора-принт, 2001. – 516 с. 2. Кларк Д. В. Медицинские приборы: Разработка и применение. / Кларк Д. В., Ньюман М. Р., Олсон В. Х. и др. / – К.: Медторг, 2004. – 620 с. 3. Съём и обработка биоэлектрических сигналов: Учебное пособие / Под. Ред. К. В. Зайченко. – СПб: СПбГУАП, 2001 – 140 с. 4. Baranchuk A. et al. / Electrocardiography Pitfalls and Artifacts: The 10 Commandments // Critical Care Nurse 29(1) 67-73 pp, February 2009. 5. Llinas R. Tremor as a cause of pseudo-ventricular tachycardia / N Eng J / Llinas R., Henderson V. H. / Med. 1999. 341-1275 6. Finstere J. Oral anticoagulation for ECG tremor artifact simulating atrial fibrillation. Acta Cardiol. / Finstere J, Stollberger C, Gatterer E. / 2003 – 58(5) – 425-429 7. Lawrentschuk N. mobile phone interference with medical equipment and its clinical relevance: a systematic review / Lawrentschuk N, Bolton D. M. / Med J Aust – 2004, 181(3), 145-149 8. Baranchuk A. Electromagnetic interference of communication devices on ECG

machines. Clin Cardiol. / Baranchuk A, Kang J, Shaw C, et al. / In Press 9. Klein A. A. Mobile phones in the hospital – past, present and future. Anesthesia. / Klein A. A., Djaiani G. N. / 2003 – 58(4) 353-357

Bibliography (transliterated): 1. Abakumov V. G., Rybin O. I., Svatosh Y. Biomedical signals. Genesis, treatment, monitoring. Kyiv.: Nora-prynt, 2001. 516. (Ukr.). 2 Clark D. W., Neuman M. R., Olson W. H. Medical Devices: Development and Application. Kiev: Medtorg, 2004. 620. (Rus.). 3. S'em i obrabotka bioelektricheskikh signalov: Uchebnoe posobie / Pod. Red. K. V. Zajchenko. – SPb: SPbGUAP. 2001. 140. 4. Baranchuk A. et al. / Electrocardiography Pitfalls and Artifacts: The 10 Commandments // Critical Care Nurse 29(1) 67-73 pp, February 2009. 5. Llinas R., Henderson V. H., Tremor as a cause of pseudo-ventricular tachycardia / N Eng J Med. 1999. 341-1275. 6. Finstere J, Stollberger C, Gatterer E. Oral anticoagulation for ECG tremor artifact simulating atrial fibrillation. Acta Cardiol. 2003. 58(5). 425-429. 7. Lawrentschuk N, Bolton D. M. mobile phone interference with medical equipment and its clinical relevance: a systematic review/ Med J Aust. 2004. 181(3). 145-149. 8. Baranchuk A, Kang J, Shaw C, et al. Electromagnetic interference of communication devices on ECG machines. Clin Cardiol. In Press. 9. Klein A. A., Djaiani G. N. Mobile phones in the hospital – past, present and future. Anesthesia. 2003. 58(4). 353-357.

Надійшла (received) 30.06.2014

УДК: 616.711-0188.3-002+616-08:615

Л. Я. ВАСИЛЬЕВА-ЛИНЕЦКАЯ, д-р. мед. наук, проф. ХМАПО, Харьков;
Л. Д. ТОНДИЙ, д-р. мед. наук, проф. ХМАПО, Харьков;
И. В. КАС, канд. мед. наук, доц. ХМАПО, Харьков;
Е. И. ЗАМЯТИНА, зав. ФТО ЦКБ Укрзалізничці, Харьков;

КЛИНИЧЕСКАЯ ЭФФЕКТИВНОСТЬ ПРИМЕНЕНИЯ МНОГОФУНКЦИОНАЛЬНЫХ АППАРАТОВ АНЭТ И ФОТОННОЙ МАТРИЦЫ КОРОБОВА В КОМПЛЕКСНОМ ЛЕЧЕНИИ БОЛЬНЫХ С ДОРСАЛГИЕЙ

Изучена клиническая эффективность комплексного лечения с дифференцированным применением методов физиотерапии с использованием многофункциональных аппаратов АНЭТ и фотонной матрицы Коробова у 198 больных с дорсалгией. Установлено, что при интенсивных болях применение электростимуляции более эффективно купирует дорсалгию и оказывает более значимое симпатолитическое влияние по сравнению с электрофорезом лидокаина. При умеренной интенсивности болевого синдрома у больных с симпатикотонией эффективность применения электрофореза бишофита и красного света практически одинакова, у пациентов с парасимпатикотонией значительно более эффективно включение в комплекс лечения красного света.

Ключевые слова: дорсалгия, остеохондроз позвоночника, вегетативная нервная система, электростимуляция, электрофорез лидокаина и бишофита, красный свет.

Введение. По данным экспертов ВОЗ почти 90% людей хотя бы раз в жизни испытывают боль в спине (дорсалгию), около 40% из них обращаются за медицинской помощью [1]. Именно дорсалгия, основными причинами которой

© Л. Я. ВАСИЛЬЕВА-ЛИНЕЦКАЯ, Л. Д. ТОНДИЙ, И. В. КАС, Е. И. ЗАМЯТИНА, 2014

является остеохондроз позвоночника и миофасциальный болевой синдром, составляет 71–80 % всех заболеваний периферической нервной системы [2].

Широкое распространение дорсалгии, ее хроническое рецидивирующее течение, существенно ухудшающее качество жизни пациентов, определяют медико-социальную значимость проблемы лечения болей в спине [3]. Наиболее часто используется консервативное лечение, которое включает медикаментозные методы, различные варианты кинезотерапии, акупунктуру, физиотерапевтическое и санаторно-курортное лечение [4, 5].

Медикаментозные методы применяются преимущественно в острой стадии дорсалгии, тогда как адекватно подобранные комплексы немедикаментозного лечения являются эффективными как при обострении заболевания, так и при переходе его в хроническую стадию.

Эффективность проводимого лечения в значительной мере зависит от учета патогенетических механизмов развития основных клинических синдромов и противодействующих им саногенетических реакций организма, в реализации которых важная роль принадлежит вегетативной нервной системе. Проведенными нами ранее исследованиями установлено, что при назначении лечения больным с дорсалгией следует учитывать их вегетативный профиль и применять методы с преимущественным симпатическим или парасимпатическим эффектом [6].

Актуальность проблемы лечения дорсалгии определяет необходимость совершенствования методов терапии, разработки новых способов и их дифференцированного применения, а также создания новой аппаратуры, позволяющей воздействовать на основные синдромы дорсалгии – болевой, мышечно-тонический, нейродистрофический, что особенно успешно может быть проведено при использовании многопрофильных аппаратов, позволяющих воздействовать различными лечебными физическими факторами [7]. К их числу относятся аппараты АНЭТ-50 ГТ и АНЭТ-50 М, которые обеспечивают воздействие постоянным и импульсными токами слабой силы и предназначены как для проведения лекарственного электрофореза, так и электростимуляции нервно-мышечного аппарата при различных уровнях его повреждения.

В связи с этим целью работы было изучение особенностей влияния комплексного лечения с включением лекарственного электрофореза, электростимуляции и красного света на интенсивность болевых проявлений и вегетативный гомеостаз у больных с дорсалгией.

Материал и методы исследования лечения. Под нашим наблюдением в неврологическом отделении Центральной клинической больницы Укрзалізничці находились 198 больных с дорсалгией, обусловленной остеохондрозом позвоночника, в возрасте от 21 до 60 лет, среди которых преобладали мужчины в возрасте от 31 до 40 лет (61,6 %). Длительность заболевания составляла до 5 лет – у 33 % больных, 5-10 лет – у 37 %, у остальных наблюдаемых – более 10 лет, у всех наблюдаемых имела место стадия обострения заболевания с разной степенью выраженности болевого синдрома.

Всем больным проводили клиничко-неврологическое и рентгенологическое (у 43% больных с использованием компьютерной томографии) исследование,

при котором был установлен диагноз поясничного остеохондроза с наиболее частым поражением сегментов L5-S1 и L4-L5 – у 51 % и 38 % больных соответственно. Для 35 % больных было характерно поражение одновременно нескольких сегментов позвоночника. Сужение межпозвоночных промежутков наблюдалось у 28 %, гиперлордоз – у 14 % и уплощение его – у 21 % обследованных, сколиоз – у 46 %, склероз замыкательных пластинок – у 51 % больных, наличие остеофитов определялось у 46 % пациентов. Грыжи дисков имели место у 11 % пациентов, протрузии дисков 2-4 мм зарегистрированы у 32 % обследованных.

При неврологическом обследовании лишь у 8 % больных был диагностирован поясничный рефлекторный синдром, у всех остальных имели место мышечно-тонические (57 %), нейродистрофические (22 %) или вегетососудистые (13 %) экстравертебральные синдромы.

Оценка выраженности и динамика болевого синдрома проводилась методом анкетирования с помощью визуально-аналоговой шкалы (ВАШ), при этом динамику болей оценивали после первой процедуры и после курса лечения. Определение вегетативного тонуса осуществляли на основе специальной таблицы-опросника [8]. С целью оценки степени превалирования симпатических или парасимпатических реакций использовали вычисление коэффициента вегетативных реакций (КВР), который определяется как отношение числа баллов, характеризующих симпатические признаки, к количеству баллов, которые отражают парасимпатические проявления. Статистическую обработку полученных результатов исследования, расчет коэффициента Стьюдента проводили на основе создания базы данных в редакторе Microsoft Excel, пользуясь методом вариационной статистики для средних величин. При вычислении коэффициента Стьюдента достоверными считали данные при $P < 0,05$.

Исследование носило проспективный характер и включало две неоднородные группы больных. В первую входили 72 пациента с выраженным болевым синдромом, во вторую – 126 больных с болями умеренной интенсивности. Лечение проводилось с учетом интенсивности болевого синдрома, что является обязательным при назначении как медикаментозного лечения, так и при выборе методов физиотерапии. При этом внутри каждой из групп медикаментозное лечение было однотипным и включало назначение общепринятых болеутоляющих и нестероидных противовоспалительных препаратов без использования вегетотропных средств.

37 пациентов 1-й группы (1-ая подгруппа) получали электромиостимуляцию (ЭС), которая является “золотым стандартом” традиционной антиноцицептивной физиотерапии и обладает при этом выраженным симпатолитическим эффектом [9]. Воздействие осуществляли на болевые зоны, параметры токов выбирали с учетом выраженности болевых проявлений. 35-и пациентам (2-ая подгруппа) назначали электрофорез лидокаина (ЭЛ) из 2 %-го раствора. Лидокаин является местным анестетиком и обладает более интенсивным действием и более длительным эффектом, чем

новокаин, традиционно назначаемый неврологами для электрофореза при болевых синдромах, и не оказывает вегетотропного влияния. В комплекс лечения 62 пациентов 2-ой группы (3-я подгруппа) включали электрофорез бишофита (ЭБ), который представляет собой природный минерал, включающий в себя хлоридно-магниевый-натриевый комплекс, а также йод, бром, железо, кремний и др. и обладает противоболевым, противовоспалительным и умеренным симпатолитическим действием [10]. Для лечения 64 пациентов 4-ой подгруппы мы использовали красный свет (КС) длиной волны 670нм от фотонной матрицы Коробова с блоком управления МПБ-2С/80, механизмы лечебного влияния которого у больных с дорсалгией на сегодняшний день изучены недостаточно.

Результаты лечения. Учитывая стоящие перед нами задачи, особое внимание при изучении клинического состояния больных мы обращали на вегетативные проявления. Так, вегетативная окраска болей (симпаталгия) наблюдалась только у больных 1-ой группы (31 %), так же как чувство жара (14 %) или распирания (18 %) в зоне болей. В то же время, только 19 % обследуемых 2-ой группы отмечали глубинный склеротомный характер болей с ощущениями «сверления», «нарывания», 17 % больных указывали на усиление болей по ночам, 43 % наблюдаемых жаловались на диффузный, распространенный характер болевых ощущений. В обеих группах 46 % больных отмечали усиление болей при смене погоды, локальные местные боли отмечали 23 % больных.

ВАШ больных 1-ой группы был высоким и соответствовал уровню сильных болей в интервале от 7 до 9 баллов, составляя в среднем $8,09 \pm 0,17$, что было, как мы полагаем, обусловлено значительной частотой симпаталгических и мышечно-тонических синдромов. Таким образом, до начала лечения у больных 1-ой группы доминировало влияние симпатического звена ВНС, о чем свидетельствовало и повышение КВР до $1,79 \pm 0,07$, что в 1,5 раза превышало уровень нормы ($1,14 \pm 0,05$, $P < 0,001$).

ВАШ больных 2-ой группы был ниже, соответствовал уровню умеренных болей и колебался от 4 до 6 баллов, составляя в среднем $5,37 \pm 0,28$. В отличие от больных 1-ой группы, у 55 из 126 (44 %) КВР находился на уровне нормы (эйтония) и только у 71 (56%) выходил за ее пределы. При этом у 44 (35 %) наблюдаемых с симпатикотонией был выше нормы и составлял $1,32 \pm 0,05$ ($P < 0,01$), у 27 (21 %) пациентов с парасимпатикотонией был существенно ниже уровня нормы и составлял $0,83 \pm 0,02$ ($P < 0,001$).

Уже однократное применение электростимуляции и электрофореза лидокаина у больных первой группы способствовало уменьшению интенсивности болей, которое было практически одинаковым, о чем свидетельствует динамика ВАШ. Курсовое лечение вызывало более существенное снижение болевого синдрома в первой подгруппе, где больные стали воспринимать его как умеренный или даже незначительный, в результате ВАШ уменьшился более, чем в два раза и стал составлять $3,80 \pm 0,34$ ($P < 0,001$). Во второй подгруппе боли также из сильных стали умеренными, однако их снижение было менее выраженным и ВАШ составил $5,89 \pm 0,56$ ($P < 0,05$).

Аналогичные сдвиги отмечены и со стороны вегетативного гомеостаза: более выраженная положительная динамика имела место в первой подгруппе, чем во второй, о чем свидетельствует уменьшение КВР до $1,36 \pm 0,11$ ($P < 0,001$) и $1,49 \pm 0,15$ ($P < 0,05$) соответственно.

Таблица 1 – Влияние лечения на интенсивность дорсалгии у больных 1-ой группы на основании определения ВАШ

Подгруппа больных (ФТ метод)	Количество больных	ВАШ		
		До лечения	После 1 процедуры	После лечения
1 (ЭС)	37	$8,19 \pm 0,28$	$6,24 \pm 0,22^*$	$3,80 \pm 0,34^{***}$
2 (ЭЛ)	35	$7,75 \pm 0,21$	$6,21 \pm 0,45^*$	$5,89 \pm 0,56^*$

Примечание: звездочкой обозначены статистически значимые различия до и после лечения при вероятности ошибочной оценки * – $P < 0,05$, ** – $P < 0,01$, *** – $P < 0,001$.

Результаты лечения больных 2-ой группы существенно зависели от исходного тонуса ВНС. Так, у больных с симпатикотонией дорсалгии стали незначительными при курсовом лечении в обеих подгруппах, тогда как у пациентов с высоким тонусом парасимпатической нервной системы статистически значимое снижение интенсивности дорсалгии было достигнуто только в четвертой подгруппе, где в комплексном лечении использовался красный свет ($P < 0,001$). КВР у больных с симпатикотонией также достиг уровня нормы в обеих подгруппах, тогда как существенное повышение значительно сниженного у больных с парасимпатикотонией КВР произошло только в четвертой подгруппе (с $0,83 \pm 0,02$ до $1,07 \pm 0,05$ ($P < 0,001$)).

Таблица 2 – Влияние лечения на интенсивность дорсалгии у больных 2-ой группы на основании определения ВАШ

Подгруппа больных (ФТ метод)	Количество больных с симпатикотонией парасимпатикотонией	ВАШ		
		До лечения	После 1 процедуры	После лечения
3 (ЭБ)	22	$5,56 \pm 0,57$	$4,77 \pm 0,48$	$3,51 \pm 0,38^{***}$
	14	$4,93 \pm 0,42$	$4,31 \pm 0,35$	$3,76 \pm 0,43$
4 (КС)	22	$5,31 \pm 0,49$	$4,61 \pm 0,37$	$3,54 \pm 0,41^{***}$
	13	$5,17 \pm 0,38$	$4,46 \pm 0,51$	$3,08 \pm 0,44^{***}$

Примечание: звездочкой обозначены статистически значимые различия до и после лечения при вероятности ошибочной оценки * – $P < 0,05$, ** – $P < 0,01$, *** – $P < 0,001$.

Заключение. Полученные данные свидетельствуют о том, что комплексное лечение больных с дорсалгией позволяет достичь существенного снижения интенсивности болей и уменьшения вегетативных нарушений. При этом эффективность лечения в значительной мере зависит от выбора методов

используемой физиотерапии с учетом особенностей их влияния на вегетативный гомеостаз больных.

При интенсивных болях применение электростимуляции более эффективно купирует дорсалгию и оказывает более значимое симпатолитическое влияние по сравнению с электрофорезом лидокаина. При умеренной интенсивности болевого синдрома у больных с симпатикотонией эффективность применения электрофореза бишофита и красного света практически одинакова, у пациентов с парасимпатикотонией значительно более эффективно включение в комплекс лечения красного света.

Применение многофункциональных аппаратов АНЭТ и фотонной матрицы Коробова в комплексном лечении больных с дорсалгией является эффективным при разных вариантах клинического течения заболевания.

Список литературы: 1. Манвелов Л. С. Поясничные боли (этиология, клиника, диагностика и лечение) / Манвелов Л. С., Тюрников В. М. // Рус. мед. журн. -2009 - 17(20).-С.31-35.

2. Подчуфарова Е. В. Боль в спине. / Подчуфарова Е. В., Яхно Н. Н. / М.: GEOTAR Медиа. – 2010. – 368с. 3. Шостак Н.А. Боль в спине – возможности симптом-модифицирующей терапии замедленного действия / Шостак Н. А., Правдюк Н. Г., Кондрашов А. А., Швырева Н. М. //Consilium Medicum. Неврология и ревматология №01 - 2014 –С.5-6. 4. Furlan A. D. Massage for low-back pain (Cochrane Review) / Furlan A. D., Brosseau L., Imamura M., Irvin E. // The Cochrane Library. - 2004. - № 4. - P. 192-198. 5. Marks JL. Pain pharmacotherapy in patients with inflammatory arthritis and concurrent cardiovascular or renal disease: a Cochrane systematic review. / Marks JL, van der Heijde DM, Colebatch AN, Buchbinder R, Edwards CJ. / J. Rheumatol. Suppl. 2012; 90: P.81-84. 6. Васильева-Линецкая Л. Я. Функциональное состояние вегетативной нервной системы как критерий выбора методов физиотерапии у больных с рефлекторными синдромами поясничного остеохондроза / Васильева-Линецкая Л. Я., Земляная О. В. //Травма. – 2010. - Т. 11 № 4.- С. 15-16. 7. Фізіотерапія: підручник /за ред. О.А. Владимірова, В.В. Ежова, Г.Н. Пономаренко. – К.: Формат. – 2013. – 432 с. 8. Вегетативные расстройства: клиника, диагностика, лечение /Под ред. А.М. Вейна - М.: Медицинское информационное агентство. - 2000.- 752 с. 9. Ясногородский В. Г. Электротерапия. М. - 1987. - 283с. 10. Спасов А.А. Местная терапия бишофитом: Волгоград. - 2003.- 160с.

Bibliography (transliterated): 1. Manvelov L. S., Tjurnikov V. M. Pojasnichnye boli (jetiologija, klinika, diagnostika i lechenie)// Rus. med. zhurn. 2009. 17(20). 31-35. 2. Podchufarova E. V., Jahno N. N. Bol' v spine. M.: GEOTAR Media. 2010. 368. 3. Shostak N. A., Pravdjuk N. G., Kondrashov A. A., Shvyreva N. M. Bol' v spine – vozmozhnosti simptom-modificirujushhej terapii zamedlennogo dejstvija //Consilium Medicum. Nevrologija i revmatologija. No. 01. 2014. 5-6. 4. Furlan A. D., Brosseau L., Imamura M., Irvin E. Massage for low-back pain (Cochrane Review) // The Cochrane Library. 2004. No. 4. 192-198. 5. Marks JL, van der Heijde DM, Colebatch AN, Buchbinder R, Edwards CJ. Pain pharmacotherapy in patients with inflammatory arthritis and concurrent cardiovascular or renal disease: a Cochrane systematic review. J. Rheumatol. Suppl. 2012. 90. 81-84. 6. Vasil'eva-Lineckaja L. Ja., Zemljanaja O. V. Funkcional'noe sostojanie vegetativnoj nervnoj sistemy kak kriterij vybora metodov fizioterapii u bol'nyh s reflektornymi sindromami pojasnichnogo osteohondroza //Travma. 2010. V. 11. No. 4. 15-16. 7. Fizioterapija: pidruchnik /za red. O. A. Vladimirova, V. V. Ezhova, G. N. Ponomarenko. Kiev: Format. 2013. 432. 8. Vegetativnye rasstrojstva: klinika, diagnostika, lechenie /Pod red. A. M. Vejna. Moscow: Medicinskoje informacionnoje agentstvo. 2000. 752. 9. Jasnogorodskij V. G. Jelektroterapija. Moscow. 1987. 283. 10. Spasov A. A. Mestnaja terapija bishofitom: Volgograd. 2003. 160.

Надійшла (received) 06.07.2014

Ю. О. УШЕНКО, канд. физ.-мат. наук, ЧНУ им. Ю.Федьковича, Черновцы;
О. В. ДУБОЛАЗОВ, канд. физ.-мат. наук, ЧНУ им. Ю.Федьковича, Черновцы;
М. И. СИДОР, ассистент, ЧНУ им. Ю.Федьковича, Черновцы;

ЛАЗЕРНАЯ ПОЛЯРИЗАЦИОННАЯ ФЛУОРЕСЦЕНЦИЯ СЕТЕЙ ОПТИЧЕСКИ АНИЗОТРОПНЫХ БИОЛОГИЧЕСКИХ НАНОКРИСТАЛЛОВ

Предложена модель лазерной поляризационной флуоресценции биологических тканей с учетом механизмов оптически анизотропного поглощения – линейного и циркулярного дихроизма протеиновых сетей. Найдены взаимосвязи между статистическими, корреляционными и фрактальными параметрами, характеризующими Мюллер - матричные изображения лазерной поляризационной флуоресценции, и особенностями механизмов оптически анизотропного поглощения гистологических срезов биопсии стенки матки.

Ключевые слова: флуоресценция, анизотропия, нанокристаллы.

Введение. В данной работе предложена модель комплексной оптической анизотропии, которой обладают нано кристаллы протеиновых сетей тканей репродуктивной сферы женщины, и на этой основе разработан метод Мюллер – матричного картографирования лазерной поляризационной флуоресценции гистологических срезов биопсии доброкачественных (полип) и злокачественных (аденокарцинома) опухолей стенки матки.

1. Краткая теория. Матричный оператор, характеризующий механизмы линейного дихроизма и двулучепреломления фибриллярных протеиновых сетей можно записать в виде [1]:

$$\{M\} = \{D\}\{\Psi\} = \begin{pmatrix} 1 & M_{12} & M_{13} & M_{14} \\ M_{21} & M_{22} & M_{23} & M_{24} \\ M_{31} & M_{32} & M_{33} & M_{34} \\ M_{41} & M_{42} & M_{43} & M_{44} \end{pmatrix}. \quad (1)$$

Вектор Стокса преобразованного объектом пучка S^* записывается

$$S^* = (1 + M_{12} + M_{13})^{-1} \begin{pmatrix} 1 \\ M_{21} + M_{22} \cos 2\alpha_0 + M_{23} \sin 2\alpha_0 \\ M_{31} + M_{32} \cos 2\alpha_0 + M_{33} \sin 2\alpha_0 \\ M_{41} + M_{42} \cos 2\alpha_0 + M_{43} \sin 2\alpha_0 \end{pmatrix}, \quad (2)$$

$$\alpha^* = 0,5 \arctg \left(\frac{M_{31} + M_{32} \cos 2\alpha_0 + M_{33} \sin 2\alpha_0}{M_{21} + M_{22} \cos 2\alpha_0 + M_{23} \sin 2\alpha_0} \right); \quad (3)$$

$$\beta^* = 0,5 \arcsin \left(\frac{M_{41} + M_{42} \cos 2\alpha_0 + M_{43} \sin 2\alpha_0}{1 + M_{12} + M_{13}} \right). \quad (4)$$

Здесь α^* – азимут; β^* – эллиптичность поляризации, преобразованного объектом пучка.

Из анализа (2) – (4) вытекает, что посредством варьирования азимута поляризации α_0 зондирующего пучка можно минимизировать влияние линейного дихроизма. Нетрудно видеть, что при выполнении условия

$$\alpha_0^* = \rho \pm 0.25\pi \rightarrow \Delta\tau = 1 \quad (5)$$

Индикатором реализации условия (5) становится минимизация эллиптичности поляризации

$$\beta_{\min}^* = 0,5 \arcsin(d_{42} \cos 2\alpha_0^* + d_{43} \sin 2\alpha_0^*). \quad (6)$$

2. Объекты исследования. В качестве объектов исследования использовались оптически – тонкие (коэффициент ослабления $\tau < 0.1$) гистологические срезы шейки матки двух типов:

- предраковое (дисплазия) состояние - группа 1 (19 образцов);
- злокачественная опухоль (аденокарцинома) – группа 2 (18 образцов).

Гистологические срезы изготавливались по стандартной методике на замораживающем микротоме. Для каждого из таких слоев характерно наличие оптически анизотропных протеиновых сетей – фибриллярные коллагеновые и мышечные волокна. Оптические свойства фибриллы коллагена аналогичны одноосному кристаллу, с оптической осью, направленной вдоль оси волокна. По оценкам, сделанным в работе [2], разница главных показателей преломления Δn составляет около 2.5×10^{-3} . Двулучепреломление и дихроизм сети мышечных волокон также обусловлены их фибриллярным строением. Участки мышечных волокон, составленные из однонаправлено ориентированных молекул миозина, проявляют оптическую анизотропию. В работе [3] приведена следующая оценка двулучепреломления мышечной ткани: $\Delta n = 1.4 \times 10^{-3}$.

3. Анализ и обсуждение экспериментальных данных. Возможности метода поляризационной лазерной флуоресценции иллюстрируют данные, представленные на рис. 1 и рис. 2.

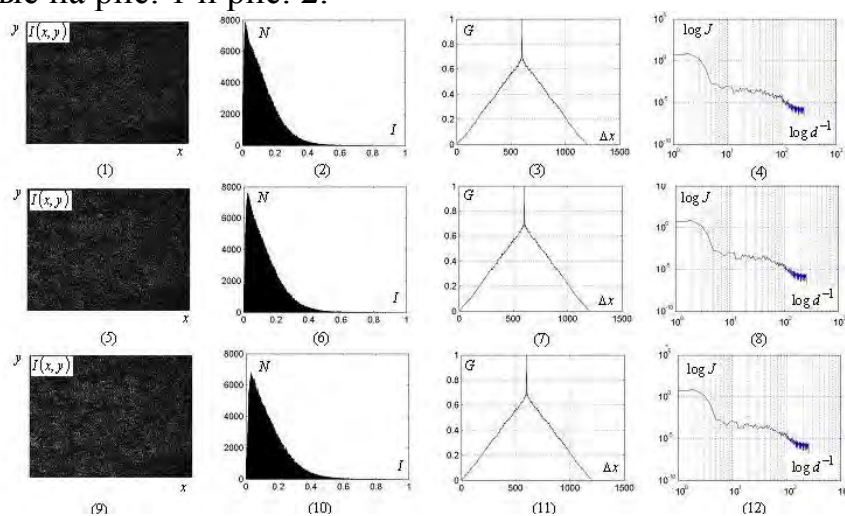


Рис. 1 – Координатные, статистические, корреляционные и фрактальные распределения интенсивности лазерной флуоресценции образцов ткани шейки матки в предраковом состоянии для следующих состояний поляризации: $\alpha_0 = 0^0$ - фрагменты (1)-(4); $\alpha_0 = 90^0$ - фрагменты (5)-(8); $\alpha_0 = \alpha_0^*$ - фрагменты (9)-(12)

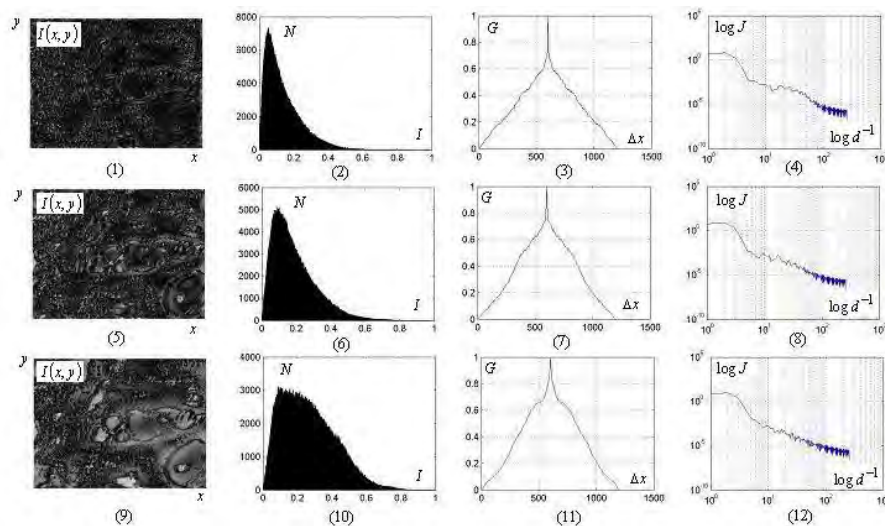


Рис. 2 – Координатные, статистические, корреляционные и фрактальные распределения интенсивности лазерной флуоресценции образцов ткани аденокарциномы шейки матки для следующих состояний поляризации: $\alpha_0 = 0^0$ - фрагменты (1)-(4); $\alpha_0 = 90^0$ - фрагменты (5)-(8); $\alpha_0 = \alpha_0^*$ - фрагменты (9)-(12)

Анализ, приведенных на рис. 1 и рис. 2, данных обнаружил:

1. Существенную зависимость интенсивности лазерной флуоресценции белковых молекул фибриллярных сетей от состояния поляризации зондирующего гистологические срезы лазерного пучка, которая достигает экстремального уровня (фрагменты (9)) для оптимального состояния поляризации α_0^* .

2. Смещение главных экстремумов гистограмм $N(I)$ в область больших значений интенсивности флуоресценции для $\alpha_0 \rightarrow \alpha_0^*$ (рис. 1, фрагменты (2),(6),(10)).

3. Практически идентичную корреляционную (рис. 1, фрагменты (3),(7),(11)) и мультифрактальную (рис. 1, фрагменты (4),(8),(12)) структуру координатных распределений $I(\alpha_0)$ образцов шейки матки в состоянии дисплазии.

4. Возрастание корреляционной однородности (более плавное спадание автокорреляционных зависимостей - рис. 1, фрагменты (3),(7),(11)) и трансформацию мультифрактальных распределений $I(\alpha_0)$ во фрактальные (формирование стабильно угла наклона аппроксимирующей кривой - рис. 1, фрагменты (4),(8),(12)) образцов шейки матки группы 2 для $\alpha_0 \rightarrow \alpha_0^*$.

Количественно различия между координатными распределениями интенсивности лазерной поляризационной флуоресценции $I(\alpha_0^*)$ протеиновых сетей образцов группы 1 и группы 2 иллюстрирует таблица 1.

В пределах обеих групп гистологических срезов в рамках статистического, корреляционного и фрактального подходов была определена чувствительность и специфичность метода лазерной поляризационной флуоресценции – таблица 2.

Таблица 1. – Статистические ($Z_{i=1;2;3;4}$), корреляционные (K) и фрактальные (Ω , $V(\eta)$) параметры распределений $I(\alpha_0^*)$ гистологических срезов шейки матки группы 1 (дисплазия) и группы 2 (аденокарцинома)

Параметры	$I(\alpha_0^*)$	
	Дисплазия	Рак
Z_1	$0,12 \pm 0,016$	$0,22 \pm 0,071$
Z_2	$0,09 \pm 0,013$	$0,16 \pm 0,029$
Z_3	$0,38 \pm 0,054$	$1,16 \pm 0,18$
Z_4	$1,14 \pm 0,17$	$0,54 \pm 0,11$
K	$2,26 \pm 0,29$	$0,78 \pm 0,13$
Ω	$1,47 \pm 0,21$	$2,24 \pm 0,37$
$V(\eta)$	мультифрактальное	фрактальное

Таблица 2. – Чувствительность и специфичность метода поляризационного картографирования образцов шейки матки

Параметры	$Z_{i=1;2;3;4}$	K	Ω
$R, \%$	60	50	50
$S, \%$	52	50	50

Заключение

1. Предложена модель лазерной поляризационной флуоресценции биологических тканей с учетом механизмов оптически анизотропного поглощения – линейного и циркулярного дихроизма протеиновых сетей.

2. Найдены взаимосвязи между статистическими, корреляционными и фрактальными параметрами, характеризующими Мюллер – матричные изображения лазерной поляризационной флуоресценции, и особенностями механизмов оптически анизотропного поглощения гистологических срезов биопсии стенки матки.

3. Продемонстрирована эффективность метода азимутально-инвариантного Мюллер – матричного картографирования лазерной поляризационной флуоресценции протеиновых сетей в задаче дифференциации доброкачественных и злокачественных опухолей стенки матки.

Список литературы: 1. *J. M. Bueno. Spatially resolved polarization properties for in vitro corneas / J. M. Bueno, J. Jaronski // Ophthalm. Physiol. Opt. – Vol. 21, No. 5, – 384-392 (2001).* 2. *J. M. Bueno. Measurements of the corneal birefringence with a liquid-crystal imaging polariscope / J. M. Bueno, F. Vargas-Martin // Applied Optics, – Vol. 41, No. 1, – 116-124 (January 2002).* 3. *J. M. Bueno. Polarization properties of the in vitro old human crystalline lens / J. M. Bueno, M. C. W. Campbell // Ophthalm. Physiol. Opt. 23, – 109–118 (2003).* 4. *T. T. Tower. Alignment Maps of Tissues: I. Microscopic Elliptical Polarimetry / T. T. Tower, R. T. Tranquillo // Biophys. J., – Vol. 81, – 2954-2963, 2001.*

Bibliography (translate): 1. *J. M. Bueno, J. Jaronski. Spatially resolved polarization properties for in vitro corneas. Ophthalm. Physiol. Opt. Vol. 21. No. 5. (2001): 384-392.* 2. *J. M. Bueno, F. Vargas-Martin. Measurements of the corneal birefringence with a liquid-crystal imaging polariscope. Applied Optics. Vol. 41. No. 1. (January 2002): 116-124.* 3. *J. M. Bueno, M. C. W. Campbell. Polarization properties of the in vitro old human crystalline lens. Ophthalm. Physiol. Opt. 23. (2003): 109–118.* 4. *T. T. Tower,*

УДК 654.9:677.83

Л. А. ПОСПЕЛОВ, д-р техн. наук, вед. науч. сотрудник, НТУ «ХПИ»;
К. В. КОЛЕСНИК, канд. техн. наук, доц., НТУ «ХПИ»;
В. Г. СОМОВ, науч. сотр, ХНУ им. В. Н. Каразина, Харьков;

ИССЛЕДОВАНИЕ ПОЛЯ ИЗЛУЧАТЕЛЬНОГО ЭЛЕКТРОДА-АППЛИКАТОРА

Представлено описание перспективного излучательного электрода-аппликатора (ИЭА) для гипертермии. Конструктивные отличия от исходного образца позволяют сформировать преимущественно тангенциальную компоненту поля с малым изменением амплитуды по апертуре излучателя. Это позволяет снизить рабочую частоту ($< 10\text{МГц}$), увеличивает глубину проникновения поля, снижает травмирующий перегрев кожи и подкожного жира пациента во время проведения гипертермической процедуры. Показано, что электрическое поле, формируемое перспективным ИЭА содержит, в основном, тангенциальную составляющую.

Ключевые слова: гипертермия, излучательный электрод-аппликатор, резонатор.

Введение. В ходе выполнения Проекта №3332 УНТЦ [1] был разработан и исследован перспективный излучательный электрод-аппликатор (ИЭА) для гипертермии [2, 3] (рис. 1), содержащий несколько принципиальных отличий от первоначального ИЭА, изображённого на рис. 2. В перспективном ИЭА выделены три элемента конструкции, каждый из которых выполняет только ему присущие функции и имеет свои конструктивные особенности.

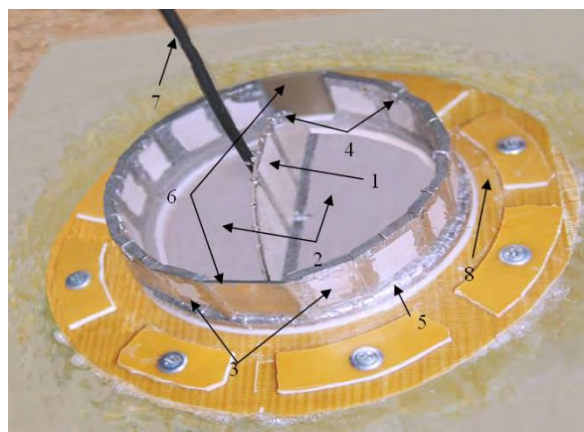


Рис. 1 – Вид экспериментального образца перспективного ИЭА со стороны резонаторов: 1 – возбуждающий резонатор. 2 – излучательные лепестки. 3 – дополнительный резонатор. 4 – замыкающие переключки. 5 – экранирующее покрытие торца излучательных лепестков. 6 – технологические стеклотекстолитовые грани. 7 – фидер электромагнитного питания. 8 – кольцо крепления ИЭА к фантому

Возбуждающий резонатор создает в высокочастотном зазоре необходимое для эффективной работы всего устройства распределение высокочастотного напряжения. Диэлектрическая проницаемость керамики, заполняющей этот резонатор, обеспечивает резонанс поля в нём. Размеры резонатора выбраны так, что напряжённость поля в нём ортогональна боковым стенкам резонатора и спадает до нулевого значения на торцевых его стенках. Возбуждающий резонатор запитывается через согласующий трансформатор от коаксиального фидера, контакты которого подключают к внутренним стенкам резонатора в непосредственной близости к высокочастотному зазору.

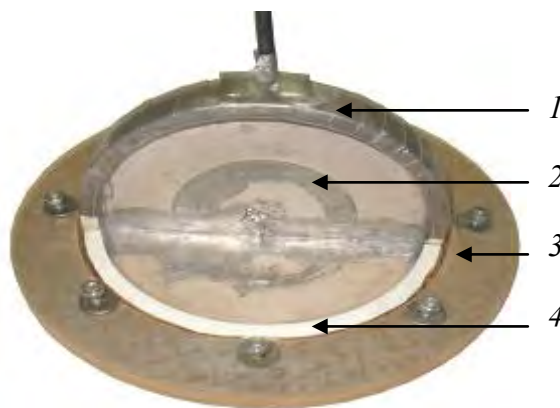


Рис. 2 – Внешний вид исходного ИЭА.: 1-закоротка резонатора; 2-резонатор; 3- кольцо крепления к фантому пациента; 4-излучающий лепесток

Керамическое покрытие излучающих лепестков выполняет функцию электродинамического согласования лепестков с телом пациента. Диэлектрическая проницаемость этой керамики выбрана так, чтобы выполнялось граничное условие ($\varepsilon_0 = \varepsilon' + \varepsilon''$) [4] и нормальная составляющая напряжённости электрического поля на поверхности тела пациента не испытывала скачка. Исключение скачка поля позволяет снизить травмирующий перегрев кожи и подкожного жира пациента во время проведения гипертермической процедуры.

Дополнительный резонатор настраивает излучатель на рабочую частоту, обеспечивая малое уменьшение поля к краям апертуры. Дополнительный резонатор выведен из плоскости излучающих лепестков в плоскость, перпендикулярную к ним, чтобы поле, возбуждаемое в нём, не принимало непосредственного участия в нагреве тела пациента. Керамика его заполнения изолирована с трёх сторон от внешнего пространства проводящими стенками. Это повышает добротность резонатора и исключает нежелательное мощное фоновое излучение.

Приведем конструктивные параметры перспективного ИЭА, необходимые для дальнейшего исследования его свойств. ИЭА рассчитан для работы в диапазоне частот около 6 МГц. Внешний диаметр излучающих лепестков равен $2a=150\text{mm}$. Керамика возбуждающего резонатора использована с диэлектрической проницаемостью ε_γ , равной 10000. Керамика излучающих

лепестков взята с диэлектрической проницаемостью ϵ_0 , равной 1000. Диэлектрическая проницаемость керамики дополнительного резонатора ϵ_d равна 18000. Высота h дополнительного резонатора равна 35 мм.

В квазистатическом приближении распространение электромагнитных волн вдоль оси Z отсутствует, а имеет место как бы диффузия по закону $e^{-z/\delta}$, где δ – глубина проникновения поля в диссипативную среду, в данном случае – в тело пациента. Поэтому, введя безразмерную величину \vec{S} для напряжённости электрического поля, получим [5]:

$$\begin{aligned} S_x &= e^{-z/\delta} \sin k_x x \sin k_y y; \\ S_y &= e^{-z/\delta} \cos k_x x \cos k_y y; \\ S_z &= e^{-z/\delta} \cos k_x x \sin k_y y. \end{aligned} \quad (1)$$

Выше были использованы обозначения:

$$\begin{aligned} k_x &\equiv \omega / ca; \\ k_y &\equiv \omega / cb, \end{aligned} \quad (2)$$

где: a и b стороны прямоугольной антенны, зазор размещён вдоль оси X .

Поля \vec{S} удовлетворяют уравнениям следующего вида:

$$\left\{ \frac{\partial^2}{\partial z^2} + \frac{\partial^2}{\partial x^2} + \frac{\partial^2}{\partial y^2} - \frac{1}{\delta_0^2} \right\} \vec{S} = 0 \quad (3)$$

Подставляя в это уравнение одну из компонент поля, получим дисперсионное соотношение, которое будет определять величину декремента затухания δ . Он определяет глубину проникновения поля в тело пациента. Пусть стороны антенны равны. Тогда получим [6]:

$$\delta = \frac{\sqrt{2}\delta_0 a / \pi}{\sqrt{\{\delta_0^2 + 2a^2 / \pi^2\}}} \quad (4)$$

Из этого соотношения следует, что $\delta = \delta_0$, если $\delta_0 < \sqrt{2}a/\pi$ и наоборот, $\delta = \sqrt{2}a/\pi$, если $\delta_0 > \sqrt{2}a/\pi$. Применительно к исходному ИЭА (см. рис. 2) имеет место второй случай, то есть, глубина проникновения поля существенно меньше глубины скин-слоя.

Однако это не относится к перспективному ИЭА. Убедиться в этом можно, оценив величину $kx \leq ka$ применительно к этому устройству. Оказывается, что $ka = \sqrt{\epsilon_0} 2\pi f a / c$ для частот f диапазона 10 МГц, размеров апертуры антенны $a = 7,5 \text{ см}$ и диэлектрической проницаемости керамики, покрывающей излучающие лепестки, $\epsilon_0 = 1000$, имеет значение порядка 0,5. Это означает,

что $\cos kx \leq \cos ka \approx 1 - (ka)^2/2$ и величина поля на краях апертуры отличается на величину порядка 0,1 от его значения в центре излучательных лепестков. Что касается отношения мощностей нормальной и тангенциальной проекций, то оно составляет в максимуме нормальной проекции величину порядка 0,2. Если оценить среднее по площади отношение, то оно составит величину, меньшую 0,1. То есть, составляющую поля на лепестках с большой степени точности можно считать тангенциальной.

Такая ситуация существенно меняет величину эффективной апертуры антенны. Ее можно оценить, предположив, что поле на этом участке антенны создано гипотетической антенной с размерами в пять раз превосходящей реальную. Эта оценка увязана с величиной диэлектрической проницаемости дополнительного резонатора (18000), а апертура антенны обратно пропорционально корню квадратному из диэлектрической проницаемости покрытия. Таким образом, эффективную апертуру можно оценить, увеличив реальное значение в пять раз. Если вместо реальной апертуры, брать для оценок увеличенную в пять раз, то значения слагаемых, сравниваемых в формуле для величины δ , окажутся соизмеримыми.

Ещё одну новую возможность способна обеспечить однородность и тангенциальность поля на излучающих лепестках. В этом случае можно не опасаться скачков напряжённости нормальной составляющей. И нет необходимости выбирать значения диэлектрической проницаемости покрытия лепестков из условия согласования на поверхности тела.

Увеличение диэлектрической проницаемости покрытия лепестков позволяет существенно уменьшить рабочую частоту и, тем самым, увеличить и глубину его скин-слоя и глубину проникновения в тело пациента. А резерв для этого имеется. Он состоит в том, вместо покрытия с $\varepsilon_0 = 1000$ можно использовать керамику $\varepsilon = 18000$, что позволит существенно понизить рабочую частоту и увеличить в разы глубину проникновения поля в тело пациента.

Выводы.

1. Показано, что электрическое поле, формируемое перспективным ИЭА содержит, в основном, тангенциальную составляющую. Мощность нормальной составляющей электрического поля составляет не более 5% от мощности тангенциальной составляющей.

2. Установлено, что глубина проникновения поля в тело пациента для перспективного ИЭА в несколько раз большей таковой для исходного ИЭА.

3. При преимущественно тангенциальной составляющей электрического поля можно использовать керамику, покрывающую излучающие лепестки, с увеличенной диэлектрической проницаемостью. Это позволяет уменьшить рабочую частоту поля ИЭА, и создает предпосылки дальнейшего увеличения глубины проникновения поля в тело пациента.

Список литературы: 1. Л. А. Поспелов. Разработка и исследование излучающего электрода-аппликатора для ВЧ гипертермии: [отчёт по Проекту УНТЦ № 3332] / Руководитель Л. А. Поспелов. – Харьков: ХНУРЭ, 1996. 2. Л. А. Поспелов. Фізико-технічні проблеми ВЧ-

гіпертермії: [доповідь] / Л. А. Поспелов // Міжнародна конференція: «СВЧ-техніка і супутниковий зв'язок». – Севастопіль, 1995. 3. Л. А. Поспелов. Проблеми високочастотної гіпертермії // Л. А. Поспелов // Технічна електродинаміка. Тематичний випуск: Силова електроніка та енергоефективність. – Київ: ІЕД НАНУ, 2010. – Ч. 2. – С. 285-288. 4. Ф. Ю. Драніщев. Псевдостатичне наближення в електродинамічній теорії ВЧ-гіпертермії / Ф. Ю. Драніщев, Л. А. Поспелов // Радіотехніка: [всесукр. міжвід. Науково-техн. зб.] – Харків: НТУ «ХПІ», 2007. – Вип. 149. – С. 140. 5. Л. А. Поспелов. До теорії полоскової антени для ВЧ-гіпертермії / Л. А. Поспелов // Радіотехніка: [зб. н. праць] – Харків-Судак: ХНУРЕ, 2008. [Т III] – С. 70. 6. Л. А. Поспелов. Розробка основ теорії випромінюючого аплікатора для ВЧ гіпертермії / Л. А. Поспелов // Технічна електродинаміка. Тематичний випуск: Силова електроніка та енергоефективність. – Київ: ІЕД НАНУ, 2012. – Ч. 2. – С. 8.

Bibliography (transliterated): 1. Pospelov L. A. The report under Design STCU № 3332 (1996) Working out and research of a radiating electrode-applikator for HF hyperthermia. 2. Pospelov L. A. (1995) Physical and technical problems of the HF hyperthermia [report]. The International conference: "the microwave technic and satellite communication". - Sevastopol. 3. Pospelov L. A. (2010) Problems of a high-frequency hyperthermia. Technicha elektrodinamika. Kiev: IED NASU, 2, 285-288. 4. Dranishchev F. Y., Pospelov L. A. (2007) Pseudo-static approach in the elektro-dynamic theory of the HF hyperthermia. Radioengineering. Kharkov: STU "KhPI", 149, 140. 5. Pospelov L. A. (2008) To the theory of the strip antenna for the HF hyperthermia. Radioengineering. Kharkov - Sudak: HNURE, III, 70. 6. Pospelov L. A. (2012) Working out of bases of the theory of a radiating applicator for HF hyperthermia. Technicha elektrodinamika. Kiev: IED NASU, 2, 8.

Надійшла (received) 15.07.2014

УДК 535.361;536.424.1

В. А. УШЕНКО, аспірант, ЧНУ ім. Ю.Федьковича, Черновці
П. О. АНГЕЛЬСКИЙ, аспірант, ЧНУ ім. Ю.Федьковича, Черновці
О. В. ОЛАР, канд. физ.-мат. наук, ЧНУ ім. Ю.Федьковича, Черновці

КОРРЕЛЯЦИОННЫЙ АНАЛИЗ МЮЛЛЕР – МАТРИЧНЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ В ДИФФЕРЕНЦИАЛЬНОЙ ДИАГНОСТИКЕ МЕХАНИЗМОВ АНИЗОТРОПИИ ПРОТЕИНОВЫХ СЕТЕЙ

Работа направлена на разработку метода азимутально стабильной Мюллер - матричной реконструкции линейного двулучепреломления и дихроизма протеиновых сетей биологических тканей для поляризационно-корреляционной дифференциации степени тяжести предраковых изменений эндометрия (ткани шейки матки). Найдены взаимосвязи между набором статистических моментов 1-го – 4-го порядков, которые характеризуют распределения фазовых сдвигов и коэффициента линейного дихроизма эндометрия, и особенностями его патологии.

Ключевые слова: анизотропия, матрица Мюллера, диагностика.

Введение. Биологические ткани представляют собой структурно неоднородные оптически анизотропные среды с поглощением. Для описания взаимодействия поляризованного света с такими сложными системами необходимы наиболее общие приближения, основанные с использованием Мюллер - матричного формализма.

© В.А.УШЕНКО, П. О. АНГЕЛЬСКИЙ, О. В. ОЛАР, 2014

В настоящее время в биологических и медицинских исследованиях используется множество практических методик, основанных на измерении и анализе матриц Мюллера исследуемых образцов [1–5].

Данная работа направлена на разработку метода азимутально стабильной Мюллер - матричной реконструкции линейного двулучепреломления и дихроизма протеиновых сетей биологических тканей для поляризационно-корреляционной дифференциации степени тяжести предраковых изменений эндометрия (ткани шейки матки).

1. Краткая теория

В основу описания механизмов оптической анизотропии, которой обладают биологические ткани, положены следующие модельные представления:

1. Фибриллярные протеиновые (коллагеновые, эластиновые, миозиновые) сети соединительной и мышечной ткани обладают как линейным двулучепреломлением, так и линейным дихроизмом.

2. Оптические проявления таких механизмов исчерпывающе полно описываются следующими матрицами Мюллера линейного двулучепреломления $\{D\}$ и дихроизма $\{\Psi\}$ [2-4]

$$\{D\} = \begin{pmatrix} 1; & 0; & 0; & 0; \\ 0; & \cos^2 2\rho + \sin^2 2\rho \cos \delta; & \cos 2\rho \sin 2\rho(1 - \cos \delta); & \sin 2\rho \sin \delta; \\ 0; & \cos 2\rho \sin 2\rho(1 - \cos \delta); & \sin^2 2\rho + \cos^2 2\rho \cos \delta; & \cos 2\rho \sin \delta; \\ 0; & -\sin 2\rho \sin \delta; & -\cos 2\rho \sin \delta; & \cos \delta \end{pmatrix}. \quad (1)$$

Здесь ρ - направление укладки фибриллы, δ - фазовый сдвиг между линейно-поляризованными ортогональными составляющими амплитуды светового пучка.

$$\{\Psi\} = \begin{pmatrix} 1 & (1 - \Delta\tau)\cos 2\rho & (1 - \Delta\tau)\sin 2\rho & 0 \\ (1 - \Delta\tau)\cos 2\rho & (1 + \Delta\tau)\cos^2 2\rho + 2\sqrt{\Delta\tau} \sin^2 2\rho & (1 - \Delta\tau)\sin 2\rho & 0 \\ (1 - \Delta\tau)\sin 2\rho & (1 - \Delta\tau)\sin 2\rho & (1 + \Delta\tau)\sin^2 2\rho + 2\sqrt{\Delta\tau} \cos^2 2\rho & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 2\sqrt{\Delta\tau} \end{pmatrix} \quad (2)$$

Здесь $\Delta\tau = \frac{\tau_x}{\tau_y}$, $\begin{cases} \tau_x = \tau \cos \rho; \\ \tau_y = \tau \sin \rho \end{cases}$, τ_x , τ_y - коэффициенты поглощения линейно-поляризованных ортогональных составляющих амплитуды светового пучка.

Используя данную информацию можно получить азимутально-стабильные инварианты “поляризационной реконструкции” параметров линейного двулучепреломления δ и дихроизма $\Delta\tau$ биологических тканей [5]

$$\delta = \arccos\left(\frac{M_{44}}{2\sqrt{1 - (M_{12}^2 + M_{13}^2)}}\right); \quad (3)$$

$$\Delta\tau = 1 - (M_{12}^2 + M_{13}^2). \quad (4)$$

2. Объекты, методика исследования и алгоритмы обработки Мюллер - матричных изображений

В качестве объектов исследования использовались оптически – тонкие (геометрическая толщина $d \approx 25\mu\text{m} \div 30\mu\text{m}$, коэффициент ослабления $\tau < 0.1$)

гистологические срезы биопсии ткани шейки матки – эндометрия в двух предраковых состояниях:

- простая атрофия эндометрия – группа 1 (29 образцов);
- полип эндометрия – группа 2 (30 образцов).

На серии рис. 1 – рис. 4 приведены результаты Мюллер – матричной реконструкции параметров анизотропии эндометрия с простой атрофией (рис. 1 и рис. 2) и полипом (рис. 3 и рис. 4).

Каждый рисунок состоит из координатных (фрагменты (1),(2)) и топографических (фрагменты (3)) распределений фазовых сдвигов δ (рис. 1, рис. 2,) и коэффициента линейного дихроизма $\Delta\tau$ (рис. 3, рис. 4). Топографические распределения представляют собой систему линий одинаковых значений $[\delta = 0,1\pi](m \times n)$ и $[\Delta\tau = 0,5](m \times n)$.

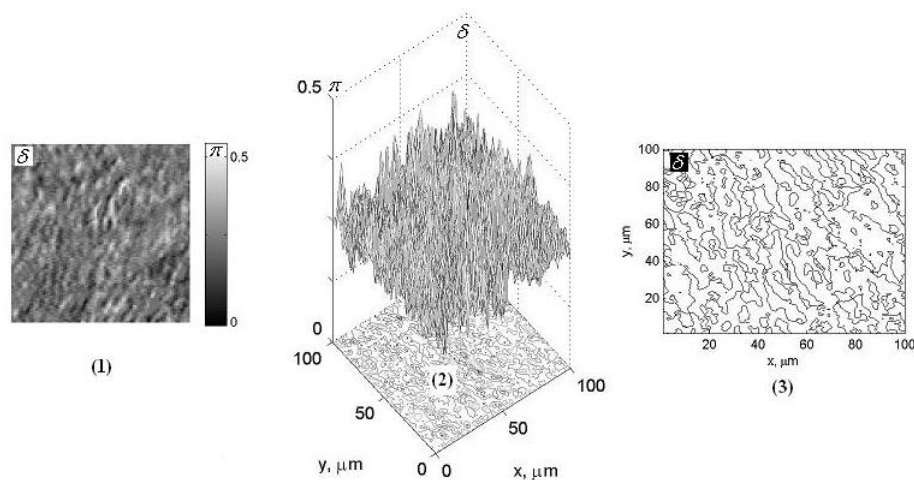


Рис. 1 – Двумерное $2D - \delta(m \times n)$, трехмерное $3D - \delta(m \times n)$ и топографическое $[\delta = 0,1\pi](m \times n)$ распределения фазовых сдвигов δ , вносимых гистологическим срезом эндометрия с простой атрофией

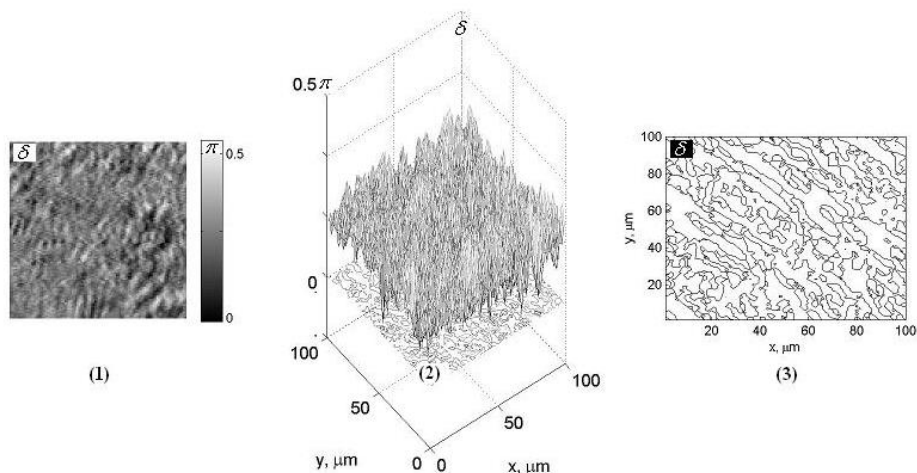


Рис. 2 – Двумерное $2D - \delta(m \times n)$, трехмерное $3D - \delta(m \times n)$ и топографическое $[\delta = 0,1\pi](m \times n)$ распределения фазовых сдвигов δ , вносимых гистологическим срезом полипа эндометрия

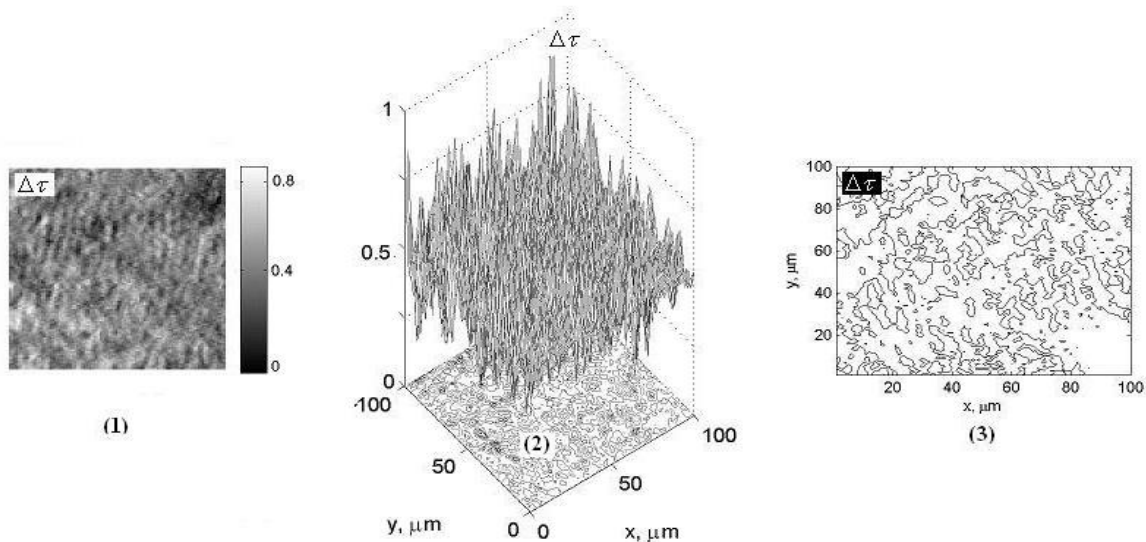


Рис. 3 – Двумерное $2D - \Delta\tau(m \times n)$, трехмерное $3D - \Delta\tau(m \times n)$ и топографическое $[\Delta\tau = 0,5](m \times n)$ распределения коэффициента линейного дихроизма $\Delta\tau$ которым обладает гистологический срез эндометрия с простой атрофией

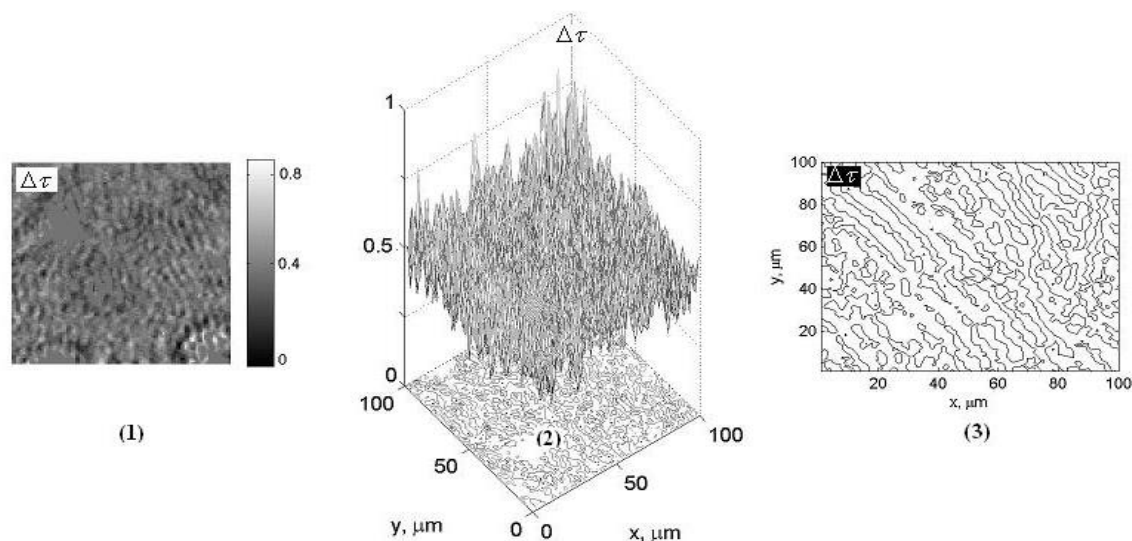


Рис. 4 – Двумерное $2D - \Delta\tau(m \times n)$, трехмерное $3D - \Delta\tau(m \times n)$ и топографическое $[\Delta\tau = 0,5](m \times n)$ распределения коэффициента линейного дихроизма $\Delta\tau$ которым обладает гистологический срез полипа эндометрия

Для возможного клинического использования методики поляризационной реконструкции (соотношения (4), (5)) были проведены ее испытания в пределах двух статистически достоверных групп (доверительный интервал $p < 0,001$) образцов эндометрия обеих групп. В пределах каждой группы определялись:

- статистически усредненные величины $Z_{i=1;2;3;4}(\delta)$ и $Z_{i=1;2;3;4}(\Delta\tau)$ - таблица 1;
- традиционные для доказательной медицины операционные характеристики (для каждого из статистических моментов $Z_{i=1;2;3;4}(\delta)$ и

$Z_{i=1;2;3;4}(\Delta\tau)$ – чувствительность ($Se = \frac{a}{a+b} 100\%$), специфичность ($Sp = \frac{c}{c+d} 100\%$) и точность ($Ac = \frac{Se + Sp}{2}$), где a и b - количество правильных и неправильных диагнозов в пределах группы 1; c и d - то же в пределах группы 2 – таблица 2.

Таблица 1 – Статистические моменты 1-го – 4-го порядка, которые характеризуют распределения параметров Мюллер-матричной реконструкции

Z_i	δ		$\Delta\tau$	
	Атрофия	Полип	Атрофия	Полип
Z_1	$0,22 \pm 0,028$	$0,23 \pm 0,029$	$0,48 \pm 0,078$	$0,53 \pm 0,091$
Z_2	$0,1 \pm 0,014$	$0,13 \pm 0,017$	$0,23 \pm 0,037$	$0,18 \pm 0,023$
Z_3	$1,23 \pm 0,18$	$0,88 \pm 0,12$	$0,69 \pm 0,098$	$0,95 \pm 0,11$
Z_4	$1,81 \pm 0,27$	$1,27 \pm 0,16$	$0,81 \pm 0,11$	$1,04 \pm 0,14$

Таблица 2 – Точность статистического анализа в Мюллер – матричной реконструкции параметров анизотропии

Z_i	$Ac(\delta), 100\%$	$Ac(\Delta\tau), 100\%$
Z_1	52	54
Z_2	53	58
Z_3	58	64
Z_4	60	68

Таким образом, статистический анализ реконструированных распределений линейного двулучепреломления и линейного дихроизма оказался недостаточно эффективным в задаче дифференциальной диагностики предраковых состояний эндометрия - $Ac(\delta) \leq 60\%$ и $Ac(\Delta\tau) \leq 68\%$.

Выводы.

1. На основе модели обобщенной оптической анизотропии, которой обладают протеиновые сети биологических тканей, разработан метод азимутально-инвариантной Мюллер – матричной реконструкции параметров линейного двулучепреломления и линейного дихроизма.

2. Найдены взаимосвязи между набором статистических моментов 1-го – 4-го порядков, которые характеризуют распределения фазовых сдвигов и коэффициента линейного дихроизма эндометрия, и особенностями его патологии.

Список литературы: 1. *J. M. Bueno*. Spatially resolved polarization properties for in vitro corneas / *J. M. Bueno, J. Jaronski* // *Ophthalm. Physiol. Opt.* – Vol. 21, No. 5, – 384-392 (2001). 2. *J. M. Bueno*. Measurements of the corneal birefringence with a liquid-crystal imaging polariscope / *J. M. Bueno, F. Vargas-Martin* // *Applied Optics*, – Vol. 41, No. 1, – 116-124 (January 2002). 3. *J. M. Bueno*. Polarization properties of the in vitro old human crystalline lens / *J. M. Bueno, M. C. W. Campbell* // *Ophthalm. Physiol. Opt.* 23, – 109–118 (2003). 4. *T. T. Tower*. Alignment Maps of Tissues: I. Microscopic Elliptical Polarimetry / *T. T. Tower, R. T. Tranquillo* // *Biophys. J.*, Vol. 81, 2954-2963, 2001. 4. *T. T. Tower*. Alignment Maps of

Tissues: II. Fast Harmonic Analysis for Imaging / T. T. Tower, R. T. Tranquillo // Biophys. J., – Vol. 81, – 2964-2971, 2001.

Bibliography (translate): 1. J. M. Bueno, J. Jaronski. Spatially resolved polarization properties for in vitro corneas. Ophthal. Physiol. Opt. Vol. 21. No. 5. 384-392 (2001). 2. J. M. Bueno, F. Vargas-Martin. Measurements of the corneal birefringence with a liquid-crystal imaging polariscope. Applied Optics. Vol. 41. No. 1. 116-124 (January 2002). 3. J. M. Bueno, M. C. W. Campbell. Polarization properties of the in vitro old human crystalline lens. Ophthal. Physiol. Opt. 23. 109–118 (2003). 4. T. T. Tower, R. T. Tranquillo. Alignment Maps of Tissues: I. Microscopic Elliptical Polarimetry. Biophys. J. Vol. 81. 2954-2963. 2001. 4. T. T. Tower, R. T. Tranquillo. Alignment Maps of Tissues: II. Fast Harmonic Analysis for Imaging. Biophys. J. Vol. 81. 2964-2971. 2001.

Надійшла (received) 22.07.2014

УДК 615.47; 616.073

А. В. ЛЕБЕДЕВ, д-р техн. наук, ІЭС НАН України, Київ;
Н. Н. ЮРЧЕНКО, д-р техн. наук, ІЕД НАН України, Київ;
А. Г. ДУБКО, канд. техн. наук, ІЭС НАН України, Київ;
І. А. БОЙКО, магістрант, НТУ «КПІ», Київ;

ПРИМЕНЕНИЕ ПРОГРАММНОГО КОМПЛЕКСА SOLID WORKS ДЛЯ ОБУЧЕНИЯ СТУДЕНТОВ ОСНОВАМ ПРОЕКТИРОВАНИЯ ЭЛЕКТРОХИРУРГИЧЕСКОГО ОБОРУДОВАНИЯ

Рассмотрены возможности обучения студентов комплексу Solid Works на примере проектирования оборудования для сварки живых тканей. Исследована зависимость прочности сваренных кровеносных сосудов от диаметра и модуля прочности. Показано применение Solid Works при изучении тепловых и механических процессов. С помощью комплекса Solid Works можно рассчитать распределение механических напряжений, резонансные частоты, прочность и нагрев деталей оборудования для сварки живых тканей.

Ключевые слова: SolidWorks, сварка живых тканей, артерия, прочность.

Введение. Программный комплекс САПР Solid Works – одна из лучших программ для обучения студентов проектированию оборудования медицинского назначения. Для того чтобы получить оптимальное конструкторское решение и ускорить проектирование, сначала создаются 3-D модели узлов и деталей. Затем, с помощью встроенного пакета Simulation, выполняют моделирование и находят оптимальные параметры. Использование для моделирования других пакетов, например ANSYS или ABAQUS, менее удобно, так как они менее понятны и более тяжелы в обучении.

Анализ комплекса Solid Works. В качестве примера рассмотрим применение комплекса Solid Works для проектирования сварочных швов, перекрывающих кровеносные сосуды. Использование технологии сварки живых тканей при перекрытии кровеносных сосудов позволяет осуществлять доступ и мобилизацию органов с минимальными потерями. Операции производятся на «сухом» операционном поле. При этом уменьшается продолжительность, упрощается техника выполнения, не используется шовный материал, уменьшается времени операции и восстановительного периода [1-2].

© А. В. ЛЕБЕДЕВ, Н. Н. ЮРЧЕНКО, А. Г. ДУБКО, И. А. БОЙКО, 2014

Большое значение имеет прочность сварного шва, потому что его разрушение может привести к серьезным последствиям. Исследование прочности начинается с создания модели сваренного сосуда (см. рис.1.).

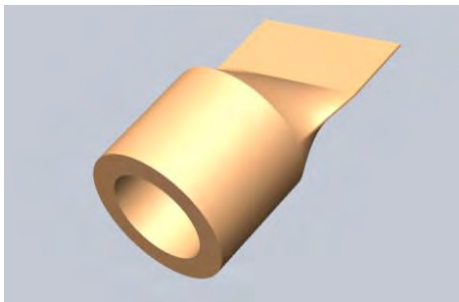


Рис. 1 – Модель сваренной артерии

Для моделирования необходимо знать диаметр сосуда, толщину его стенки, модуль Юнга, коэффициент Пуассона. Модуль Юнга стенки сосуда E зависит от его типа и диаметра. Для аорты $E=4,66$ МПа; коэффициент Пуассона $\nu=0,49$ [3]. Сонная артерия имеет модуль Юнга $7-11 \cdot 10^5$ Па; у бедренной артерии $E=9-12 \cdot 10^5$ Па [4]. В качестве примера моделирования показано распределение напряжения в сварочном шве (см. рис. 2.).

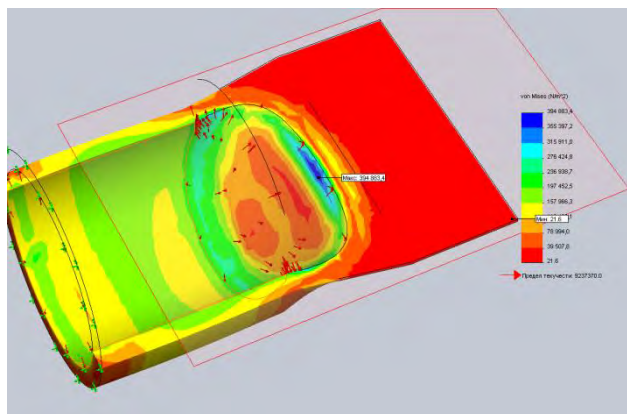


Рис. 2 – Механические напряжения в артерии диаметром 6 мм толщиной стенки 0,5 мм при давлении крови внутри сосуда – 250 мм.рт.ст.

Область наибольшего напряжения 394 883 Па действует не в сварочном шве, а недалеко от него. В сварочном шве максимальное напряжение 240 000 Па находится в центральной области. Ближе к краям напряжение падает до 120 000 Па. Для повышения прочности шва необходимо добиться равномерного распределения напряжения и снижения его максимального значения. Это можно достичь изменением формы шва и его толщины.

Сварочный шов подвергается нагрузке, изменяющейся с частотой сокращения сердца. В этом случае возможен механический резонанс культы шва. Комплекс Solid Works позволяет рассчитать все резонансные частоты и соответствующие траектории движения культы сосуда (см.рис. 3).

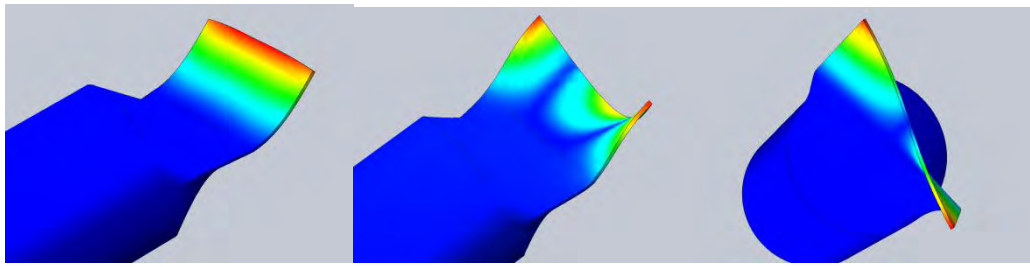


Рис. 3 – Траектории движения культи артерии при различных резонансных частотах

Если резонансная частота близка к частоте сокращений сердца, то место сварки будет отклоняться с увеличенной амплитудой и двигаться со сложной траекторией, что может быть причиной разрушения шва.

Периодически изменяющиеся напряжения, вызванные пульсовой волной, могут привести к усталости материала шва. Для расчета прочности в этом случае необходимо знать зависимости предела текучести материала шва от количества циклов (см.рис. 4).

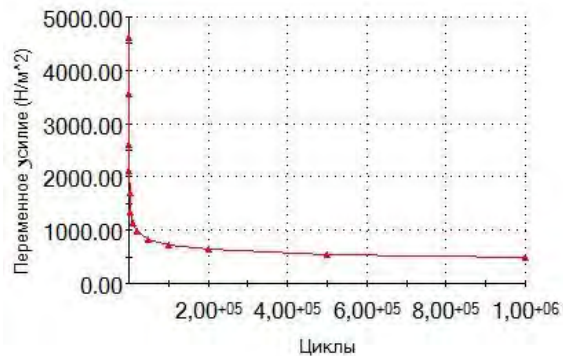


Рис. 4 - Зависимость предела текучести материала сварного шва от количества циклов

С помощью SolidWorks можно определить количество сокращений сердца, после которого произойдет разрушение шва. Материал сварочного шва имеет меньшую прочность, чем стенка артерии. Поэтому нужно сделать сборку, состоящую из сосуда и сварного шва, а затем выполнять модулирование. Чтобы не усложнять расчет, примем одинаковыми пределы текучести сосуда и сварочного шва (см. рис. 5).

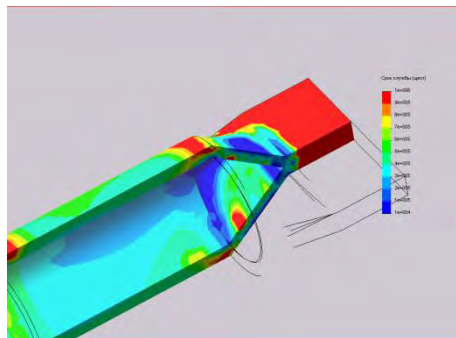


Рис. 5 – Количество сокращений сердца, после которых произойдет разрушение сварного шва артерии диаметром 6 мм при давлении крови 170 мм.рт.ст.

При сварке происходит нагревание живой ткани. Комплекс SolidWorks позволяет рассчитать изменение температуры ткани и электродов (см. рис.6).

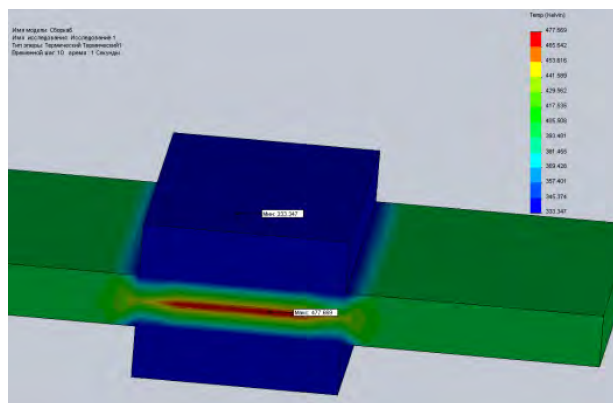


Рис. 6 – Максимальные температура ткани и электродов при сварке

Выводы

1. Программный комплекс САПР Solid Works – одна из наиболее легких в освоении студентами конструкторских программ для создания 3D моделей деталей и устройств медицинского назначения и получения их реалистических изображений.

2. С помощью комплекса Solid Works можно рассчитать распределение механических напряжений, резонансные частоты, прочность и нагрев деталей оборудования для сварки живых тканей.

Список литературы: 1. Патон Б.Е. Тканесохраняющая высокочастотная электросварочная хирургия. / Патон Б.Е., Иванова О.Н. / Киев: Наукова думка, 2009.- 200 с. 2. Абизов Р.А. Тканинозберігаюча високочастотна електроварювальна технологія в хірургічному лікуванні на рак гортані. - Київ, 2011.- 100 с. 3. Кривохижина О.В. Информационное обеспечение предоперационного прогнозирования состояния сосудов в системе «Артериальные кровеносные сосуды» Автореферат на соискание ученой степени кандидата технических наук. Санкт-Петербург – 2007.-45 с. 4. К. Каро и др. Механика кровообращения. «Мир», М., 1981, с.624.

Bibliography (transliterated): 1. Paton B.E., Ivanova O.N. Tkanesohranjajushhaja vysokochastotnaja jelektrosvarochnaja hirurgija. Kiev: Naukova dumka. 2009. 200. 2. Abizov R.A. Tkaninozberigajucha visokochastotna elektrozvarjuval'na tehnologija v hirurgichnomu likuvanni na rak gortani. Kyiv. 2011. 100. 3. Krivohizhina O.V. Informacionnoe obespechenie predoperacionnogo prognozirovanija sostojanija sudov v sisteme «Arterial'nye krovenosnye sosudy» Avtoreferat na soiskanie uchenoj stepeni kandidata tehniceskikh nauk. Sankt-Peterburg. 2007. 45. 4. K. Karo i dr. Mehanika krovoobrashhenija. «Mir». Moscow. 1981. 624.

Надійшла (received) 21.07.2014

Е. И. СОКОЛ, д - р. техн. наук, проф. НТУ «ХПИ»;

М. В. ВОИНОВА, канд. физ. - мат. наук, доц. НТУ «ХПИ»;

Б. В. ТКАЧУК, аспирант НТУ «ХПИ»;

Р. С. ТОМАШЕВСКИЙ, канд. тех. наук, доцент НТУ «ХПИ»;

ЭЛЕКТРИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ СОСТОЯНИЯ ГИДРАТАЦИИ ПАЦИЕНТА ВО ВРЕМЯ ПРОЦЕДУРЫ УЛЬТРАФИЛЬТРАЦИИ

В данной статье описаны вопросы контроля состояния гидратации пациента при гемодиализе. Обоснован выбор метода биоимпедансометрии (БИМ) для контроля водного статуса пациента. Описан принцип метода БИМ, а также недостатки существующей модели. Приведен обзор содержания жидкости в организме, а также распределение ее по секторам и перемещение между ними во время процедуры ультрафильтрации (УФ). Разработана новая электрическая модель, жидкостной части организма с разбиением на водные секторы. Также разработана модель с учетом динамики перемещения жидкости в организме при УФ.

Ключевые слова: гемодиализ, ультрафильтрация, биоимпеданс, «сухой вес», водный баланс.

Введение. Проведение ультрафильтрации для пациентов с почечной недостаточностью всегда сопряжено с опасностью как чрезмерного, так и недостаточного удаления жидкости. Несвоевременное прекращение ультрафильтрации может привести к еще более тяжелым последствиям. Именно из-за этого существует необходимость постоянного контроля состояния гидратации пациента с самого начала и до конца процедуры гемодиализа (ГД).

Актуальность. Существующие методы контроля водного баланса организма требуют или наличия громоздкого дорогостоящего оборудования (томограф, УЗ-сканер и др.) или опирается на индивидуальный опыт врача, что существенно затрудняет осуществлять функцию мониторинга объемов и характеристик жидкости в организме при проведении ультрафильтрации в условиях диализного зала [1].

Для использования на практике необходим метод, который с помощью минимального технического обеспечения, без участия врача и невысокой стоимости исследований, позволил бы автоматизировано и неинвазивно производить мониторинг состояния водного баланса организма и своевременно прекратить удаление жидкости при обретении пациентом состояния нормогидратации или т.н. «сухого веса».

Для решения этой проблемы может быть использован биоимпедансометрический (БИМ) метод мониторинга гидратации пациента. Данный метод в мировой врачебной практике нашел широкое применение в отделениях реанимации и интенсивной терапии, но практически не используется при проведении гемодиализа, так как не выявлено достоверной функциональной связи между параметрами существующей БИМ модели и биологическими характеристиками изменяющимися во время процедуры ультрафильтрации.

БИМ основан на электрических свойствах живых тканей. Так, например, мембраны клеток являются диэлектриками обладающими емкостью $C_{\text{кк}}$ и способны проводить ток высокой частоты через клетки (см. рис. 1), а ток низкой

частоты проходит только по активному сопротивлению $R_{\text{вкж}}$ соответствующему внеклеточной жидкости [2]. Сопротивление внутриклеточной жидкости, в свою очередь, обладает активным сопротивлением $R_{\text{кж}}$. Под низкой частотой в БИМ подразумевается минимальная частота (единицы, десятки кГц), при которой отсутствует явление поляризации тканей, а под высокой – частота, при которой клеточные мембраны не создают преграды проходящему току (сотни кГц).

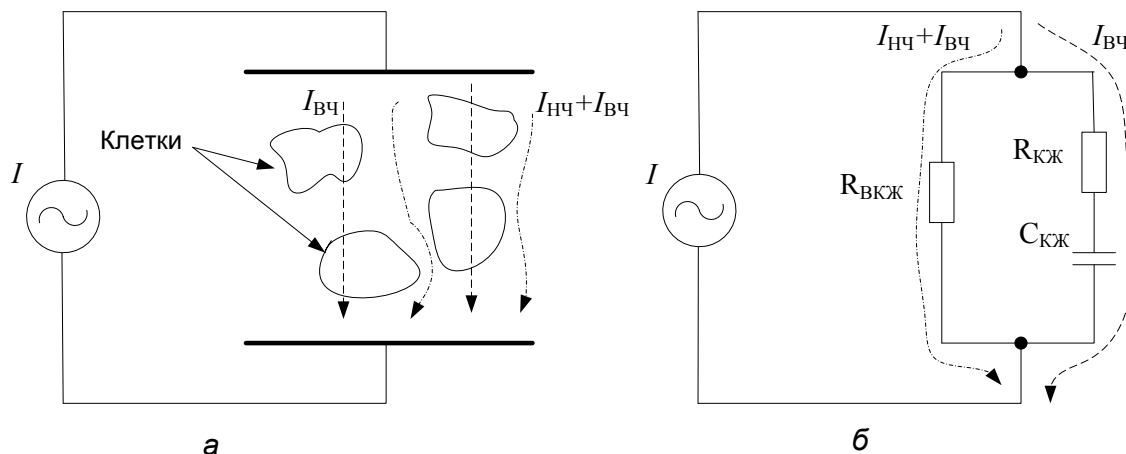


Рис. 1 – Единичный отрезок ткани при БИМ: *а* – схема прохождения токов; *б* – общепринятая эквивалентная схема

В интерпретации электрических процессов для живого организма, теория БИМ базируется на проводимости однородного цилиндра, с конкретными размерами [4, 5] и зависимости объемов водных секторов от сопротивлений будут иметь вид:

$$V_{\text{ОВО}} = \frac{\rho_{\text{вч}} L^2}{R_{\text{вч}}} + a; \quad (1)$$

$$V_{\text{вкж}} = \frac{\rho_{\text{нч}} L^2}{R_{\text{нч}}} + b, \quad (2)$$

$\rho_{\text{вч}}, \rho_{\text{нч}}$ – удельное сопротивление организма на высокой и низкой частотах; L - межэлектродное расстояние; $R_{\text{вч}}, R_{\text{нч}}$ - сопротивление межэлектродного участка на высокой и низкой частоте; a, b – поправочные коэффициенты модели.

В настоящее время существует около тридцати различных зависимостей параметров гидратации пациента от параметров его электрической модели, полученных экспериментальным путем и отличающихся наличием коэффициентов, зависящих от антропометрических и физиологических параметров пациента [6, 7].

Стандартная, общепринятая эквивалентная электрическая схема (см. рис. 1, *б*), используемая для описания жидкостных сред в биоимпедансометрии [3], не подходит для целей её применения в гемодиализе в виду следующих причин:

1. Данная схема не позволяет дифференцировать жидкости в организме в зависимости от места их накопления (сектора).

2. Отсутствие в схеме элементов, позволяющих учитывать динамику перемещения жидкости под действием внутренних градиентов и внешнего воздействия (ультрафильтрации).

В силу этого, невозможно разработать метод для оценки водного статуса пациента с острой (ОПН) или хронической почечной недостаточностью (ХПН) и контролировать процесс удаления жидкости из организма пациента, а также детектировать критерий состояния нормогидратации, во время процедуры гемодиализа.

Цель работы: разработать электрическую модель жидкостной части организма для метода биоимпедансометрии адаптированную к требованиям применения в условиях процедуры ультрафильтрации.

Жидкость (ОВО) в организме человека сосредоточена в двух секторах: клеточном (КЖ) и внеклеточном (ВКЖ)

$$V_{ОВО} = V_{КЖ} + V_{ВКЖ}. \quad (3)$$

ВКЖ, в свою очередь, состоит из интерстициальной (ИЖ), сосудистой (СЖ) и трансцеллюлярной (ТЖ) составляющих.

Пациенты с ХПН зачастую имеют стабильный электролитный баланс водных сред, поэтому накопление жидкости в междиализный период, происходит именно во внеклеточном компартменте, при этом объем клеточной жидкости (КЖ) остается практически неизменным [8].

Трансцеллюлярная жидкость содержится в специализированных полостях тела, к ней относятся спинномозговая, перикардальная, плевральная, синовиальная и внутриглазная, а также пищеварительные соки. Она заключена в замкнутом объеме, её объем составляет в норме не более 0,5-1 % всей жидкости организма и значительно изменяется только в глубоко патологических случаях [9]. Поэтому в дальнейших расчетах вкладом этой составляющей можно пренебречь.

Таким образом, интересующий нас объем внеклеточной жидкости может быть представлен в виде (4):

$$V_{ВКЖ} = V_{ИЖ} + V_{СЖ}. \quad (4)$$

Во время процедуры гемодиализа, излишки жидкости, накопленные в организме пациента при нарушении функции почек, так называемый ультрафильтрат (УФ), удаляется из сосудистого русла с помощью аппарата «искусственная почка» [10,11, 12]. Последний, путем откачивания жидкости насосом ультрафильтрации, создает разницу гидростатических давлений: $\Delta P_1 = P1 - P3$. В свою очередь, опустошаемое сосудистое русло пополняется жидкостью с интерстициального сектора, также за счет перепада давлений между этими секторами: $\Delta P = P2 - P1$. Исходя из этого, процедура гемодиализа может быть представлена в виде схемы жидкостного обмена (см. рис. 2).

Данный процесс фильтрации жидкости из интерстициального в сосудистый сектор осуществляется под воздействием двух давлений: гидростатического и коллоидно-онкотического. Объемный поток восполняющей жидкости описывается выражениями:

$$J_w = \frac{dV}{dt}; \quad (5)$$

$$J_w = L_p S (\Delta P - \sigma \Delta T), \quad (6)$$

где, J_w – объемный поток ультрафильтрата, V – объем ультрафильтрата, t – время ультрафильтрации, L_p – коэффициент проницаемости капиллярной стенки для воды, S – площадь капиллярной поверхности, σ – коэффициент отражения, ΔP – разница гидростатических давлений между секторами СЖ и ИЖ, ΔT – разница онкотических давлений между секторами СЖ и ИЖ [13, 14].

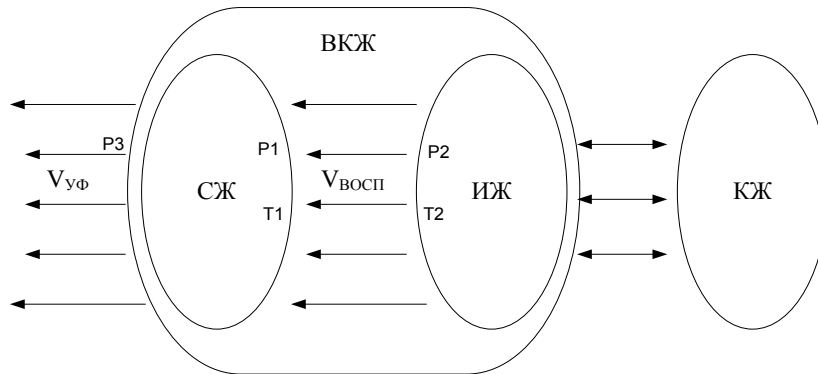


Рис. 2 – Жидкостный обмен между компартментами во время удаления ультрафильтрата на процедуре ГД

Для описания приведенных выше процессов была предложена новая модель, представленная эквивалентной электрической схемой жидкостной части организма (см. рис. 3) с разделением на секторы.

Внеклеточная жидкость может быть представлена как сумма составляющих ИЖ и крови. Кровь, в свою очередь, как жидкая составляющая – плазма (ПЛ), и клеточная масса – форменные элементы крови (ФЭК) (эритроциты, тромбоциты, лейкоциты и др.)

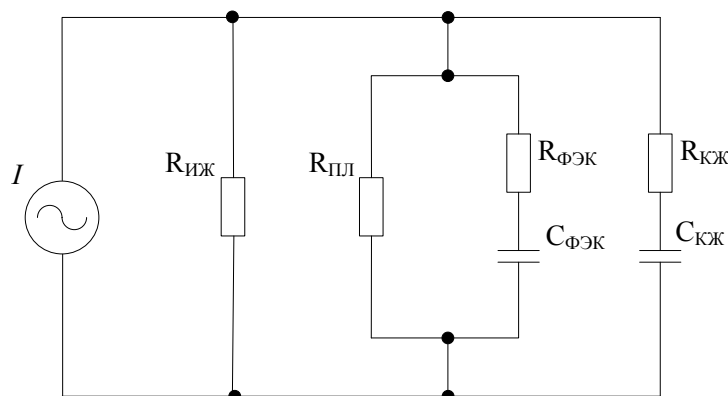


Рис. 3 – Эквивалентная схема жидкостной части организма с разбиением на секторы

В данной эквивалентной схеме, предложено разбиение всего сопротивления организма на звенья, соответствующие секторам ИЖ, СЖ и КЖ. Сопротивление ИЖ, $R_{ИЖ}$ имеет активный характер; звено КЖ, за счет емкости клеточных мембран $C_{КЖ}$, имеет емкостной характер и на постоянном токе будет выступать разрывом цепи; звено крови имеет смешанный характер, за счет параллельного включения активного сопротивления плазмы крови $R_{ПЛ}$, последовательного соединения емкости мембран $C_{ФЭК}$ и сопротивления форменных элементов крови $R_{ФЭК}$. Общий импеданс схемы описывается выражением (7)

$$Z_{общ} = \frac{Z_{ПЛ}Z_{ФЭК}Z_{ИЖ}Z_{КЖ}}{Z_{ПЛ}Z_{ФЭК}(Z_{КЖ}+Z_{ИЖ})+Z_{ИЖ}Z_{КЖ}(Z_{ФЭК}+Z_{ПЛ})}. \quad (7)$$

Данная модель показывает, что ток низкой частоты будет проходить через ИЖ и ПЛ и падение сопротивления на этих жидкостях будет коррелировать с их суммарным объемом или объемом ВКЖ (4). Ток высокой частоты будет проходить через все секторы ИЖ, ПЛ, ФЭК, КЖ и соответствует объему всей воды организма, $V_{ОВО}$ (3).

Во время проведения процедуры ГД важна возможность отдельного мониторинга объемов СЖ, ИЖ, а также корректная оценка критерия достижения конца процедуры откачки жидкости при обретении пациентом сухого веса.

Для возможности контроля объема УФ – необходимо разделение водных объемов на постоянные и переменные составляющие, в зависимости от того изменяются ли они в ходе ГД или нет. Ультрафильтрат присутствует и в ИЖ и ПЛ, поэтому его эквивалент необходимо выделить в соответствующих звеньях схемы (см. рис. 4).

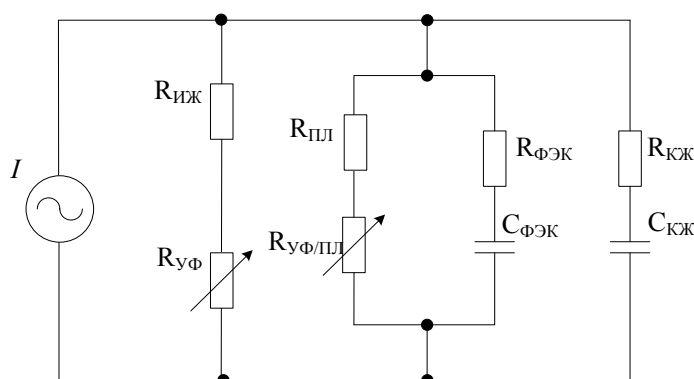


Рис. 4 – Эквивалентная биофизическая схема для БИМ с учетом динамики удаления жидкости во время ГД

В эквивалентную схему включены элементы, которые характеризуют изменение конкретных жидкостных объемов во времени. Выражение общего импеданса для данной схемы следует из (7). На условно низкой частоте зависимость будет иметь вид (8), на условно высокой (9):

$$R_{\text{нч}} = \frac{(R_{\text{пл}} + \frac{dR_{\text{уф/пл}}}{dt})(R_{\text{иж}} + \frac{dR_{\text{уф}}}{dt})}{R_{\text{пл}} + \frac{dR_{\text{уф/пл}}}{dt} + R_{\text{иж}} + \frac{dR_{\text{уф}}}{dt}}; \quad (8)$$

$$R_{\text{вч}} = \frac{R_{\text{фэк}} R_{\text{кж}} (R_{\text{иж}} + \frac{dR_{\text{уф}}}{dt}) (R_{\text{пл}} + \frac{dR_{\text{уф/пл}}}{dt})}{R_{\text{фэк}} (R_{\text{пл}} + \frac{dR_{\text{уф/пл}}}{dt}) (R_{\text{иж}} + \frac{dR_{\text{уф}}}{dt} + R_{\text{кж}}) + R_{\text{кж}} (R_{\text{иж}} + \frac{dR_{\text{уф}}}{dt}) (R_{\text{пл}} + \frac{dR_{\text{уф/пл}}}{dt} + R_{\text{фэк}})}. \quad (9)$$

Сопротивления $R_{\text{уф}}$ и $R_{\text{уф/пл}}$ указывают на излишки жидкости, а $R_{\text{иж}}$ и $R_{\text{пл}}$ соответствует состоянию нормогидратации пациента, таким образом критерием окончания процедуры является условие (10):

$$\sum R_{\text{уф}} = 0. \quad (10)$$

Выводы. В ходе работы определены недостатки существующей эквивалентной модели жидкостной части организма для метода БИМ, которые не позволяют использовать имеющуюся модель применительно к процедуре гемодиализа. Предложена новая модель с учетом разбиения всего жидкостного объема на секторы. Также предложена расширенная модель с учетом динамики перемещения жидкостей в организме пациента при проведении ультрафильтрации и критерий остановки процедур при достижении пациентом состояния соответствующему т.н. сухому весу. Использование такой модели, в дальнейшем позволит разработать достоверный объективный метод оценки водного статуса пациента непосредственно при проведении процедуры гемодиализа.

Список литературы: 1. *Е.И. Сокол.* Аппаратный контроль степени гидратации пациента при процедуре гемодиализа / *Е.И. Сокол, Р.С. Томашевский, Б.В. Ткачук* // Вестник южноукраинского национального университета им. В.И. Даля – 2012. – №18 (189). – С. 227 – 233. 2. *Diana Traughber.* Bioimpedance Spectroscopy for Clinical Assessment of Fluid Distribution and Body Cell , Mass Carrie Earthman / *Diana Traughber, Jennifer Dobratz and Wanda Howell.* / *Nutr Clin Pract.* August, 2007; 22 (4): 389-405. 3. *Мартыросов Э.Г.* Технологии и методы определения состава тела человека. / *Мартыросов Э.Г., Николаев Д.В., Руднев С.Г.* / - М.: Наука, 2006. - 248 с. 4. *Николаев Д.В.* Биоимпедансный анализ состава тела человека / *Николаев Д.В., Смирнов А.В., Бобринская И.Г., Руднев С.Г.* / – М. : "Наука", 2009. – 392 с. 5. *Chamney PW.* A new technique for establishing dry weight in hemodialysis patients via whole body bioimpedance. / *Chamney PW, Kramer M, Rode C, et. al.* / *Kidney Int,* 2002.2250-2258. 6. *Lukaski HC.* Validation of the bioelectrical impedance method to assess human body composition. / *Lukaski HC, Bolonechuk WW, Hall CB, Siders WA.* / *J Appl Physiol* 1987; 60:1327-1332. 7. *Kushner RF.* Estimate of total body water by bioelectrical impedance analysis. / *Kushner RF, Schoeller DA.* / *Am J Clin Nutr* 1986; 44: 417-424. 8. *Джон Т. Даугирдас* Руководство по диализу / *Джон Т. Даугирдас, Питер Дж. Блейк, Тодд С. Инг;* пер. с англ. *А.Ю. Денисова, В.Ю. Шило.* – третье издание. – М. : Центр Диализа, 2003. – 744с. 9. *Рябов Г.А.* Синдромы критических состояний / *Геннадий Алексеевич Рябов* / – М.: Медицина, 1994. – 368с. 10. *Tao Dai.* Blood characterization from pulsatile bioimpedance spectroscopy / *Tao Dai, Andy Adler.* / – Canada :Systems and Computer Engineering, Carleton University, 2003. 11. *Spiegel DM.* Bioimpedance resistance ratios for the evaluation of dry weight in hemodialysis. / *Spiegel DM, Bashir K, Fisch B:/ Clin Nephrol* 2000; 53: 108–114 12. *Baumgartner RN. et al.* Bioelectric impedance for body composition. *Exerc. Spt. Sci. Rev.* 18: 193-224, 1990. 13. *Стецюк Е.А.* Основы гемодиализа / *Стецюк Е.А.* – М. : Издательский дом ГЭОТАР-МЕД, 2001. – 392с. 14. *Woodrow G.* (2005) The effect of normalization of ECW volume as a marker of hydration in

peritoneal dialysis patients and controls Perit Dial / Woodrow G, Oldroyd B, Wright A, Coward W A and Truscott J G / Int 25 Suppl 3 p. 49-51.

Bibliography (transliterated): 1. E. I. Sokol, R. S. Tomashevsky, B. V. Tkachuk. Apparatus control of the hydration degree of patient on hemodialysis. Vestnik yuzhnoukrainskogo natsionalnogo universiteta im. V.I. Dala . 2012. №18 (189). 227–233. 2. Diana Traughber, Jennifer Dobratz and Wanda Howell. Bioimpedance Spectroscopy for Clinical Assessment of Fluid Distribution and Body Cell, Mass Carrie Earthman, Nutr Clin Pract. August, 2007; 22 (4): 389-405. 3. Martirosov E.G., Nikolaev D.V., Rudnev S.G. Technologies and methods of determining the composition of the body. Moscow: Nauka. 2006. 248. 4. Nikolaev D.V., Smirnov A.V., Bobrinskaya I.G., Rudnev S.G. Bioimpedance analysis of the body composition. Moscow: Nauka. 2009. 392. 5. Chamney PW, Kramer M, Rode C, et. al. A new technique for establishing dry weight in hemodialysis patients via whole body bioimpedance. Kidney Int. 2002. 2250-2258. 6. Lukaski HC, Bolonechuk WW, Hall CB, Siders WA. Validation of the bioelectrical impedance method to assess human body composition. J Appl Physiol 1987; 60:1327-1332. 7. Kushner RF, Schoeller DA. Estimate of total body water by bioelectrical impedance analysis. Am J Clin Nutr 1986; 44: 417-424. 8. Dzhon T. Daugirdas The guidance on dialysis/ Dzhon T. Daugirdas, Piter Dzh. Bleyk, Todd S. Ing; per. s angl. A.Yu. Denisova, V.Yu. Shilo. trete izdanie. Moscow: Tsentr Dializa, 2003. 744. 9. Ryabov G.A. Syndromes of critical states. Moscow: Meditsina. 1994. 368. 10. Tao Dai. Blood characterization from pulsatile bioimpedance spectroscopy. Canada :Systems and Computer Engineering, Carleton University. 2003. 11. Spiegel DM, Bashir K, Fisch B: Bioimpedance resistance ratios for the evaluation of dry weight in hemodialysis. Clin Nephrol 2000; 53: 108–114. 12. Baumgartner RN, et al. Bioelectric impedance for body composition. Exerc. Spt. Sci. Rev. 18: 193-224, 1990. 13. Stetsyuk E.A. Fundamentals of hemodialysis. Moscow: Izdatelskiy dom GEOTAR-MED. 2001. 392. 14. Woodrow G, Oldroyd B, Wright A, Coward W A and Truscott J G (2005) The effect of normalization of ECW volume as a marker of hydration in peritoneal dialysis patients and controls Perit Dial Int 25 Suppl 3. 49-51.

Надійшла (received) 21.07.2014

УДК 654.937

В. И. ГАЛИЦА, инж. НИЧ НТУ «ХПИ»;

П. А. КАЧАНОВ, д-р техн. наук, проф. НТУ «ХПИ»;

ДИНАМИЧЕСКИЕ МОДЕЛИ БИОКИНЕМАТИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ ДВИЖЕНИЙ АТЛЕТОВ

В статье освещены варианты применения измерительной аппаратуры экспресс-диагностики динамических характеристик спортивных движений для определения состояния атлетов и на основе проведенных исследований описаны примеры создания динамических моделей, позволяющих идентифицировать как само спортивное движение через его координационно-кинематическую структуру, так и его динамические характеристики через амплитуды ускорений в контрольных фазах этих движений. Такая аппаратура информирует испытуемого об интенсивности выполнения им тренировочного задания и критических амплитудных и временных отклонениях от установленной тренером нормы.

Ключевые слова: динамическая модель, акселерометр, координационно-кинематическая структура, идентификация, амплитуда.

Введение. Важнейшей задачей подготовки спортсменов является диагностика функционального и технического состояния атлета в процессе его

© В. И. ГАЛИЦА, П. А. КАЧАНОВ, 2014

тренировочной и соревновательной деятельности. Движения спортсмена, направленные на достижение максимального спортивного результата (толчок, бросок, удар и др.), содержат несколько фаз, каждая из которых характеризуется определенным набором физических параметров (время, направление движения, скорость, ускорение и др.), которые определяют эффективность данного движения. Измерение этих параметров и последующее их сопоставление с результатами попыток (дальность броска, сила удара и т.д.) с комментариями специалистов позволяет определить, какие из измеряемых параметров в наибольшей степени коррелируют с максимальным результатом, а также в какой мере отражают характер того или иного движения.

Процесс таких измерений, позволяющих получать и обрабатывать информацию, характеризующую различные параметры специфической деятельности атлета в ходе выполнения им тренировочного задания, вызывает определенные сложности. Аппаратура, которая отчасти решает подобные задачи, в мире существует, хотя в силу своей уникальности и ограниченности областей применения является труднодоступной и стоит весьма дорого. Она позволяет сравнивать параметры финальных движений спортивного снаряда с эталоном и их систематизировать [1]. Однако процесс обработки информации требует существенных временных затрат, что не способствует оперативности решения поставленной исследовательской задачи непосредственно при выполнении атлетом тренировочного упражнения.

Целью исследований является создание диагностической аппаратуры, позволяющей выполнять экспресс-диагностику биомеханических параметров движений атлетов непосредственно в процессе выполнения ими спортивного упражнения, строить динамические образы движений в виде графика ускорений исследуемого звена тела атлета в трех координатах вследствие воздействия приложенной атлетом силы.

Достижение цели исследований предполагает решение следующих задач:

- выполнение исследований различных спортивных движений с последующим построением графиков ускорений, действующих на исследуемое звено тела атлета при выполнении этих движений;

- выявление наиболее характерных амплитудных и временных фрагментов, которые в максимальной степени отражают качество выполнения исследуемого движения и оформление их в виде динамической модели;

- идентификация динамических моделей по амплитудным и временным параметрам исполнения в соответствии с комментариями ведущих специалистов-диагностов. Создание базы данных динамических моделей для различных видов движений;

- создание диагностического прибора, позволяющего выполнять 3-мерные измерения ускорений в исследуемых звеньях тела атлета в процессе выполнения им спортивного упражнения, сравнение полученной модели с базой данных для идентификации одной из характерных моделей и предоставление испытуемому комментариев относительно качества выполнения данного упражнения сразу после его выполнения.

В рамках решения поставленных задач были использованы датчики ускорения, выполненные по технологии MEMS (Micro-Electric-Mechanical Systems). В технологии MEMS используются тензометрические и емкостные сенсоры, которые возможно сформировать в поверхностных и объемных структурах кремниевой пластины [2]. Применение данных устройств основано на их способности преобразовывать статические и динамическое ускорения в электрические величины (емкость, сопротивление и др.) для дальнейшего использования в различных устройствах, фиксирующих механические воздействия. Датчик ускорения (рис.1) состоит из чувствительного элемента (ЧЭ) в составе с преобразователем механического смещения в электрический сигнал. ЧЭ представляет собой инерциальную массу, закрепленную на упругом подвесе на корпусе датчика. Принцип работы датчиков ускорения можно описать следующим образом: при возникновении ускорения под влиянием на датчик внешних сил чувствительный элемент смещается в силу инерционности его массы. В качестве выходной величины используется электрический сигнал – аналоговый либо цифровой для последующей обработки и хранения.

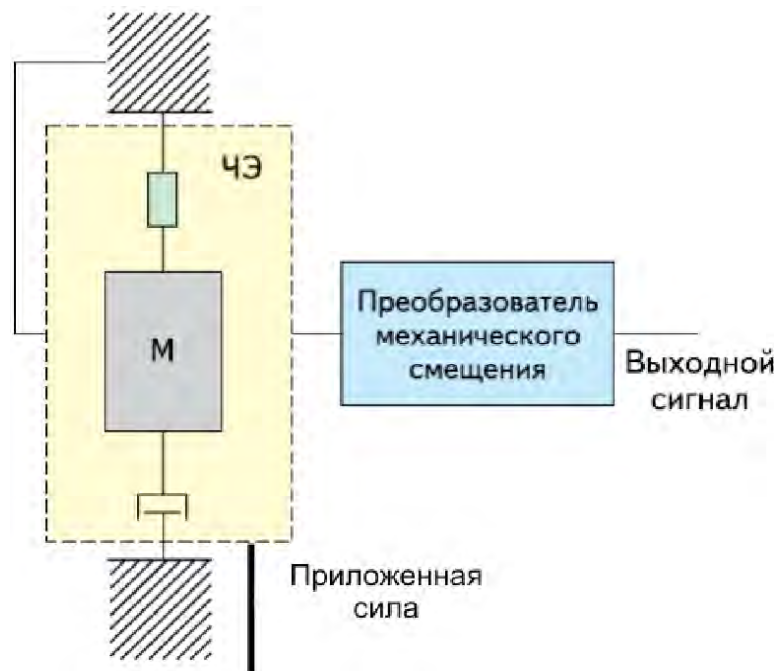


Рис. 1 – Схема датчика ускорения

Для измерения динамических параметров спортивных движений был создан диагностический прибор (рис. 2), использующий принцип периодического (порядка 100 изм./сек.) измерения ускорения в трех координатах в исследуемых звеньях тела атлета посредством закрепленных на них выносных датчиков ускорения. Измерительный блок прибора крепится на поясе атлета для сбора сигналов от датчиков, предварительной обработки и передачи информации на компьютер посредством радиоканала.



Рис. 2 – Измерительный прибор для исследования ускорений

В результате появилась возможность измерять в каждой фазе движения значение ускорения в контролируемых звеньях тела атлета, характер его изменения и длительность каждой фазы. При известной массе звена тела испытуемого в комплексе со спортивным снарядом, участвующем в движении, это предоставляет достаточную информацию для вычисления энергозатрат атлета на выполнение данного упражнения. При сравнении информации о текущей попытке с базой данных эталонных динамических моделей становится возможным оповещать атлета о правильности выполнения им тренировочного задания и уровне его интенсивности.

Результаты исследования. Ниже приведен вариант представления динамических образов, которые характеризуют отдельные спортивные движения при игре в гольф (рис. 3). Трехкоординатный датчик ускорения был установлен на ударной части клюшки с тыльной стороны. При выполнении измерений производилась запись динамических параметров движения в попытках и вносились комментарии о характере исполнения этих попыток. Они необходимы для сравнения не только информационной составляющей для разных попыток, но и дают представление, какое действие привело к тому или иному динамическому образу. На графике можно видеть, что каждое движение имеет свой неповторимый динамический рисунок. Но при этом есть общие закономерности, по которым становится возможной идентификация координационной структуры каждого спортивного движения [2, 3].

На графике отмечены характерные фазы движения, амплитуда и длительность которых определяют качество выполнения движения. Также очевидны кардинальные отличия динамических образов исполнения таких ударов, как «чип» и «питч». Имея достаточный набор акселерометрических данных для типовых спортивных движений становится возможным создание динамических и математических моделей таких движений. Таким образом создаваемая аппаратура, находящаяся на спортсмене, позволяет непосредственно в процессе выполнения движения сигнализировать атлету о соответствии текущего движения определенному динамическому образу и заданному уровню интенсивности.

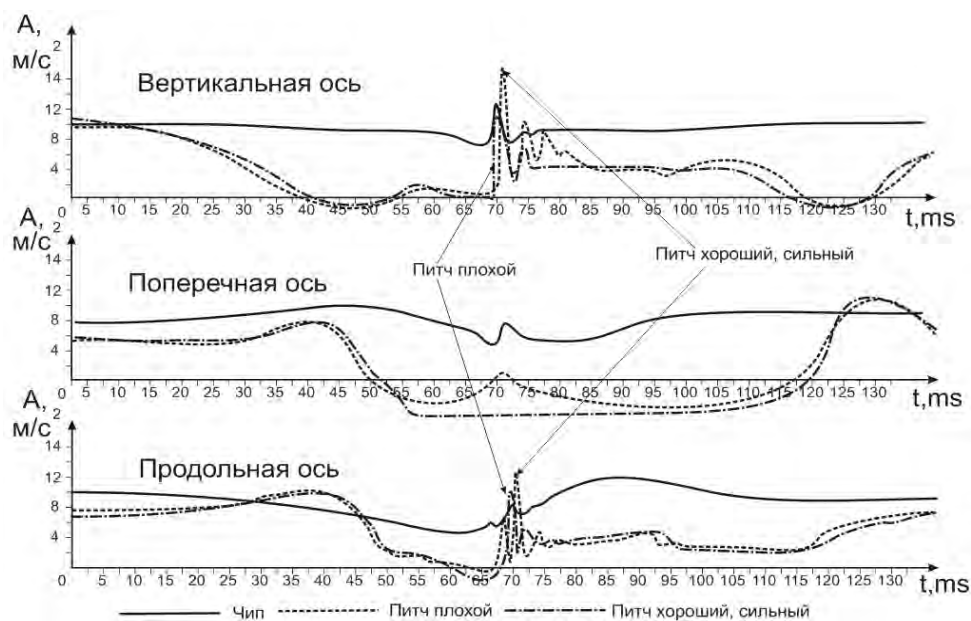


Рис. 3 – Пример графического представления динамических образов различных ударов при игре в гольф с комментариями

В последующем по результатам собранной базы данных движений атлетов становится возможным построение математических моделей исследуемого движения для различных интенсивностей выполнения попыток спортсменами с учетом их антропометрических особенностей.

Выводы: Представленная диагностическая аппаратура позволяет создавать «динамические образы движений», идентифицировать их в координационно сложных упражнениях, сопоставлять их с моделями движений из базы данных.

Такая аппаратура информирует испытуемого об интенсивности выполнения им тренировочного задания и критических амплитудных и временных отклонениях от установленной тренером нормы.

Список литературы: 1. Allen T. (2009). 'Comparison of a finite element model of a tennis racket to experimental data', Sports Engineering, / Allen T., Haake S.J., and Goodwill S.R. / Vol. 12 (2), pp 87-98. 2. Архипов А. М. Датчики Freescale Semiconductor. / Архипов А. М., Панфилов Д. М., Иванов В. С. / М.: Издательский дом «Додэка-XXI», 2008. - 184 с. 3. Галица В.И. Технические средства и системы экспресс диагностики для использования в технологиях управления подготовкой спортсменов / Галица В.И., Качанов П.А., Горлов А.С., и др. / Вісник НТУ «ХПІ» 37-2012 за ред. проф. Качанова П.О. – Харків: НТУ «ХПІ», 2012. – С. 42-50. 4. Галица В.И. Интерактивная система экспресс диагностики в подготовке спортсменов – копьеметателей / Галица В.И., Горлов А.С., Скрипниченко И.Н., Качанов П.А., Любимев А.И. // Теорія і практика фізичного виховання: науково-метод. ж-л. – Донецьк: ДонНУ, 2012. – С. 409-415.

Bibliography (transliterated): 1. Allen T., Haake S.J., and Goodwill S.R. (2009). 'Comparison of a finite element model of a tennis racket to experimental data', Sports Engineering. Vol. 12 (2). 87-98. 2. Arkhipov M., Panfilov D. M., Ivanov V. S. Sensors Freescale Semiconductor. Moscow: Publishing House "Dodeka-XXI". 2008. 184. 3. Galitsa V.I., Kachanov P.A., Gorlov A.S., i dr. Tekhnicheskie sredstva i sistemy ehkspress diagnostiki dlya ispol'zovaniya v tekhnologiyah upravleniya podgotovkoj sportsmenov /Visnik NTU «HPI» 37-2012 za red. prof. Kachanova P.O. –

УДК 615.83

А. В. КИПЕНСКИЙ, д-р техн. наук, проф., НТУ «ХПИ»;

В. В. КУЛИЧЕНКО, канд. техн. наук, НТУ «ХПИ»;

Н. В. МАХОНИН, инженер, НТУ «ХПИ»;

А. А. КОРОБКА, студент, НТУ «ХПИ»;

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ МЕТОДОВ ИМПУЛЬСНОЙ МОДУЛЯЦИИ В МЕДИЦИНСКИХ ОЗОНАТОРАХ

В работе проанализированы различные способы регулирования параметров озono-кислородной смеси в медицинских озонаторах. Показана целесообразность использования методов импульсной модуляции для регулирования концентрации озона в озono-кислородной смеси и ее расхода. Предложена структурная схема обеспечивающая регулирование параметров озono-кислородной смеси методом импульсной модуляции. Описан принцип формирования управляющих импульсов микропроцессорной системой импульсного управления, которая позволяет регулировать параметры ОКС методами широтно-импульсной или частотно-импульсной модуляции.

Ключевые слова: озонотерапия, медицинский озонатор, озono-кислородная смесь, широтно-импульсная модуляция, система управления, микропроцессор.

Введение. Для получения озона в медицинских озонаторах наиболее часто используют электрофизический метод, состоящий в создании объемного барьерного разряда в газовом промежутке разрядной камеры (РК), через который пропускают медицинский кислород [1, 2]. Источником кислорода являются баллоны, которые подключены к входу озонатора непосредственно или через кислородную сеть медицинского учреждения, значительно реже используются кислородные концентраторы.

Барьерный разряд в РК возникает под действием высоковольтного переменного напряжения [3, 4], которое прикладывается к электродам, разделенным одним или двумя изоляторами и газовым промежутком [5, 6]. В результате этого на выходе РК образуется озono-кислородная смесь (ОКС), которая характеризуется двумя основными параметрами – объемная скорость (расход) и концентрация озона (КО) в ОКС.

Регулирование КО в ОКС обычно достигается за счет регулирования амплитуды переменного напряжения, которое прикладывается к электродам РК [7]. При этом регулировочная характеристика (зависимость КО в ОКС от амплитуды приложенного переменного напряжения) будет иметь три

характерных участка. На первом участке синтез озона будет практически отсутствовать из-за недостаточности напряжения на электродах РК для возникновения разрядов. Второй участок является рабочим и, именно на нем возможно регулирование КО в ОКС в некотором диапазоне. Третий участок характеризуется повышенной интенсивностью возникновения разрядов, что, с одной стороны, способствует повышению КО в ОКС, а с другой стороны, приводит к повышению температуры внутри РК и, следовательно, к ускорению процесса разложения озона. Таким образом, для регулирования КО в ОКС возможно использование только второго (довольно узкого) участка. Поскольку диапазон регулирования КО в ОКС в медицинских озонаторах составляет порядка 1:1000, то обеспечение такого диапазона оказывается далеко не всегда возможно лишь за счет регулирования амплитуды переменного напряжения, которое прикладывается к электродам РК.

Регулирование расхода ОКС через пневматический тракт озонатора обычно осуществляется двумя путями [8]. Первый состоит в том, что вручную изменяют площадь поперечного сечения пневматического тракта, для чего используют специальные вентили. Однако такой путь позволяет обеспечивать заданный расход ОКС лишь при условии, что давление кислорода на входе озонатора изменяться не будет, а пневматическое сопротивление на его выходе будет иметь некоторое постоянное значение. В медицинских учреждениях обеспечение таких условий практически не реально.

Второй путь регулирования расхода ОКС через пневматический тракт озонатора состоит в изменении давления кислорода на его входе. Такая задача может быть решена с помощью автоматического регулятора, который благодаря наличию обратной связи, позволит не только регулировать давление кислорода, но и обеспечит его стабилизацию. При этом, также как и в предыдущем случае, расход ОКС задается вручную, а для его измерения необходим специальный прибор.

Рассмотренные принципы регулирования расхода ОКС были использованы в свое время в некоторых медицинских озонаторах, однако современные тенденции медицинского озонаторостроения предполагают автоматизацию всех этапов процесса синтеза ОКС с заданными параметрами, включая и процесс управления расходом.

Цель данной работы состоит в анализе возможностей использования методов импульсной модуляции для регулирования концентрации озона в ОКС и ее расхода при решении задач автоматизации всех этапов процесса синтеза озона в медицинских озонаторах.

Регулирование концентрации озона. Для обеспечения регулирования КО в ОКС в широком диапазоне было предложено регулировать не только амплитуду переменного напряжения на электродах разрядной камеры (РК), но и дополнительно осуществлять импульсную модуляцию этого напряжения [9]. Такой прием был, в частности, использован в медицинском озонаторе ОМ 80/1, где регулирование КО в ОКС было обеспечено в диапазоне 1:800 [10].

Структурная схема, обеспечивающая такой способ регулирования, приведена на рис. 1. Здесь энергетическая часть (ЭЧ) системы электропитания

РК выполнена в виде последовательно соединенных сетевого фильтра (СФ), неуправляемого выпрямителя (НВ) с фильтром (Ф1), широтно-импульсного преобразователя (ШИП) с фильтром (Ф2) и инвертора напряжения (ИН), нагруженного повышающим высокочастотным трансформатором (Т).

Выпрямитель с фильтром обеспечивает в такой системе выпрямление переменного напряжения питающей сети и сглаживание его пульсаций. Широтно-импульсный преобразователь позволяет компенсировать нестабильность напряжения питающей сети и регулировать амплитуду входного напряжения инвертора. Инвертор преобразует постоянное напряжение на своем входе в переменное на выходе, которое через трансформатор прикладывается к разрядной камере (РК).

Формирование управляющих сигналов u_{y1} для ШИП и u_{y4} для ИН осуществляется микропроцессорной системой импульсного управления (МПСИУ). Преобразование управляющего воздействия N_{y1} в последовательность управляющих импульсов u_{y1} с заданными частотно-временными параметрами осуществляется цифро-импульсным преобразователем (ЦИП 1). Управляющее воздействие N_{y1} вычисляется в микропроцессорном блоке (МПБ) с учетом заданного значения КО в ОКС (сигнал $N_{с3}$ от задатчика ЗКО), ее расхода и сигнала обратной связи по выходному току ШИП (на рис. 1 канал обратной связи по току не показан). Компенсация нестабильности напряжения питающей сети осуществляется за счет использования в качестве тактовых импульсов при выполнении ЦИ-преобразований сигнала с частотой f_d , которая пропорциональна входному напряжению ШИП [11]. Для формирования сигнала с частотой f_d в МПСИУ предусмотрен преобразователь напряжение-частота (ПНЧ) или другими словами – частотно-импульсный модулятор.

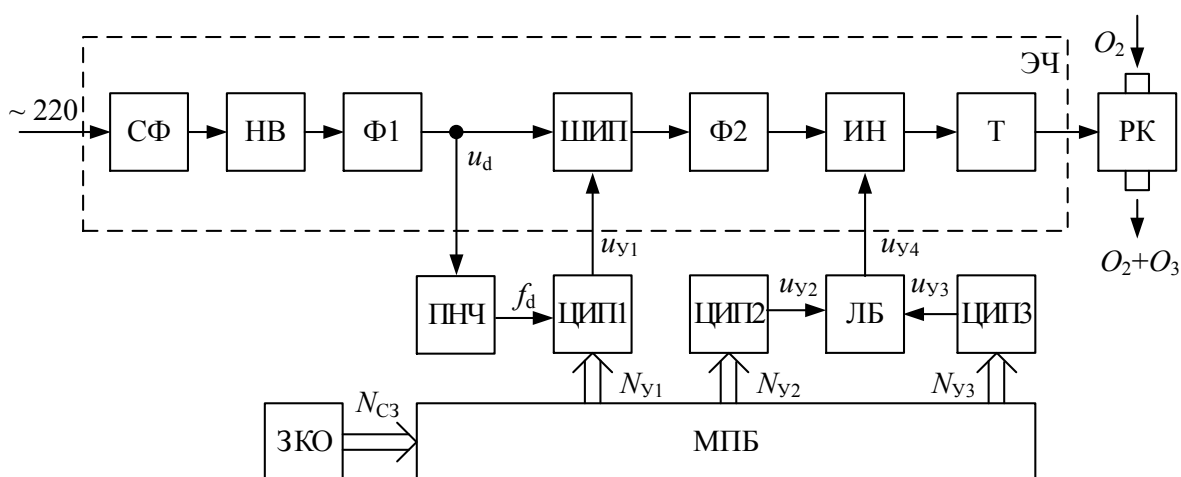


Рис. 1 – Структурная схема системы регулирования КО в ОКС

Управляющий сигнал u_{y4} представляет собой две идентичных импульсных последовательности, в которых импульсы следуют с фазовым сдвигом 180 эл. град. друг относительно друга. Частота следования импульсов и их длительность определяются управляющим воздействием N_{y2} , которое

преобразуется в последовательность импульсов u_{y2} с помощью ЦИП 2. Распределение импульсов u_{y2} по управляющим входам инвертора (т.е. получение управляющего сигнала u_{y4}) осуществляется логическим блоком (ЛБ). Кроме того в ЛБ осуществляется импульсная модуляция сигнала u_{y2} сигналом u_{y3} , что, в свою очередь, приводит к импульсной модуляции переменного напряжения на разрядной камере. Такой прием, во-первых, позволяет обеспечивать на электродах РК напряжение с амплитудой, необходимой для устойчивого образования разрядов, а во вторых – регулировать мощность электрической энергии, подводимой к РК, в широком диапазоне и с достаточно большой точностью. Формирование сигнала u_{y3} осуществляется с помощью ЦИП 3. Управляющие воздействия N_{y2} и N_{y3} вычисляются с учетом заданных значений КО в ОКС и ее расхода.

Проведенные исследования показали, что рассмотренная система регулирования обеспечивает заданную КО в ОКС при всех возможных значениях расхода (от 0,1 до 1 л/мин) и отклонениях напряжения питания озонатора в пределах $\pm 10\%$ [12].

Регулирование расхода. Для медицинского озонатора ОМ 80/1 в свое время была разработана автоматическая система управления расходом ОКС [13]. В этой системе последовательно с регулятором давления был включен стабилизатор давления, который обеспечивал стабильность перепада давления на краях пневматического тракта озонатора. Дискретное регулирование расхода ОКС по двоичному принципу осуществлялось дроссельно-клапанным блоком. Испытания озонатора с такой системой показали, что она обеспечивает регулирование расхода ОКС с отклонением от заданного значения не более чем 5 %, как при изменении давления кислорода на входе озонатора на $\pm 50\%$, так и при изменении сопротивления нагрузки во всем реальном диапазоне [12]. Однако массогабаритные показатели дроссельно-клапанного блока оставляют желать лучшего. Именно поэтому такую систему целесообразно использовать только тогда, когда необходимо строгое дозирование расхода ОКС и его стабилизация при наличии значительных возмущающих факторов.

Для улучшения массогабаритных показателей озонатора была разработана система с широтно-импульсной модуляцией потока озono-кислородной смеси (см. рис. 2) [14]. Медицинский кислород O_2 поступает в такую систему от кислородного баллона (КБ) через редуктор (Р), который снижает и в некоторой степени поддерживает давление на входе системы регулирования. Регулятор давления (РД) служит для дополнительного снижения давления кислорода на входе электромагнитного клапана (ЭМК), что необходимо для обеспечения регулирования расхода ОКС в заданном диапазоне. Однако этот элемент обеспечивает стабилизацию давления кислорода на своем выходе только при неизменном значении расхода. Поэтому задача стабилизации расхода ОКС была полностью возложена на МПБ и ЭМК. В качестве датчика расхода ОКС в системе использован дифференциальный датчик давления (ДДД), подключенный параллельно диафрагме (Дф). Сглаживание пульсаций газового потока осуществляется с помощью разрядной камеры (РК) коаксиального типа, которая служит, в данном случае, еще и ресивером.

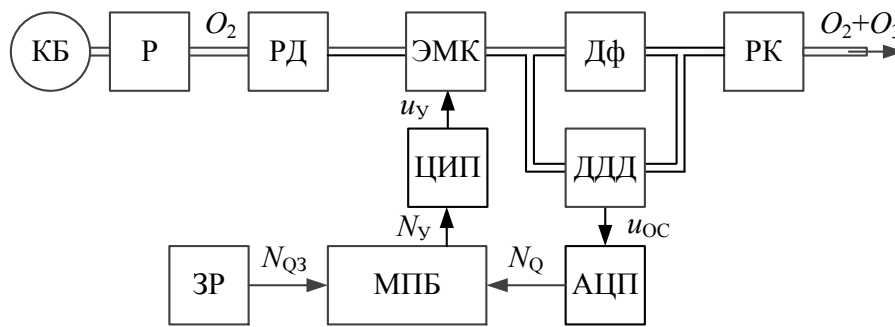


Рис. 2 – Структурная схема системы регулирования расхода ОКС

Формирование импульсов u_y для управления ЭМК осуществляется с помощью ЦИП, который в импульсную последовательность преобразует управляющее воздействие N_y . Управляющее воздействие N_y вычисляется в МПБ с учетом заданного значения расхода (сигнал N_{Q3} от задатчика ЗР) и сигнала обратной связи u_{OC} , который поступает от ДДД и вводится в МПБ через АЦП (сигнал N_Q). Сопоставительный анализ систем регулирования расхода [13, 14] показал, что использование метода широтно-импульсной модуляции потока ОКС позволяет существенно улучшить массогабаритные показатели пневматической части озонатора (в 10 раз по массе и в 5 раз по габаритам). Экспериментальные исследования такой системы показали, что при различных значениях давления (от 25 до 100 кПа) кислорода на входе озонатора и при различных значениях пневматического сопротивления нагрузки (все реальные виды) на его выходе, отклонения фактического значения расхода ОКС от заданного значения не превышали 10 %.

Формирование управляющих импульсов. Для реализации МПСИУ энергетическими и вещественными потоками в медицинских озонаторах была использована теория цифро-импульсных и импульсно-цифровых преобразований [15]. На рис. 3 приведена функциональная схема ЦИП, которая позволяет регулировать параметры ОКС методами широтно-импульсной или частотно-импульсной модуляции.

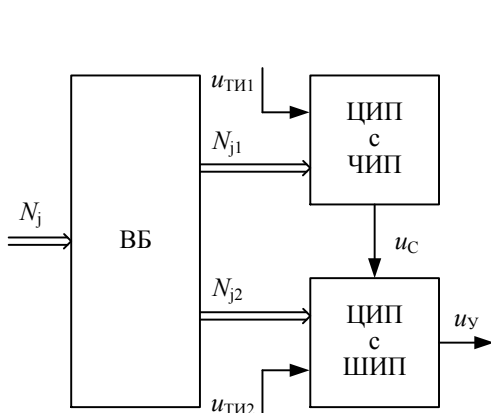


Рис. 3 – Цифро-импульсный преобразователь

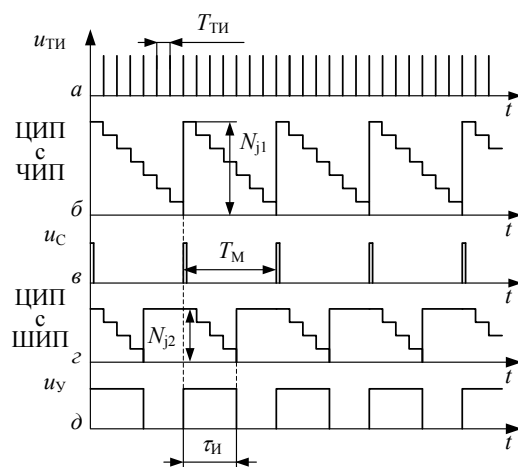


Рис. 4 – Временные диаграммы формирования управляющих импульсов

Принцип формирования управляющих импульсов состоит в следующем. Управляющее воздействие N_j , которое поступает на вход вычислительного блока (ВБ), содержит информацию как о периоде следования управляющих (модулирующих) импульсов T_M (например, n старших разрядов числа N_j , т.е. $-N_{jCT}$), так и об их длительности $\tau_{и}$ (например, m младших разрядов числа N_j , т.е. $-N_{jML}$).

Если для регулирования параметра ОКС используется метод широтно-импульсной модуляции, то в функции управляющего воздействия вычисляется число $N_{j2} = f_1(N_{jML})$, а число N_{j1} выбирается с учетом требуемого значения частоты f_M модуляции

$$N_{j1} = f_{\text{ТИ1}} / f_M, \quad (1)$$

где $f_{\text{ТИ1}}$ – частота тактовых импульсов ($f_{\text{ТИ1}} = 1 / T_{\text{ТИ1}}$).

Преобразование числа N_{j1} в последовательность синхронизирующих импульсов u_C , следующих с частотой f_M , осуществляется в ЦИП с частотно-импульсным законом преобразования (ЧИП) путем уменьшения этого числа на единицу с приходом каждого из тактовых импульсов $u_{\text{ТИ1}}$, которые следуют с периодом $T_{\text{ТИ1}}$ (см. рис. 4, а, б, где $T_{\text{ТИ1}} = T_{\text{ТИ2}} = T_{\text{ТИ}}$). По окончании отсчета числа N_{j1} на выходе ЦИП с ЧИП формируется импульс синхронизации u_C . Период следования этих импульсов будет равен $T_M = N_{j1} \cdot T_{\text{ТИ1}}$.

Формирование последовательности управляющих импульсов u_y с длительностью $\tau_{и}$ осуществляется в ЦИП с широтно-импульсным законом преобразования (ШИП). Появление синхронизирующего импульса u_C на входе этого преобразователя приводит к формированию фронта управляющего импульса u_y на его выходе (см. рис. 4, в, д). Срез этого импульса формируется по окончании отсчета числа N_{j2} , который осуществляется путем его уменьшения на единицу с приходом каждого тактового импульса $u_{\text{ТИ2}}$ (см. рис. 4, а, г, д). Длительность $\tau_{и}$ управляющих импульсов u_y при этом будет определяться выражением

$$\tau_{и} = N_{j2} \cdot T_{\text{ТИ2}}. \quad (2)$$

В том случае, когда для регулирования используется метод частотно-импульсной модуляции, в функции управляющего воздействия вычисляется число $N_{j1} = f_2(N_{jCT})$, а число N_2 выбирается с учетом требуемого значения длительности $\tau_{и}$ управляющих импульсов u_y . Частота следования управляющих импульсов при этом будет определяться выражением

$$f_M = f_{\text{ТИ1}} / N_{j1}. \quad (3)$$

Для обеспечения линейности передаточной характеристики ЦИП с ЧИП число N_{j1} должно быть предварительно обработано в соответствии с выражением

$$N_{j1 \text{ лин}} = \frac{f_{\text{Mmin}} (2^n - 1)^2}{f_{\text{Mmax}} \cdot N_{j1}}, \quad (4)$$

где f_{Mmin} и f_{Mmax} – минимальное и максимальное значения частоты модуляции в заданном диапазоне регулирования.

С учетом того, что значение тактовой частоты для выполнения указанных ЦИ-преобразований, выбирается из условия

$$f_{ТИ1} = (2^n - 1)f_{Mmin}, \quad (5)$$

то, после подстановки (4) и (5) в (3), нетрудно убедиться в линейности передаточной характеристики ЦИП с ЧИП

$$f_{МЛИН} = \frac{f_{Mmax} \cdot N_{j1}}{(2^n - 1)}. \quad (6)$$

Если МПСУ используется для стабилизации и регулирования выпрямленного и сглаженного напряжения питающей сети U_d , то выражение для среднего значения такого напряжения U_{CP} будет иметь вид

$$U_{CP} = U_d \cdot \tau_{II} / T_M. \quad (7)$$

Поскольку для выполнения ЦИ-преобразований в этом случае используются тактовые импульсы, частота следования которых пропорциональна напряжению U_d , т.е. $f_{ТИ2} = kU_d$ (см. рис. 1), а длительность импульсов управления определяется как $\tau_{II} = N_{j2}/kU_d$, то выражение (7) может быть переписано в виде

$$U_{CP} = N_{j2} / kT_M. \quad (8)$$

Из последнего выражения следует, напряжение на выходе широтно-импульсного преобразователя будет инвариантным к изменениям напряжения питающей сети.

При регулировании КО в ОКС методом импульсной модуляции переменного напряжения с амплитудой U_m , которое прикладывается к электродам РК, его среднедействующее значение U_{CPD} может быть определено как

$$U_{CPD} = \frac{U_m \cdot \tau_{II}}{T_M \cdot \sqrt{2}} \quad \text{или} \quad U_{CPD} = \frac{U_m \cdot N_{j2} \cdot T_{ТИ2}}{\sqrt{2} \cdot N_{j1} \cdot T_{ТИ1}}. \quad (9)$$

При периодическом открывании и закрывании электромагнитного клапана с целью регулирования расхода ОКС, его среднее значение Q_{CP} в первом приближении будет определяться выражением

$$Q_{CP} = \frac{Q_m \cdot \tau_{II}}{T_M} \quad \text{или} \quad Q_{CP} = \frac{Q_m \cdot N_{j2} \cdot T_{ТИ2}}{N_{j1} \cdot T_{ТИ1}}, \quad (10)$$

где Q_m – расход ОКС через открытый клапан.

Наличие заваленного фронта и затянутого среза у импульса расхода вносит некоторую поправку в выражение (10), однако, путем незначительного усложнения алгоритма управления обеспечивается регулирование и стабилизация

расхода ОКС с погрешностью не более 10 % [16].

Вывод. В заключение следует отметить, что использование методов импульсной модуляции в медицинских озонаторах позволяет, прежде всего, обеспечить точную отработку всех заданных параметров ОКС, а также способствует улучшению массогабаритных показателей систем регулирования энергетических и вещественных потоков.

Список литературы: 1. Карпенко А. И. Широкодиапазонный генератор озона / Карпенко А. И., Косарев А. В. / Патент РФ № 2193521. Подача заявки:20.06.2000. Дата публикации патента: 27.11.2002. 2. Ганичев В. В. / Основные медико-технические требования к медицинским озонаторам / Ганичев В. В., Попсуишапка А. К. // Международный медицинский журнал. Приложение: «Озонотерапия». – Харьков, ХМАПО, 2003. – С. 26-28. 3. Nakayama, S. “Improved Ozonation in Aqueous Systems”, Ozone Sci. / Nakayama, S.; K. Esaki, K. Namba, Y. Taniguchi and N. Tabata / – Eng., part 1, 1979. – p. 119-131. 4. B. L. Loeb, “Ozone: Science & Engineering: ThirtyThree Years and Growing,” Ozone: Science & Engineering, Vol. 33, 2011, pp. 329-342. 5. X. Xu, “Dielectric Barrier Discharge-Properties and Applications,” Thin Solid Films, Vol. 390, No. 1-2, 2001, pp. 237-242. 6. Y. M. Sung. “Optimum Conditions for Ozone Formation in a Micro Dielectric Barrier Discharge,” Surface and Coatings Technology, / Y. M. Sung, T. Sakoda / Vol. 197, No. 2-3, 2005, pp. 148-153. 7. Wickramanayake, G. B. “Ozone Concentration and Temperature Effects on Disinfection Kinetics”, Ozone Sci. / Wickramanayake, G. B. and O. J. Sproul, / – Eng., part 10, 1988. – p. 123-135. 8. Sokol E. I. The Analysis of Technical Solutions for Medical Ozonators / Sokol E. I., Kipenskiy A. V., Kulichenko V. V., Tomashevskiy R. S., Barkhotkina T. M. // 2013IEEE XXXIII International Scientific Conference Electronics and Nanotechnology (ELNANO). April 16-19, 2013, Kyiv, Ukraine – p. 262-265. 9. Е. И. Сокол. Об особенностях регулирования концентрации озона в медицинском озонаторе / Е. И. Сокол, А. В. Кипенский, А. А. Лашин и др. // Матеріали наук.-практ. конф. «Нові технології оздоровлення природними та преформованими факторами». – Харків: ХМАПО, 2002. – С. 229-231. 10. Е. И. Сокол. Расширение функциональных возможностей медицинского озонатора ОМ 40/1-01 / Е. И. Сокол, А. В. Кипенский, А. А. Лашин и др. // Вестник физиотерапии и курортологии. Спец. вып. Озонотерапия. – Евпатория: ЕИРИЦ, 2005. – № 5. – С. 150-153. 11. Сокол Е.И. Компенсация возмущений при регулировании параметров озono-кислородной смеси в медицинском озонаторе / Е. И. Сокол, А. В. Кипенский, А. А. Лашин // Озонотерапия. Приложение к Нижегородскому медицинскому журналу. – Н. Новгород, 2003. – С. 313-315. 12. А. В. Кипенский. Характеристики и результаты эксплуатации медицинского озонатора ОМ 80/1. / А. В. Кипенский, Е. И. Сокол, А. А. Лашин и др. // Общая реаниматология. – М.: НИИ общей реаниматологии РАМН, 2006. – Т. 2. – № 4/1. – С. 297-301. 13. Е. И. Сокол. Комбинированная система управления расходом озono-кислородной смеси в медицинском озонаторе / Е. И. Сокол, А. В. Кипенский, А. А. Лашин [и др.] // Международный медицинский журнал. Приложение: «Озонотерапия». – Харьков, 2003. – С. 158-161. 14. Кипенский А. В. Пневмоэлектромеханическая система управления расходом озono-кислородной смеси в медицинском озонаторе / Кипенский А. В., Куличенко В. В., Махонин Н. В. // Проблемы автоматизированного электропривода. Теория и практика. Специальное издание. – Харьков, НТУ «ХПИ», 2013. – С. 186-188. 15. Кипенский А. В. Импульсно-цифровые и цифро-импульсные преобразователи. – Харьков: НТУ «ХПИ», 2000. – 132 с. 16. Кипенский А. В. Алгоритм управления пневматической системой с широтно-импульсной модуляцией потока озono-кислородной смеси / Кипенский А. В., Томашевский Р. С., Куличенко В. В., Махонин Н. В. // Энергосбережение Энергетика Энергоаудит. Специальный выпуск. Том 1. – Харьков, НТУ «ХПИ», 2013. – С. 151-155.

Bibliography (transliterated): 1. Karpenko A. I., Kosarev A. V. Wideband ozone generator / Patent RF № 2193521. Submission of an application:20.06.2000. Date of publication of the patent: 27.11.2002. 2. Ganichev V. V., Popsuyshapka A. K. / Basic medical and technical requirements for medical ozone generators // International medical journal. Application: «Ozonotherapy». Kharkov, KMAAS. 2003. 26-28. 3. Nakayama, S.; K. Esaki, K. Namba, Y. Taniguchi and N. Tabata, “Improved Ozonation in Aqueous

Systems”, Ozone Sci. – Eng., part 1, 1979. 119-131. **4.** B. L. Loeb, “Ozone: Science & Engineering: ThirtyThree Years and Growing,” Ozone: Science & Engineering, Vol. 33, 2011. 329-342. **5.** X. Xu, “Dielectric Barrier Discharge-Properties and Applications,” Thin Solid Films, Vol. 390. No. 1-2. 2001. 237-242. **6.** Y. M. Sung and T. Sakoda, “Optimum Conditions for Ozone Formation in a Micro Dielectric Barrier Discharge,” Surface and Coatings Technology, Vol. 197. No. 2-3. 2005. 148-153. **7.** Wickramanayake, G. B. and O. J. Sproul, “Ozone Concentration and Temperature Effects on Disinfection Kinetics”, Ozone Sci. Eng., part 10, 1988. 123-135. **8.** Sokol E. I., Kipenskiy A. V., Kulichenko V. V., Tomashevskiy R. S., Barkhotkina T. M. The Analysis of Technical Solutions for Medical Ozonators. 2013IEEE XXXIII International Scientific Conference Electronics and Nanotechnology (ELNANO). April 16-19. 2013. Kyiv, Ukraine. 262-265 **9.** E. I. Sokol, A. V. Kipenskiy, A. A. Lashin et al. About the concentration controlling peculiarities of ozone in medical ozone generators. Materials of scientific-practical. conf. «New technologies of natural healing and preformed factors». – Kharkov: KMAAS. 2002. 229-231. **10.** E. I. Sokol, A. V. Kipenskiy, A. A. Lashin et al. Functional expansion of opportunities of medical ozonator OM 40/1-01. Bulletin of Physiotherapy and Health Resort. Special issue. Ozonotherapy. Evpatory: EIRIC. 2005. No. 5. 150-153. **11.** E. I. Sokol, A. V. Kipenskiy, A. A. Lashin. Compensation disturbances at adjusting the parameters of the ozone-oxygen mixture in the medical ozonator // Ozonotherapy. Appendix to Nizhegorodskiy medical journal. – N. Novgorod. 2003. 313-315. **12.** E. I. Sokol, A. V. Kipenskiy, A. A. Lashin et al. Characteristics and results of operation of medical ozonator OM 80/1. General Intensive Care. – M.: SRI general resuscitation RAMS, 2006. V. 2. No. 4/1. 297-301. **13.** E. I. Sokol, A. V. Kipenskiy, A. A. Lashin et al. Combined flow control system ozone-oxygen mixture in the medical ozonator. International medical journal. Application: «Ozonotherapy».. – Kharkov. 2003. 158-161. **14.** Kipenskiy A. V., Kulichenko V. V., Mahonin N. V. Pneumoelectromechanical flow control system of ozone-oxygen mixture in the medical ozonator. Problems of automated electric drive. Theory and practice. Special issue. Kharkov, NTU «KhPI», 2013. 186-188. **15.** Kipenskiy A. V. Pulse-to-digital and digital-to-pulse converters. Kharkov: NTU «KhPI», 2000. 132. **16.** Kipenskiy A. V., Kulichenko V. V., Tomashevskiy R. S. Mahonin N. V. Control algorithm pneumatic system with pulse width modulation flow of ozone-oxygen mixture. Power electronics and electric power. Special issue. Part 1. Kharkov: NTU «KhPI». 2013. 151-155.

Надійшла (received) 01.08.2014

УДК: 615:47

В. А. ПАВЛИШ, канд. техн. наук, зав. каф., НУ «Львівська політехніка»;

Є. В. СТОРЧУН, д-р техн. наук, проф., НУ «Львівська політехніка»;

МОДЕЛЮВАННЯ ПІКОВИХ ЗНАЧЕНЬ ПУЛЬСОВИХ СИГНАЛІВ ПРОМЕНЕВИХ АРТЕРІЙ

В статті досліджено процес формування пікових значень пульсових сигналів променевих артерій людини в наближенні еквівалентного плоского переміщення структурних елементів біооб'єкту. Експериментальні результати отримані з використанням пристрою, що складався з п'єзоелектричного та тензорезистивного давачів. Діаметр контактної поверхні становив $(6 \pm 0,1)$ мм. Результати аналізу показали, що в діапазоні значень сили деформації зон до 1,5 Н довжина ділянок артерій, що формують пульсові сигнали, не перевищувала 10 мм.

Ключові слова: пульсовий сигнал, східна медицина, синхронна пульсометрія

Вступ. Метод синхронної пульсометрії ґрунтується на реєстрації сигналів трьох щільно розташованих зон уздовж променевих артерій лівої і правої руки

© В. А. ПАВЛИШ, Є. В. СТОРЧУН, 2014

людини (протяжність кожної зони становить близько 13 мм), для чого застосовують відповідні пристрої див. рис.1.

Щільність розташування перетворювачів створює невизначеність в оцінках можливого взаємного впливу сигналів сусідніх зон через біологічні структури організму людини.

Метою роботи було дослідження процесу формування пікових значень пульсових сигналів та оцінка довжини ділянок променевої артерії, що визначають зазначені сигнали.

Аналіз цієї проблеми передбачає моделювання процесу формування пульсових сигналів дистальних відділів променевої артерії на поверхні тіла людини.



Рис. 1 – Схематичне зображення схеми синхронної пульсометрії

Матеріали і метод. Дослідження проводилося для випадку реєстрації сили, що створюється пульсовими коливаннями променевої артерії на поверхні тіла людини, на основі моделі див. рис.2.

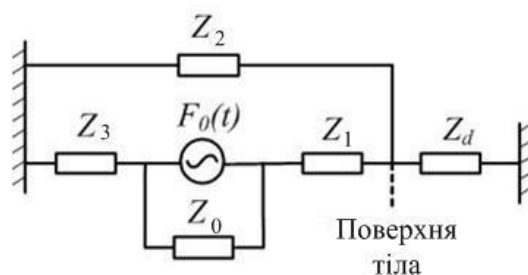


Рис. 2 – Модель біотехнічної системи пульсометрії. $F_0(t)$ - сила, створювана пульсовими коливаннями тиску крові в артерії; Z_0, Z_1, Z_2, Z_3, Z_d - механічні імпеданси артеріальної стінки; м'яких тканин, що оточують артерію, і перетворювача, відповідно

Під час реєстрації сили пульсового сигналу імпедансом Z_2 можна знехтувати, оскільки $Z_2 \ll Z_d$, однак він відіграє суттєву роль у розподілі сили F_p притискання перетворювача до поверхні тіла див. рис. 3.

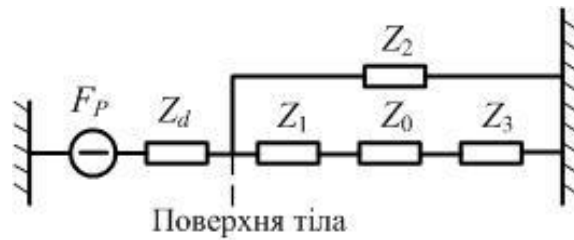


Рис. 3 – Схема дії F_p на елементи моделі див.рис.2

У процесі моделювання було зроблено наступні припущення: частка сили F_p , що сприймається елементами моделі (окрім Z_2) становить ηF_p , $Z_3 \gg Z_1$ та $Z_3 \gg Z_2$. Останнє припущення визначає не симетрію пульсових коливань ділянки артерії відносно її положення в кінці діастолі.

Метою роботи було моделювання пікових значень сили на вході давача, які визначаються низькочастотними складовими спектру пульсових коливань. Беручи до уваги діапазон частот спектра сигналів [1,2], а також механічні властивості артерій [3] і м'яких тканин, в моделі враховувалися тільки пружні складові механічних імпедансів елементів.

Із врахуванням зроблених припущень, модель біотехнічної системи пульсометрії див. рис. 2 буде мати вид див. рис. 4 а, на рис. 4б представлена еквівалентна електрична схема цієї моделі за другою системою електро-механічних аналогій.

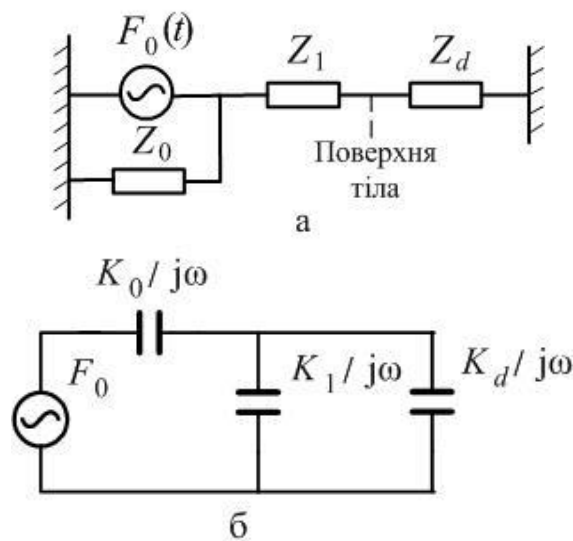


Рис. 4 – Спрощена модель біотехнічної системи пульсометрії:
а – механічна; б – еквівалентна електрична

Пульсові коливання артерії моделювалися еквівалентним плоским переміщенням стінки

$$x = \frac{r \Delta V}{\pi V},$$

де r – радіус артерії; $\frac{\Delta V}{V}$ - відносна пульсова зміна об'єму артерії.

Жорсткість ділянки артерії K_0 визначалася за пружною характеристикою, отриманою шляхом усереднення кривих 2 и 3 [4] див. рис.5.

Значення K_0 для даного пульсового тиску (в лінійному наближенні) визначалося співвідношенням

$$K_0 = 2 \cdot \pi \cdot L \cdot \frac{\Delta P}{D}, \quad D = \frac{b_2 - b_1}{1 + b_1}, \quad b_2 = \frac{V_s - V_0}{V_0}, \quad b_1 = \frac{V_d - V_0}{V_0},$$

де V_0 , V_d , V_s – об'єми ділянки артерії, відповідні початковому $P = 0$, діастолічному і систолічному значенням артеріального тиску крові; L – довжина ділянки артерії; $\Delta P = P_s - P_d$; P_s , P_d – систолічне і діастолічне значення артеріального тиску крові.

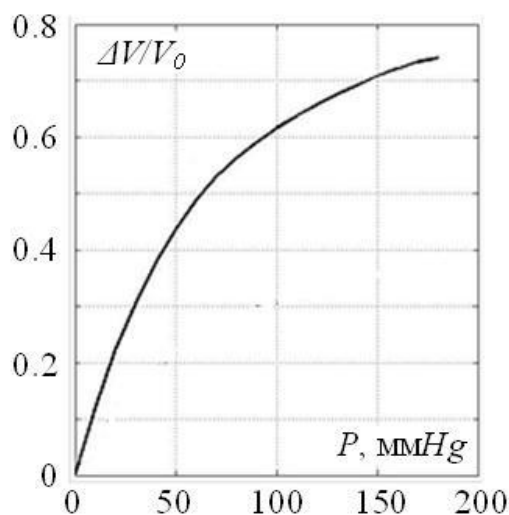


Рис. 5 – Пружна характеристика артерії: $\Delta V, V_0$ – зміна та початковий об'єм артерії; P – трансмуральний тиск

За традиціями східної медицини пульсовий сигнал аналізують при різному зовнішньому натисканні, що змінює характеристики біооб'єкта в зоні реєстрації. Зміни жорсткість ділянки артерії моделювалися залежністю

$$K_0 = a + b(F_d - \eta F_P) + c(F_d - \eta F_P)^2, \quad F_d = d_1 \cdot L_0 \cdot P_d, \quad (1)$$

де a, b, c – коефіцієнти полінома, розраховані за пружною характеристикою артерії див.рис.5; d_1, L_0 – діастолічний діаметр і початкова довжина ділянки артерії; η – частка F_P , що діє на K_0 і K_1 див. рис. 3; зміна довжини ділянки артерії $L = L_0(1 + s \cdot F_P)$, s – параметр моделювання, а значення K_1 визначалося залежністю

$$K_1 = K_{10} + \eta \cdot \beta \cdot F_P, \quad (2)$$

де K_{10} – жорсткість при $F_P = 0$; β – коефіцієнт зростання K_1 залежно від F_P .

Вхідний сигнал давача, з врахуванням припущень визначався співвідношенням див.рис.4

$$F_d = (F_{01} + F_{02}) \cdot \frac{K_1 K_d}{K_1 K_d + K_0 (K_1 + K_d)}, \quad (3)$$

$$F_{01} = L \cdot (ds(F_d - \eta F_p) \cdot P_s - dd(F_d - \eta F_p) \cdot P_d),$$

$$F_{02} = \frac{1}{\pi} \frac{K_0 \cdot K_1}{K_0 + 2 \cdot K_1} \cdot \delta_d(F_d - \eta F_p),$$

де dd , ds – діаметри артерії, які відповідають P_d та P_s , L – довжина ділянки артерії, що формує пульсовий сигнал, δ_d – пульсові зміни діаметра артерії.

Залежності $dd(F_d - \eta F_p)$, $ds(F_d - \eta F_p)$ и $\delta_d(F_d - \eta F_p)$ розраховувалися для кожного обстежуваного і апроксимувалися поліномами третього порядку.

Параметри η і β – визначалися методом ітерацій за двома значеннями F_{d1} та F_{d2} , які відповідали початковим величинам F_{p1} , F_{p2} . Для значення F_{d1} ($\sim 43 \cdot 10^{-5}$ Н), за припущенням $F_p=0$ та прийнятої величини η , розраховувався параметр β

$$\beta = \frac{K_{10} \cdot [\Delta F \cdot K_d - F_{d1} \cdot (K_d + K_{01})] - F_{d1} \cdot K_d \cdot K_{01}}{\eta \cdot F_{p1} \cdot [F_{d1} \cdot (K_d + K_{01}) - \Delta F \cdot K_d]},$$

де $\Delta F = F_s - F_d$, $F_s = d_2 \cdot L_0 \cdot P_s$; d_2 – систолічне значення діаметра артерії; $K_{01} = K_0$ (1), параметр K_{10} , за раніше отриманими результатами, становив (40 - 70) Н/м залежно від зони реєстрації пульсового сигналу див.рис.1.

Для F_{p2} розраховувалося значення K_0 (1), K_1 (2), dd , ds , δ_d і величина F_d (3). Процедура ітерацій (параметр η) продовжувалася до рівності розрахованого F_d і експериментального F_{d2} значень. Початковий діаметр артерій знаходився в діапазоні значень $(1.8 - 3.0) \cdot 10^{-3}$ м [5].

Вимірювання виконувалися за допомогою пристрою з послідовно (механічно) з'єднаними давачами п'єзоелектричного (F_d) та тензорезистивного (F_p) типів. Похибка калібрування каналів не переважала $\pm 0.2\%$, а вимірювання - $\pm 0.28\%$. Жорсткість тензорезистивного перетворювача (пристрою в цілому) становила (5350 ± 235) Н/м, маса вузла п'єзоелектричного давача - $(23 \pm 1) \cdot 10^{-3}$ кг. Динамічна похибка пристрою на частоті 10 Гц не переважала $\pm 1.7\%$, а 20 Гц – $\pm 6.6\%$ (ступінь заспокоєння 0.059). Верхня гранична частота робочого діапазону частот пристрою становила (31.6 ± 0.5) Гц (рівень 1.3), постійна часу п'єзоелектричного перетворювача була рівна (4 ± 0.2) с. Діаметр контактної поверхні п'єзоелектричного давача становив (6 ± 0.1) мм. Показники артеріального тиску крові вимірювалися методом Ріва – Роччі – Короткова.

Результати. Критерієм моделювання було мінімальне значення середньої квадратичної відмінності розрахованих і експериментальних значень F_d , для

якого визначався параметр s . У процесі моделювання величина L_0 змінювалася в діапазоні (2 - 8) мм.

Було досліджено процес реєстрації пульсових сигналів в різних зонах (4 особи у віці (18 - 28) років) див. рис.1.

Отримані результати проілюстровано на рис. 6 для випадку особи чоловічої статі у віці 23 років, показники артеріального тиску крові 120/75 ммHg, пульс 59 мин^{-1} (значки відповідають експериментальним, а лінії - розрахованим значенням F_d).

Представленим на рис.6 результатам відповідали наступні параметри моделі: ЦОН – $L_{01} = 3 \text{ мм}$, $s_1 = 0,2$; КАН – $L_{02} = 6 \text{ мм}$, $s_2 = 0,215$; ЧАГ – $L_{03} = 3 \text{ мм}$, $s_3 = 0,11$. Для цих значень, за умови $F_P = 1,5 \text{ Н}$, довжини ділянок артерії, які формують пульсовий сигнал, становлять: ЦОН - $\sim 4 \text{ мм}$, КАН - $\sim 8 \text{ мм}$, ЧАГ – $3,5 \text{ мм}$.

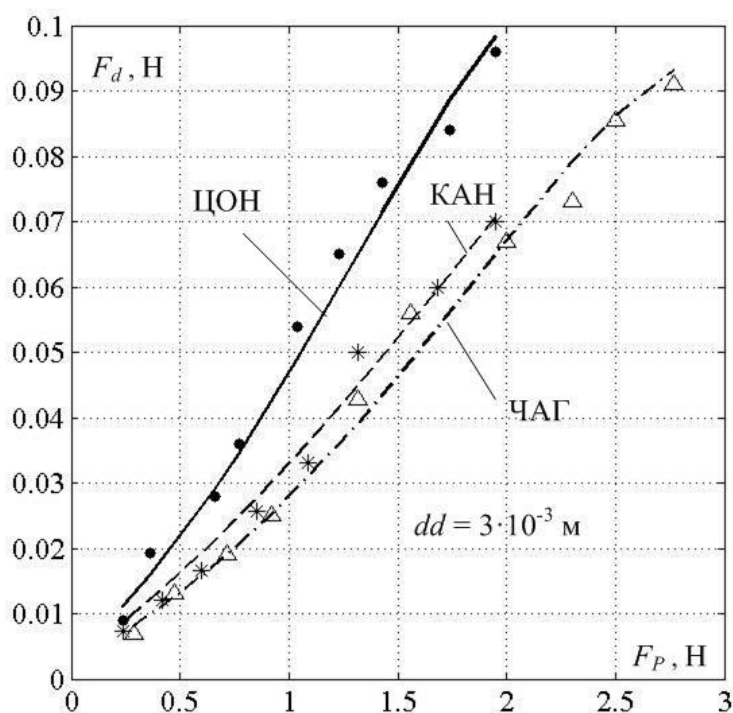


Рис. 6 – Залежність експериментальних і розрахованих значень F_d від притискування перетворювача F_P

Найбільші відмінності експериментальних і розрахованих значень F_d , що спостерігалися при малих розмірах F_P , не переважали 32 %.

Висновки. Результати проведеного дослідження дають підставу вважати відсутність взаємного впливу пульсових коливань різних зон променевої артерії при синхронній реєстрації сигналів за канонами східної медицини. Оцінки довжини ділянок променевої артерії, які визначають пульсові сигнали на поверхні тіла, не перевищують довжини зазначених зон ($\sim 13 \text{ мм}$).

Список літератури: 1. Y. Y. L. Wang, et al. The natural frequencies of the arterial system and their relation to the heart rate // IEEE Transactions on Biomedical Engineering.- 2004.- vol. 51.- pp. 193–195. 2. Chin-Ming Huang, et al. Developing the Effective Method of Spectral Harmonic

Energy Ratio to Analyze the Arterial Pulse Spectrum//Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine.-2011.-Vol. 2011.- Article ID 342462, 7 pages. **3. Hideyuki HASEGAWA.** Measurement of Elastic Moduli of the Arterial Wall at Multiple Frequencies by Remote Actuation for Assessment of Viscoelasticity / *Hideyuki HASEGAWA, Hiroshi KANAI* //Japanese Journal of Applied Physics.-2004. - Vol. 43, No. 5B.- p.p. 3197–3203. **4. Savitskii N.N.** Biophysical bases of blood circulation and clinical methods of studying hemodynamics /*Savitskii N.N.* -Leningrad: Medicine, 1974.- 311P. **5. Mark E., et al** Preoperative Sonographic Radial Artery Evaluation and Correlation With Subsequent Radiocephalic Fistula Outcome// J Ultrasound Med.-2004.-N.23.- p.161-168.

Bibliography (transliterated): **1.** Y. Y. L. Wang, et al. The natural frequencies of the arterial system and their relation to the heart rate // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2004. vol. 51. 193–195. **2.** Chin-Ming Huang, et al. Developing the Effective Method of Spectral Harmonic Energy Ratio to Analyze the Arterial Pulse Spectrum//Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine. 2011. Vol. 2011. Article ID 342462. **7. 3.** Hideyuki HASEGAWA, Hiroshi KANAI. Measurement of Elastic Moduli of the Arterial Wall at Multiple Frequencies by Remote Actuation for Assessment of Viscoelasticity//Japanese Journal of Applied Physics. 2004. Vol. 43, No. 5B. 3197–3203. **4.** Savitskii N.N. Biophysical bases of blood circulation and clinical methods of studying hemodynamics. Leningrad: Medicine, 1974. 311. **5.** Mark E., et al Preoperative Sonographic Radial Artery Evaluation and Correlation With Subsequent Radiocephalic Fistula Outcome// J Ultrasound Med. 2004. No. 23. 161-168.

Надійшла (received) 31.06.2014

УДК 654.9:615.8

Л. А. ПОСПЕЛОВ, д-р техн. наук, НТУ «ХПИ»;
К. В. КОЛЕСНИК, канд. техн. наук, НТУ «ХПИ»;

ПРИНЦИПЫ МОДЕРНИЗАЦИИ СИСТЕМЫ ЦИРКУЛЯЦИИ ХЛАДОАГЕНТА В ЛОКАЛЬНОЙ ВЧ ГИПЕРТЕРМИИ

В работе проведен анализ трёх принципиально различных систем циркуляции хладагента (СЦХ), предназначенных для обеспечения одной и той же задачи: охлаждения поверхности тела пациента в момент проведения лечебной гипертермической процедуры. Рассмотрены системы - фреоновая, криогенная и выполненная на основе использования элементов Пельтье. Выявлены сравнительные достоинства и недостатки каждой из них в указанном применении и предложен наиболее оптимальный вариант в виде комбинации двух последних. Проанализированы достоинства и недостатки одного из наиболее оптимальных его технических решений.

Ключевые слова: онкология, гипертермия, хладагент, фреон, криоагент, элемент Пельтье, болюс, алгоритм.

Введение. В современной онкологии установлено, что гипертермия является эффективным средством в сочетательном лечении раковых опухолей.

© Л. А. ПОСПЕЛОВ, К. В. КОЛЕСНИК, 2014

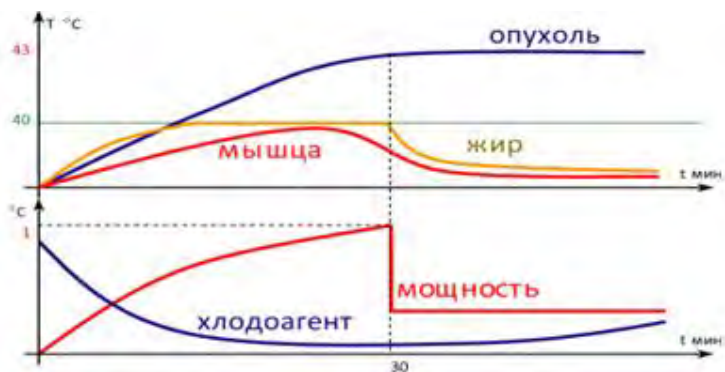


Рис. 1 – Оптимизованный алгоритм гипертермической процедуры

заключить, что система циркуляции хладагента (СЦХ) должна обеспечивать строго заданный закон изменения температуры на поверхности тела пациента. Такой режим охлаждения может быть обеспечен различными средствами. В качестве хладагента может быть использована и вода, и поток воздуха и другие вещества. Однако интенсивный и строго контролируемый процесс глубокого охлаждения (от $+37$ до $+4^{\circ}\text{C}$) может быть достигнут только с использованием промышленных методов получения холода и управления им. К таким средствам можно отнести генераторы холода, основные на использовании цикла Карно, криогенной техники и эффекта Пельтье. В настоящей работе анализ базируется на ранее осуществленных авторами исследованиях и разработках. Начаты эти работы были в связи с разработкой и созданием ВЧ гипертермического комплекса «Экстратерм-XXI», который был создан в экспериментальном варианте и был рекомендован Минздравом Украины для проведения медико-технических испытаний. Фотография комплекса «Экстратерм-XXI» представлена см. рис. 2.



Рис. 2 – Комплекс «Экстратерм-XXI»

Комплекс «Экстратерм-XXI» включает в себя как необходимую составную часть систему СЦХ, основанную на использовании фреонового генератора холода. Общий вид этой системы показан в правой части рис. 2.

В порядке альтернативы в процессе выполнения этой работы были проведены разработка, исследование и создание экспериментального образца СЦХ, основанной на использовании жидкого азота (крио СЦХ). Фотография этой системы представлена на рис. 3.

Проведено предварительное исследование возможности реализации СЦХ с использованием в качестве источника холода элементов Пельтье.

Работа посвящена сравнительному анализу достоинств и недостатков каждого из трёх указанных выше способов и основанных на них систем циркуляции хладагента. В настоящей работе доказано, что ни один из них не может считаться в полной мере удовлетворяющим «Медико-техническим

Процедура же ВЧ гипертермии проводится в строгой корреляции с охлаждением поверхности тела пациента в месте введения высокочастотного излучения. Ранее нами было доказано, что алгоритм такой корреляции может быть представлен в виде графической зависимости, изображённой на рис. 1. Из вида рис. 1 можно



Рис. 3 – Крио СЦХ

требованиям» на комплекс «Экстратерм-XXI». Установлено, что оптимальным можно признать, использование комбинации возможностей криогенной СЦХ и элементов Пельтье.

Анализ достоинств и недостатков фреоновой СЦХ. Оригинальная система циркуляции хладагента на базе использования фреонового агрегата холода была разработана как одна из основных составляющих частей ВЧ гипертермического комплекса «Экстратерм - XXI», см. рис. 2. Такая СЦХ была предназначена

для обеспечения регулирования и стабилизации температуры поверхности тела пациента во время проведения высокочастотной локальной гипертермической процедуры. Мощность компенсации тепловыделения должна быть соизмерима с мощностью ВЧ генератора, которая составляет величину порядка 500 Вт. Поэтому СЦХ поддерживала в двух независимых гидравлических контурах циркуляции заданный режим работы при тепловыделении в блоках электродов (болюсах) до 200 Вт. При этом аварийной ситуацией считается нарушение режимов циркуляции жидкости в контурах (падение расхода до 1,5 л/мин) и отклонение фактических значений температуры хладагента от заданного более чем на ± 2 °С на время более 4 мин или превышение температуры выше $43,5 \pm 0,5$ °С. Регулирование и стабилизация температуры поверхности тела осуществляется с помощью изменения температуры и объема циркулирующего жидкого хладагента в болюсах. СЦХ содержит два независимых гидравлических контура и общую подсистему охлаждения, включающую термоизолированный теплообменник-аккумулятор и агрегат компрессорно-конденсаторный. Применение в подсистеме охлаждения холодильного агрегата на фреоне обусловлено рядом его достоинств: экономичность, автономность, независимость от поставки расходного материала. Принципы работы обоих контуров циркуляции идентичны и заключаются в прокачке жидкого хладагента через охлаждающие или подогревающие плечи контура в зависимости от заданной температуры и тепловой нагрузки на болюс. В качестве хладагента используется 18 % водно-спиртовая смесь с температурой замерзания ниже -7 °С. Охлаждающий контур представляет собой змеевик-теплообменник, введенный в теплообменник-аккумулятор подсистемы охлаждения. Теплообменник заполнен жидким диэлектриком-носителем с температурой кристаллизации ниже -8 °С. Состав раствора: спирт этиловый – 18%; глицерин – 6%; вода дистиллированная – 74 %. Диапазон регулирования температуры хладагента теплообменника 0–3 °С. Нагрев хладагента осуществляется электронагревателями в каждом контуре отдельно. Переключение плеч регулирования потоков производится регулятором потока. Такой принцип регулирования с использованием аккумулятора холода большой тепловой ёмкости обеспечивает высокий темп изменения температуры при ограниченной мощности холодильного агрегата и экономичность всего СЦХ.

Управление СЦХ всех типов осуществляется как в ручном режиме с панели управления и индикации, так и по программе с ПЭВМ комплекса (мониторинговый режим). Все функции управления выполняются через встроенный микропроцессор, обмен информацией которого с внешней ПЭВМ осуществляется по одному из последовательных портов (типа RS-232). С помощью микропроцессора фреоновая СЦХ выполняет такие функции как заполнение контуров циркуляции и дозатора хладагентом, удаление воздуха из контуров циркуляции, включая болюсы, дозирование объема хладагента в болюсах, циркуляцию хладагента в обоих контурах, терморегулирование и контроль объема хладагента в болюсах. В ходе проведения цикла технических испытаний были получены все заложенные в разработку функции и параметры, подтверждающие правильность выбранных концептуальных и конструкторских решений. Доказано, что СЦХ пригодна для применения в клинических испытаниях в составе комплекса «Экстратерм - XXI». Однако выявлен были при этом и ряд недостатков такой системы. К ним необходимо отнести явную сложность конструкции как всей СЦХ, так и её комплектующих. Это обуславливает сравнительную дороговизну их разработки и изготовления.

Необходимость использования электромеханических и резинотехнических изделий делает устройство недостаточно надёжным и долговечным. А это приводит к требованию проведения нежелательно частых и дорогостоящих ремонтных и пуско-наладочных работ. Несомненным недостатком следует считать также избыточно большие веса и габариты и её комплектующих и всей системы в целом. А это влечёт за собой стоимость производства и обслуживания.

Фреоновая СЦХ, несмотря на простоту физического принципа её построения, имеет сложное конструктивное выполнение и достаточно сложную электрическую схему. Метод регулирования и термостабилизации хладагента в двух контурах, основанный на смешивании холодного и горячего потоков хладагентов достаточно громоздок и требует для его практической реализации трудно регулируемых и недостаточно долговечных элементов конструкции. К ним можно отнести электрически управляемые клапаны и ряд различных резинотехнических изделий. Это приводит к относительно низкой степени надёжности всей системы. При этом требуется проведение достаточно сложных и объёмных сервисных, пусконаладочных и ремонтных работ. Но наряду с этими недостатками, фреоновая СЦХ обладает и рядом несомненных преимуществ. К ним можно отнести возможность комплектации её серийными элементами конструкции, такими как агрегат компрессорно-конденсаторый, электроклапаны, резинотехнические изделия и другие. К тому же, использование гидравлических контуров, обладающих определённой механической гибкостью, даёт возможность подвода электродной системы вместе с охлажденными болюсами на достаточно большое удаление от самой СЦХ, в том числе, и к любому участку тела пациента. К тому же, будучи уже разработанной в полном соответствии с Медико-техническими требованиями на ВЧ гипертермический комплекс «Экстратерм-XXI», технически реализованной, она выполняла все возложенные на неё функции в составе комплекса.

При этом в таком виде комплекс «Экстратерм-XXI» был рекомендован Министерством здравоохранения Украины для проведения на нём медико-технических испытаний.

Анализ крио СЦХ. Предложенная, разработанная и практически реализованная в виде автономного экспериментального прибора криогенная система хладагента, использующая низкотемпературные пары азота, сравнительно проста конструктивно, пространственно компактна, относительно легко управляема и достаточно просто реализуема. Отличительной особенностью криогенной СЦХ является возможность быстрой подачи довольно большого количества холода к месту его потребления. Эта особенность её может обусловить повышенную опасность холодовой травмы при проведении гипертермической процедуры. К недостаткам крио СЦХ следует также отнести то, что она требует пополнения источника холода – азота. Азот в свою очередь требует соблюдения определённых правил безопасности при работе с ним, что представляет некоторое неудобство при пользовании им. Именно этот фактор и ограничивает широкую применяемость такого устройства. Главным же достоинством криогенной системы является возможность аккумуляирования с её помощью большого количества «холода» в относительно небольшом объёме пространства. Ещё одной особенностью крио СЦХ является специфика системы автоматического управления (АСУ) температурой. Дело в том, что АСУ практически безинерционна. Сигнал о разбалансе температуры в боллусе мгновенно поступает в исполнительный орган крио СЦХ – в нагреватель сжиженного азота в сосуде Дюара. Дальше включается механизм нагрева азота, транспортировки и передача его по каналам подачи к боллусу, и процесс теплопередачи внутри боллуса и электрода - аппликатора. Этот процесс сравнительно инерционный и может существенно запаздывать по отношению к прохождению электронного сигнала системы управления. Это может вызвать существенные колебания температуры, не предусмотренные алгоритмом управления гипертермической процедурой.

Дело в том, что в соответствии с указанным выше алгоритмом скорость изменений амплитуды колебаний температуры не может быть больше $1^{\circ}C / min$. В противном случае пациент будет ощущать не предусмотренный алгоритмом и эмоционально неприятный болевой удар. Этот непредвиденный эффект, в принципе, можно устранить существенной модернизацией механизма управления подачи азотной эмульсии. Один из путей её решения состоит во включении в схему управления температурой боллуса регуляторов, основанных на использовании элементов Пельтье.

Элемент Пельтье в системе СЦХ. В физике полупроводников открыт и достаточно полно исследован эффект Пельтье. Как известно, он состоит в том, что на двух противоположных гранях полупроводника прямоугольной формы может возникать разность температур, если к двум перпендикулярным к ним граням подключено электрическое напряжение. При этом элементы Пельтье работают практически безинерционно. А модуль Пельтье представляет собой термоэлектрический холодильник, состоящий из последовательно соединённых элементов Пельтье. В настоящее время на рынке комплектующих электронных

приборов представлен широкий набор термоэлектронных модулей. Известно широкое использование этих изделий в самых различных областях применений: в научных исследованиях, в медицине, в технике и т. д. Были попытки, в том числе - и наши, применения элементов Пельтье в гипертермии, для охлаждения электродов-аппликаторов. Однако все они заканчивались неудачей уже на этапе предварительного изучения проблемы. Дело в том, что отбор тепла холодной стороной элемента Пельтье требует охлаждения противоположной нагретой грани элемента Пельтье мощным охладителем. Это обусловлено физическими свойствами термоэлектрического модуля. Обычно, это представляет трудно решаемую техническую задачу.

Выводы.

1. В результате проведенного анализа свойств и характеристик трёх типов «Систем циркуляции хладагента», фреонового, криогенного и модулей Пельтье, выявлены сравнительные достоинства и недостатки каждого из них.

2. Показано, что любая из них в отдельности не способна в полной мере удовлетворять «Медико-техническим требованиям», предъявляемым к лечебному гипертермическому комплексу «Экстратерм-XXI».

3. Проанализирована возможность использования элементов Пельтье как дополняющих штатные СЦХ для демпфирования колебаний температуры на электродах – аппликаторах.

4. Установлена актуальность задач исследования пульсаций регулируемой СЦХ температуры для целей формулировки требований к модулям Пельтье.

Список литературы: 1. Гипертермическая онкология. Материалы международного конгресса. Рим. 1998г. 2. *Поспелов Л. А.* Физико-технічні проблеми ВЧ-гіпертермії. Доповідь Міжнародної конференції: «СВЧ-техніка і супутниковий зв'язок», Севастополь, 1995. 3. *Поспелов Л. А.* Спосіб гіпертермічного лікування пухлин. / *Поспелов Л. А., С. І. Мельник.* Патент на винахід. Україна, № 17233А, 1997. 4. *Поспелов Л. А.* Гіпертермічний комплекс «ЕКСТРАТЕРМ – XXI». *Поспелов Л. А.* Доклад на Міжнародній конференції: «СВЧ-техніка і супутниковий зв'язок», Севастополь, 1994. 5. *Поспелов Л. А.* Состояние разработок комплекса «Экстратерм-XXI»./ *Поспелов Л. А.*//Технічна електродинаміка. Тематичний випуск: Силова електроніка та енергоефективність. –Київ: ІЕД НАНУ, 2010.–Ч.1. – С. 270-275. 6. *Поспелов Л. А.* Техническое обеспечение экспериментального исследования излучательного электрода – аппликатора для ВЧ гипертермії / *Поспелов Л. А., Сокол Е. И., [и др.]* // Технічна електродинаміка. Тематичний випуск: Силова електроніка та енергоефективність. – Київ: ІЕД НАНУ 2012.–Ч.1 –С. 182-188.

Bibliography (transliterated): 1. Hyperthermic Oncology. Proceedings of the International Congress. Rome. (1998). 2. Pospelov L. A. (1995) Physico-Technical merit problemi RF hypertermii. Report of the International Conference: "Microwave and satellite communication equipment", Sevastopol,. 3. Pospelov L, A, Melnik S. I. (1997) Method hypertermic treatment the tumor. Patent for invention. Ukraine. № 17233A. 4. Pospelov L. A. (1994) Hypertermic complex "EKSTRATERM - XXI». Report of the International Conference: "Microwave and satellite communication equipment", Sevastopol. 5. Pospelov L. A. (2010) Condition development complex "Ekstraterm-XXI». Tehnichna elektrodinamika. Kiev: IED NASU, 1. 270-275. 6. Pospelov L A, Sokol E I, (2012) Technical support experimental research emitting electrode - RF applicator for hyperthermia. Tehnichna elektrodinamika. Kiev: IED NASU. 1. 182-188.

Надійшла (received) 04.07.2014

Є. І. СОКОЛ, д-р техн. наук, проф., НТУ «ХП»;

М. В. ПОЧЕБУТ, канд. техн. наук, доц., ООО «ЕПАМ СИСТЕМЗ», Харків;

О. О. СІТНИКОВА, асистент, НТУ «ХП»;

ЗАСТОСУВАННЯ АПАРАТА НЕЧІТКОЇ ЛОГІКИ В МОДУЛІ ПРИЙНЯТТЯ РІШЕНЬ КОМПЛЕКСУ ДІАГНОСТИКИ ДЛЯ СІМЕЙНОГО ЛІКАРЯ

У роботі проаналізовані методи обробки первинної інформації для систем діагностування сімейного лікаря та запропонований алгоритм для універсального модулю прийняття рішень на основі апарату нечіткої логіки. Проведено програмну реалізацію алгоритму, наведено ряд практичних результатів. Головним результатом даної роботи є обґрунтування та принципи створення спеціалізованого універсального модуля мобільної операційної системи, як частини комплексу для діагностики стану здоров'я пацієнта та висновків, щодо діагнозу сімейним лікарем.

Ключові слова: сімейний лікар, нечіткий контролер, модуль прийняття рішень.

Вступ. На сучасному етапі розвитку медичної практики в нашій країні на передній план виходить впровадження сімейної медицини, однією з найважливіших завдань якої є профілактика захворювань усіх категорій пацієнтів на різних етапах спостереження.

В цілому сімейна медицина - це наука про найрозповсюджені проблеми здоров'я сім'ї та пацієнта незалежно від статі і віку; при цьому сім'я розглядається як одиниця спостереження. Згідно з визначенням, сімейний лікар - це фахівець з вищою медичною освітою, який надає первинну медичну допомогу населенню незалежно від статі і віку [1]. На сімейного лікаря покладається широкий діапазон обов'язків. Фахівець даної категорії повинен мати високий рівень компетенції з цілої низки загальномедичних напрямків. Крім цього для проведення первинних профілактичних оглядів необхідна наявність медичних діагностичних приладів.

В останньому десятиріччі величезний вплив на розвиток медичних приборів здійснює стрімка еволюція інформаційно-комунікаційних технологій, яка охоплює всі сфери життєдіяльності людини. Особливо це проявляється у сфері проектування та розробки приладів первинної діагностики.

Діапазон використаної апаратури моніторингового контролю великого спектру фізіологічних показників людини в сукупності з «інтелектуальними» системами значно розширюють можливості вдосконалення методик медичної діагностики. Ряд джерел стверджує, що саме для цієї галузі медицини найбільш важливим є безперервний контроль і прогнозування стану пацієнта при його повсякденному життєвому циклі або при проведенні спеціальних процедур. У результаті для користувача системи дані повинні бути представлені в готовому для прийняття рішення вигляді [5, 11].

Крім цього нинішній рівень розвитку діагностичних систем за рахунок постійного вдосконалення апаратної реалізації дозволяють робити їх цілком доступними і застосовними в повсякденному житті. Наприклад, все більше робіт з'являється в області діагностики з використання мобільних або, в цілому, smart-пристроїв.

Мобільні додатки медичного призначення з'явилися ще в дев'яностих роках, проте довгий час вони були орієнтовані виключно на лікарів. Виступаючи в ролі довідників та електронних картотек, вони дозволяли завжди мати під рукою необхідні для роботи матеріали. Паралельно розвивався напрямок телемедицини.

Зараз намітилася нова тенденція: розробляється все більше медичних програм для персонального використання самими пацієнтами і мобільних діагностичних комплексів.

Розвиток описаних засобів діагностики стану здоров'я пацієнтів особливо актуально і для сфери сімейної медицини, розвиток і підтримка якої в Україні виходить на державний рівень [12, 13].

Мета і завдання роботи- це розробка універсального модулю прийняття рішень для мобільної діагностичної системи сімейного лікаря.

Пропозиції по режимах роботи системи діагностики. В існуючих системах діагностики для мобільних пристроїв є кілька способів отримання первинної діагностичної інформації: а) шляхом вимірювань відповідними зовнішніми пристроями, б) шляхом введення параметрів у відповідні поля для користувача інтерфейсу (user interface – UI).

При використанні зовнішніх пристроїв, що підключаються додатково до smart-пристрою актуальною стає проблема ціни, точності проведених вимірювань і подальше перетворення отриманих даних. При введенні даних через інтерфейс користувача точність вимірювань може забезпечити недорогий сертифікований прилад, який може дозволити собі будь-яка людина, що проводить діагностику. Проте, в цьому випадку підвищується ймовірність впливу людського фактору на точність проведених вимірювань.

У прототипі розробки універсальної системі пропонується обидва описаних варіанти отримання вхідних даних і відповідно два режими роботи.

На поточний момент режим № 1 має наступний принцип роботи: вхідні параметри вносяться в додаток через інтерфейс сімейним лікарем або самим пацієнтом. У режимі № 2 параметри вимірюються зовнішнім приладом, що підключається до smart-пристрою.

У результаті обробки даних видається рішення-рекомендація про профілактичні заходи. Спосіб обробки та прийняття рішення розглянутий у наступному розділі.

База правил буде зберігатися на віддаленому сервері в нереляційних бази даних, а пристрої будуть синхронізуватися з нею по мірі її оновлення, для постійної підтримки актуального стану. Правила додаватимуться та розширюватимуться фахівцями через адміністративну панель/веб-сервіс.

В результаті розробляється універсальна система, яка буде корисна як в повсякденному контролі за здоров'ям, так і при контролі та моніторингу стану і перебігу хвороби у «вузькопрофільних» хворих, наприклад, дітей.

Опис принципів роботи програмного модулю прийняття рішення на основі нечіткої математики. Метою розробки на даному рівні є програмний модуль для мобільних пристроїв на базі нечіткого регулятора, призначеного для аналізу параметрів здоров'я і, на основі їх значень, надання відомостей про стан здоров'я, а також необхідних рекомендацій і приписів.

Нечіткий регулятор (нечіткий контролер) - регулятор, побудований на базі нечіткої логіки - відмінно підходить для вирішення поставленого завдання, а застосування модуля на мобільних пристроях забезпечить простоту і зручність у використанні, що дозволить практично в будь-який час, якщо виникне необхідність, стежити за станом здоров'я людини і надавати важливі поради з лікування/профілактики [2].

Застосування Fuzzy-технологій у медичній діагностиці. Правильна постановка діагнозу в медицині вимагає від лікаря великого досвіду, знань і інтуїції. Своєчасно поставлений точний діагноз часто полегшує вибір методу лікування і значно підвищує ймовірність одужання хворого.

Нечітка логіка дозволяє поліпшити класифікаційні моделі для визначення класів, що перекриваються (пересічних). Нечітке моделювання дозволяє представити знання у вигляді набору нечітких логічних правил, що робить цей метод привабливим для вирішення диференційно-діагностичних завдань в медицині.

Типовий нечіткий класифікатор складається з набору правил типу «якщо, тоді» з нечіткими передумовами в слідстві правила. Передумови цих правил розбивають простір значень ознак на деяку кількість нечітких областей, слідства правил описують вихід класифікатора в цих областях. Застосування нечітких правил типу «якщо, тоді» дозволяє поліпшити інтерпретованість результатів.

В даний час відома велика кількість прикладів ефективного застосування методів Fuzzy-логіки в автоматизованих системах медичної діагностики, серед яких можна відзначити діагностику ішемічних хвороб серця, прогнозування кровотеч при пологах, розпізнавання наявності і локалізації внутрішньочерепних травматичних крововиливів при закритій травмі черепа і головного мозку, для розпізнавання підтипів транзиторних ішемічних атак, розроблена у відділенні термічних захворювань інституту хірургії ім. А.В. Вишневського РАМН нечітка експертна система визначення ступеня важкості операбельних хворих з опіками за допомогою програми fuzzy в пакеті Fuzzy logic Toolbox з використанням алгоритмів проф. Мамдані [5].

Нечітка логіка - як універсальний засіб прийняття рішень. Характеристикою нечіткої множини виступає функція приналежності (Membership Function). Позначимо через $MF_c(x)$ - ступінь приналежності до нечіткої множині C , що представляє собою узагальнення поняття характеристичної функції звичайної множини. Тоді нечіткою множиною C називається множина впорядкованих пар виду:

$$C = \{MF_c(x)/x\}, \quad MF_c(x) [0,1] \quad (1)$$

Значення $MF_c(x) = 0$ означає відсутність приналежності до множини, 1 - повну приналежність.

Для опису нечітких множин вводяться поняття нечіткої і лінгвістичної змінних. Нечітка змінна описується набором (N, X, A) , де N - це назва змінної, X - універсальна множина (область міркувань), A - нечітка множина на X .

Значеннями лінгвістичної змінної можуть бути нечіткі змінні, тобто лінгвістична змінна знаходиться на більш високому рівні, ніж нечітка змінна.

Існує понад десяток типових форм кривих для завдання функцій приналежності. Найбільшого поширення набули: трикутна, трапецеїдальна і гаусова функції приналежності.

Функція приналежності гаусового типу описується формулою:

$$MF(x) = \exp \left[- \left(\frac{x - c}{\sigma} \right)^2 \right] \quad (2)$$

і оперує двома параметрами. Параметр c позначає центр нечіткої множини, а параметр σ відповідає за крутизну функції.

Кількість термів в лінгвістичної змінної рідко перевищує 7 [4].

Нечіткий логічний висновок. Основою для проведення операції нечіткого логічного висновку є база правил, яка містить нечіткі висловлювання у формі "якщо-то" і функції приналежності для відповідних лінгвістичних термів. [2]

У загальному випадку механізм логічного висновку включає чотири етапи: введення нечіткості (фазифікація), нечіткий висновок, композицію і приведення до чіткості, або дефазифікації. Алгоритми нечіткого висновку розрізняються головним чином видом використаних правил, логічних операцій і різновидом методу дефазифікації. моделі нечіткого висновку розроблені мамдані, сугено, ларсеном, цукамото.

Розглянемо докладніше нечіткий висновок на прикладі механізму Мамдані (Mamdani). Це найбільш поширений спосіб логічного висновку в нечітких системах. У ньому використовується мінімаксна композиція нечітких множин. Даний механізм включає в себе наступну послідовність дій.

1. Процедура фазифікація: визначаються ступені істинності, тобто значення функцій приналежності для лівих частин кожного правила (передумов). Для бази правил з m правилами позначимо ступень істинності як $A_{ik}(x_k)$, $i = 1..m$, $k = 1..n$.

2. Нечіткий висновок. Спочатку визначаються рівні "відсікання" для лівої частини кожного з правил:

$$\alpha_i = \min_k (A_{ik}(x_k)). \quad (3)$$

Далі знаходяться "усічені" функції приналежності:

$$B_i^*(y) = \min(\alpha_i, B_i(y)). \quad (4)$$

3. Композиція, або об'єднання отриманих усічених функцій, для чого

використовується максимальна композиція нечітких множин:

$$MF(y) = \max_i (B_i^*(y)), \quad (5)$$

де $MF(y)$ - функція приналежності підсумкової нечіткої множини.

4. Дефазифікації, або приведення до чіткості. Існує кілька методів дефазифікації. Наприклад, метод середнього центру, або центроїдний метод:

$$MF(y) = \max_i (B_i^*(y)). \quad (6)$$

Геометричний сенс такого значення - центр ваги для кривої $MF(y)$. Рисунок 1 графічно показує процес нечіткого висновку по Мамдані для двох вхідних змінних і двох нечітких правил R1 і R2 [15].

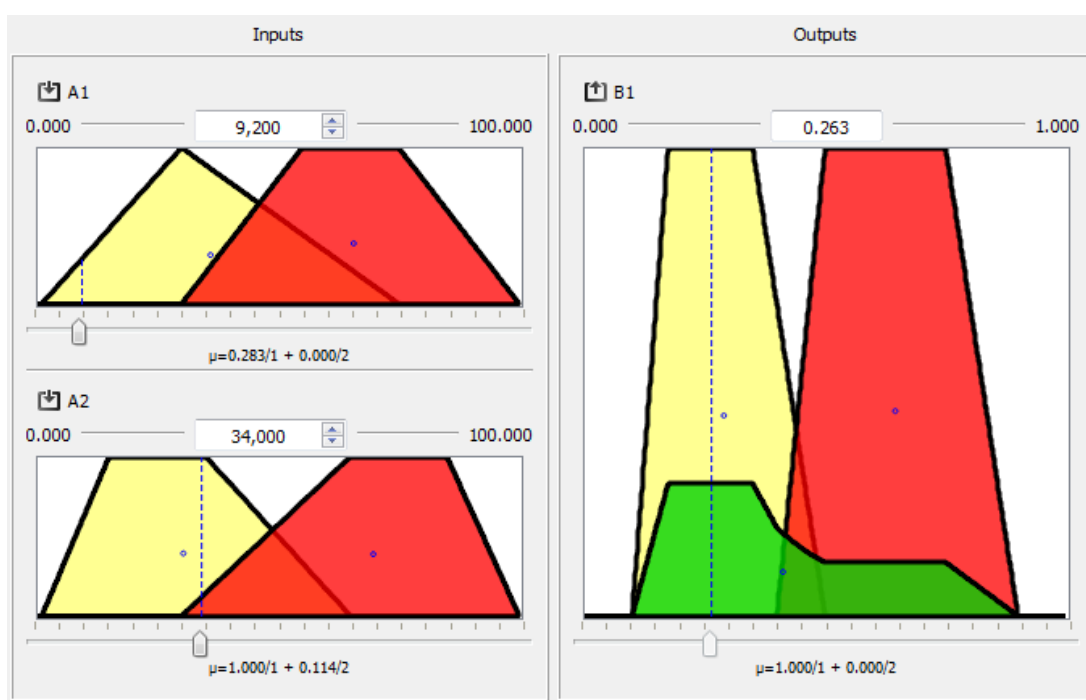


Рис. 1 – Схема нечіткого висновку по Мамдані

Розробка нечіткого логічного висновку та бази правил для модуля прийняття рішень. Здоров'я людини є якісною характеристикою, що складається з набору кількісних параметрів: антропометричних (зріст, вага, об'єм грудної клітки, геометрична форма органів і тканин); фізичних (частота пульсу, артеріальний тиск, температура тіла та інші).

Розроблений модуль буде отримувати на вхід необхідні йому параметри, такі як вік, систолічний (верхній) артеріальний тиск, пульс, температура пацієнта і т. д., і видавати в результаті потрібну інформацію про стан здоров'я пацієнта і відповідні рекомендації.

Список параметрів, діапазони їх значень, рекомендації, приписи і набір правил будуть задаватися експертами, змінюватися і доповнюватися в міру необхідності.

Всі необхідні вхідні параметри повинні бути заздалегідь відомі або будуть попередньо фіксуватися сторонніми пристроями і будуть вводитися вручну (режим 1). Процес їх формування та отримання в даній роботі не розглядається.

Приклади вхідних параметрів та їх можливі значення. Для стану організму людини існує поняття «норми», коли значення параметрів вкладаються у визначений, вироблений медичною наукою і практикою діапазон. Відхилення значення від заданого діапазону може з'явитися ознакою і доказом погіршення здоров'я. Зовні втрата здоров'я буде виражатися у вимірювальних порушеннях в структурах і функціях організму, змінах його адаптивних можливостей. Нижче наведені можливі діапазони вхідних параметрів на основі даних початкової експериментальної вибірки. Діапазони сформовані для демонстрації роботи модуля.

Вік (років):

1. Молодий (М), 10 – 28;
2. Дорослий (Д), 25 – 60;
3. Літній (Л), більше 55.

Систолічний (верхній) артеріальний тиск (мм рт. ст.):

1. Знижений (З), до 115;
2. Нормальний (Н), 100 – 130;
3. Підвищений (П), більше 125.

Пульс (ударів за хвилину):

1. Сповільнений (С), до 70;
2. Нормальний (Н), 65 – 95;
3. Прискорений, (П), більше 90

Температура (°C):

1. Низька (Н), до 36,0;
2. Нормальна (Норм), 35,8 - 37,4;
3. Висока (В), більше 37,0.

Описання вхідних змінних її нечітких термів представлено на рисунку 2.

В даній роботі для демонстрації вихідна змінна “Висновок” описується 27 термами в діапазоні чітких значень від 0 до 28.,

В якості алгоритму нечіткої логіки застосовувався алгоритм Мамдані. В якості застосованих функцій приналежності в основному була використана гаусова функція, а також колоколоподібна, S-подібна і Z-подібна функції. Основною була вибрана саме гаусова функція приналежності, так як при цьому область «перекривання» функцій значно зменшується, і ймовірність ефективності проекту підвищується.

Приклади отримання висновків за вхідними параметрами. Далі наведено результати, що графічно відображають залежність отриманих висновків від значень вхідних параметрів.

Чіткі значення отриманих висновків будуть проектуватися на ключі, за якими будуть вилучатись рекомендації і розпорядження з бази знань. У рамках роботи для демонстрації буде використовуватися спрощена розроблена база знань, що складається з 27 записів. Діапазон кожного виводу буде проектуватися на один ключ. Рекомендації та приписи складені на основі інформації з джерел [8, 9, 10].

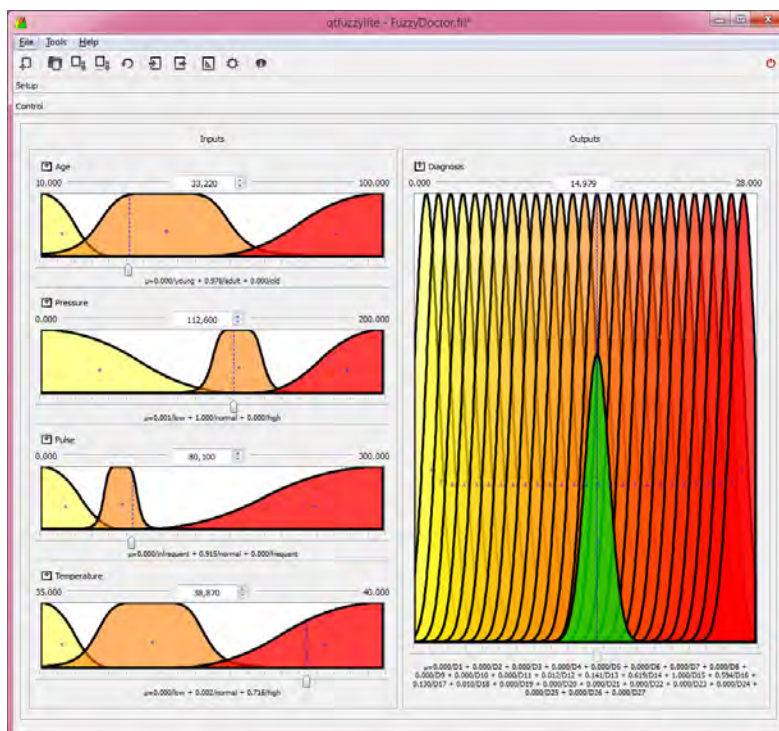


Рис. 2 – Стани входних параметрів, що призводять до формування висновку

Використані технології. Бібліотека Fuzzylite – кросплатформенна, безкоштовна та відкрита бібліотека для програмування контролерів нечіткої логіки на C++. Jfuzzylite – та ж сама бібліотека fuzzylite, але повністю запрограмована на Java. QTfuzzylite – кросплатформенна, безкоштовна та відкрита бібліотека, заснована на Qt, необхідна для реалізації графічного інтерфейсу користувача при використанні fuzzylite. Її мета – дозволити користувачеві реалізувати візуальний дизайн для своїх нечітких логічних контролерів та взаємодіяти з ними у реальному часі.

Використані бібліотеки надають широкий діапазон можливостей по використанню контролерів, лінгвистичних термів, дефазифікаторів, імпорту та експорту даних у різні формати. Крім того є реалізовані додаткові можливості по створенню 2D поверхонь для відображення контурів будь-якого контролера. Застосування багатопоточності та реалізація потокобезпеки. Завантаження коду, документації та бінарників для різноманітних платформ [8].

Висновки. Головним результатом даної роботи є обґрунтування та принципи створення спеціалізованого універсального модуля мобільної операційної системи, як частини комплексу для діагностики стану здоров'я пацієнта та висновків, щодо діагнозу сімейним лікарем.

Ефективним з точки зору отримання комплексного вихідного значення є використання функції приналежності гаусового типу, так як при цьому область перекривання функцій значно зменшується, і ймовірність ефективності проекту підвищується. Запропоновано новий підхід для прийняття рішень з постановки первинного діагнозу сімейним лікарем, що враховує декілька входних критеріїв, а масштабованість модуля дозволяє збільшувати кількість входних параметрів.

Обробка результатів та діагностика за допомогою експертної системи з нечіткою логікою дозволить робити більш точний аналіз стану здоров'я пацієнтів і визначати список необхідних рекомендацій та приписів. Модуль є універсальним і може бути інтегрований в діагностичну систему, що працює під будь-якою популярною мобільною операційною системою.

Список літератури: 1. Журнал "Медицинская сестра" №3, 2004 год. 2. *Гостев В.И.* / Проектирование нечетких регуляторов для систем автоматического управления: монография // *В.И. Гостев.* – Нежин: ООО "Видавництво "Аспект-Поліграф", 2009. – 416 с. 3. *Заде Л.* Понятие лингвистической переменной и его применение к принятию приближенных решений. – М.: Мир, 1976. 4. *Гостев В. И.* / Синтез нечетких регуляторов систем автоматического управления // *В.И. Гостев.* – К.: Издательство "Радиоаматор", 2005. – 708 с. 5. *Зак Ю.А.* // Принятие решений в условиях нечетких и размытых данных, М.: Книжный дом "Либроком", 2012. — 350 с. 6. *Калакутский, Л. И.* // Аппаратура и методы клинического мониторинга: Учебное пособие [Текст] / *Л. И. Калакутский, Э. С. Манелис.* – Самара: СГАУ, 1999 – 160 с. 7. *Juan Rada-Vilela.* Fuzzylite: a fuzzy logic control library, 2014. URL [Електронний ресурс] <http://www.fuzzylite.com>. 8. <http://prostuda03.ru/main/37-ponizhennaya-temperatura-tela-pri-prostude-rekomendacii.html> 9. <http://doctorpiter.ru/articles/339/> 10. <http://www.polezno.com/sovety/41> 11. *Гусев, В.Г.* Получение информации о параметрах и характеристиках организма и физические методы воздействия на него [Текст] / *В. Г. Гусев* – М: Машиностроение, 2004. – 597 с. 12. Постановление Кабинета Министров Украины № 989 от 20.06.2000 "О комплексных мерах внедрения семейной медицины в систему здравоохранения". 13. Приказ МЗ Украины № 214 от 11.09.2000 "О комплексных мерах внедрения семейной медицины в систему здравоохранения".

Bibliography (transliterated): 1. Zhurnal "Medicinskaya sestra" №3, 2004. 2. *Gostev V.I.* / Proektirovanie nechetkix reguljatorov dlya sistem avtomaticheskogo upravleniya: monografiya – Nezhin: ООО "Vidavnictvo "Aspekt-Poligraf", 2009. 416. 3. *Zade L.* Ponyatie lingvisticheskoy peremennoj i ego primenenie k prinyatiyu priblizhennyx reshenij. Moscow: Mir. 1976. 4. *Gostev V. I.* / Sintez nechetkix reguljatorov sistem avtomaticheskogo upravleniya. – K.: Izdatelstvo "Radioamator", 2005. 708. 5. *Zak Yu.A.* // Prinyatie reshenij v usloviyax nechetkix i razmytyx dannyx, Moscow: Knizhnyj dom "Librokom". 2012. 350. 6. *Kalakutskij, L. I., E. S. Manelis.* // Apparatura i metody klinicheskogo monitoringa: uchebnoe posobie [tekst] – Samara: SGAU. 1999 160. 7. *Juan Rada-Vilela.* Fuzzylite: a fuzzy logic control library. 2014. URL <http://www.fuzzylite.com>. 8. <http://prostuda03.ru/main/37-ponizhennaya-temperatura-tela-pri-prostude-rekomendacii.html>. 9. <http://doctorpiter.ru/articles/339/>. 10. <http://www.polezno.com/sovety/41>. 11. *Gusev, V. G.* Poluchenie informacii o parametrax i xarakteristikax organizma i fizicheskie metody vozdejstviya na nego [Tekst] – Moscow: Mashinostroenie, 2004. 597. 12. Postanovlenie Kabineta Ministrov Ukrainy № 989 ot 20.06.2000 "O kompleksnyx merax vnedreniya semejnoy mediciny v sistemu zdravooxraneniya". 13. Prikaz MZ Ukrainy № 214 ot 11.09.2000 "O kompleksnyx merax vnedreniya semejnoy mediciny v sistemu zdravooxraneniya".

Надійшла (received) 03.08.2014

А. В. КИПЕНСКИЙ, д-р. техн. наук, проф., НТУ «ХПИ»;

С. В. ЛИТВИНЕНКО, канд. техн. наук, фирма «РАДМИР» ДП АО
НИИРИ, Харьков;

Е. В. ХОМЕНКО, канд. техн. наук, ООО «РАДМИРМЕД», Харьков;

РЕНТГЕНОВСКИЕ КОМПЛЕКСЫ МАДИС И УЛЬТРАЗВУКОВЫЕ КОМПЛЕКСЫ ULTIMA – ДИАГНОСТИЧЕСКИЕ СРЕДСТВА ДЛЯ ОСНАЩЕНИЯ ПЕРЕДВИЖНЫХ МАММОГРАФИЧЕСКИХ КАБИНЕТОВ

Использование в передвижных маммографических кабинетах рентгеновских и ультразвуковых диагностических средств, предъявляет к ним дополнительные требования по функциональным возможностям, энергопотреблению, массогабаритным показателям и надежности. В работе, на основе анализа технических данных и режимов работы, показано, что этим требованиям удовлетворяют рентгеновские комплексы МАДИС и ультразвуковые комплексы ULTIMA, которые серийно выпускаются фирмой «РАДМИР» дочерним предприятием АО Научно-исследовательского института радиотехнических изобретений (г. Харьков).

Ключевые слова: маммография, методы и средства лучевой диагностики, передвижные маммографические кабинеты, рентгеновские и ультразвуковые комплексы, стандарт DICOM, сдвиговолновая эластография.

Введение. В последнее время при проведении скрининга по выявлению заболеваний молочной железы (МЖ) женского населения все большее значение приобретают методы лучевой диагностики: рентгеновская маммография (РМГ) и ультразвуковые исследования (УЗИ) [1, 2]. Первый метод предпочтителен для распознавания локального фиброза, различных новообразований, сгруппированных микрокальцинатов, второй – для распознавания кист, фиброаденом, липом. Эти взаимодополняющие методы исследований обеспечивают достаточной информацией врача-диагноста в широком спектре признаков заболеваний МЖ [3]. Однако проблема дифференциальной диагностики доброкачественных и злокачественных заболеваний МЖ при сходной клинической картине остается нерешенной. Наиболее перспективным направлением совершенствования методов лучевой диагностики онкологических заболеваний МЖ сегодня считается эластография ультразвуковой сдвиговой волны, которая позволяет существенно расширить возможности врача за счет оценки жесткости (упругости) исследуемой ткани [4, 5].

В структуре МЖ под действием различных патологических процессов возникают значительные изменения, которые приводят к локальному увеличению плотности и снижению способности деформироваться при компрессии. Такие изменения механических свойств мягких биологических тканей давно служат врачам важным источником информации о состоянии этих тканей и связанных с ними физиологических систем. Однако пальпация МЖ является достаточно субъективной, а при небольших размерах образований или при их глубоком расположении вообще не информативна. Внедрение же эластографии в

значительной степени позволяют объективизировать и детализировать данные о плотности и эластичности ткани.

Несмотря на значительный технический прогресс в области совершенствования методов диагностики заболеваний МЖ, техническое оснащение учреждений здравоохранения Украины остается по-прежнему неудовлетворительным. В этой связи проведение скрининга по выявлению заболеваний МЖ женского населения становится целесообразным на основе передвижных маммографических кабинетов, оснащенных средствами лучевой диагностики. Такие кабинеты можно использовать как в больших городах, так и в малых населенных пунктах. Специфика использования технических средств для РМГ и УЗИ в передвижных маммографических кабинетах накладывает на эти средства дополнительные требования относительно массогабаритных показателей, энергопотребления, информативности, достоверности и надежности.

Целью настоящей работы является анализ технических данных и функциональных возможностей средств лучевой диагностики, которые серийно производятся фирмой «РАДМИР» ДП АО НИИРИ (г. Харьков) и могли бы использоваться в передвижных маммографических кабинетах для скрининга заболеваний молочной железы.

Рентгеновские комплексы МАДИС. Из всей рентгеновской аппаратуры, производимой фирмы «РАДМИР», для передвижных маммографических кабинетов наиболее подходит цифровой комплекс МАДИС, который является современным средством диагностики заболеваний МЖ [6].

Рентгенологическое изображение молочной железы чрезвычайно вариабельно и многогранно. При этом имеется множество симптомов, большинство из которых не патогномично только для рака. Прямыми рентгеновскими признаками рака МЖ является наличие тени самой опухоли и характерных для злокачественного заболевания кальцинатов.

Комплекс МАДИС был разработан с использованием передовой элементной базы и цифровых технологий получения маммограмм. В состав комплекса входят рентгеновское штативное устройство (РШУ) настольного типа (см. рис. 1) и персональный компьютер (ПК) стандартной комплектации.

Основные технические данные комплекса МАДИС приведены в табл. 1.



Рис. 1 – Рентгеновское штативное устройство комплекса МАДИС

Таблица 1 – Основные технические данные комплекса МАДИС

Наименование параметра	Ед. изм.	Значение
Размеры рабочего поля	мм	180 × 240
Предел пространственного разрешения	пар линий/мм	7,0
Динамический диапазон, не менее	раз	100
Напряжение рентгеновской трубки (шаг установки 1 кВ),	кВ	28-40
Ток рентгеновской трубки, не более	мкА	200
Диапазон задаваемой длительности экспозиции (с шагом 0,1 с),	с	0,1-8,0
Напряжение питания	В	220 ± 22
Частота напряжения питания	Гц	50
Мощность, потребляемая РШУ, не более	ВА	600
Масса РШУ, не более	кг	45

Структурная схема комплекса МАДИС приведена на рис. 2. Принцип его работы состоит в следующем. При выполнении снимка рентгеновское излучение (РИ), пройдя через исследуемый объект (ИО), поступает на рентгенолюминоесцентный экран (РЛЭ), где преобразуется в видимое изображение. С помощью объектива теневое изображение МЖ фокусируется на фоточувствительную поверхность ПЗС-матрицы, в элементах которой свет преобразуется в зарядовые пакеты.

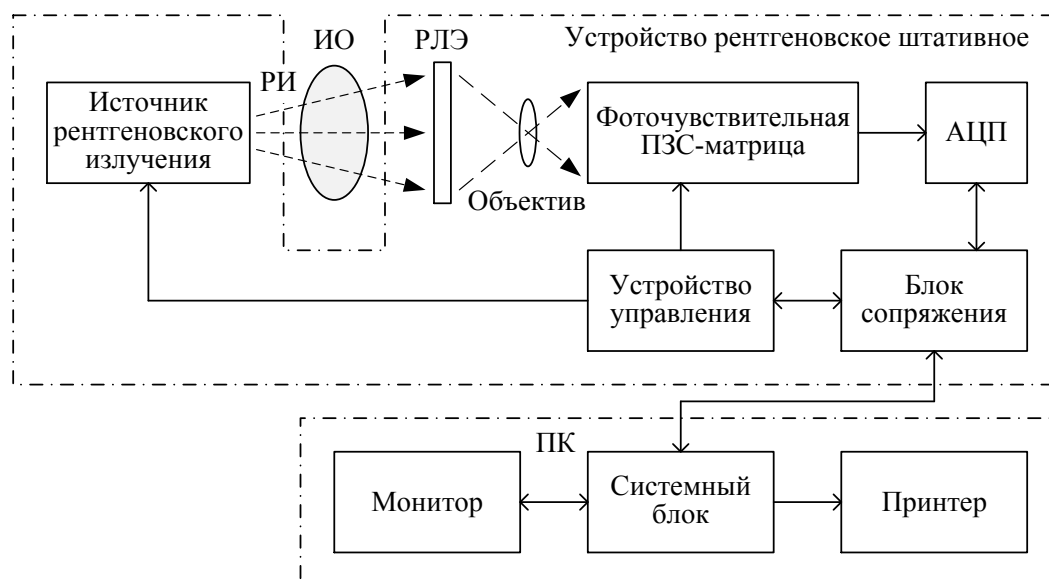


Рис. 2 – Структурная схема комплекса МАДИС

Величина накопленного заряда пропорциональна освещенности элемента. Потенциальный рельеф, несущий информацию о теневом изображении МЖ, считывается из ПЗС-матрицы, преобразуется в цифровые сигналы с помощью АЦП и поступает в память блока сопряжения. Далее эта информация

пересылается в системный блок ПК и выводится на экран монитора.

Известно, что основным недостатком приемника рентгеновского излучения на ПЗС-матрице является потеря световой энергии при переносе изображения с усиливающих рентгеновских экранов на ПЗС-матрицу [7]. Однако в приемниках комплекса МАДИС применены специально разработанные светосильные объективы, которые в сочетании с современными высокоэффективными РЛЭ и ПЗС-матрицами обеспечивают квантовую эффективность детектирования, близкую к эффективности детектирования на плоских панелях (т.е. потери энергии в приемниках, изготовленных по различным технологиям соизмеримы). Это обеспечивает высокую диагностическую ценность рентгеновских снимков МЖ при приемлемой лучевой нагрузке на пациента.

Применение в рентгеновском излучателе комплекса МАДИС маломощной микрофокусной рентгеновской трубки позволило существенно улучшить конструкцию РШУ, его массогабаритные показатели, снизить энергопотребление. Все это способствует применению комплексов в передвижных маммографических кабинетах. Еще одним преимуществом использования маломощной рентгеновской трубки является то, что мощность рассеянного излучения при выполнении рентгеновского снимка в пространстве, окружающем комплекс, также относительно невелика и зависит в основном от рассеивающих свойств исследуемого объекта, размещенного в рабочем пучке [6].

Пространственное распределение изодозовых кривых рассеянного излучения, образующегося при использовании маммографического фантома Gammex RMI 156, установленного на столе пациента РШУ, представлено на рис. 3. Измерения выполнялись дозиметром ДКС АТ 1123 в рабочей полусфере комплекса при анодном напряжении рентгеновской трубки 36 кВ и усреднены. В нерабочей полусфере уровень мощности дозы при выполнении рентгеновского снимка близок естественному фону. Начало координат сетки на рисунке совмещено с внешней кромкой стола пациента. Шаг координатной сетки – 10 см, размерность значений мощности дозы, указанных на изолиниях, – мкЗв/час.

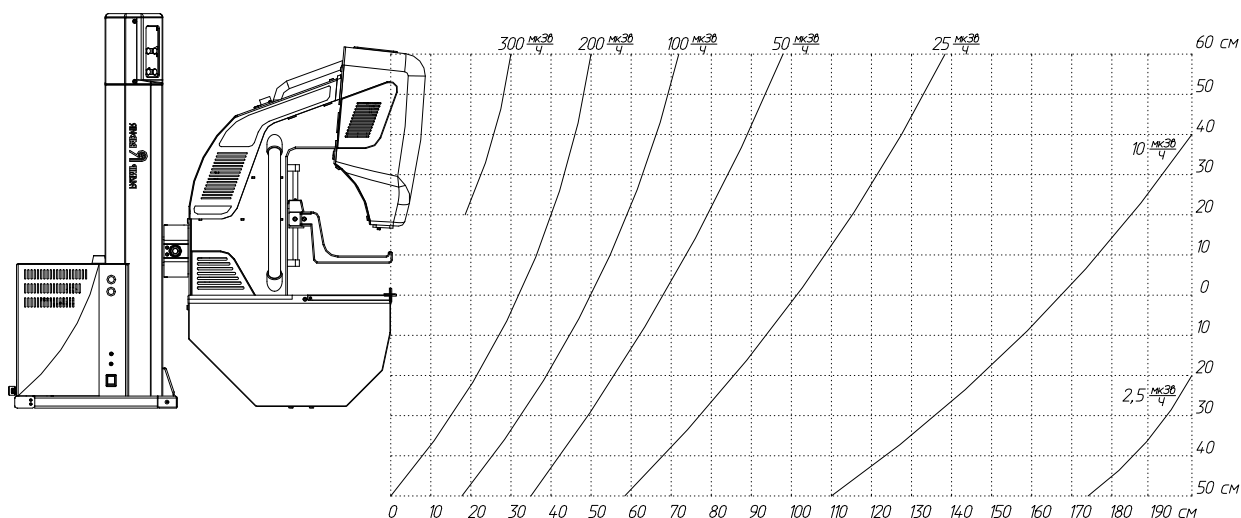


Рис. 3 – Пространственное распределение изодозовых кривых рассеянного излучения в рабочей полусфере РШУ комплекса МАДИС

Несмотря на относительно небольшие значения мощности дозы рассеянного излучения в рабочей полусфере (рис. 3), между РШУ и рабочим местом рентгенлаборанта следует разместить рентгенозащитную ширму со свинцовым эквивалентом не менее 0,35 мм Рb, а пациентам необходимо применять индивидуальные средства защиты: юбку и воротничок для защиты щитовидной железы.

Устройство управления комплекса МАДИС в совокупности с рабочей программой формируют команды для задания длительности экспозиции, обеспечивают визуализацию снимков, а также повышают их диагностическую ценность за счет цифровой обработки изображения (коррекция яркости, контраста, фильтровая обработка для повышения «резкости», изменение масштаба, определение геометрических параметров образований, позитив-негатив, поворот на угол кратный 90°, режим «лупа» и др.).

В свете развития телемедицины (дистанционное оказание медицинской помощи, обмен специализированной информацией и т.д.) [8, 9] в комплексе МАДИС с помощью разработанного программного обеспечения предусмотрен режим для создания, хранения, передачи и визуализации медицинских изображений и документов обследованных пациентов в отраслевом стандарте DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine). Кроме того, при необходимости, полученные маммограммы могут быть предоставлены пользователю в стандартных форматах Bitmap Picture (Bmp) и Joint Photographic Experts Group (Jpeg).

При выборе режима работы комплекса МАДИС в стандарте DICOM пользователю предоставляется возможность заполнения сервисных полей (см. рис. 4).

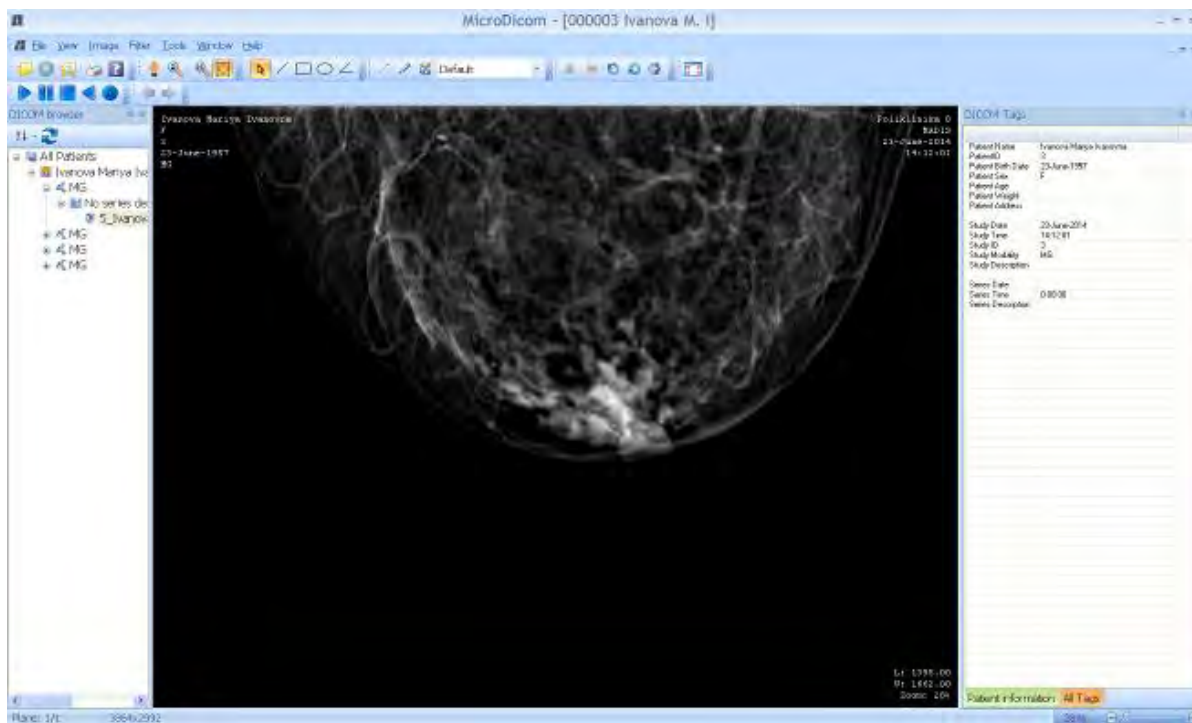


Рис. 4 – Сервисные поля при визуализации маммограммы на стандарте DICOM

Результаты анализа технических данных и функциональных возможностей комплекса МАДИС показывают, что он вполне может быть использован в передвижных маммографических кабинетах.

Ультразвуковые комплексы ULTIMA. В неясных случаях, случаях клинико-рентгенологического расхождения, при высокой рентгенплотности ткани МЖ следует применять УЗИ молочной железы, которое осуществляется датчиками с частотой сигнала 7,5 МГц или 10 МГц. Анализ технических данных и функциональных возможностей цифровых ультразвуковых диагностических комплексов серии ULTIMA, которые серийно производятся фирмой «РАДМИР» ДП АО НИИРИ [10], показал, что наилучшим вариантом для передвижных маммографических кабинетов является малогабаритный ультразвуковой сканирующий прибор ULTIMA SM (см. рис. 5).

Этот прибор позволяют осуществлять одномерную (М-режим) и двумерную (В-режим) визуализацию, сочетание этих режимов: М/М, В/М, В/В, визуализацию и измерение параметров кровотока, визуализацию кривой ЭКГ, автоматическое измерение параметров доплерограмм в режиме реального времени, повышение чувствительности прибора путем автоматического регулирования частоты, кинопетлю до 1024 кадров в В-режиме и до 800 в М-режиме, формирование изображений в стандарте DICOM.

Кроме приведенных выше функций прибор ULTIMA SM обеспечивает цветное доплеровское картирование кровотока, энергетическое доплеровское картирование, комбинацию двух режимов на экране монитора – В-режим и В-режим с цветным доплеровским картированием в реальном времени, а также трехмерную визуализацию 3D.

Ультразвуковые комплексы фирмы «РАДМИР» комплектуются конвексным, линейным, эндокавитальным, кардиологическим и другими датчиками, обеспечивающими обследование не только МЖ, но и других органов и тканей человека. В базовом комплекте прибора ULTIMA SM имеются датчики: L5-10/40 EP – линейный с длиной активной части 40 мм и диапазоном частот 5-10 МГц; С1-5/60 – конвексный с радиусом поверхности 60 мм и диапазоном частот 2-5 МГц. Эта пара датчиков служит минимальным набором при обследовании МЖ. При необходимости, прибор может быть доукомплектован линейным датчиком с рабочей зоной шириной 60 мм и линейным датчиком с повышенной разрешающей способностью, как продольной, так и поперечной. Это достигается увеличением количества элементов в датчике – до 192, а также расширением рабочей полосы частот до 5-12 МГц [10]. Дополнительные технические данные прибора ULTIMA SM приведены в табл. 2.



Рис. 5 – УЗ прибор ULTIMA SM

Таблица 2 – Дополнительные технические данные прибора ULTIMA SM

Наименование параметра	Ед. изм.	Значение
Глубина зондирования	мм	340
Общий динамический диапазон сканера, не менее	дБ	263
Визуальный динамический диапазон	дБ	25-115
Количество цифровых каналов обработки сигналов	шт.	4608
Напряжение питания	В	220 ± 22
Частота напряжения питания	Гц	50
Мощность, потребляемая прибором, не более	ВА	200
Масса прибора, не более	кг	13,5

Все ультразвуковые диагностические комплексы серии ULTIMA имеют унифицированную схему (см. рис. 6), в составе которой можно выделить ультразвуковые (УЗ) преобразователи, которые через порты 1-3 подключаются к сигнальному процессору, пульт управления, электрокардиографический (ЭКГ) блок, блок питания (на рис. 6 не показан) и встроенный персональный компьютер (ПК), подключенный к монитору, принтеру и имеющий выход для подключения к локальной сети.

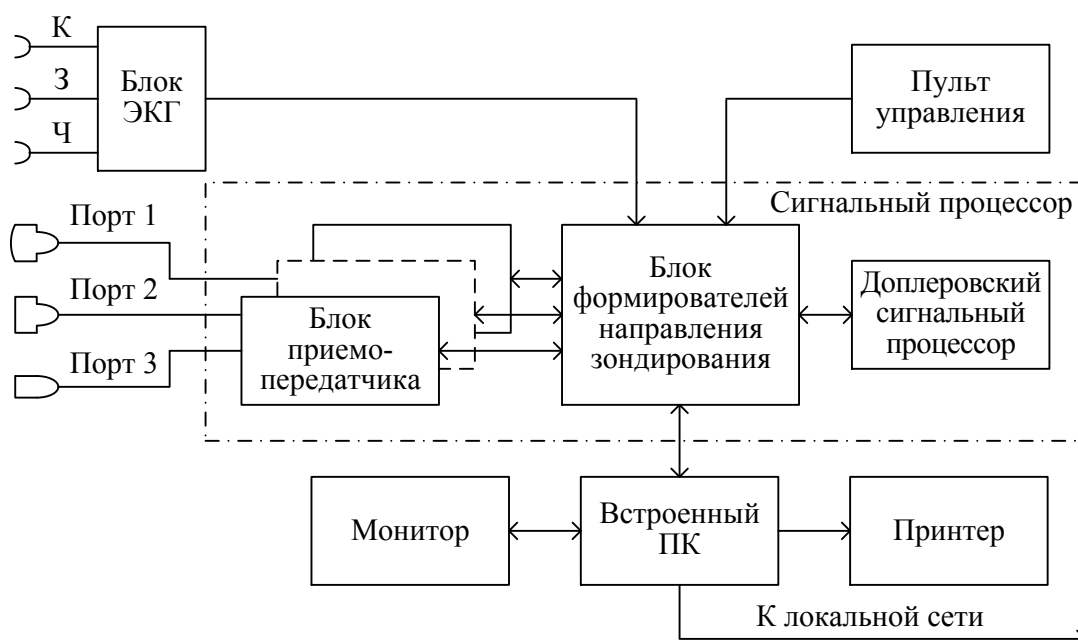


Рис. 6 – Структурная схема комплекса серии ULTIMA

В составе сигнального процессора могут быть выделены блок приемопередатчика, блок формирователей направления зондирования и доплеровский сигнальный процессор.

УЗ преобразователи обеспечивают излучение сфокусированных импульсных пучков волн вдоль выбранной совокупности направлений зондирования в плоскости сканирования и прием отраженных волн одновременно 32 или 64 каналами. Путем последовательного изменения управляющих сигналов

осуществляется изменение направления зондирования и УЗ преобразователь обеспечивает обследование ткани во всей площади сканирования. Изменение направления сканирования осуществляется за счет перемещения рабочей апертуры фазированных решеток.

Разработанное программно-математическое обеспечение позволяет также осуществлять сканирование с заданным наклоном направлений зондирования с одновременным фокусированием отраженных УЗ пучков волн. Волны, отраженные ото всех направлений зондирования, преобразуются в рабочих элементах фазированных решеток в электрические сигналы. В блоке формирователей направления зондирования из этих сигналов путем дискретизации и кодирования получают цифровые сигналы УЗ отклика сразу для четырех направлений приема на каждое направление зондирования. Для каждого из этих направлений реализована двухчастотная обработка сигналов отклика, что существенно повышает качество изображения. С этой же целью используется и технология многоакурсного сканирования. И, наконец, этот блок поддерживает режим синтезированной апертуры, при котором раздельно во времени формируются две 64-элементные подапертуры приема, что обеспечивает 9216 виртуальных каналов обработки информации.

Амплитуда и фаза сигналов УЗ отклика несут информацию о пространственном распределении неоднородностей в тканях, а также об их движении. Эта информация после соответствующей обработки сигналов отклика передается во встроенный ПК. Здесь формируются растровые изображения (рис. 7) для отображения на экране монитора, для создания твердой копии на принтере или для передачи в локальную сеть.



Рис. 7 – Эхограмма молочной железы

Кроме того, комплекс ULTIMA SM оснащен мощной диагностической системой оценки в реальном времени жесткости тканей путем расчета их модуля Юнга по методу сдвиговой волны эластографии. Метод сдвиговой волны эластографии основан на создании радиационного давления на ткани с помощью мощного ультразвукового импульса и последующей оценки модуля Юнга по скорости распространения сдвиговой волны на заданной глубине.

Как известно [11], жесткость различных видов тканей и новообразований в органах (в т.ч. МЖ) имеет разные величины. В табл. 3 для примера приведены значения модуля Юнга для различных видов тканей МЖ. Информативность сдвиговой волны эластографии обусловлена тем, что большинство злокачественных образований имеют более жесткую структуру, чем окружающие ткани и доброкачественные опухоли. В то же время на обычном ультразвуковом изображении они иногда практически не различимы. Сдвиговая эластография наиболее эффективна и в тех случаях, когда опухоли относительно невелики по размерам, т.е. находятся на ранней стадии заболевания. По мнению ряда исследователей сдвиговая эластография позволит избежать необходимости взятия биопсийной пробы более чем в 15 % случаев обнаружения жестких образований.

Таблица 3 – Значения модуля Юнга для тканей молочной железы

Тип мягкой ткани МЖ	Модуль Юнга (Е в кПа)
Нормальная жировая (normal fat)	18-24
Нормальная гранулированная (normal glandular)	28-66
Фиброзная ткань (fibrous tissue)	96-244
Карцинома (carcinoma)	22-560
Нормальная ткань передней поверхности (normal anterior)	53-63
Нормальная ткань задней поверхности (normal posterior)	62-71

В результате анализа картина распределения жесткости отображается на экране монитора в серой шкале или определенными цветами. Более жесткие структуры тканей, как правило, окрашиваются оттенками синего цвета. Легко сжимаемые эластичные участки маркируются красной цветовой шкалой. Для реализации принципов сдвиговой волны эластографии был разработан программный модуль «ЭЛАСТО», который индивидуально устанавливается и тестируется на каждом выпускаемом ультразвуковом диагностическом приборе или на отдельном ультразвуковом модуле.

После выполнения ультразвукового обследования МЖ получают эхограммы (общий вид эхограммы приведен на рис. 7) и врачом лучевой диагностики заполняется протокол, содержащий следующие сведения:

- оценка соотношения тканей, формирующих МЖ;
- степень четкости дифференциации тканей;
- состояние паренхимы и желчных протоков;

– наличие образований или участков (зон) с нарушенной эхоархитектоникой;

– эхографическое описание выявленных изменений.

Для подготовки протоколов и заключений все комплексы ULTIMA обладают встроенными автоматизированными средствами.

Выводы. Анализ технических данных, характеристик и функциональных возможностей таких средств лучевой диагностики как цифровые рентгеновские комплексы МАДИС и ультразвуковые приборы ULTIMA SM, которые серийно производятся фирмой «РАДМИР» ДП АО НИИРИ, показал, что они могут эффективно использоваться для скрининга по выявлению заболеваний молочной железы женского населения Украины. Целесообразность использования указанных комплексов и приборов обусловлена, прежде всего, тем, что результаты обследования в виде изображений биологических мягких тканей высокого качества, полученные с их помощью, обладают большой достоверностью и информативностью, и позволяют выявлять широкий спектр признаков на ранних стадиях заболеваний молочной железы. Хорошие массогабаритные показатели диагностических средств и незначительное энергопотребление позволяют использовать их не только в стационарных, но и в передвижных маммографических кабинетах.

Список литературы: 1. *Beverley E. Practical Digital Mammography / Beverley E. Hashimoto. / New York, Stuttgart: Thieme, 2008. – 207 p.* 2. *Заболотская Н.В.* Комплексное ультразвуковое исследование молочных желез / *Заболотская Н.В., Заболотский В.С.* // Sonoace International Русская версия, 2000. – № 6. – С. 86-92. 3. *Березин С. А.* Место ультразвукового исследования в комплексном инструментальном обследовании молочных желез / *Березин С. А.* [и др.] // Современная лучевая диагностика и лучевая терапия. Материалы научно-практической конференции, посвященной памяти профессора Б. К. Шарова, 31 октября 1997 г. Челябинск, 1997. – С. 13-15. 4. *Urban M. W.* Review of Vibro-acoustography and its Applications in Medicine. / *Urban M. W., Alizad A., Aquino W., W Greenleaf W., FatemiCurr M. A.* / Med. Imaging Rev. Author manuscript, 2012. 5. *Wu Z. Taylor L. S.* Sonoelastographic imaging of interference patterns for estimation of the shear velocity of homogeneous biomaterials Phis. / *Wu Z. Taylor L. S., Rubens D. J., Parker K. J.* / Med. Biol. 49, pp. 911-922, 2004. 6. *Хоменко Е. В.* Рентгеновский маммографический цифровой комплекс МАДИС // Вестник рентгенлаборантов и рентгентехнологов №4 (10). – 2006. – С. 7-9. 7. *Вейн Ю. А.* Сравнительный анализ технологии построения цифровых детекторов рентгеновских изображений / *Вейн Ю. А. Мазуров А. И.* // Медицинская техника. – 2008. – № 5 (521). 8. *А. В. Купенский.* Использование информационно-коммуникационных технологий в биотелеметрии / *А. В. Купенский, Е. И. Король, Р. С. Томашевский, Е. Ю. Демидова* // Тези доповідей ХХ Міжнародної науково-практичної конференції «Інформаційні технології: наука, техніка, технологія, освіта, здоров'я». – Харків: НТУ «ХПІ», 2012. – Ч. IV. – С. 215-216. 9. *К. В. Колесник.* Особенности применения GSM/GPRS -связи в телемедицинском скрининге / *К. В. Колесник, М. А. Шишкин, А. В. Купенский, Е. И. Сокол* // Труды XV международной научно-практической конференции «Современные информационные и электронные технологии». – Одесса, 2014. – Т. 1. – С. 199-200. 10. *Марусенко А. И.* Ультразвуковые комплексы ULTIMA в составе маммографического кабинета / *Марусенко А. И. Костырев С. Ю.* // Медтехника. Лекарства. Изделия медицинского назначения. – 2007. – № 2 (12). 11. *Осипов Л. В.* Технологии эластографии в ультразвуковой диагностике. Обзор // Медицинский алфавит. Диагностическая радиология и онкотерапия. – 2013. – № 3-4. – С. 5-21. 12. *Рожкова Н. И.* и др. Соноэластография в диагностике злокачественных и доброкачественных заболеваний молочных желез // Вестник Российской Ассоциации Радиологов. – 2009. – № 1. – С. 19-23.

Bibliography (transliterated): 1. Beverley E. Hashimoto. Practical Digital Mammography, New York, Stuttgart: Thieme, 2008. 207. 2. Zabolotskaja N. V., Zabolotskij V. S. Kompleksnoe ul'trozvukovoe issledovanie molochnyh zhelez . Sonoace International Russkaja versija. 2000. 6. 86-92. 3. Berezin S. A. [i dr.] Mesto ul'trazvukovogo issledovanija v kompleksnom instrumental'nom obsledovanii molochnyh zhelez. Sovremennaja lučevaja diagnostika i lučevaja terapija. Materialy nauchno-praktičeskoj konferencii, posvjashhennoj pamjati professora B. K. Sharova, 31 oktjabrja 1997 g. Cheljabinsk, 1997. 13-15. 4. Urban M. W., Alizad A., Aquino W., W Greenleaf W., FatemiCurr M. A. Review of Vibro-acoustography and its Applications in Medicine. Med. Imaging Rev. Author manuscript. 2012. 5. Sonoelastographic imaging of interference patterns for estimation of the shear velocity of homogeneous biomaterials Phis. Med. Biol. 49. 911-922. 2004. 6. Homenko E. V. Rentgenovskij mammograficheskiy cifrovoj kompleks MADIS. Vestnik rentgenlaborantov i rentgentehnologov. No. 4 (10). 2006. 7-9. 7. Vejp Ju. A. Mazurov A. I. Sravnitel'nyj analiz tehnologii postroenija cifrovyh detektorov rentgenovskih izobrazhenij. Medicinskaja tehnika. 2008. No. 5 (521). 8. A. V. Kipenskiy, E. I. Korol', R. S. Tomashevskij, E. Ju. Demidova Ispol'zovanie informacionno-kommunikacionnyh tehnologij v biotelemetrii. Tezi dopovidej XH Mizhnarodnoï naukovopraktičnoï konferencii «Informacijni tehnologii: nauka, tehnika, tehnologija, osvita, zdorov'ja». Kharkiv: NTU «ХПИ». 2012. Ch. IV. 215-216. 9. K. V. Kolesnik, M. A. Shishkin, A. V. Kipenskiy, E. I. Sokol. Osobennosti primenenija GSM/GPRS -svjazi v telemedicinskom skrininge. Trudy HV mezhdunarodnoj nauchno-praktičeskoj konferencii «Sovremennye informacionnye i jelektronnye tehnologii». Odessa. 2014. V.1. 199-200. 10. Marusenko A. I. Kostyrev S. Ju. Ul'trazvukovye komplekсы ULTIMA v sostave mammograficheskogo kabineta. Medtehnika. Lekarstva. Izdelija mednaznachenija. 2007. No. 2 (12). 11. Osipov L. V. Tehnologii jelastografii v ul'trazvukovoj diagnostike. Obzor. Medicinskij alfavit. Diagno-sticheskaja radiologija i onkoterapija. 2013. No. 3-4. 5-21. 12. Rozhkova N. I. i dr. Sonojelastografija v diagnostike zlokachestvennyh i dobrokachestvennyh zabelevanij molochnyh zhelez. Vestnik Rossijskoj Asociacii Radiologov. 2009. No 1. 19-23.

Надійшла (received) 05.07.2014

УДК 654.9:615.8

М. А. ШИШКИН, канд.техн. наук, доц., НТУ «ХПИ»;

К. В. КОЛЕСНИК, канд.техн. наук, НТУ «ХПИ»;

СРАВНИТЕЛЬНАЯ ОЦЕНКА МЕТОДОВ СЖАТИЯ БИОМЕТРИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ ДЛЯ ЗАДАЧ ТЕЛЕМЕДИЦИНЫ

Представлена сравнительная оценка различных методов сжатия биометрических сигналов, таких как ЭКГ, ЭЭГ и им подобных для задач передачи телемедицинской информации в условиях ограниченной пропускной способности каналов связи. Проведен сравнительный анализ методов сжатия телеметрической информации, таких как: дискретное косинусное преобразование первого и второго типов, дискретное синусное преобразование, быстрое преобразование Фурье и Вейвлет преобразование, и даны рекомендации по эффективности их применения для задач обработки биометрических сигналов.

Ключевые слова: телемедицина, передача данных, методы сжатия биологических сигналов, Вейвлет-преобразование.

Введение. Сегодняшняя трактовка понятия телемедицины звучит как направление медицины, основанное на использовании компьютерных и

© М. А. ШИШКИН, К. В. КОЛЕСНИК, 2014

телекоммуникационных технологий для обмена медицинской информацией между специалистами с целью повышения качества диагностики и лечения конкретных пациентов. Современный телемедицинский комплекс представляет собой АРМ на базе вычислительного процессора, предназначенный для сбора, обработки и передачи информации биомедицинского характера в системе мониторинга состояния пациентов. Одним из перспективных направлений в создании современных телемедицинских комплексов для семейной медицины, имеющих невысокую стоимость при достаточной мобильности применения, является использование GSM/GPRS канала для передачи биомедицинской информации. При этом для обеспечения требуемой информативности радиотехнических каналов связи необходимо обеспечить передачу сигналов со скоростью обмена по протоколам IP 306 кбит/сек - 2 мбит/сек. Ориентировочные требования по пропускной способности каналов связи для этого случая представлены в таблице 1.

Таблица 1 – Требования по пропускной способности каналов связи

Требуемая скорость передачи, Кбит/с	Необходимая пропускная способность канала связи, Кбит/с
256	306
384	460
512	612
768	921
1024	1224
2048	2448

Если вопросы первичной обработки, усиления и оцифровки биопотенциалов рассмотрены в литературе достаточно широко [3. 4], то вопросы, связанные с проблемами эффективной фильтрации и компрессии различных биологических сигналов для обеспечения качественной передачи их по телекоммуникационным сетям, в частности, GSM, до сих пор не имеют однозначного решения.

При разработке телемедицинского комплекса на базе GSM-контроллера достаточно актуальной стала задача выбора необходимого алгоритма преобразования сложных сигналов, типа сигнала ЭКГ, с целью наиболее эффективного использования ограниченного по пропускной способности GSM/GPRS канала [1, 2].

Целью данной работы является сравнительная оценка эффективности наиболее часто используемых методов преобразования и сжатия ЭКГ сигналов.

Основные методы сжатия биометрических сигналов. Основные методы сжатия, используемые в телемедицине, по используемым принципам преобразования сигналов, можно разделить на три категории.

1) Прямые методы во временной области. Это ранние методы сжатия медико-биологических сигналов, которые включали такие, как AZTEC [5], CORTES [6] и FAN-алгоритмы. Они основаны на эвристике в процессе отбора проб, но все они страдают от квазиоптимальности. Кроме того, они очень чувствительны к частоте дискретизации, уровню квантования и уровню высокочастотных помех.

2) Методы параметрического извлечения. К ним относятся методы прогнозирования и векторного квантования (VQ) [7]. В этих методах перед выполнением передачи сигналов, анализируются и вычисляются их характерные участки и экстремумы. Затем, реконструкция выполняется с использованием соответствующих интерполяционных схем. Но, как показывает моделирование, критическими зонами для таких методов являются области с низкой амплитудой и могут быть потеряны, хотя довольно часто имеют важное клиническое значение. Например, провалы в Q и S областях и зона PQ.

3) Методы, основанные на различных типах преобразований. Данные методы преобразуют исходный сигнал в частотные компоненты. Исходный сигнал разделяется на блоки данных и затем сохраняется в частотной области в виде вектора.

Таким образом, записи в векторе являются декоррелированными, что помогает сохранить только полезную информацию. Главным преимуществом данных методов является уменьшение количества операций сложения и умножения с помощью свойства симметрии волновых форм. Методы на основе различных типов преобразований обеспечивают более высокие результаты кодирования, по сравнению с методами во временной области и методами параметрического извлечения.

Параметры оценки методов сжатия биометрических сигналов. Производительность различных методов сжатия биологических сигналов осуществлялась на основе следующих параметров: степень сжатия (CR) и процент среднеквадратичного отклонения (PRD).

Степень сжатия определяется как отношение размера сжатых данных к исходным:

$$CR = \frac{S_{compr}}{S_{source}}. \quad (1)$$

Процент среднеквадратичного отклонения является наиболее часто используемым параметром, характеризующим степень искажения сигнала.

$$PRD = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^L [x(n) - x'(n)]^2}{\sum_{n=1}^L x(n)^2}} \times 100, \quad (2)$$

где $x(n)$ –исходный сигнал, $x'(n)$ -восстановленный сигнал, L-длина блока выборок.

Результаты исследований. Для проверки производительности методов сжатия, использовалась стандартная ЭКГ. Частота дискретизации при оцифровке сигнала составляла 500 Гц. Результаты сжатия приведены на рис. 1-5.

В каждом рисунке первый эпюр является исходной ЭКГ, второй – восстановленной после сжатия ЭКГ, третий – ошибка восстановления. Ошибка восстановления измерялась путем вычисления разности между величиной выборки исходной ЭКГ и восстановленного сигнала.

В отличие от классического дискретного преобразования Фурье (FFT), дискретные синусное и косинусное преобразования (DST, DCT, DCT-II) осуществляются путем вычисления свертки сигнала конечной длины с синусной или косинусной функцией. В результате получается ряд коэффициентов, который и подвергается дальнейшей обработке. Однако, эти коэффициенты являются не комплексными, а вещественными числами, что значительно упрощает реализацию данного алгоритма машинным способом.

Вейвлет-преобразование (WT), обладая достоинствами Фурье преобразования, имеет лишь один недостаток – это относительную сложность преобразования и его процессорной реализации.

Результаты сравнительной оценки рассмотренных методов сжатия приведены в таблице 2.

Таблица 2 – Результаты сравнительной оценки

Метод	CR	PRD
DCT	0.904	0.94
FFT	0.896	1.17
DST	0.852	1.26
DCT – II	0.958	1.33
Wavelet	0.853	1.07

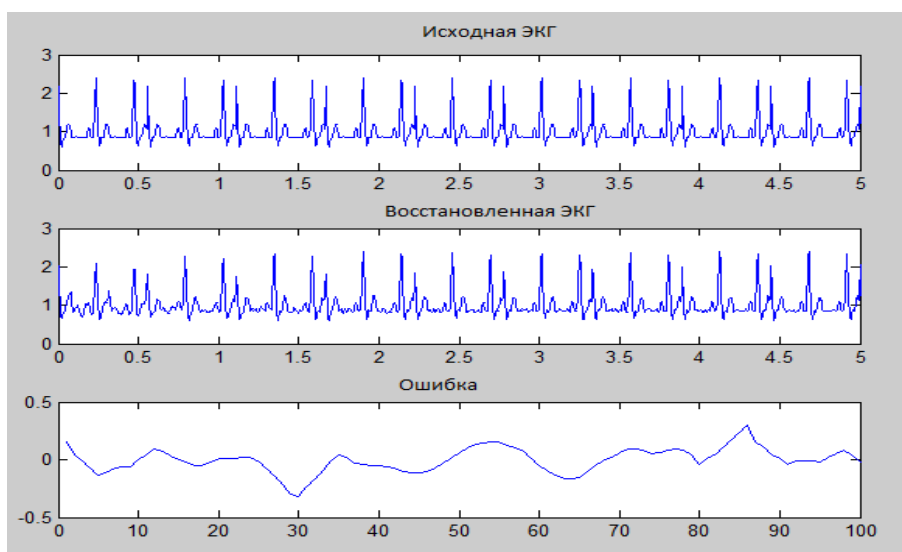


Рис. 1 – Дискретное косинусное преобразование (DCT)

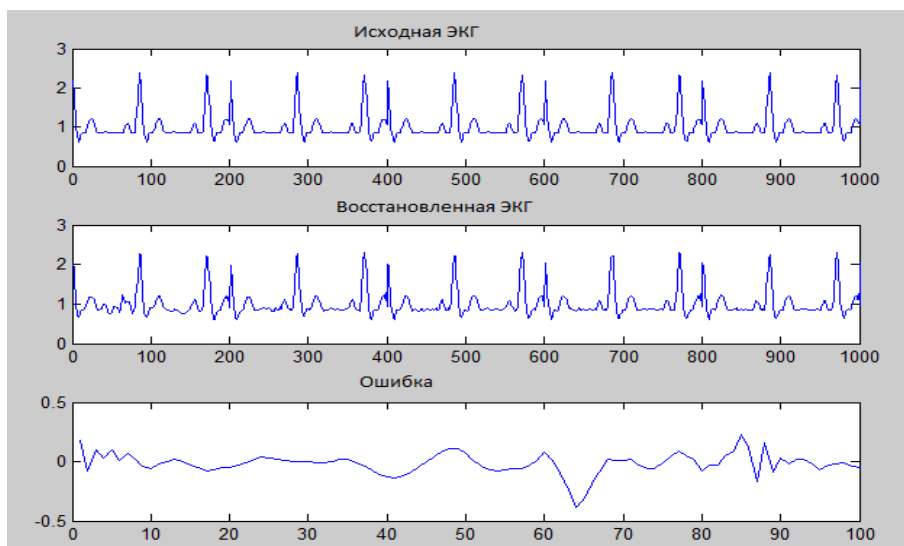


Рис. 2 – Дискретное косинусное преобразование второго типа (DCT-II)

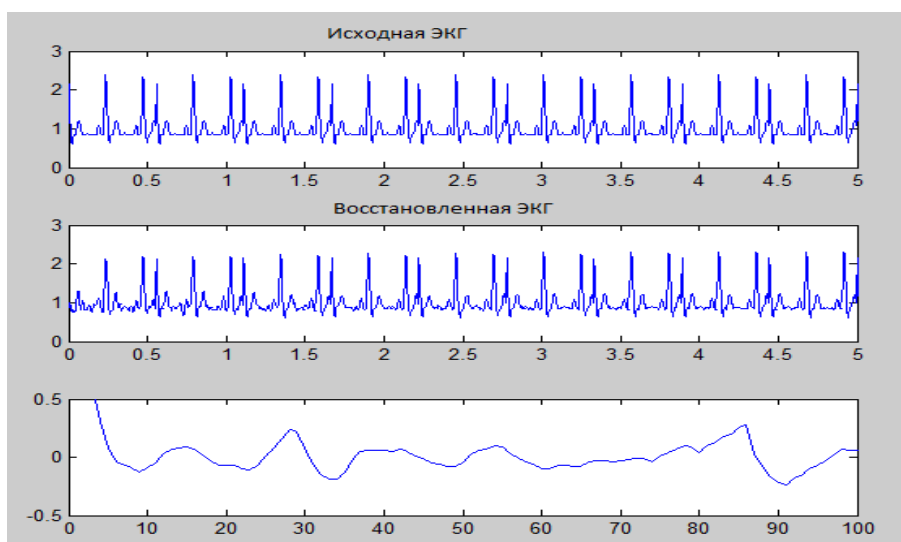


Рис. 3 – Дискретное синусное преобразование (DST)

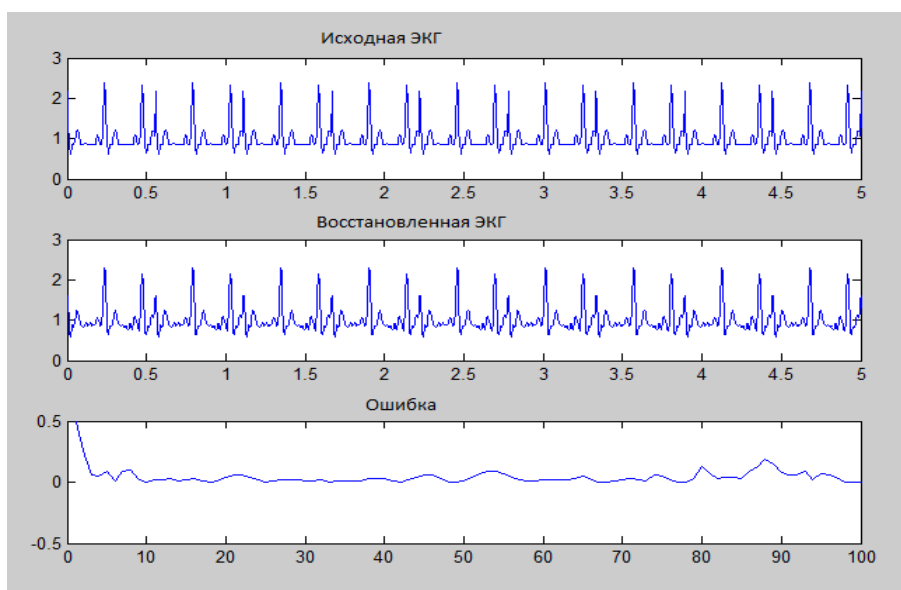


Рис. 4 – Быстрое преобразование Фурье (FFT)

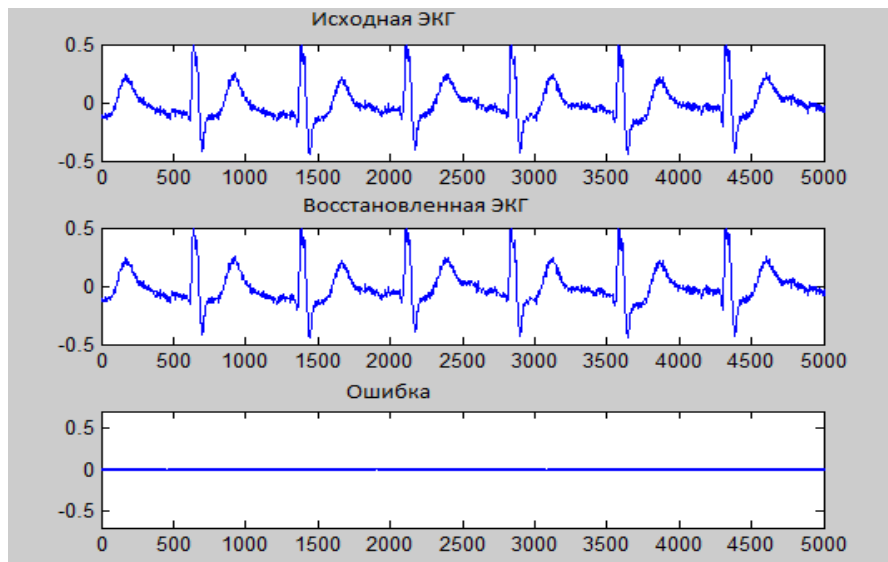


Рис. 5 – Вейвлет преобразование (WT)

Как видно из проведенного анализа, все рассмотренные методы достаточно эффективны при решении задачи сжатия биометрической информации, и могут использоваться при создании современных телемедицинских комплексов для семейной медицины. При этом наибольшая степень сжатия CR достигается для DST и Wavelet методов. Однако по проценту среднеквадратичного отклонения PRD наилучшие результаты показал DST метод.

Выводы. В результате исследований установлено, что методы DST и Wavelet преобразования имеют лучший коэффициент сжатия по сравнению с другими методами, однако только DST среднеквадратичное отклонение оказалось меньшим единицы и является наиболее подходящим для применения в телемедицинских системах.

Список литературы: 1. Колесник К. В. Мобильная радиотехническая система контроля параметров окружающей среды / Колесник К. В., Шишкин М. А., Купенский А. В. // Технология и конструирование в электронной аппаратуре. Одесса: 2013. – №5. – С. 3–7. 2. Колесник К. В. Особенности применения GSM/GPRS – связи в телемедицинском скрининге / Колесник К. В., Шишкин М. А., Купенский А. В., Сокол Е. И. // Труды XV Международной научно-практической конференции «Современные информационные и электронные технологии: СИЭТ-2014» .— т. I .— Украина, Одесса.— 2014.— С. 38-39. 3. Казаков В. Н. Телемедицина / Казаков В. Н., Климовицкий В. Г., Владзимирский А. В. // Донецк: Типография ООО «Норд».– 2002. – 100с. 4. Зряхов М. С. Модификация метода сжатия многоканальной ЭКГ на основе двумерного дискретного косинусного преобразования / Зряхов М. С., Лукин В. В. // Радиоелектронні і комп'ютерні системи, 2004, № 4 (8). Стр. 110-117. 5. J. R. Cox et al., "AZTEC: A Preprocessing Program for Real-Time ECG Rhythm Analysis," IEEE Trans. on Biomed. Eng., 15, pp. 128–129, 1968. 6. Abernstien, J. P. A new data reduction algorithm for real time ECG analysis / Abernstien, J. P. and Thompkins, W. J. // IEEE Trans. On Biomed Engg-29, pp. 43-48, 1982. 7. Baohua Wang. Compression of ECG data by vector quantization / Baohua Wang, Guoxin Yuan. // IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine July-Aug. 1997.

Bibliography (transliterated): 1. K. V. Kolisnyk, M. A. Shishkin, A. V. Kipensky Mobile radiotechnical system for control parameters of environment. Technology and design in electronic equipment. Odessa: 2013. No. 5. 3–7. 2. K. V. Kolisnyk, M. A. Shishkin, A. V. Kipensky, E. I. Sokol. Application of GSM / GPRS connection to telemedicine screening. Proceedings of the XV International Scientific and Practical Conference "Modern information and electronic technologies: Odessa: 2014. SIET. 1. 38-39. 3. Kazakov V. N., Klimovitskiy V. G., Vladzimersky A. V. Telemedicine // Donetsk: Typography Ltd. "Nord". 2002. 100. 4. Zryahov M. S., Lukin V. V. Modification of multichannel ECG compression method based on two-dimensional discrete cosine transform // Radioelektronni i komp'yuterni systems. 2004. No. 4 (8). 110-117. 5. J. R. Cox et al., "AZTEC: A Preprocessing Program for Real-Time ECG Rhythm Analysis. IEEE Trans. on Biomed. Eng. 15. 1968. 128–129. 6. Abernstien, J. P. and Thompkins, W. J. A new data reduction algorithm for real time ECG analysis // IEEE Trans. On Biomed Engg-29. 1982. 43-48. 7. Baohua Wang, Guoxin Yuan. Compression of ECG data by vector quantization. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine July-Aug. 1997.

Надійшла (received) 16.08.2014

УДК 654.9:615.8

К. В. КОЛЕСНИК, канд. техн. наук, НТУ «ХПИ»;
Л. А. ПОСПЕЛОВ, д-р техн. наук, НТУ «ХПИ»;
Т. В. СОКОЛ, канд. мед. наук, ХМАПО, Харьков;

СОСТОЯНИЕ РАЗРАБОТОК В СОВРЕМЕННОЙ ЛЕЧЕБНОЙ ГИПЕРТЕРМИИ

Рассмотрены особенности современной лечебной гипертермии, физических механизмов воздействия ВЧ-полей на биологические объекты, а также существующие технические проблемы локальной гипертермии и предложения по их решению. Рассмотренные предложения по совершенствованию ряда систем комплексов лечебной локальной гипертермии позволяют модернизировать существующую аппаратуру, что значительно повысит ее эффективность. Данные предложения должны пройти экспериментальную отработку, и после комплекса необходимых испытаний, могут быть предложены для практической реализации.

Ключевые слова: лечебная гипертермия, онкология, электромагнитное поле, медицинские аппараты, высокочастотная терапия.

Введение. Вот уже более 50-ти лет во всем мире активно ведутся исследования и проводятся эксперименты по тепловому воздействию на биологические объекты с целью определения возможности получения терапевтического эффекта [1, 2]. О влиянии теплового воздействия на состояние биологических организмов было известно очень давно. Наши предки широко использовали общий нагрев тела (бани, сауны, солнечную инсоляцию) и локальный нагрев (грелки, согревающие растирки и др.), добиваясь тех или иных терапевтических результатов. С развитием науки и техники возможности

© К. В. КОЛЕСНИК, Л. А. ПОСПЕЛОВ, Т. В. СОКОЛ, 2014

в этом плане значительно расширились. Искусственные источники прямого ИК-излучения, а также другие методы получения тепла (как физические, так и химические), позволили реализовать термическое воздействие как на весь биологический объект – общая гипертермия, так и на отдельные его участки (региональная и локальная гипертермия).

Кроме того возможно использование способности организма биологического объекта на собственную гипертермическую реакцию при воздействии на него определенных раздражителей. При этом стали определять различные способы гипертермического воздействия: неинвазивный (источник тепла снаружи пациента) и инвазивный (источник внедряется непосредственно в полость органа). И тех, и в других случаях, могут применяться тепловые (инфракрасные) поля или высокочастотные электромагнитные поля, воздействие которых на биологические объекты сопровождается термическими эффектами [3, 4].

При этом общая гипертермия предполагает нагрев всего тела с помощью электромагнитного излучения. При региональной гипертермии нагревается часть тела ВЧ электромагнитным полем, или при помощи методов экстракорпорального кровообращения с подогревом крови. Для достижения локальной гипертермии используют контактный нагрев, СВЧ электромагнитные и ультразвуковые поля.

Для физиотерапевтического нагрева тканей используются следующие виды излучения.

1. Ультразвуковые поля с частотами 1–3 МГц (УВЧ поля и волны). Применение ультразвука имеет те преимущества, что можно сфокусировать пучок, но на практике из-за различия акустических импедансов биотканей и опухолей (особенно вблизи костей) достигается точность фокусировки объектов до нескольких сантиметров в диаметре.

2. Электромагнитные поля дециметрового диапазона (ВЧ поля и радиоволны) с частотами от 3 до 300 МГц. Радиочастотные поля позволяют достичь глубокого прогрева тканей, но из-за слабого поглощения, для достижения теплового эффекта приходится использовать высокие интенсивности излучения, что чревато чрезмерным нагревом в первую очередь жировых тканей, а также областей вблизи границ излучателей поля. Кроме того, радиочастотные поля практически не позволяют осуществлять дифференциальный нагрев опухолевых и нормальных тканей.

3. Электромагнитные поля сантиметрового диапазона (СВЧ поля и микроволны) с частотами 300-3000 МГц. В отличие от дециметровых волн, существенное уменьшение длины волны приводит к формированию тока молекул свободной неструктурированной воды, боковых цепей фосфолипидов и аминокислот, что связано с избирательным поглощением электромагнитной энергии. Поля микроволнового диапазона используют для нагрева поверхностных и неглубоко лежащих биотканей (характерная глубина проникновения не превышает 3-5 см).

4. Электромагнитные поля миллиметрового диапазона (КВЧ поля и радиоволны) с частотами свыше 3 ГГц. Из-за малой длины КВЧ - волны хорошо поглощаются молекулами воды, гидратированными белками и коллагеновыми волокнами. Благодаря этому они обладают низкой проникающей способностью (характерная глубина проникновения не превышает 0,2–0,6 мм). Под действием миллиметровой волны на зоны локальной

болезненности, рефлексогенные зоны и биологически активные точки происходит изменение деятельности вегетативной нервной и эндокринной систем.

Физические механизмы действия ВЧ полей. В отличие от реакции организма на электромагнитные поля низкой частоты, при высокочастотном воздействии основные эффекты обуславливаются тепловой энергией, которая выделяется в подвергнутых облучению биотканях, а также в местах контакта «электрод–ткань». При этом, для традиционных методов ВЧ терапии, физиологические механизмы теплоотдачи не компенсируют теплопродукцию организма, происходящую под действием электромагнитного поля высокой частоты [5]. В диапазоне частот до 300 МГц, тепловыделение в тканях определяется как током проводимости, так и током смещения, причем, на частоте порядка 1 МГц, ведущая роль принадлежит току проводимости, а на частоте более 20 МГц - току смещения (для мышечной ткани).

Оба эти типа токов вызывают нагрев биотканей. При частотах более 100 кГц, создаваемые в биотканях токи не способны приводить к формированию потенциала действия даже в самых чувствительных нервно-мышечных волокнах. Это обусловлено тем, что ионные каналы биологических мембран не успевают за столь короткое время открываться. Длина волны на частотах вплоть до 300 МГц превышает размеры тела и, следовательно, такие поля могут оказывать как *локальное*, так и *общее* воздействие на системы организма. На более высоких частотах длина волны сопоставима с размерами тела, либо меньше такового и такие поля оказывают преимущественно локальные воздействия. Кроме того, с ростом частоты уменьшается характерная глубина проникновения ЭМ волны в биосреду.

Известно, что глубина проникновения (толщина скин-слоя) определяется выражением $\delta = c / \sqrt{2\pi\omega\mu\gamma}$, где: γ - проводимость, ω - круговая частота; c - скорость света, μ - магнитная проницаемость среды.

До недавнего времени считалось, что действие ВЧ полей ограничивается тепловым нагревом тканей. Однако в последние годы было показано, что нетепловые по интенсивности ВЧ поля, и особенно КВЧ поля, способны избирательно воздействовать на элементы иммунной системы организма. Физические механизмы этих эффектов интенсивно изучаются, но уже сегодня понятно, что важным аспектом этих эффектов являются изменения гидрофобных взаимодействий белковых молекул, которая возникает при действии ВЧ и КВЧ полей [5, 6].

Методы ВЧ – терапии. Сегодня различают следующие методы высокочастотной терапии: диатермия, индуктотермия, УВЧ терапия и микроволновая терапия (табл. 1) [5].

1. При диатермии применяются электромагнитные поля частотой 0,5-2,0 МГц, а так как длина волны этих колебаний много больше межэлектродного расстояния, так и размеров тела, то объект облучения находится в зоне несформированной электромагнитной волны. Биологический тепловой эффект определяется электрической составляющей электромагнитного поля, токами проводимости, электроды имеют как правило пластинчатую форму и находятся в прямом контакте с телом пациента.


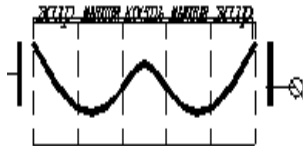



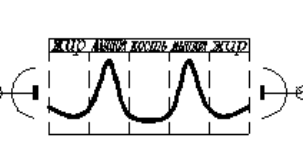
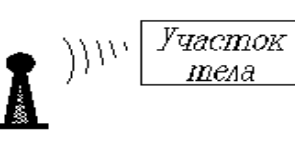
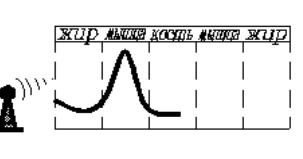
2. При индуктотермии пациент также находится в зоне несформированной волны. Индуктор представляет собой соленоид различных форм. Тепловой эффект в тканях определяется магнитной составляющей поля, так как тепло выделяется за счет вихревых токов.

3. При УВЧ терапии пациент находится в зоне несформированной волны, электроды имеют форму пластин. Метод широко используется для прогрева глубоко расположенных мягких тканей и различного рода пазух.

4. При микроволновой терапии тепловой эффект создается преимущественно

токами смещения, который возникает под действием СВЧ излучения. Пациент находится в зоне сформировавшейся электромагнитной волны, поэтому для оценки тепловыделения необходимо рассчитывать поток вектора Пойнтинга через поверхность, а также как и в случае слоистого объекта учитывать отражения волны от границ разделов тканей.

Таблица 1 – Характеристики методов ВЧ терапии

Метод	Частота f , МГц	λ , [м] Длина волны	Взаиморасположение электродов (излучателей) и фрагментов тела пациента	Формула для оценки теплового эффекта [5].	Распределение теплоты в тканях
Диатермия	0,5-2	150-600		$\Delta Q \sim \rho j_{\text{прое}}^2$	
Индуктометрия	10-15	15-30		$\Delta Q \sim \gamma^2 B^2$	
УВЧ терапия	40-50	6-7,5		$\Delta Q \sim \epsilon v^2 E^2 \text{tg} \delta$	
Микроволновая терапия	10^2-10^5	$1-10^{-3}$		$\Delta Q \sim \frac{\epsilon v}{2} \bar{\Pi} $ $\bar{\Pi} = [\bar{E} \times \bar{H}]$	

Поскольку в частотный диапазон СВЧ излучений попадает частота релаксации воды, то именно водные среды организма поглощают энергию в большей мере. СВЧ излучения слабо поглощаются кожей, жиром и костью, а в мышечных тканях и внутренних органов интенсивно поглощаются, поэтому мышцы и внутренности претерпевают наибольший нагрев при микроволновой терапии. Под действием СВЧ излучений может активироваться и угнетаться иммунная система.

Экспериментально установлено, что при длинах волн порядка несколько миллиметров происходит стимуляция активности лейкоцитов и их выход из костного мозга. Механизмы подобных реакций активно изучаются. Кроме того, известны длины волн, на которых происходит угнетение лейкоцитарной активности [6].

Существующие проблемы лечебной ВЧ гипертермии и предложения по их решению. В современной лечебной ВЧ гипертермии можно выделить несколько проблемных моментов, решение которых на основе внедрения новейших результатов по исследованию взаимодействия ВЧ -электромагнитных, ультразвуковых и тепловых полей с телом пациента позволит повысить эффективность гипертермической процедуры [7, 8].

Так в публикациях [7-9] отмечалась проблема, связанная с перегревом подкожного жира при использовании емкостных электродов, а для предупреждения этого ожога требуется интенсивное охлаждение поверхности кожи в месте введения излучения. Кроме того, на этот избыточный нагрев затрачивается непроизводительно высокочастотная энергия, что требует использования генераторов повышенной мощности. Все эти проблемы успешно разрешаются при использовании аппликаторов излучательного типа, например, в виде полосковой антенны [10].

Еще одной проблемой ВЧ гипертермии является сложность, громоздкость и связанная с этим пониженная надёжность системы циркуляции хладагента, обеспечивающая исключение перегрева подкожного жира. Замена её компактной, надёжной и конструктивно более простой криогенной системой особенно целесообразна с учётом замены ёмкостных электродов на излучательные [9, 11].

Требуется решение другая важная проблема ВЧ гипертермии - измерение температуры облучаемого участка инвазивным методом, который широко используется в настоящее время. Замена её неинвазивной термографией была бы весьма актуальной из нескольких соображений. Во-первых, исключило бы ненужный и вредный для лечения существенный травматизм пациента, повысив при этом эффективность всего процесса лечения. Во-вторых, замена точечной термометрии (как правило, в восьми точках нагреваемого участка тела пациента) на непрерывную по объёму термографию позволило бы качественно улучшить процесс нагрева и повысить надёжность и безопасность лечебной процедуры [7, 9].

Передача энергии ВЧ электромагнитного поля в нагрузку требует соблюдения некоторых условий, одним из важнейших является качество согласования выходного каскада усилителя мощности с нагрузкой, которым является тело пациента. Применение стандартных электромеханически управляемых L, C систем для этих целей недостаточно. Необходимо учитывать комплексный характер нагрузки, которой является тело пациента, а также значительная длительность гипертермической процедуры, и как следствие механическое изменение тела пациента относительно приложенных электродов, посредством системы ориентации электродов, что ведет к рассогласованию системы передачи электромагнитного поля в нагрузку. Поэтому необходима система быстрого реагирования на эти изменения. Предложенная в [12] ферроракторная согласующая система ВЧ-диапазона, основанная на изменении коэрцитивной силы ферромагнита током подмагничивания является наиболее перспективной моделью решения этой проблемы.

Заключение. Рассмотренные предложения по совершенствованию ряда систем комплексов лечебной локальной гипертермии позволят модернизировать существующую аппаратуру, что значительно повысит ее эффективность. Данные предложения должны пройти экспериментальную отработку, и после комплекса необходимых испытаний, могут быть предложены для практической реализации.

Список литературы: 1. Сакало С. М. Надвисокі частоти в медицині (терапія і діагностика) / Сакало С. М., Семенець В. В. Азархов О. Ю. / : Навч. посібник. Харків: ХНУРЕ; Колегіум.— 2005.— 264 с. 2. Сокол Е.И. Состояние разработок и исследований в области высокочастотной гипертермии / Сокол Е. И. Поспелов Л. А., Когут А. Е. // Сб. научных трудов 4-го МРФ «Прикладная радиоэлектроника. Состояние и перспективы развития»: МРФ-2011.— Украина, Харьков.— 2011. — т. III.— С. 110-114. 3. Болдина Н. В. Физические поля в биологических объектах / Болдина Н. В. Хавина И. П. / Уч. пособие. Харьков: НТУ «ХПИ.— С. 2001.— 203 с. 4. Самойлов Л. Ю. Медицинская биофизика // Л.: Изд-во Военно-медицинской академии им. С.М.Кирова.— 1988.— 297 с. 5. «Основы взаимодействия физических полей с биологическими объектами» // http://electrobezopasnost1.narod.ru/electrotravmi/vozddeystvie_elektricheskogo_toka_na_cheloveka/zaklyuchenie.html. 6. Галстян С. Г. Медицинские аспекты воздействия электромагнитного излучения на биологические системы и объекты: от математического моделирования к эксперименту / Галстян С. Г., Перова И. Г., Чурюмов Г. И. // Прикладная радиоэлектроника.— Харків: ХНУРЕ.— 2014, № 1(13). — С. 71-82. 7. Поспелов Л. А. Состояние разработок комплекса «ЭКСТРАТЕРМ-XXI» // Технічна електродинаміка. Тематичний випуск «Силова електроніка та енергоефективність».— Київ: ІЕД НАНУ.— 2010, Ч. 1. — С. 270-275. 8. Поспелов Л. А. Проблемы нагрева диссипативных сред высокочастотным полем / Поспелов Л. А. Дранищев Ф. Ю. // Труды X Международной научно-практической конференции «Современные информационные и электронные технологии: СИЭТ-2009».— Украина, Одесса.— 2009.— т. II.— С. 62. 9. Поспелов Л. А. Проблемы высокочастотной гипертермии. // Технічна електродинаміка. Тематичний випуск «Силова електроніка та енергоефективність».— Киев: ІЕД НАНУ.— 2010, Ч. 2.— С. 285-288. 10. Дранищев Ф.Ю. Разработка принципов конструирования излучательных электродов-аппликаторов на основе диэлектриков с высокой диэлектрической проницаемостью / Дранищев Ф. Ю., Поспелов Л. А. // Труды X Международной научно-практической конференции «Современные информационные и электронные технологии: СИЭТ-2009».— Украина, Одесса.— 2009.— т. II.— С. 36. 11. Сокол Е. И. Повышение эффективности гипертермического медицинского комплекса с помощью криогенной системы термостабилизации / Сокол Е. И., Поспелов Л. А., Колесник К. В., Федоренко Ю. П. // Труды XV Международной научно-практической конференции «Современные информационные и электронные технологии: СИЭТ-2014».— т. I.— Украина, Одесса.— 2014.— С. 38-39. 12. Санжара А. Н. / Ферроваракторная согласующая система для ВЧ-диапазона / Санжара А. Н., Поспелов Л. А., Федоренко Ю. П. // Сб. научных трудов 9-ой Международная конференция «Теория и техника передачи, приёма и обработки информации» («Новые информационные технологии»).— Харьков: изд. ХНУРЭ.— 2003.— С. 175-176.

Bibliography (transliterated): 1. Sakalo S. N., Semenethz V. V., Azarhov O. Y. (2005) Microwave frequencies in medicine (Diagnosis and treatment): Kharkiv: KhNURE. 264. 2. Sokol E. I., Pospelov L. A., Kogut A. E. (2011) State of development and research in the field of high-frequency hyperthermia. Collection scientific papers 4-th MRF "Applied electronics. Status and Prospects for Development ": MRF - Ukraine, Kharkiv, 3, 110-114. 3. Boldina N. V., Havina I. P. (2001) Physical fields in biological objects. 203 p. 4. Samoylov L. Y. Medical Biophysics (1988) 297 p. 5. «Fundamentals of physical fields interaction with biological objects» // http://electrobezopasnost1.narod.ru/electrotravmi/vozddeystvie_elektricheskogo_toka_na_cheloveka/zaklyuchenie.html. 6. Galstyan C. G., Perova I. G., Chyrymov G. I. Medical aspects of the impact of electromagnetic radiation on biological systems and objects from mathematical modeling to eksperimentu // Applied Radio Electronics. Kharkiv: KhNURE. 2014. No. 1(13). 71-82. 7. Pospelov L. A (2010) Development status of «EKSTRATERM-XXI» // Tehnichna elektrodinamika. Kiev: IED NASU, 1, 270-275. 8. Pospelov L. A., Dranischev F. U. (2009) Problems heat dissipative media RF field // Proceedings of the X International scientific-practical conference "Modern information and electronic technologies: SIET." Ukraine, Odessa. 2009." 2. 62. 9. Pospelov L. A (2010) Problems of high-frequency hyperthermia // Tehnichna elektrodinamika. Kiev: IED NASU, 2, 285-288.

10. Dranischev F. U., Pospelov L. A. (2009) Development of design principles radiative electrode applicator based dielectrics with high permittivity //Proceedings of the X International scientific-practical conference "Modern information and electronic technologies: SIET." Ukraine, Odessa. 2009." II. 36. 11. Sokol E. I., Pospelov L. A., Kolesnik K. V., Fedorenko Y. P. (2014) Improving the efficiency of hyperthermia using medical complex cryogenic system thermostabilization//Proceedings of the XV International Scientific and Practical Conference "Modern information and electronic technologies: SIET, 1, 38-39 . 12. Sanshzara A. N., Pospelov L. A ., Fedorenko Y. P. (2003) Ferrovaraktornaya matching system for the high frequency range. Proceedings of the IX International conference "Theory and Techniques of sending, receiving and processing information" («New Information Technologies»): Kharkiv: KhNURE. 175-176.

Надійшла (received) 16.05.2014

УДК 615.83

А. В. КИПЕНСКИЙ, д-р. техн. наук, проф., НТУ «ХПИ»;
Т. А. ГЛУХЕНЬКАЯ, соискатель, НТУ «ХПИ»;

РАЗРАБОТКА МЕТОДА КОРРЕКТНОЙ ДОЗИРОВКИ ОЗОНА В ПРОЦЕДУРАХ ВНУТРИВЕННОЙ ИНФУЗИИ ОЗОНИРОВАННОГО ФИЗИОЛОГИЧЕСКОГО РАСТВОРА

Одним из немедикаментозных методов лечения является озонотерапия, которая достаточно часто проводится в виде внутривенных инфузий озонированного физиологического раствора. В работе показано: концентрация озона в таком растворе существенно зависит от ряда факторов, что, в свою очередь, влияет на дозу озона, получаемую пациентом во время процедуры инфузии. Получены расчетные выражения и предложен метод корректной дозировки озона при проведении внутривенных инфузий. Использование предложенного метода в медицинской практике позволит достаточно точно обеспечивать дозу озона, получаемую пациентом в процессе проведения процедуры.

Ключевые слова: озонотерапия, внутривенная инфузия, физиологический раствор, доза озона, метод дозировки.

Введение. На украинском рынке достаточно часто (15-25 %) вместо качественных фармакологических препаратов встречаются фальсификаты («пустышки», без соответствующего лекарственного действия) [1], либо генерики (до 70 %), т.е. аналоги известных препаратов далеко не всегда соответствующие им по биоэквивалентности [2]. В связи с этим в медицине все большее внимание уделяется немедикаментозным методам терапии, разработке и внедрению высокоэффективных медицинских технологий, позволяющих целенаправленно воздействовать на ключевые звенья многих патологических процессов. За последние 30-35 лет в результате углубленных экспериментальных и клинических исследований, а также проводимых на базе современной сертифицированной аппаратуры процедур, медицина получила достаточно доступную и многообразную технологию использования озона в лечебных и профилактических целях – озонотерапию [3, 4]. Для проведения

© А. В. КИПЕНСКИЙ, Т. А. ГЛУХЕНЬКАЯ, 2014

процедур озонотерапии в медицинских учреждениях Украины используется несколько моделей озонаторов и озонотерапевтических комплексов отечественных и зарубежных производителей [5-8].

Современные тенденции развития озонаторостроения устремлены, с одной стороны, на совершенствование средств измерения концентрации озона в озонкислородной смеси (ОКС) и в его водных растворах [9, 10], с другой стороны, на автоматизацию всех этапов процесса синтеза ОКС с заданными параметрами [11, 12], а, с третьей – на автоматизацию основных озонотерапевтических процедур.

Техническое обеспечение тех процедур озонотерапии, в которых используется только ОКС (инсуффляция, газация, большая и малая аутогемотерапия) [13] можно считать удовлетворительным. В тоже время, процедуры с использованием водных растворов озона (озонированная дистиллированная вода (ОДВ) и озонированный физиологический раствор (ОФР)) выглядят гораздо менее обеспеченными и в методическом, и аппаратном отношении. Такое положение не может считаться допустимым, особенно с учетом того, что физиологическое действие озона напрямую зависит от дозы. При передозировке возникает вероятность появления токсических эффектов, а при недостаточной дозировке озона возможно снижение терапевтического эффекта [14, 15].

Целью настоящей работы является анализ недостатков методов озонотерапии, проводимых с использованием ОДВ и ОФР, и поиск методов и технических решений для их устранения.

Терапия с использованием водных озонированных растворов. В настоящее время существует два основных метода приготовления и использования ОФР [16]. В первом методе, называемом методом «трех игл», насыщение озонем физиологического раствора (ФР) проводится путем его барботирования ОКС до равновесной концентрации (15 мин), а также во время проведения процедуры внутривенной инфузии ОФР (около 30 мин). Очевидным недостатком этого метода является то, что генератор озона в течение 45 мин используется только для обслуживания одного пациента.

Для устранения этого недостатка, в ряде медицинских учреждений используется метод ускоренного приготовления ОФР, получивший название метода «двух игл». Этот метод, предполагает форсированное озонирование ФР до необходимой концентрации озона в нем (около 5 мин) и последующее применение приготовленного раствора для внутривенной инфузии (без использования генератора озона). Метод «двух игл» позволяет осуществить до 12 процедур внутривенной инфузии ОФР за час. Однако этот метод страдает существенным недостатком, связанным с неопределенностью дозы озона, получаемой пациентом.

Это обстоятельство обусловлено тем, что в водной среде молекулы озона вступают с реакцией с ионами водорода и гидроксила с образованием радикалов ОН и HO_2 , которые служат катализаторами разложения озона до молекулярного кислорода. Реакция разложения озона описывается уравнением

$$C_{\text{ОФР}}(t) = C_{\text{ОФР}0} \cdot \exp(-kt), \quad (1)$$

где $C_{\text{ОФР}}(t)$ – концентрация озона в ОФР в момент времени t ;
 $C_{\text{ОФР}0}$ – исходная концентрация озона в ОФР;
 k – коэффициент, характеризующий скорость разложения озона.

Экспериментальные исследования процесса разложения озона. При проведении экспериментальных исследований процесса разложения озона в ОФР измерение концентрации озона в ОКС и ОФР проводилось с использованием проточного фотометрического анализатора ДФГ (диапазон измерения 0,1-30 мг/л, относительная погрешность измерения, не более 5 %). Для получения ОКС использовался генератор озона Бозон-Н. Насыщение ФР озоном проводилось при постоянном расходе ОКС равном 0,3 л/мин. Определение температурных зависимостей кинетики насыщения и распада озона в ОФР проводили в воздушном термостате ТС-180.

Для исследований использовались образцы ФР (0,9 % раствор NaCl) объемом 200 мл и 400 мл, серийно выпускаемые украинской промышленностью:

- образец ФР1 – ООО «Юрия-Фарм», г. Киев (серия № 7801013);
- образец ФР2 – ООО «Нико», г. Донецк (серия № 240114);
- образец ФР3 – ООО «Инфузия», г. Киев (серия № 410214);
- образец ФР4 – ООО «Новофарм-Биосинтез», г. Новгород-Волынский

(серия № 160214).

Кроме того, были проведены исследования разложения озона в бидистиллированной воде (БДВ), полученной в стеклянном бидистилляторе БС (рН = 7,0 ± 0,1), а также для оценки влияния микропримесей на динамику распада озона в ФР был приготовлен образец «идеального физиологического раствора» (далее ФР0). ФР0 получали путем растворения 9 г соли NaCl особо чистой квалификации в 1 л БДВ (электропроводность < 1 мС/см).

В результате проведенных исследований было установлено, что разложение озона в БДВ характеризуется кинетикой реакций первого порядка (см. рис. 1, где изменение концентрации озона в относительных единицах $C^* = C_{\text{ОФР}}(t) / C_{\text{ОФР}0}$ показано кривой 1 для БДВ вдоль логарифмической оси ординат) с константой скорости 0,0082 сек⁻¹ (период полураспада равен 85 мин). Наличие NaCl в БДВ существенно ускоряет процесс разложения озона (см. рис. 1, кривая 2 для ФР0), однако также подчиняется кинетике первого порядка (константа скорости равна 0,026 сек⁻¹, период полураспада равен 27 мин). Принято считать, что ускорение разложения озона в этих условиях обусловлено образованием радикалов хлора, катализирующих реакцию $2\text{O}_3 \rightarrow 3\text{O}_2$ [17]. Разложение озона в исследуемых образцах ФР также характеризуется кинетикой первого порядка (см. рис. 1, кривая 3 для ФР1). При этом время полураспада исследованных образцов ФР составило от 19 мин (для ФР4) до 23 мин (для ФР1). Отличия в характеристиках разложения озона в различных физиологических растворах (ФР0-ФР4) обусловлено, скорее всего, наличием микропримесей.

Кроме того, были проведены исследования процесса разложения озона в ОФР при имитации процедуры внутривенной инфузии. При этом флаконы с ОФР устанавливались в положение «пробкой вниз», скорость инфузии составляла 80 кап/мин, а уменьшение объема ОФР во флаконе восполнялось самопроизвольным барботированием воздуха ($T = 25 \text{ }^{\circ}\text{C}$) через «иглу-воздушку». Изменение концентрации озона в ОФР для образцов ФР1 и ФР4 при имитации внутривенной инфузии показано на рис. 1, соответственно кривыми 4 и 5. Анализ зависимостей 4 и 5 показывает, что процесс разложения озона в ОФР в этих случаях отличен от реакций первого порядка, которые характерны для кривых 1-3 (рис. 1).

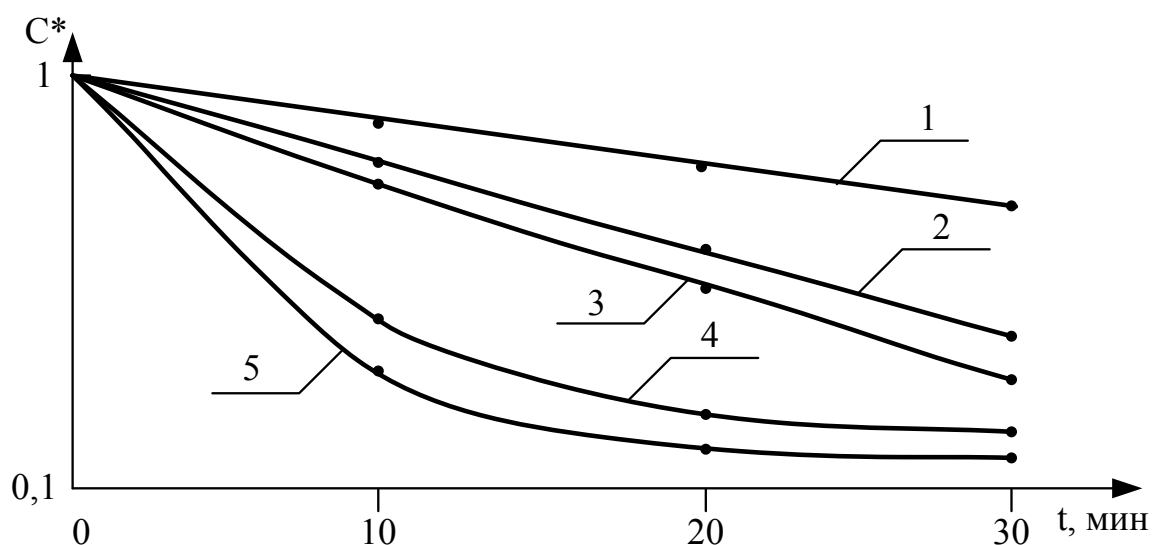


Рис. 1 – Зависимость относительной концентрации озона в БДВ и ОФР от времени

Причиной столь резкого снижения концентрации озона в ОФР в процессе инфузии является то, что восполнение объема содержимого во флаконе происходит за счет атмосферного воздуха, который собирается над поверхностью раствора. Отсюда следует, что барботирование ОФР воздухом через «иглу-воздушку» приводит к деозонированию ФР, что в свою очередь, снижает дозу озона, а также и терапевтический эффект.

Метод корректной дозировки озона. Для обеспечения корректной в метрологическом отношении дозировки озона при проведении процедуры внутривенной инфузии ОФР был предложен метод, сочетающий преимущества методов «двух игл» и «трех игл».

Схема экспериментальной установки для озонирования ФР новым методом и имитации процесса внутривенной инфузии показана на рис. 2, а. Озон через патрубок 1 поступает в емкость 2, и далее через трубку 3 и иглу 4 – во флакон 5, заполненный ФР на 80%. После барботирования ФР, озон удаляется через длинную иглу 7 в деструктор озона 8. Измерение концентрации озона в ОФР проводится проточным измерителем 10, куда раствор попадает через иглу 9.

В начале процедуры выход деструктора 8 герметизировался, а зажимом на трубке 9 устанавливалась скорость инфузии 80 кап/мин (6-7 мл/мин). По мере вытекания ОФР через иглу 4 во флакон из емкости 2 поступает ранее запасенная ОКС, которая восполняет снижение концентрации озона в ОФР. Проведенные исследования показали, что изменение концентрации озона в ОФР (исходная концентрация 2 ± 0.2 мг/л), во время имитации внутривенной инфузии зависит от концентрации озона в емкости 2 (рис. 2, б). Кривой 1 соответствует концентрация озона в ОКС равная 20 мг/л, кривой 2 соответствует концентрация 15 мг/л и кривой 3 – концентрация 10 мг/л (во всех случаях температура ОКС была равна $T = 20$ °С).

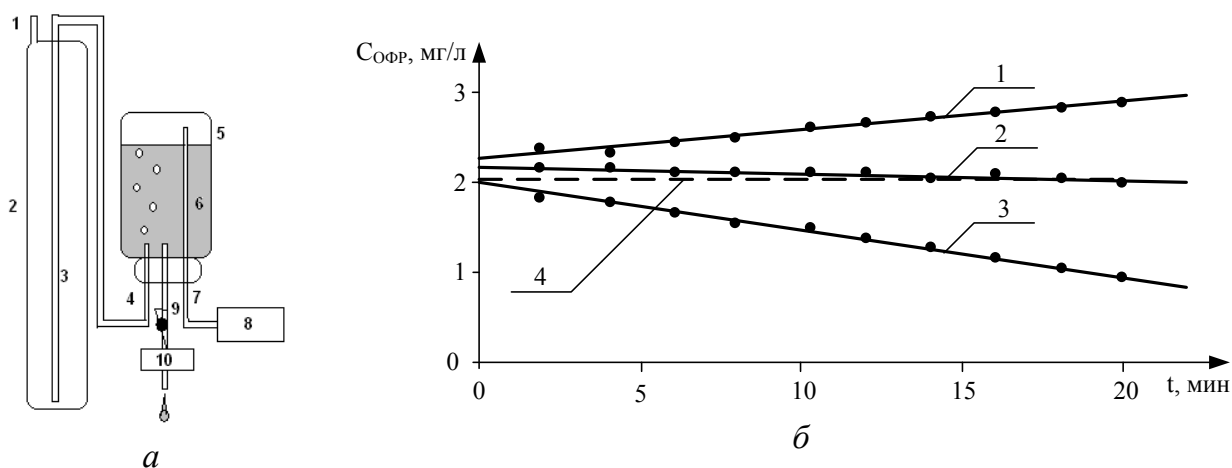


Рис. 2 – Озонирование ФР: а – схема экспериментальной установки; б – изменение концентрации озона в ОФР при восполнении объема содержимого флакона из емкости с ОКС

Отклонение дозы озона, полученной пациентом в процессе инфузии, от заданного значения будет пропорционально разности площадей под любой из кривых 1-3 и прямой 4, которой соответствует неизменное значение концентрации озона в ОФР. За 21 мин (продолжительность эксперимента) это отклонение может быть определено как

$$\sigma = \sum_{t=1}^{21} \frac{C_{\text{ОФР}}(t) - C_{\text{ОФР}0}}{C_{\text{ОФР}0}} \quad (2)$$

При этом необходимое значение концентрации озона в ОКС, обеспечивающее неизменным исходное значение концентрации озона в ОФР, может быть определено из графика зависимости отклонения дозы озона σ от концентрации озона $C_{\text{ОКС}}$ в ОКС в емкости 2 (см. рис. 3).

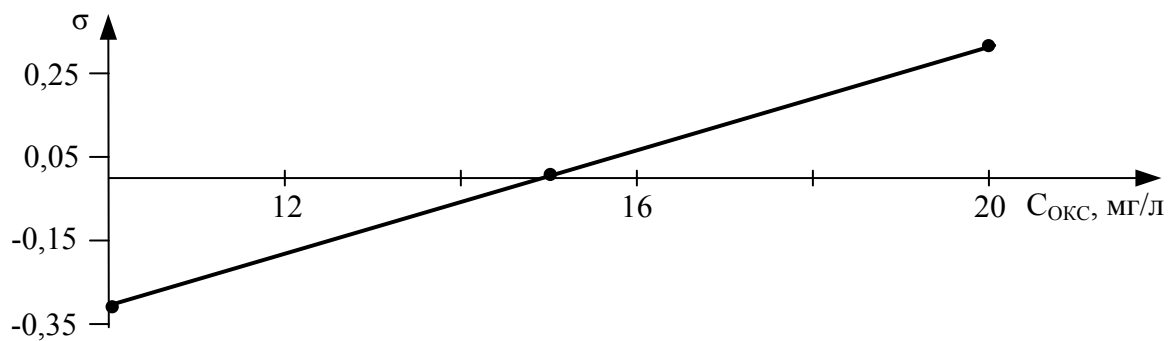


Рис. 3 – Зависимость отклонения дозы озона от концентрации озона в ОКС в емкости 2

Примечательно, что полученная зависимость имеет линейный характер, это позволяет легко определить необходимое значение концентрации озона в ОКС в емкости 2.

Значение $C_{\text{ОКС}}$, необходимое для поддержания на заданном уровне $C_{\text{ОФР}}$, сильно зависит от температуры окружающей среды, которая в свою очередь определяет температуру ФР. Регрессионный анализ показывает, что такая зависимость хорошо описывается уравнением типа

$$C_{\text{ОКС}} = a + b \cdot t^{\circ}, \quad (3)$$

где a и b – коэффициенты регрессии, которые определяются экспериментально для каждого значения концентрации озона в ФР;

t° – температура окружающей среды.

В качестве примера на рис. 4 показана температурная зависимость $C_{\text{ОКС}}$, необходимой для поддержания концентрации озона $C_{\text{ОФР}} = 2$ мг/л в растворе ФР1. Коэффициенты линейной регрессии согласно выражению (3) для данного случая равны $a = -49,91$, $b = 3,05$.

С целью определения температурной зависимости необходимого значения $C_{\text{ОКС}}$ для различных значений $C_{\text{ОФР}}$ был проведен ряд экспериментальных исследований. При этом анализировались три, наиболее часто применяемые в озонотерапии концентрации озона в ОФР – 2, 3 и 4 мг/л. В ходе экспериментальных исследований было установлено, что зависимости коэффициентов a и b для выражения (3) от требуемой концентрации озона в ОФР также носят линейный характер

$$a = d + e \cdot C_{\text{ОФР}0}, \quad (4)$$

$$b = j + f \cdot C_{\text{ОФР}0}, \quad (5)$$

где $d = -64,905$; $e = 7,845$; $j = 2,85$; $f = 0,05$.

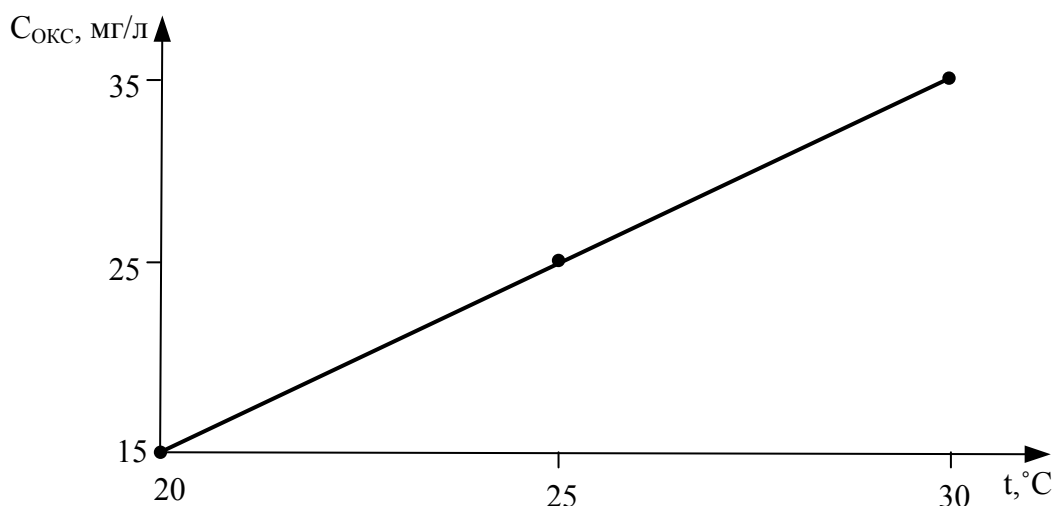


Рис. 4 – Зависимость концентрации озона в ОКС, необходимой для поддержания заданного значения концентрации озона в ОФР, от температуры окружающей среды

Это позволяет достаточно легко рассчитать требуемое значение $C_{\text{ОКС}}$ при различных значениях температуры окружающей среды для поддержания заданного значения концентрации озона в ОФР

$$C_{\text{ОКС}} = d + e \cdot C_{\text{ОФР}0} + (j + f \cdot C_{\text{ОФР}0})t^0. \quad (6)$$

На рис. 2, б, и рис. 3-5 приведены графические зависимости, полученные для образца ФР1. Аналогичные исследования других образцов показали, что значения коэффициентов в выражении (6) существенно зависят от качества исходного ФР, которое, вероятно, определяется наличием микропримесей органического и неорганического происхождения [17]. Поскольку в практике врача-озонотерапевта химический анализ микропримесей в физиологическом растворе является чрезвычайно сложной задачей, было предложено осуществлять экспресс-оценку качества ФР по скорости озонирования на начальном этапе его барботирования ОКС.

Анализ динамики роста концентрации озона в ОФР показал, что качество ФР для озонирования наиболее целесообразно оценивать по значению концентрации растворенного озона к концу 3 мин барботирования для флаконов объемом 200 мл и к концу 5 мин – для флаконов объемом 400 мл. В ходе экспериментальных исследований образцы ФР барботировались ОКС с концентрацией 15 мг/л и расходом 300 мл/мин при температуре окружающей среды $t = 20$ °С. Значения концентраций озона, полученные в ОФР объемом 200 мл после 3 мин его барботирования ОКС сведены в табл. Образцам ФР номера были присвоены заранее, как раз с учетом предложенного показателя качества (чем больше номер, тем хуже качество). В четвертой строке таблицы приведены относительные значения концентрации озона в ОФР, которые были определены как

$$C_{\text{ОФР}i(3/15)}^* = C_{\text{ОФР}i(3/15)} / C_{\text{ОФР}1(3/15)}, \quad (7)$$

где $C_{\text{ОФР}1(3/15)}$ – значение концентрации озона, растворенного в ФР1 (высшее качество из рассмотренных промышленных образцов) к концу 3 мин барботирования.

Таблица 1 – Значения концентраций озона в ОФР после 3 мин его барботирования ОКС

	Концентрация озона в ОФР				
	ФР0	ФР1	ФР2	ФР3	ФР4
$C_{\text{ОФР}i(3/15)}$	0,94	0,81	0,72	0,63	0,59
$C_{\text{ОФР}i(3/15)}^*$	1,16	1,0	0,89	0,78	0,73

Графическая зависимость

$$C_{\text{ОФР}i(3/15)}^* = F(C_{\text{ОФР}i(3/15)})$$

приведена на рис. 5. Из рисунка видно, что эта зависимость является линейной и может быть описана выражением

$$C_{\text{ОФР}i(3/15)}^* = m + n \cdot C_{\text{ОФР}(3/15)}, \quad (8)$$

где $m = 0,0016$; $n = 1,228$ для образцов объемом 200 мл.

Выражение (8) получено для случая, когда ФР барботируется ОКС с концентрацией равной 15 мг/л. При использовании других значений концентрации озона в ОКС необходимо провести приведение полученного значения концентрации озона в ОФР к стандартному значению по формуле

$$C_{\text{ОФР}(3/15)} = p \cdot C_{\text{ОФР}(3/X)}, \quad (9)$$

где $C_{\text{ОФР}(3/X)}$ – концентрация озона в ОФР, полученная после трех минут его барботирования ОКС с концентрацией озона равной X мг/л;

$C_{\text{ОФР}(3/15)}$ – расчетная концентрация озона в ОФР для данного образца ФР после его трехминутного барботирования ОКС с концентрацией 15 мг/л;

p – коэффициент пропорциональности, для определения которого может быть использована эмпирическая формула

$$p = \frac{1}{q + \frac{r}{C_{\text{ОКС}}^2}}, \quad (10)$$

$$q = 3,81; \quad r = -632,3.$$

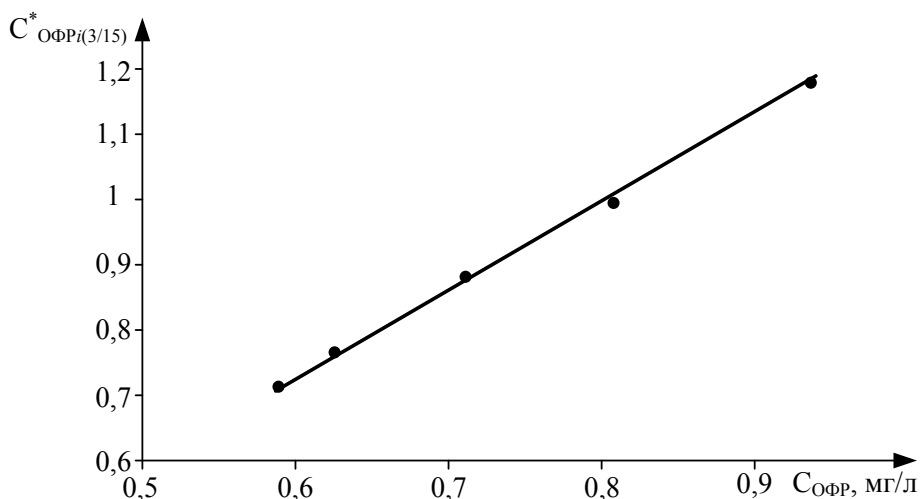


Рис.5. – Зависимость относительного значения концентрации озона в ОФР от концентрации растворенного в нем озона после 3 мин барботирования ОКС

Таким образом, окончательное выражение, позволяющее определить значение C_{OKC} , необходимое для поддержания исходной концентрации озона в физиологическом растворе C_{OFR0} при известном значении температуры окружающей среды, может быть записано как

$$C_{OKC} = (m + n \cdot p \cdot C_{OFR(3/X)}) \cdot [d + e \cdot C_{OFR0} + (j + f \cdot C_{OFR0})t^0]. \quad (11)$$

Особенность предложенного метода корректной дозировки озона состоит в том, что ОКС с некоторым заданным значением концентрации в ней озона, используется вначале для озонирования ФР, а в дальнейшем служит для поддержания концентрации озона в ОФР во время внутривенной инфузии. Для этого используется объем ОКС запасенный в емкости 2 (см. рис. 2, а). Для реализации предложенного метода был разработан алгоритм управления озонаторной установкой, который позволяет приготовить ОФР с нужной концентрацией, независимо от его качества и температуры окружающей среды (рис. 6). Использование выражения (11) в алгоритме позволяет сократить продолжительность озонирования ФР до заданного значения концентрации озона в нем.

После завершения процесса озонирования ФР, т.е. при достижении в нем концентрацией озона заданного значения, переносной модуль (рис. 2, а) отсоединяется от озонаторной установки и переносится в манипуляционный кабинет для проведения процедуры внутривенной инфузии.

Испытание озонаторной установки с разработанным алгоритмом проводилось в серии экспериментов с использованием различных образцов физиологического раствора (ФР1-ФР4). Значения концентрации озона в ФР устанавливались в диапазоне от 1 до 4 мг/л, при изменении температуры раствора от 20 до 30 °С. В результате экспериментальных исследований было установлено, что концентрацию озона в ОФР, при имитации внутривенной инфузии, удастся поддерживать с погрешностью, не более $\pm 10\%$ от заданного значения.

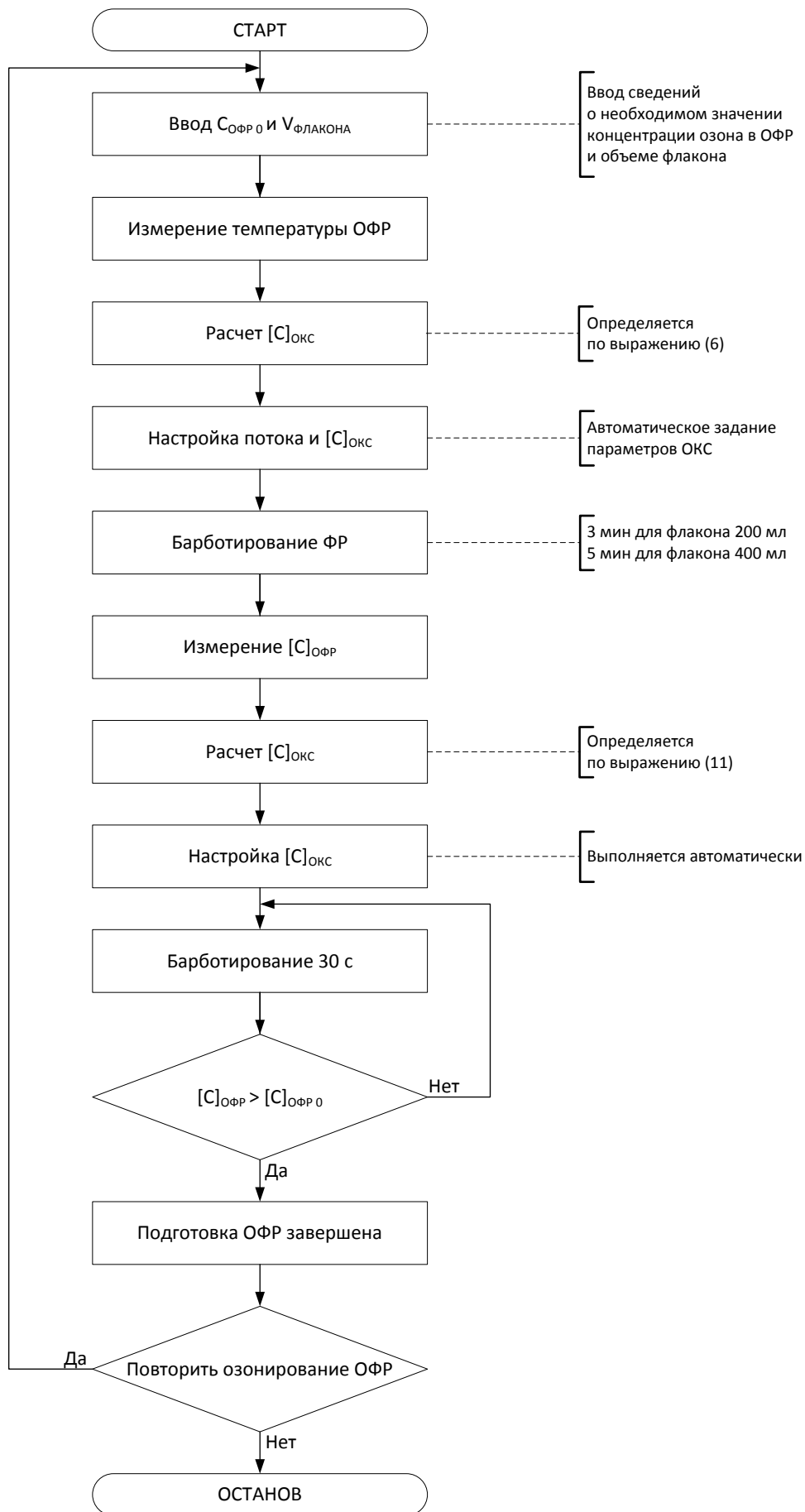


Рис.6 – Блок-схема алгоритма управления озонаторной установкой

Выводы:

1. Проведенные экспериментальные исследования показали, что скорость насыщения озоном физиологического раствора неодинакова для растворов различных производителей, что обусловлено, скорее всего, различным составом и количеством микропримесей органического и неорганического происхождения. Различной оказывается и скорость разложения озона в таких физиологических растворах.

2. Скорость насыщения физиологического раствора озоном и скорость его разложения существенно зависят от температуры окружающей среды и, соответственно – температуры самого раствора.

3. Стабилизация концентрации озона в озонированном физиологическом растворе оказалась возможной за счет последующего барботирования раствора озонкислородной смесью со строго заданной концентрацией озона во время проведения процедуры инфузии.

4. Использование предложенного метода корректной дозировки озона в медицинской практике позволит достаточно точно обеспечивать дозу озона, получаемую пациентом в процессе проведения процедуры внутривенной инфузии озонированного физиологического раствора.

Список литературы: 1. Новости Укринформ // Новости медицины и фармации в Украине. – К., 2005. № 5 (165). – С. 17. 2. Яковлева О. А. Актуальные вопросы фармакологии. Итоги научно-практической конференции / Яковлева О. А., Барало Р. П. // Новости медицины и фармации в Украине. – К., 2005. № 1 (161). – С. 16-17. 3. Вестник физиотерапии и курортологии. Ежеквартальный научно-медицинский журнал. – Евпатория: ИДА, 2010. – № 5. – 142 с. 4. Вестник физиотерапии и курортологии. Ежеквартальный научно-медицинский журнал. – Евпатория: ИДА, 2012. – № 5. – 104 с. 5. А. В. Кипенский. Разработка медицинского озонатора ОМ 80/1 и результаты его испытаний / А. В. Кипенский, Е. И. Сокол, А. А. Лащин и др. // Вестник физиотерапии и курортологии. Евпатория: ЕИРИЦ, 2006. - №5. – С. 76-78. 6. Озонотерапевтические комплексы семейства «Бозон» (НПП «Эконика», г. Одесса) // Вестник физиотерапии и курортологии. – Евпатория: ИДА, 2008. – № 5. – С. 165-168. 7. Ганичев В. В. Медицинский озонатор нового поколения «ОЗОН УМ-80» // Международный медицинский журнал. – Харьков, 2003. – Приложение к ММЖ «Озонотерапия». – С. 139-141. 8. Установка озонаторная терапевтическая автоматическая УОТА-60-1 (ООО фирма «Медозон», г. Москва) // Вестник физиотерапии и курортологии. – Евпатория: ИДА, 2010. – № 5. – С. 142. 9. Ганичев В.В. Газоанализаторы (измерители) концентраций озона в газовой среде и водных растворах // Международный медицинский журнал. – Харьков, 2003. – Приложение к ММЖ «Озонотерапия». – С. 142-143. 10. Пантелеев В. И. Измеритель концентраций озона в водных растворах / Пантелеев В. И., Пантелеев И. В., Разуваев Ю. П. // Международный медицинский журнал. – Харьков, 2003. – Приложение к ММЖ. «Озонотерапия». – С. 144. 11. Кротов Ю. В. Портативный медицинский озонатор с измерителем концентраций растворенного озона и автоматическим управлением / Кротов Ю. В., Пантелеев В. И. // Нижегородский медицинский журнал. – Нижний Новгород, 2003. – Приложение к НМЖ. «Озонотерапия». – С. 318. 12. Sokol E. I. The Analysis of Technical Solutions for Medical Ozonators / Sokol E. I., Kipenskiy A. V., Kulichenko V. V., Tomashevskiy R. S., Barkhotkina T. M. // 2013 IEEE XXXIII International Scientific Conference Electronics and Nanotechnology (ELNANO). April 16-19, 2013, Kyiv, Ukraine – p. 262-265. 13. R. Viebahn. The Use of Ozone in Medicine. – Heidelberg, Germany: Karl F. Haug, 1994. – P. 56-57. 14. M. Paoloni. Intramuscular Oxygen-Ozone Therapy in the Treatment of Acute Back Pain With Lumbar Disc Herniation / M. Paoloni, Lusa Di Sante // Ossigeno ozono terapia. – Edizioni SIOOT, 2013. – P. 190-197. 15. L. G. Hart. Physician office visits for low back pain / L. G. Hart, R. A. Deyo // Frequency, clinical evaluation, and treatment patterns from a US national survey. – Spine, 1995. – P. 9-

11. **16.** *Мингалева В. В.* Способ поддержания концентрации озона в физиологическом растворе во время инфузии / *Мингалева В. В., Александров В. Н., Бацевич А. А.* // *Вестник физиотерапии и курортологии.* – Евпатория: ЕИРИЦ, 2006. – № 5. – С. 81-83. **17.** *С. Д. Разумовский.* Брутто-закономерности разложения озона в физиологическом растворе и методика оценки количества озона, введенного больному вместе с дозой раствора / *С. Д. Разумовский, М. Л. Константинова, Т. В. Гриневич.* и др. / *Биомедицинская химия.* – Москва, 2010. – Том. 56. - № 43. – С. 380-386.

Bibliography (transliterated): **1.** *Novosti Ukrinform . Novosti meditsyni i farmatsii v Ukraine.* Kiev, 2005. № 5 (165). **17.** **2.** *Yakovleva O.A., Baralo R.P.* Aktualnyie voprosyi farmakologii. Itogi nauchno-prakticheskoy konferentsii. *Novosti meditsyni i farmatsii v Ukraine.* Kiev, 2005. No. 1 (161). 16-17. **3.** *Vestnik fizioterapii i kurortologii. Ezhekvartalnyi nauchno-meditsinskiy zhurnal.* Evpatoriya: IDA, 2010. No. 5. 142. **4.** *Vestnik fizioterapii i kurortologii. Ezhekvartalnyi nauchno-meditsinskiy zhurnal.* Evpatoriya: IDA, 2012. No. 5. 104. **5.** *A. V. Kipenskiy, E. I, Sokol, A. A. Lashin i dr.* Razrabotka meditsinskogo ozonatora OM 80/1 i rezultaty ego ispytaniy. *Vestnik fizioterapii i kurortologii.* Evpatoriya: EIRITs, 2006. No. 5. 76-78. **6.** *Ozonoterapevticheskie komplekсы semeystva «Bozon» (NPP «Ekonika»), g. Odessa).* *Vestnik fizioterapii i kurortologii.* Evpatoriya: IDA, 2008. No. 5. 165-168. **7.** *Ganichev V.V.* Meditsinskiy ozonator novogo pokoleniya «OZON UM-80». *Mezhdunarodnyiy meditsinskiy zhurnal.* Kharkov, 2003. Prilozhenie k MMZh «Ozonoterapiya». 139-141. **8.** *Ustanovka ozonatornaya terapevticheskaya avtomaticheskaya UOTA-60-1 (OOO firma «Medozon», g. Moskva).* *Vestnik fizioterapii i kurortologii.* Evpatoriya: IDA, 2010. No. 5. 142. **9.** *Ganichev V.V.* Gazoanalizatoryi (izmeriteli) kontsentratsiy ozona v gazovoy srede i vodnyih rastvorah. *Mezhdunarodnyiy meditsinskiy zhurnal.* Kharkov, 2003. Prilozhenie k MMZh «Ozonoterapiya». 142-143. **10.** *Panteleev V.I., Panteleev I.V., Razuvaev Yu.P.* Izmeritel kontsentratsiy ozona v vodnyih rastvorah. *Mezhdunarodnyiy meditsinskiy zhurnal.* Kharkov, 2003. Prilozhenie k MMZh «Ozonoterapiya». 144. **11.** *Krotov Yu.V., Panteleev V.I.* Portativnyiy meditsinskiy ozonator s izmeritelem kontsentratsiy rastvorenogo ozona i avtomaticheskim upravleniem. *Nizhegorodskiy meditsinskiy zhurnal.* Nizhniy Novgorod, 2003. Prilozhenie k NMZh «Ozonoterapiya». 318. **12.** *Sokol E. I., Kipenskiy A. V., Kulichenko V. V., Tomashevskiy R. S., Barkhotkina T. M.* The Analysis of Technical Solutions for Medical Ozonators. 2013 IEEE XXXIII International Scientific Conference Electronics and Nanotechnology (ELNANO). April 16-19, 2013, Kyiv, Ukraine. 262-265. **13.** *R. Viebahn.* The Use of Ozone in Medicine. – Heidelberg, Germany: Karl F. Haug, 1994. 56-57. **14.** *M. Paoloni, Lusa Di Sante.* Intramuscular Oxygen-Ozone Therapy in the Treatment of Acute Back Pain With Lumbar Disc Herniation. *Ossigeno ozono terapia.* Edizioni SIOOT, 2013. 190-197. **15.** *L. G. Hart, R. A. Deyo.* Physician office visits for low back pain. Frequency, clinical evaluation, and treatment patterns from a US national survey. *Spine,* 1995. 9-11. **16.** *Mingalev V. V., Aleksandrov V. N., Batsevich A. A.* Sposob podderzhaniya kontsentratsii ozona v fiziologicheskom rastvore vo vremya infuzii. *Vestnik fizioterapii i kurortologii.* Evpatoriya: EIRITs, 2006. No. 5. 81-83. **17.** *S. D. Razumovskiy, M. L. Konstantinova, T. V. Grinevich.* i dr. Brutto-zakonomernosti razlozheniya ozona v fiziologicheskom rastvore i metodika otsenki kolichestva ozona, vvedennogo bolnomu vmeste s dozoy rastvora. *Biomeditsinskaya himiya.* Moscow, 2010. V. 56. No. 43. 380-386.

Надійшла (received) 01.08.2014

РЕФЕРАТИ

УДК 681.5

Система підтримки прийняття рішень при проведенні діагностично-лікувальних заходів / А.І. Поворознюк // Вісник НТУ «ХП». Серія: «Нові рішення в сучасних технологія» – Х.: НТУ «ХП», 2014. – № 36(1079). – С. 5-10. – Бібліогр.: 8 назв. – ISSN 2079-5459.

Формалізовані етапи діагностично-лікувального процесу при розробці комп'ютерних систем підтримки прийняття рішень в медицині. Для комплексної оцінки етапів діагностично-лікувального процесу з метою мінімізації ризиків лікарських помилок розроблено метод кластеризації діагнозів в просторі фармакологічних дій та корекції порогів в діагностичному вирішальному правилі. Архітектура програмного забезпечення системи дозволяє легко адаптуватися до різних предметних областях медицини.

Ключові слова: комп'ютерна система, прийняття рішення, діагностика, фармакологічна дія, лікарська помилка.

УДК 532.616.1:002.5

Результати клінічної апробації моделі системи кровообігу людини у вигляді узгодженої довгої лінії / С.І. Владов, О.Г. Аврунін, В.О. Мосьпан, О.О. Юрко // Вісник НТУ «ХП». Серія: «Нові рішення в сучасних технологія» – Х.: НТУ «ХП», 2014. – № 36(1079). – С. 10-19. – Бібліогр.: 14 назв. – ISSN 2079-5459.

У роботі представлено результати тестування процесу руху крові по судинам у клінічних умовах, які свідчать про високу об'єктивність показників моделі системи кровообігу людини у вигляді неоднорідної узгодженої довгої лінії з розподіленими параметрами для визначення гемодинамічних показників при діагностуванні функціональних порушень системи кровообігу людини. За результатами клінічної апробації доведено, що дана модель може використовуватися для визначення об'єктивних показників руху крові по судинам при функціональних порушеннях системи кровообігу людини за критеріями доказової медицини.

Ключові слова: модель, довга лінія, система кровообігу

УДК 658.562; 621.38

Біотехнічна система оцінки слизової оболонки верхніх дихальних шляхів / Я.В. Носова, О.Г. Аврунін, Ю.М. Калашнік, Н.О. Шушляпіна // Вісник НТУ «ХП». Серія: «Нові рішення в сучасних технологія» – Х.: НТУ «ХП», 2014. №36(1079). С. 19-25. – Бібліогр.: 8 назв. – ISSN 2079-5459.

У статті обґрунтовується необхідність розробки нових неінвазивних методів діагностики оториноларингологічних захворювань, пропонується структурна схема біотехнічної системи оцінки слизової оболонки верхніх дихальних шляхів людини, а також інформаційна модель процесу обробки зображення слизової оболонки порожнини носа, обґрунтовано вибір інформативних показників ендоскопічного знімка слизової оболонки носової порожнини. Визначено найбільш значущі діагностичні параметри ендоскопічного зображення.

Ключові слова: гіперемія, модель колірна, носова порожнина, ендоскоп.

УДК 577.171.59 + 616.89-008

Оцінка впливу рівня біохімічних показників при розвитку депресійних розладів / Н.В. Павлова, Е.Н. Галайченко, А.И. Бых // Вісник НТУ «ХП». Серія: «Нові рішення в сучасних технологія» – Х.: НТУ «ХП», 2014. – № 36(1079). – С. 25-30. – Бібліогр.: 6 назв. – ISSN 2079-5459.

Важливу функцію в організмі людини виконує гормональна система. Вона забезпечує інтеграцію функціональних систем та клітинної активності. Дослідження стану ендокринної системи при депресійних розладах являється одним з найперспективніших напрямків

біологічної психіатрії й психонейроендокринології. Важливими показниками гормонального балансу при депресійних розладах являється відношення рівня анаболічних та катаболічних гормонів. Встановлено, що більшість пацієнтів з депресією мають ті чи інші порушення функцій гіпоталамо-гіпофізарно-наднирникової системи.

Ключові слова: гормон анаболічний, гормон катаболічний, біохімія, депресія, система гіпоталамо-гіпофізарно-наднирникова.

УДК 519.711.3:612.741.1:615.47

Математичне моделювання електроміографічного сигналу / К.Г. Селіванова, О.Г. Аврунін, О.О. Гелетка // Вісник НТУ «ХПІ». Серія: «Нові рішення в сучасних технологія» – Х.: НТУ «ХПІ», 2014. №36(1079). С. 31-39. – Бібліогр.: 14 назв. – ISSN 2079-5459.

В статті наведений аналіз існуючих математичних моделей, які представляють процес генерації біомедичних сигналів. Була запропонована математична модель, яка є ефективною для описання процесів формування електроміографічного сигналу (ЕМС) з можливістю використання параметрів моделі в аналізі даного біосигналу. Результати моделювання електроміографічного сигналу можна використовувати в клінічній медицині, адже вони можуть бути використані при виявленні патологічних процесів.

Ключові слова: математична модель, моделювання, електроміографічний сигнал, процес генерації біосигналу.

УДК 654.9:615.8

Актуальные проблемы локальной ВЧ гипертермии и пути их решения/Л.А. Пospelов // Вісник НТУ «ХПІ», Серія «Нові рішення в сучасних технологія» – Х.: НТУ «ХПІ», 2014. – № 36(1079). – С. 39-43. – Бібліогр.:5 назв. – ISSN 2079-5459.

Робота присвячена аналізу деяких проблем, що існують в сучасній локальній високочастотній гіпертермії, вирішення яких здатне істотно підвищити ефективність комплексів, призначених для поєднаного лікування ракових захворювань важких форм і глибокої локалізації. Основу цієї роботи складають оригінальні результати більш ніж двадцятирічних досліджень і розробок, за участю і під керівництвом автора цього повідомлення. У даній роботі описані суттєві вади у всіх комерційних розробках ВЧ гіпертермічних комплексів, призначених для локальної гіпертермії пухлин розвинених форм і глибокої локалізації.

Ключові слова: онкологія, гіпертермія, тонометрія, термометрія, аплікатори, алгоритм, холодоагент, ВЧ.

УДК 615.47

Методи планування нейрохірургічних доступів / М.Ю. Тимкович, О.Г. Аврунін, Х.І. Фарук // Вісник НТУ «ХПІ». Серія: «Нові рішення в сучасних технологія» – Х.: НТУ «ХПІ», 2014. – № 36(1079). – С. 43-49. – Бібліогр.: 12 назв. – ISSN 2079-5459.

В роботі розглядаються питання, котрі пов'язані з розробкою комп'ютерної системи планування нейрохірургічних втручань. Однією з важливих скалкоових частин є визначення значення інвазивності хірургічного доступу. Розглянуто різні підходи до визначення інвазивності нейрохірургічних доступів, виявлено їх недоліки та переваги. Показано, що карта інвазивності головного мозку людини є ефективним підходом при визначенні ризику хірургічного доступу.

Ключові слова: система планування, інвазивність доступу, хірургічний доступ, нейрохірургічне втручання.

УДК 621.391.26

Применение полиспектрального анализа для определения диагностических признаков в звуках дыхания больных ХОБЛ / А. С. Порева, А. А. Макаренкова, А. С. Карплюк // Вісник НТУ «ХПІ». Серія: «Нові рішення в сучасних технологія» – Х.: НТУ

«ХПІ», 2014. №36(1079). С. 49-55. – Бібліогр.: 13 назв. – ISSN 2079-5459.

У роботі запропоновано метод аналізу звуків дихання здорових людей і пацієнтів з хронічною обструктивною хвороби легень (ХОЗЛ) на основі статистик вищих порядків, а саме на розрахунках функції бікогерентності і коефіцієнтів асиметрії. Розроблено ітераційна методика аналізу зареєстрованих на грудній клітині пацієнтів звуків дихання, що дозволила з високим ступенем ймовірності класифікувати стан здоров'я пацієнтів. В результаті запропонованої методики, що базується на розрахунку функцій бікогерентності і коефіцієнтів асиметрії, виконана класифікація звуків за категоріями «здоровий» і «хворий ХОЗЛ».

Ключові слова: звуки дихання, функція бікогерентності, коефіцієнт асиметрії, ХОЗЛ, біспектр.

УДК 615.47:616-07

Комп'ютерна рання діагностика цукрового діабету методами математичного моделювання / С.С. Лапта, Л.А. Поспєлов, О.І. Соловйова // Вісник НТУ «ХПІ». Серія: «Нові рішення в сучасних технологія» – Х.: НТУ «ХПІ», 2014. – № 36(1079). – С. 55-61. – Бібліогр.: 7 назв. – ISSN 2079-5459.

У статті розглянуто проблему підвищення якості ранньої діагностики цукрового діабету, виявлення попередніх йому станів з порушеною толерантністю до глюкози. На основі параметрів математичної моделі динаміки глікемії, яка індивідуалізована до пацієнта, що обстежується, за клінічними даними проведеного в нього перорального тесту толерантності до глюкози, побудовано систему комп'ютерної ранньої діагностики цукрового діабету. Статистично вірогідно продемонстровано її перевагу над діючою офіційною системою ВООЗ у можливості виявлення латентних форм цукрового діабету.

Ключові слова: система діагностики, цукровий діабет, математична модель, диференціальне рівняння.

УДК 615.47:616-07

Розрахунок режимів інсулінотерапії на основі математичного комп'ютерного моделювання / Є.І. Сокол, С.С. Лапта, Л.А. Поспєлов, О.І. Соловйова // Вісник НТУ «ХПІ». Серія: «Нові рішення в сучасних технологія» – Х.: НТУ «ХПІ», 2014. – № 36(1079). – С. 61-66. – Бібліогр.: 9 назв. – ISSN 2079-5459.

Методи сучасної інсулінотерапії передбачають підбор режиму компенсації цукрового діабету винятково на самому пацієнті, що обтяжливо для нього й дає можливість летального результату при передозуванні інсуліну. Тому ці методи не дозволяють досягти необхідного ступеня компенсації діабету. У статті пропонується спосіб точного комп'ютерного розрахунку режиму інсулінотерапії на основі математичного моделювання динаміки глікемії, яка дозволяє ефективно імітувати реальні терапевтичні процедури з інсуліном.

Ключові слова: математичне моделювання, комп'ютерне моделювання, інсулінотерапія.

УДК 531.1

Негативний обернений зв'язок за параметром у гомеостатичній коливальній системі / С.С. Лапта, Л.А. Поспєлов, О.І. Соловйова // Вісник НТУ «ХПІ». Серія: «Нові рішення в сучасних технологія» – Х.: НТУ «ХПІ», 2014. – № 36(1079). – С. 66-72. – Бібліогр.: 3 назв. – ISSN 2079-5459.

Стаття присвячена знаходженню найбільш загального рівняння коливань, обумовлених негативним оберненим зв'язком у системі. До останнього часу здавалося, що класичний апарат гармонійного аналізу має універсальний характер для опису коливань і що теорія коливань має вже завершений характер. Однак останні спостереження коливань у деяких складних гомеостатичних системах показали, що це не так. Зокрема, в нашій роботі було

показано, що у раз гомеостатично-фізіологічної системи регуляції рівня глюкози в крові людини його рівень адекватно відтворюється рішенням диференціального рівняння 1-го порядку з запізнілим аргументом.

Ключові слова: гомеостатична система, негативний обернений зв'язок.

УДК 615.471

Модель цифрового генератора ЕКГ-сигналу з впливом шумів / Є.І. Король, Р.С. Томашевський, А. М. Носуля // Вісник НТУ «ХП». Серія: «Нові рішення в сучасних технологіях» – Х.: НТУ «ХП», 2014. – № 36(1079). – С. 72-77. – Бібліогр.: 9 назв. – ISSN 2079-5459.

У роботі проведено короткий огляд методу електрокардіографії, визначено основні характеристики артефактів і паразитних сигналів, які виникають при використанні даного методу. За результатами аналізу проведено моделювання цифрового генератора електрокардіографічного сигналу з впливом шумів, та з можливістю зміни основних параметрів корисного сигналу та сигналів-завад. Запропоновано варіанти використання даної моделі в навчальному процесі, при аналізі реальних схемних рішень та алгоритмів обробки електрокардіографічних сигналів.

Ключові слова: ЕКГ-сигнал, R-R інтервал, артефакт, білий шум, індустриальна завада.

УДК: 616.711-0188.3-002+616-08:615

Клінічна ефективність використання багатофункціональних апаратів АНЕТ і фотонної матриці Коробова у комплексному лікуванні хворих з дорсальгією / Л.Я.Васильєва-Лінецька, Л.Д.Тондій, І.В.Кас, О.І.Зам'ятіна// Вісник НТУ «ХП». Серія: «Нові рішення в сучасних технологіях» – Х.: НТУ «ХП», 2014. – № 36(1079). – С. 77-82. – Бібліогр.: 10 назв. – ISSN 2079-5459.

Проведено вивчення клінічної ефективності комплексного лікування з диференційованим застосуванням методів фізіотерапії з використанням багатофункціональних апаратів АНЕТ і фотонної матриці Коробова в 198 хворих з дорсальгією. Встановлено, що при інтенсивних болях застосування електростимуляції більш ефективно купує дорсальгію й робить більш значимий симпатолітичний вплив у порівнянні з електрофорезом лідокаїну. При помірній інтенсивності больового синдрому у хворих із симпатикотонією ефективність застосування електрофорезу б'єшофіту й червоного світла практично однакова, у пацієнтів з парасимпатикотонією значно більш ефективно включення в комплекс лікування червоного світла.

Ключові слова: дорсальгія, остеохондроз хребта, вегетативна нервова система, електростимуляція, електрофорез лідокаїну й б'єшофіту, червоне світло.

УДК 535.361;536.424.1

Лазерная поляризационная флуоресценция сетей оптически анизотропных биологических нанокристаллов/ Ю.А. Ушенко, А.В. Дуболазов, М.И. Сидор // Вісник НТУ «ХП». Серія: «Нові рішення в сучасних технологіях» – Х.: НТУ «ХП», 2014. – № 36(1079). – С. 83-87. – Бібліогр.: 4 назв. – ISSN 2079-5459.

Запропоновано модель лазерної поляризаційної флуоресценції біологічних тканин з урахуванням механізмів оптично анізотропного поглинання - лінійного і циркулярного дихроїзму протеїнових мереж. Знайдено взаємозв'язку між статистичними, кореляційними і фрактальними параметрами, котрі характеризують Мюллер - матричні зображення лазерної поляризаційної флуоресценції, і особливостями механізмів оптично анізотропного поглинання гістологічних зрізів біопсії стінки матки.

Ключові слова: флуоресценція, анізотропія, нанокристали.

УДК 654.9:677.83

Исследование поля излучательного электрода-аппликатора / Л.А. Поспелов, К.В.Колесник, В.Г. Сомов // Вісник НТУ «ХП». Серія: «Нові рішення в сучасних

технологія» – Х.: НТУ «ХПІ», 2014. – № 36(1079). – С. 87-91. – Бібліогр.: 6 назв. – ISSN 2079-5459.

Представлений опис перспективного випромінювального електрода-аплікатора (ВЕА) для гіпертермії. Конструктивні відмінності від початкового зразка дозволяють сформувати переважно тангенціальну компоненту поля з малою зміною амплітуди по апертурі випромінювача. Це дозволяє понизити робочу частоту ($< 10\text{МГц}$), збільшує глибину проникнення поля, знижує травмуюче перегрівання шкіри і підшкірного жиру пацієнта під час проведення гіпертермічної процедури. Показано, що електричне поле, сформоване перспективним ВЕА містить, в основному, тангенціальну складову.

Ключові слова: гіпертермія, випромінювальний електрод-аплікатор, резонатор

УДК 535.361;536.424.1

Корреляционный анализ мюллер – матричных изображений биологических тканей в дифференциальной диагностике механизмов анизотропии протеиновых сетей/ В.О. Ушенко, П.О. Ангельський, О.В. Олар // Вісник НТУ «ХПІ». Серія: «Нові рішення в сучасних технологія» – Х.: НТУ «ХПІ», 2014. – № 36(1079). – С. 91-96. – Бібліогр.: 4 назв. – ISSN 2079-5459.

Робота спрямована на розробку методу азимутально стабільної Мюллер - матричної реконструкції лінійного двопротенезаломлення і дихроїзма протеїнових мереж біологічних тканин для поляризаційно-кореляційної диференціації ступеня тяжкості передракових змін ендометрія (тканини шийки матки). Знайдено взаємозв'язку між набором статистичних моментів 1-го - 4-го порядків, які характеризують розподілу фазових зрушень і коефіцієнта лінійного дихроїзму ендометрію, і особливостями його патології.

Ключові слова: анізотропія, матриця Мюллера, діагностика.

УДК 615.47; 616.073

Применение программного комплекса Solid Works для обучения студентов основам проектирования электрохирургического оборудования / А.В. Лебедев, Н.Н. Юрченко, А.Г. Дубко, И.А. Бойко // Вісник НТУ «ХПІ». Серія: «Нові рішення в сучасних технологія» – Х.: НТУ «ХПІ», 2014. – № 36(1079). – С. 96-99. – Бібліогр.: 4 назв. – ISSN 2079-5459.

На розгляд представлено можливості навчання студентів комплексу Solid Works на прикладі проектування обладнання для зварювання живих тканин. Досліджено залежність міцності зварених кровоносних судин від діаметру та модуля міцності. Показано застосування Solid Works при вивченні теплових і механічних процесів. За допомогою комплексу Solid Works можна розрахувати розподіл механічних напруг, резонансні частоти, міцність і нагрівання деталей обладнання для зварювання живих тканин.

Ключові слова: Solid Works, зварювання живих тканин, артерія, міцність.

УДК 621.317.33

Электрическая модель состояния гидратации пациента во время процедуры ультрафильтрации/ Е.И. Сокол, М.В. Воинова, Б.В.Ткачук, Р.С. Томашевский, // Вісник НТУ «ХПІ». Серія: «Нові рішення в сучасних технологія» – Х.: НТУ «ХПІ», 2014. – № 36(1079). – С. 100-106. – Бібліогр.: 14 назв. – ISSN 2079-5459.

У даній статті розглядаються питання контролю стану гідратації пацієнта при гемодіалізі. Обґрунтовано вибір методу біоімпедансометрії (БІМ) для контролю водного статусу пацієнта. Описаний принцип методу БІМ, а також недоліки існуючої моделі. Наведено огляд вмісту рідини в організмі, а також розподіл її по секторах і переміщення між ними під час процедури ультрафільтрації (УФ). Розроблена нова електрична модель, рідинної частини організму з розбивкою на водні сектори. Також розроблена модель з урахуванням динаміки переміщення рідини в організмі при УФ.

Ключові слова: гемодіаліз, ультрафільтрація, біоімпеданс, «суха вага», водний баланс

УДК 654.937

Динамічні моделі біокінематичних параметрів рухів Атлетів/ В. И. Галица, П. А. Качанов // Вісник НТУ «ХПІ». Серія: «Нові рішення в сучасних технологія» – Х.: НТУ «ХПІ», 2014. – № 36(1079). – С. 106-111. – Бібліогр.: 4 назв. – ISSN 2079-5459.

У статті висвітлено варіанти створення вимірювальної апаратури для експрес-діагностики динамічних характеристик спортивних рухів атлетів і на основі проведених досліджень описані приклади створення динамічних моделей, що дозволяють ідентифікувати як саме спортивний рух через його координаційно-кінематичну структуру, так і його динамічні характеристики через амплітуди прискорень в контрольних фазах цих рухів. Така апаратура інформує випробуваного про інтенсивність виконання ним тренувального завдання і критичних амплітудних і тимчасових відхиленнях від встановленої тренером норми.

Ключові слова: динамічна модель, акселерометр, координаційно-кінематична структура, ідентифікація, амплітуда.

УДК 615.83

Использование методов импульсной модуляции в медицинских озонаторах / А.В. Кипенский, В.В. Куличенко, Н.В. Махонин, А.А. Коробка. // Вісник НТУ «ХПІ». Серія: «Нові рішення в сучасних технологія» – Х.: НТУ «ХПІ», 2014. – № 36(1079). – С. 111-119. – Бібліогр.: 16 назв. – ISSN 2079-5459.

У роботі проаналізовані різні способи регулювання параметрів озono-кисневої суміші в медичних озонаторах. Показана доцільність використання методів імпульсної модуляції для регулювання концентрації озону в озono-кисневій суміші й її витрати. Запропоновано структурну схему, що забезпечує регулювання параметрів озono-кисневої суміші, методом імпульсної модуляції. Описано принцип формування керуючих імпульсів мікропроцесорної системи ім-пульсного керування, яка дозволяє регулювати параметри ОКС методами широтно-імпульсної або частотно-імпульсної модуляції.

Ключові слова: озонотерапія, медичний озонатор, озono-киснева суміш, мікропроцесор, широтно-імпульсна модуляція, система керування.

УДК: 615:47

Моделирование пиковых значений пульсовых сигналов промиевых артерий / В.А. Павлиц, С.В. Сторчун // Вісник НТУ «ХПІ». Серія: «Нові рішення в сучасних технологія» – Х.: НТУ «ХПІ», 2014. – № 36(1079). – С. 119-125. – Библиогр.: 5 наилен. – ISSN 2079-5459.

В статті досліджено процес формування пікових значень пульсових сигналів промиевих артерій людини в наближенні еквівалентного плоского переміщення структурних елементів біооб'єкту. Експериментальні результати отримані з використанням пристрою, що складався з п'єзоелектричного та тензорезистивного давачів. Діаметр контактної поверхні становив $(6 \pm 0,1)$ мм. Результати аналізу показали, що в діапазоні значень сили деформації зон до 1,5 Н довжина ділянок артерій, що формують пульсові сигнали, не перевищувала 10 мм.

Ключові слова: пульсовий сигнал, східна медицина, синхронна пульсометрія

УДК 654.9:615.8

Принципи модернізації системи циркуляції хладоагента у локальній ВЧ гіпертермії./Л.А. Поспелов, К.В. Колесник // Вісник НТУ «ХПІ», Серія: «Нові рішення в сучасних технологія» – Х.: НТУ «ХПІ», – № 36(1079). – С. 125-130. – Бібліогр.: 6 назв. – ISSN 2079-5459.

У роботі проведено аналіз трьох принципово різних систем циркуляції холодоагенту (СЦХ), призначених для забезпечення однієї і тієї ж задачі: охолодження поверхні тіла пацієнта в момент проведення лікувальної гіпертермічної процедури. Розглянуто системи - фреонова, кріогенна та виконана на основі використання елементів Пельтьє. Виявлено порівняльні

переваги і недоліки кожної з них у вказаному застосуванні і запропонований найбільш оптимальний варіант у вигляді комбінації двох останніх. Проаналізовано переваги і недоліки одного з найбільш оптимальних його технічних рішень.

Ключові слова: онкологія, гіпертермія, холодоагент, фреон, кріоагент, елемент Пельтьє, болус, алгоритм.

УДК 616-71

Застосування апарата нечіткої логіки в модулі прийняття рішень комплексу діагностики для сімейного лікаря / Е.И. Сокол, М.В. Почебут, О.А. Ситникова. // Вісник НТУ «ХПИ», Серія: «Нові рішення в сучасних технологія» – Х.: НТУ «ХПИ», – № 36(1079). – С. 131-138. – Бібліогр.: 13 назв. – ISSN 2079-5459.

У роботі проаналізовані методи обробки первинної інформації для систем діагностування сімейного лікаря та запропонований алгоритм для універсального модулю прийняття рішень на основі апарату нечіткої логіки. Проведено програмну реалізацію алгоритму, наведено ряд практичних результатів. Головним результатом даної роботи є обґрунтування та принципи створення спеціалізованого універсального модуля мобільної операційної системи, як частини комплексу для діагностики стану здоров'я пацієнта та висновків, щодо діагнозу сімейним лікарем.

Ключові слова: сімейний лікар, нечіткий контролер, модуль прийняття рішень.

УДК 615.849

Рентгеновские комплексы мадис и ультразвуковые комплексы ultima – диагностические средства для оснащения передвижных маммографических кабинетов / А. В. Кипенский, С. В. Литвиненко, Е. В. Хоменко. // Вісник НТУ «ХПИ», Серія: «Нові рішення в сучасних технологія» – Х.: НТУ «ХПИ», – № 36(1079). – С. 139-149. – Бібліогр.: 12 назв. – ISSN 2079-5459.

Використання в пересувних мамографічних кабінетах рентгенівських і ультразвукових діагностичних засобів, висуває до них додаткові вимоги за функціональними можливостями, енергоспоживанням, габаритними показниками і надійністю. У роботі, на основі аналізу технічних даних і режимів роботи, показано, що цим вимогам задовольняють рентгенівські комплекси МАДІС й ультразвукові комплекси ULTIMA, які серійно випускаються фірмою «РАДМИР». дочірнім підприємством АТ Науково-дослідного інституту радіотехнічних вимірювань (м. Харків).

Ключові слова: мамографія, методи і засоби променевої діагностики, пересувні мамографічні кабінети, рентгенівські й ультразвукові комплекси, стандарт DICOM, зсувоволнова еластографія.

УДК 654.9:615.8

Порівняльна оцінка методів стиску ЕКГ-сигналів для задач телемедицини / М.А. Шишкін, К.В. Колісник // Вісник НТУ «ХПИ», Серія: «Нові рішення в сучасних технологія» – Х.: НТУ «ХПИ», 2014. – №36(1079). – С. 149-155. – Бібліогр.: 7 – ISSN 2079-5459.

Представлена порівняльна оцінка різних методів стиснення біометричних сигналів, таких як ЕКГ, ЕЕГ і їм подібних для задач передачі телемедичної інформації в умовах обмеженої пропускної здатності каналів зв'язку. Проведено порівняльний аналіз методів стиснення телеметричної інформації, таких як: дискретне косинусне перетворення першого та другого типу, дискретне синусне перетворення, швидке перетворення Фур'є і Вейвлет перетворення, і дані рекомендації по ефективності їх застосування для задач обробки біометричних сигналів.

Ключові слова: телемедицина, передача даних, методи стиснення біологічних сигналів, Вейвлет-перетворення

УДК 654.9:615.8

Стан розробок в сучасній лікувальній гіпертермії / К.В. Колісник, Л.А. Поспелов, Т.В. Сокол // Вісник НТУ «ХПІ», Серія: «Нові рішення в сучасних технологія» – Х.: НТУ «ХПІ», 2014. – №36(1079). – С.155-161. – Бібліогр.: 12 – ISSN 2079-5459.

Розглянуті особливості сучасної лікувальної гіпертермії, фізичних механізмів взаємодії біологічних об'єктів з ВЧ-полями, а також існуючі технічні проблеми локальної гіпертермії та пропозиції щодо їх вирішення. Розглянуті пропозиції по вдосконаленню ряду систем комплексів лікувальної локальної гіпертермії дозволяють модернізувати існуючу апаратуру, що значно підвищить її ефективність. Дані пропозиції повинні пройти експериментальну відпрацювання, і після комплексу необхідних випробувань, можуть бути запропоновані для практичної реалізації.

Ключові слова: лікувальна гіпертермія, онкологія, електромагнітне поле, медичні апарати, високочастотна терапія.

УДК 615.83

Разработка метода корректной дозировки озона в процедурах внутривенной инфузии озонированного физиологического раствора / А.В. Кипенский, Т.А. Глухенькая // Вісник НТУ «ХПІ», Серія: «Нові рішення в сучасних технологія» – Х.: НТУ «ХПІ», 2014. – №36(1079). – С.161-172. – Бібліогр.: 17 – ISSN 2079-5459.

Одним з немедикаментозних методів лікування є озонотерапія, яка досить часто проводиться у вигляді внутрішньовенних інфузій озонованого фізіологічного розчину. У роботі по-казано: концентрація озону у такому розчині суттєво залежить від низки факторів, які, у свою чергу, впливають на дозу озону, що отримує пацієнт під час процедури інфузії. Отримано роз-рахункові рівняння та запропоновано метод коректного дозування озону при проведенні внут-рішньовенних інфузій. Використання запропонованого методу у медичній практиці дозволить достатньо точно забезпечувати дозу озону, яку отримує пацієнт у процесі проведення процедури.

Ключові слова: озонотерапія, внутрішньовенна інфузія, фізіологічний розчин, доза озону, метод дозування.

РЕФЕРАТЫ

УДК 681.5

Система поддержки принятия решений при проведении лечебно-диагностических мероприятий / А.И. Поворознюк // Вісник НТУ «ХПІ». Серія: «Нові рішення в сучасних технологія» – Х.: НТУ «ХПІ», 2014. – № 36(1079). – С. 5-10. – Бібліогр.: 8 назв. – ISSN 2079-5459.

Формализованы этапы лечебно-диагностического процесса при разработке компьютерных систем поддержки принятия решений в медицине. Для комплексной оценки этапов лечебно-диагностического процесса с целью минимизации рисков врачебных ошибок разработан метод кластеризации диагнозов в пространстве фармакологических действий и коррекции порогов в диагностическом решающем правиле. Архитектура программного обеспечения системы позволяет легко адаптироваться к различным предметным областям медицины.

Ключевые слова: компьютерная система, принятие решения, диагностика, медикаментозное лечение, фармакологическое действие, врачебная ошибка.

УДК 532.616.1:002.5

Результаты клинической апробации модели системы кровообращения в виде согласованной длинной линии / С.И. Владов, О.Г. Аврунин, В.А. Мосьпан, А.А. Юрко // Вісник НТУ «ХПІ». Серія: «Нові рішення в сучасних технологія» – Х.: НТУ «ХПІ», 2014. – № 36(1079). – С. 10-19. – Бібліогр.: 14 назв. – ISSN 2079-5459.

В работе представлены результаты тестирования процесса движения крови по сосудам в клинических условиях, которые свидетельствуют о высокой объективности показателей модели системы кровообращения человека в виде неоднородной согласованной длинной линии с распределенными параметрами для определения гемодинамических показателей при диагностировании функциональных нарушений системы кровообращения человека. По результатам клиническая апробация доказано, что данная модель может использоваться для определения объективных показателей движения крови по сосудам при функциональных нарушениях системы кровообращения человека за критериями доказательной медицины.

Ключевые слова: модель, длинная линия, система кровообращения.

УДК 658.562; 621.38

Биотехническая система оценки слизистой оболочки верхних дыхательных путей / Я.В. Носова, О.Г. Аврунин, Ю.М. Калашник, Н.А. Шушляпина // Вісник НТУ «ХПІ». Серія: «Нові рішення в сучасних технологія» – Х.: НТУ «ХПІ», 2014. №36(1079). С. 19-25. – Бібліогр.: 8 назв. – ISSN 2079-5459.

В статье обосновывается необходимость разработки новых неинвазивных методов диагностики оториноларингологических заболеваний, предлагается структурная схема биотехнической системы оценки слизистой оболочки верхних дыхательных путей человека, а также информационная модель процесса обработки изображения слизистой оболочки полости носа, обоснован выбор информативных показателей эндоскопического снимка слизистой оболочки носовой полости. Определены наиболее значимые диагностические параметры эндоскопического изображения.

Ключевые слова: гиперемия, модель цветовая, носовая полость, эндоскоп.

УДК 577.171.59 + 616.89-008

Оценка влияния уровня биохимических показателей при развитии депрессивных расстройств / Н.В. Павлова, Е.Н. Галайченко, А.И. Бых // Вісник НТУ «ХПІ». Серія: «Нові рішення в сучасних технологія» – Х.: НТУ «ХПІ», 2014. – № 36(1079). – С. 25-30. – Бібліогр.: 6 назв. – ISSN 2079-5459.

Важную функцию в организме человека выполняет гормональная система. Она обеспечивает интеграцию функциональных систем и клеточной активности. Исследование состояния эндокринной системы при депрессивных расстройствах является одним из самых перспективных направлений биологической психиатрии и психонейроэндокринологии. Важными показателями гормонального баланса при депрессивных расстройствах является отношение уровня анаболических и катаболических гормонов. Установлено, что многие пациенты с депрессией имеют те или иные нарушения функций гипоталамо-гипофизарно-надпочечниковой системы.

Ключевые слова: гормон анаболический, гормон катаболический, биохимия, депрессия, система гипоталамо-гипофизарно-надпочечниковая.

УДК 519.711.3:612.741.1:615.47

Математическое моделирование электромиографического сигнала / К.Г. Селиванова, О.Г. Аврунин, А.А. Гелетка // Вісник НТУ «ХПІ». Серія: «Нові рішення в сучасних технологія» – Х.: НТУ «ХПІ», 2014. №36(1079). С. 31-39. – Бібліогр.: 14 назв. – ISSN 2079-5459.

В статье проведен анализ существующих математических моделей, представляющих процесс генерации биомедицинских сигналов. Была предложена математическая модель, которая является эффективной для описания процессов формирования электромиографического сигнала (ЭМС) с возможностью использования параметров модели в анализе данного биосигнала. Результаты моделирования электромиографического сигнала

можно использовать в клинической медицине, так как они могут быть использованы при выявлении патологических процессов.

Ключевые слова: математическая модель, моделирование, электромиографический сигнал, процесс генерации биосигнала.

УДК 654.9:615.8

Актуальные проблемы локальной ВЧ гипертермии и пути их решения / Л.А. Поспелов // Вісник НТУ «ХП», Серія «Нові рішення в сучасних технологіях» – Х.: НТУ «ХП», 2014. – № 36(1079). – С. 39-43. – Бібліогр.: 5 назв. – ISSN 2079-5459.

Работа посвящена анализу некоторых проблем, существующих в современной локальной высокочастотной гипертермии, решение которых способно существенно повысить эффективность комплексов, предназначенных для сочетанного лечения раковых заболеваний тяжёлых форм и глубокой локализации. Основу этой работы составляют оригинальные результаты более чем двадцатилетних исследований и разработок, с участием и под руководством автора настоящего сообщения. В настоящей работе описаны существенные пороки во всех коммерческих разработках ВЧ гипертермических комплексов, предназначенных для локальной гипертермии опухолей развитых форм и глубокой локализации.

Ключевые слова: онкология, гипертермия, тонометрия, термометрия, аппликаторы, алгоритм, хладагент, ВЧ.

УДК 615.47

Методы планирования нейрохирургических доступов / М.Ю. Тымкович, О.Г. Аврунин, Х.И. Фарук // Вісник НТУ «ХП». Серія: «Нові рішення в сучасних технологіях» – Х.: НТУ «ХП», 2014. – № 36(1079). – С. 43-49. – Бібліогр.: 12 назв. – ISSN 2079-5459.

В работе рассматриваются вопросы, связанные с разработкой компьютерной системы планирования нейрохирургических вмешательств. Одной из важных составляющих является определение значения инвазивности хирургического доступа. Рассмотрены различные подходы к определению инвазивности нейрохирургических доступов, выявлены их недостатки и преимущества. Показано, что карта инвазивности мозга человека является эффективным подходом при определении риска хирургического доступа.

Ключевые слова: система планирования, инвазивность доступа, хирургический доступ, нейрохирургическое вмешательство.

УДК 621.391.26

Применение полиспектрального анализа для определения диагностических признаков в звуках дыхания больных ХОБЛ / А. С. Порева, А. А. Макаренкова, А. С. Карплюк // Вісник НТУ «ХП». Серія: «Нові рішення в сучасних технологіях» – Х.: НТУ «ХП», 2014. №36(1079). С. 49-55. – Бібліогр.: 13 назв. – ISSN 2079-5459.

В работе предложен метод анализа звуков дыхания здоровых людей и пациентов с хронической обструктивной болезнью легких (ХОБЛ) на основе статистик высших порядков, а именно на расчетах функции бикогерентности и коэффициентов асимметрии. Разработана итерационная методика анализа зарегистрированных на грудной клетки пациентов звуков дыхания, позволившая с высокой степенью вероятности классифицировать состояние здоровья пациентов. В результате предложенной методики, основанной на расчете функций бикогерентности и коэффициентов асимметрии, выполнена классификация звуков по категориям «здоровый» и «болен ХОБЛ».

Ключевые слова: звуки дыхания, функция бикогерентности, коэффициент асимметрии, ХОБЛ, биспектр.

УДК 615.47:616-07

Компьютерная ранняя диагностика сахарного диабета методами

математического моделирования / С.С. Лапта, Л.А. Поспелов, О.И. Соловьёва // Вісник НТУ «ХПІ». Серія: «Нові рішення в сучасних технологія» – Х.: НТУ «ХПІ», 2014. – № 36(1079). – С. 55-61. – Бібліогр.: 7 назв. – ISSN 2079-5459.

В статье рассмотрена проблема повышения качества ранней диагностики сахарного диабета, выявления предшествующих ему состояний с нарушенной толерантностью к глюкозе. Предлагается новая система компьютерной ранней диагностики сахарного диабета на основе математического моделирования динамики гликемии и параметрической идентификации модели для обследуемого пациента по клиническим данным проведенного у него перорального теста толерантности к глюкозе. Ее преимущество в возможности выявления латентных форм СД перед действующей официальной системой Всемирной организации здравоохранения установлено статистически достоверно.

Ключевые слова: система диагностики, сахарный диабет, математическая модель, дифференциальное уравнение.

УДК 615.47:616-07

Расчет режимов инсулинотерапии на основе математического компьютерного моделирования / Е.И. Сокол, С.С. Лапта, Л.А. Поспелов, О.И. Соловьёва // Вісник НТУ «ХПІ». Серія: «Нові рішення в сучасних технологія» – Х.: НТУ «ХПІ», 2014. – № 36(1079). – С. 61-66. – Бібліогр.: 9 назв. – ISSN 2079-5459.

Современная инсулинотерапия предусматривают подбор режима компенсации сахарного диабета на пациенте, что сопряжено с возможностью скорого летального исхода при передозировке инсулина. Поэтому методы не позволяют достигнуть необходимой степени компенсации диабета, гарантирующей от его поздних сосудистых осложнений. В статье предлагается способ точного компьютерного расчета режима инсулинотерапии на основе математического моделирования динамики гликемии, которая позволяет эффективно имитировать реальные терапевтические процедуры с инсулином.

Ключевые слова: математическое моделирование, компьютерное моделирование, инсулинотерапия.

УДК 531.1

Отрицательная обратная связь по параметру в гомеостатической колебательной системе / С.С. Лапта, Л.А. Поспелов, О.И. Соловьёва // Вісник НТУ «ХПІ». Серія: «Нові рішення в сучасних технологія» – Х.: НТУ «ХПІ», 2014. – № 36(1079). – С. 66-72. – Бібліогр.: 3 назв. – ISSN 2079-5459.

Статья посвящена нахождению наиболее общего уравнения колебаний, обусловленных отрицательной обратной связью в системе. Казалось, что классический аппарат гармонического анализа имеет универсальный характер для описания колебаний и что теория колебаний имеет завершенный характер. Однако наблюдения колебаний в сложных гомеостатических системах показали, что существует необходимость в поиске новых подходов к их описанию. В частности, в нашей работе показано, что в случае гомеостатической физиологической системы регуляции уровня глюкозы в крови человека его уровень адекватно воспроизводится решением дифференциального уравнения 1-го порядка с запаздывающим аргументом.

Ключевые слова: гомеостатическая система, отрицательная обратная связь.

УДК 615.471

Модель цифрового генератора зашумленного экг-сигнала / Е.И. Король, Р.С. Томашевский, А. Н. Носуля // Вісник НТУ «ХПІ». Серія: «Нові рішення в сучасних технологія» – Х.: НТУ «ХПІ», 2014. – № 36(1079). – С. 72-77. – Бібліогр.: 9 назв. – ISSN 2079-5459.

В работе проведен краткий обзор метода электрокардиографии, определены основные

характеристики артефактов и паразитных сигналов, которые возникают при использовании данного метода. По результатам анализа проведено моделирование цифрового генератора зашумленного электрокардиографического сигнала, с возможностью изменения основных параметров сигнала и помех. Предложены варианты использования данной модели в учебном процессе, при анализе реальных схемных решений и алгоритмов обработки электрокардиографических сигналов.

Ключевые слова: ЭКГ-сигнал, R-R интервал, артефакт, собственные шумы, индустриальная помеха.

УДК: 616.711-0188.3-002+616-08:615

Клиническая эффективность применения многофункциональных аппаратов АНЭТ и фотонной матрицы Коробова в комплексном лечении больных с дорсалгией / Л.Я.Васильева-Линецкая, Л.Д.Тондий, И.В.Кас, Е.И.Замятина// Вісник НТУ «ХП». Серія: «Нові рішення в сучасних технологіях» – Х.: НТУ «ХП», 2014. – № 36(1079). – С. 77-82. – Бібліогр.: 10 назв. – ISSN 2079-5459.

Изучена клиническая эффективность комплексного лечения с дифференцированным применением методов физиотерапии с использованием многофункциональных аппаратов АНЭТ и фотонной матрицы Коробова у 198 больных с дорсалгией. Установлено, что при интенсивных болях применение электростимуляции более эффективно купирует дорсалгию и оказывает более значимое симпатолитическое влияние по сравнению с электрофорезом лидокаина. При умеренной интенсивности болевого синдрома у больных с симпатикотонией эффективность применения электрофореза бишофита и красного света практически одинакова, у пациентов с парасимпатикотонией значительно более эффективно включение в комплекс лечения красного света.

Ключевые слова: дорсалгия, остеохондроз позвоночника, вегетативная нервная система, электростимуляция, электрофорез лидокаина и бишофита, красный свет.

УДК 535.361;536.424.1

Лазерная поляризационная флуоресценция сетей оптически анизотропных биологических нанокристаллов/ Ю.А. Ушенко, А.В. Дуболазов, М.И. Сидор // Вісник НТУ «ХП». Серія: «Нові рішення в сучасних технологіях» – Х.: НТУ «ХП», 2014. – № 36(1079). – С. 83-87. – Бібліогр.: 4 назв. – ISSN 2079-5459.

Предложена модель лазерной поляризационной флуоресценции биологических тканей с учетом механизмов оптически анизотропного поглощения – линейного и циркулярного дихроизма протеиновых сетей. Найдены взаимосвязи между статистическими, корреляционными и фрактальными параметрами, характеризующими Мюллер - матричные изображения лазерной поляризационной флуоресценции, и особенностями механизмов оптически анизотропного поглощения гистологических срезов биопсии стенки матки.

Ключевые слова: флуоресценция, анизотропия, нанокристаллы.

УДК 654.9:677.83

Исследование поля излучательного электрода-аппликатора / Л.А. Поспелов, К.В.Колесник, В.Г. Сомов // Вісник НТУ «ХП». Серія: «Нові рішення в сучасних технологіях» – Х.: НТУ «ХП», 2014. – № 36(1079). – С. 87-91. – Бібліогр.: 6 назв. – ISSN 2079-5459.

Представлено описание перспективного излучательного электрода-аппликатора (ИЭА) для гипертермии. Конструктивные отличия от исходного образца позволяют сформировать преимущественно тангенциальную компоненту поля с малым изменением амплитуды по апертуре излучателя. Это позволяет снизить рабочую частоту (< 10МГц), увеличивает глубину проникновения поля, снижает травмирующий перегрев кожи и подкожного жира пациента во время проведения гипертермической процедуры. Показано, что электрическое

поле, формируемое перспективным ИЭА содержит, в основном, тангенциальную составляющую.

Ключевые слова: гипертермия, излучательный электрод-аппликатор, резонатор.

УДК 535.361;536.424.1

Корреляционный анализ мюллер – матричных изображений биологических тканей в дифференциальной диагностике механизмов анизотропии протеиновых сетей/ В.О. Ушенко, П.О. Ангельський, О.В. Олар // Вісник НТУ «ХПІ». Серія: «Нові рішення в сучасних технологія» – Х.: НТУ «ХПІ», 2014. – № 36(1079). – С. 91-96. – Бібліогр.: 4 назв. – ISSN 2079-5459.

Работа направлена на разработку метода азимутально стабильной Мюллер - матричной реконструкции линейного двулучепреломления и дихроизма протеиновых сетей биологических тканей для поляризационно-корреляционной дифференциации степени тяжести предраковых изменений эндометрия (ткани шейки матки). Найденны взаимосвязи между набором статистических моментов 1-го – 4-го порядков, которые характеризуют распределения фазовых сдвигов и коэффициента линейного дихроизма эндометрия, и особенностями его патологии.

Ключевые слова: анизотропия, матрица Мюллера, диагностика.

УДК 615.47; 616.073

Применение программного комплекса Solid Works для обучения студентов основам проектирования электрохирургического оборудования / А.В. Лебедев, Н.Н. Юрченко, А.Г. Дубко, И.А. Бойко // Вісник НТУ «ХПІ». Серія: «Нові рішення в сучасних технологія» – Х.: НТУ «ХПІ», 2014. – № 36(1079). – С. 96-99. – Бібліогр.: 4 назв. – ISSN 2079-5459.

Рассмотрены возможности обучения студентов комплексу Solid Works на примере проектирования оборудования для сварки живых тканей. Исследована зависимость прочности сваренных кровеносных сосудов от диаметра и модуля прочности. Показано применение Solid Works при изучении тепловых и механических процессов. С помощью комплекса Solid Works можно рассчитать распределение механических напряжений, резонансные частоты, прочность и нагрев деталей оборудования для сварки живых тканей.

Ключевые слова: SolidWorks, сварка живых тканей, артерия, прочность.

УДК 621.317.33

Электрическая модель состояния гидратации пациента во время процедуры ультрафильтрации/ Е.И. Сокол, М.В. Воинова, Б.В.Ткачук, Р.С. Томашевский, // Вісник НТУ «ХПІ». Серія: «Нові рішення в сучасних технологія» – Х.: НТУ «ХПІ», 2014. – № 36(1079). – С. 100-106. – Бібліогр.: 14 назв. – ISSN 2079-5459.

В данной статье описаны вопросы контроля состояния гидратации пациента при гемодиализе. Обоснован выбор метода биоимпедансометрии (БИМ) для контроля водного статуса пациента. Описан принцип метода БИМ, а также недостатки существующей модели. Приведен обзор содержания жидкости в организме, а также распределение ее по секторам и перемещение между ними во время процедуры ультрафильтрации (УФ). Разработана новая электрическая модель, жидкостной части организма с разбиением на водные секторы. Также разработана модель с учетом динамики перемещения жидкости в организме при УФ.

Ключевые слова: гемодиализ, ультрафильтрация, биоимпеданс, "сухой вес", водный баланс.

УДК 654.937

Динамические модели биокинематических параметров движений Атлетов /

В. И. Галица, П. А. Качанов // Вісник НТУ «ХПІ». Серія: «Нові рішення в сучасних технологія» – Х.: НТУ «ХПІ», 2014. – № 36(1079). – С. 106-111. – Бібліогр.: 4 назв. – ISSN 2079-5459.

В статье освещены варианты применения измерительной аппаратуры экспресс-диагностики динамических характеристик спортивных движений для определения состояния атлетов и на основе проведенных исследований описаны примеры создания динамических моделей, позволяющих идентифицировать как само спортивное движение через его координационно-кинематическую структуру, так и его динамические характеристики через амплитуды уско-рений в контрольных фазах этих движений. Такая аппаратура информирует испытуемого об интенсивности выполнения им тренировочного задания и критических амплитудных и вре-менных отклонениях от установленной тренером нормы.

Ключевые слова: динамическая модель, акселерометр, координационно-кинематическая структура, идентификация, амплитуда.

УДК 615.83

Использование методов импульсной модуляции в медицинских озонаторах / А.В. Кипенский, В.В. Куличенко, Н.В. Махонин, А.А. Коробка. // Вісник НТУ «ХПІ». Серія: «Нові рішення в сучасних технологія» – Х.: НТУ «ХПІ», 2014. – № 36(1079). – С. 111-119. – Бібліогр.: 16 назв. – ISSN 2079-5459.

В работе проанализированы различные способы регулирования параметров озонно-кислородной смеси в медицинских озонаторах. Показана целесообразность использования методов импульсной модуляции для регулирования концентрации озона в озонно-кислородной смеси и ее расхода. Предложена структурная схема обеспечивающая регулирование параметров озонно-кислородной смеси методом импульсной модуляции. Описан принцип формирования управляющих импульсов микропроцессорной системой импульсного управления, которая позволяет регулировать параметры ОКС методами широтно-импульсной или частотно-импульсной модуляции.

Ключевые слова: озонотерапия, медицинский озонатор, озонно-кислородная смесь, широтно-импульсная модуляция, система управления, микропроцессор.

УДК: 615:47

Моделирование пиковых значений пульсовых сигналов лучевых артерий / В.А. Павлыш, Е.В. Сторчун // Вісник НТУ «ХПІ». Серія: «Нові рішення в сучасних технологія» – Х.: НТУ «ХПІ», 2014. – № 36(1079). – С. 119-125. – Библиогр.: 5 наимен. – ISSN 2079-5459.

В статье исследован процесс формирования пиковых значений пульсовых сигналов лучевых артерий человека в приближении эквивалентного плоского перемещения структурных элементов биообъекта. Экспериментальные результаты получены с использованием устройства, состоящий из пьезоэлектрического и тензорезистивного датчиков. Диаметр контактной поверхности составлял $(6 \pm 0,1)$ мм. Результаты анализа показали, что в диапазоне значений силы деформации зон до 1,5 Н длина участков артерий, формирующих пульсовые сигналы, не превышала 10 мм.

Ключевые слова: пульсовой сигнал, восточная медицина, синхронная пульсометрия

УДК 654.9:615.8

Принципы модернизации системы циркуляции хладагента в локальной ВЧ гипертермии./Л.А. Поспелов, К.В. Колесник // Вісник НТУ «ХПІ», Серія: «Нові рішення в сучасних технологія» – Х.: НТУ «ХПІ», – № 36(1079). – С. 125-130. – Бібліогр.: 6 назв. – ISSN 2079-5459.

В работе проведен анализ трёх принципиально различных систем циркуляции хладагента (СЦХ), предназначенных для обеспечения одной и той же задачи: охлаждения поверхности тела пациента в момент проведения лечебной гипертермической процедуры.

Рассмотрены системы - фреоновая, криогенная и выполненная на основе использования элементов Пельтье. Выявлены сравнительные достоинства и недостатки каждой из них в указанном применении и предложен наиболее оптимальный вариант в виде комбинации двух последних. Проанализированы достоинства и недостатки одного из наиболее оптимальных его технических решений.

Ключевые слова: онкология, гипертермия, хладагент, фреон, криоагент, элемент Пельтье, боллус, алгоритм.

УДК 616-71

Примерение аппарата нечеткой логики в модуле принятия решений для комплекса диагностики семейного врача / Е.И. Сокол, М.В. Почебут, О.А. Ситникова. // Вісник НТУ «ХПИ», Серія: «Нові рішення в сучасних технологія» – Х.: НТУ «ХПИ», – № 36(1079). – С. 131-138. – Бібліогр.: 13 назв. – ISSN 2079-5459.

В работе проанализированы методы обработки первичной информации для систем диагностики семейного врача и предложен алгоритм для универсального модуля принятия решения на основе аппарата нечеткой логики. Произведена программная реализация алгоритма, приведен ряд практических результатов. Главным результатом данной работы является обоснование и принципы создания специализированного универсального модуля мобильной операционной системы, как части комплекса для диагностики состояния здоровья пациента и заключений в отношении диагноза семейным врачом.

Ключевые слова: семейный врач, нечеткий контроллер, модуль принятия решений.

УДК 615.849

Рентгеновские комплексы мадис и ультразвуковые комплексы ultima – диагностические средства для оснащения передвижных маммографических кабинетов / А. В. Кипенский, С. В. Литвиненко, Е. В. Хоменко. // Вісник НТУ «ХПИ», Серія: «Нові рішення в сучасних технологія» – Х.: НТУ «ХПИ», – № 36(1079). – С. 139-149. – Бібліогр.: 12 назв. – ISSN 2079-5459.

Использование в передвижных маммографических кабинетах рентгеновских и ультразвуковых диагностических средств, предъявляет к ним дополнительные требования по функциональным возможностям, энергопотреблению, массогабаритным показателям и надежности. В работе, на основе анализа технических данных и режимов работы, показано, что этим требованиям удовлетворяют рентгеновские комплексы МАДИС и ультразвуковые комплексы ULTIMA, которые серийно выпускаются фирмой «РАДМИР» дочерним предприятием АО Научно-исследовательского института радиотехнических измнрений (г. Харьков).

Ключевые слова: маммография, методы и средства лучевой диагностики, передвижные маммографические кабинеты, рентгеновские и ультразвуковые комплексы, стандарт DICOM, сдвиговолновая эластография.

УДК 654.9:615.8

Сравнительная оценка методов сжатия ЭКГ-сигналов для задач телемедицины / М.А. Шишкин, К.В. Колесник // Вісник НТУ «ХПИ», Серія: «Нові рішення в сучасних технологія» – Х.: НТУ «ХПИ», 2014. – №36(1079). – С. 149-155. – Бібліогр.: 7 – ISSN 2079-5459.

Представлена сравнительная оценка различных методов сжатия биометрических сигналов, таких как ЭКГ, ЭЭГ и им подобных для задач передачи телемедицинской информации в условиях ограниченной пропускной способности каналов связи. Проведен сравнительный анализ методов сжатия телеметрической информации, таких как: дискретное косинусное преобразование первого и второго типов, дискретное синусное преобразование,

быстрое преобразование Фурье и Вейвлет преобразование, и даны рекомендации по эффективности их применения для задач обработки биометрических сигналов.

Ключевые слова: телемедицина, передача данных, методы сжатия биологических сигналов, Вейвлет-преобразование

УДК 654.9:615.8

Состояние разработок в современной лечебной гипертермии / К.В. Колесник, Л.А. Поспелов, Т.В. Сокол // Вісник НТУ «ХП», Серія: «Нові рішення в сучасних технологія» – Х.: НТУ «ХП», 2014. – №36(1079). – С.155-161. – Бібліогр.: 12 – ISSN 2079-5459.

Рассмотрены особенности современной лечебной гипертермии, физических механизмов воздействия ВЧ-полей на биологические объекты, а также существующие технические проблемы локальной гипертермии и предложения по их решению. Рассмотренные предложения по совершенствованию ряда систем комплексов лечебной локальной гипертермии позволяют модернизировать существующую аппаратуру, что значительно повысит ее эффективность. Данные предложения должны пройти экспериментальную отработку, и после комплекса необходимых испытаний, могут быть предложены для практической реализации.

Ключевые слова: лечебная гипертермия, онкология, электромагнитное поле, медицинские аппараты, высокочастотная терапия.

УДК 615.83

Разработка метода корректной дозировки озона в процедурах внутривенной инфузии озонированного физиологического раствора / А.В. Кипенский, Т.А. Глухенькая // Вісник НТУ «ХП», Серія: «Нові рішення в сучасних технологія» – Х.: НТУ «ХП», 2014. – №36(1079). – С.161-172. – Бібліогр.: 17 – ISSN 2079-5459.

Одним из немедикаментозных методов лечения является озонотерапия, которая достаточно часто проводится в виде внутривенных инфузий озонированного физиологического раствора. В работе показано: концентрация озона в таком растворе существенно зависит от ряда факторов, что, в свою очередь, влияет на дозу озона, получаемую пациентом во время процедуры инфузии. Получены расчетные выражения и предложен метод корректной дозировки озона при проведении внутривенных инфузий. Использование предложенного метода в медицинской практике позволит достаточно точно обеспечивать дозу озона, получаемую пациентом в процессе проведения процедуры.

Ключевые слова: озонотерапия, внутривенная инфузия, физиологический раствор, доза озона, метод дозировки.

ABSTRACTS

Decision support system when undertaking diagnostic-medical action / A.I. Povoroznyuk // Bulletin of NTU «KhPI». Series: «New ideas in modern technology» – Kharkiv: NTU «KhPI», 2014. – № 36(1079). – P. 5-10. – Bibliogr.: 8 titles. – ISSN 2079-5459.

The paper analyzed and examined by a complex of diagnostic and treatment facilities, which consists of interdependent stages of diagnosis and treatment of identified pathologies. The Formalized stages diagnostic-medical process at development computer decision support system in medicine. For complex estimation stage diagnostic-medical process for the reason minimization risk doctor-mistake is designed method to clusterizations diagnosis in space pharmacological action and correction threshold in diagnostic solving rule. Success of the proposed information system is determined by the choice of the target platform development, as well as a well-designed architecture, which in the future will provide the scalability, flexibility, and ease of system maintenance. Efficiency and effectiveness of the system is exemplified in its testing on real medical data using the training sample of 100 patients.

Keywords: computer system, decision making, diagnostics, pharmacological action, doctor-mistake.

Results of clinical trials of model of the human blood circulation system in the form of a concerted-noah to long line / S.I. Vladov, O.G. Avrunin, V.O. Mospan, A.A. Yurko // Bulletin of NTU «KhPI». Series: «New ideas in modern technology» – Kharkiv: NTU «KhPI», 2014. – № 36(1079). – P. 10-19. – Bibliogr.: 14 titles. – ISSN 2079-5459.

The results of the testing process, the movement of blood through the vessels in the clinical setting, which indicates the high objectivity performance mathematical model of the circulatory system in the form of a long line with the up-diffused parameters to determine the hemodynamic parameters in the diagnosis of functional disorders of the circulatory system of man. During the course of the clinical trials were investigated following a pathological condition of the patients: aortic hypertension, aortic stenosis, ischemic stroke in the internal carotid arteries and coronary heart disease. According to the results of clinical testing proved that the model can be used to determine objective measures of blood flow through the vessels in functional disorders of the circulatory system of the human criteria of evidence-based medicine. Based on this model can be developed new diagnostic methods. General exactness of the model, which makes it possible to argue about the adequacy of the model of the human blood circulation system as a method of diagnosis of several diseases of the human blood circulation system was also set.

Keywords: model, long line, blood circulation system.

Biotechnical assessment system mucosal upper respiratory tract / Y.V. Nosova, O.G. Avrunin, Y.M. Kalashnik, N.O. Shushlyapina // Bulletin of NTU «KhPI». Series: «New ideas in modern technology» – Kharkiv: NTU «KhPI», 2014. – № 36(1079). – P. 19-25. – Bibliogr.: 8 titles. – ISSN 2079-5459.

The necessity of the development of new non-invasive diagnostic methods otorhinolaryngological diseases, proposed a block diagram of the biotechnical system evaluation mucosa of the upper respiratory tract, as well as the information model of the processing of the image of the nasal mucosa, justified the choice of informative indicators endoscopic image of the mucous membrane of the nasal cavity. The prospect of work is to conduct further analysis in order to identify correlations among the diagnosis as well as informative parameters investigated endoscopic image to enhance the effectiveness of early diagnosis and reduce the time of diagnosis, which will significantly reduce the time of treatment. Further increase the accuracy of assessment of mucosal possible by maximizing the identical conditions of the study. Determined the most important diagnostic parameters endoscopic images.

Keywords: hyperemia, color model, nasal airways, image, endoscope.

Estimation of the level influence of biochemical index at development of depressive frustration / N.V. Pavlova, O.M. Galaichenko, A.I. Bych // Bulletin of NTU «KhPI». Series: «New ideas in modern technology» – Kharkiv: NTU «KhPI», 2014. – № 36(1079). – P. 25-30. – Bibliogr.: 6 titles. – ISSN 2079-5459.

In the human body the hormonal system performs the important function. It provides integration of functional systems and cellular activity. One of the most perspective directions of the biological psychiatry and psychoneuroendocrinology is research of the condition of endocrine system at depressive frustration. The relation of the level of anabolic and catabolic hormones is the important indicators of the hormonal balance at depressive frustration. Determined, that many patients with depression have those or other infringements of functions hypothalamo-pituitary-adrenal system. Possibility of complex analysis will greatly improve the reliability and usefulness from data, which we are getting. For these goals in the future is planned to build a biochemical model that will enhance the interpretation of t-ratings and as a result will make it possible to identify the first depressive episodes.

Keywords: biochemistry, depression, hormone anabolic, hormone catabolic, system hypothalamo-pituitary-adrenal.

Mathematical modeling of the electromyographic signal / K.G. Selivanova, O.G. Avrunin, A.A. Geletka // Bulletin of NTU «KhPI». Series: «New ideas in modern technology» – Kharkiv: NTU «KhPI», 2014. – № 36(1079). – P. 31-39. – Bibliogr.: 14 titles. – ISSN 2079-5459

The article analyzes the mathematical models, that representing the process of generation of biomedical signals. A mathematical model was proposed, which is effective to describe the formation of the electromyographic signal with the possibility of using the model parameters in the analysis of this biosignal. This model shows the possibility of obtaining information about the shape, duration, repetition frequency of the single motor unit action potential of the electromyographic interference signal. The adequacy of the proposed model is confirmed by comparison with clinical myographic signals. The results of modeling electromyographic signal can be used in clinical medicine. The results of research can be used to create an automated processing system of EMG: for identification of pathological processes, as well as for the assessment of the main indicators of the single motor unit action potential.

Keywords: mathematical model, modeling, electromyographic signal generation process biosignal.

Actual problems of local HF hyperthermia and solutions. / L.A. Pospelov // Bulletin of NTU «KhPI». Series: «New ideas in modern technology» – Kharkiv: NTU «KhPI», 2014. – № 36(1079). – P. 39-43. – Bibliogr.: 5 titles. – ISSN 2079-5459.

This paper analyzes some problems existing in the modern high local hyperthermia, the solution of which can significantly increase the effectiveness of systems designed for the combined treatment of cancer and severe deep localization. The basis of this work consists of original results of more than two decades of research and development, with the participation and under supervision of the author of the present communication. On the basis of the theoretical solution of the problem of sharing the patient's body in the model of the electromagnetic and thermal fields. Developed previously studied theoretically and experimentally radiative electrode-applicator. Found a method and apparatus for noninvasive temperature measurement of internal organs. Developed in pilot form, theoretically and experimentally investigated cryogenic refrigerant system. In this paper we describe significant flaws in all commercial applications of high-frequency hyperthermia systems designed for local hyperthermia tumors developed forms and deep localization.

Keywords: onkologiya, hypertermiya, tonometriya, termometriya, aplikatori algorithm, coolant, RF.

Planning methods of neurosurgical accesses / M.Y. Tymkovych, O.G. Avrunin, H.I. Farouk // Bulletin of NTU «KhPI». Series: «New ideas in modern technology» – Kharkiv: NTU «KhPI», 2014. – № 36(1079). – P. 43-49. – Bibliogr.: 12 titles. – ISSN 2079-5459.

The paper explores the issues that related to the development of a computer system planning of neurosurgical interventions. One of the most important parts is the process of determining the invasiveness of surgical access. Considered various approaches to the definition of invasive neurosurgical accesses identified their advantages and disadvantages. The study conclusions were drawn. The map of invasiveness of brain structures is an effective approach for determining risk of surgical access. Choice of surgical approach should take into account the geometry of the surgical instrument and error of positioning of stereotactic system. Choosing a surgical approach should take into account the possible displacement of brain structures, in accordance with the type of trepanation. Also must take into account the standard surgical approaches. These methods should allow significantly improve the quality of neurosurgical interventions.

Keywords: system of planning, invasiveness of access, surgical access, neurosurgical intervention.

Application polispectral analysis to identify diagnostic features of the breath sounds in patients with COPD / A. S. Poreva, A. A. Makarenkova, Y. S. Karplyuk // Bulletin of NTU «KhPI». Series: «New ideas in modern technology» – Kharkiv: NTU «KhPI», 2014. – № 36(1079). – P. 49-55. – Bibliogr.: 13 titles. – ISSN 2079-5459.

In the paper a method for analyzing breath sounds of healthy people and patients with chronic

obstructive lung disease on the basis of higher-order statistics was proposed. Widely used in medicine and is an electronic auscultation, which allows you to identify and objectify the typical diagnostic signs lung disease. The complex nature of the breath sounds is causing the application to the analysis of their methods of higher-order statistics. This is of interest not only to the spectral components of the respiratory sounds, as well as the phase components. Iterative method of sound processing was developed and it's result is classification of the studied sounds by category "healthy" and "COLD patients» with a high probability. The proposed methodology is based on the calculations of bicoherence functions and skewness coefficients. It is shown that this method is an informative, highly accurate and can be a useful tool in the diagnosis of bronchopulmonary diseases.

Keywords: breath sounds, bicoherence function, skewness coefficient, COPD, bispectrum.

Computer early diagnostics of the Diabetes mellitus by the methods of mathematical modelling / S.S. Lapta, L.A. Pospelov, O.I. Solovjova // Bulletin of NTU «KhPI». Series: «New ideas in modern technology» – Kharkiv: NTU «KhPI», 2014. – № 36(1079). – P. 55-61. – Bibliogr.: 7 titles. – ISSN 2079-5459.

The paper considers the problem of improving the quality of early diagnosis of diabetes, identifying antecedent conditions with impaired glucose tolerance. On the basis of the parameters of the glycemic dynamics mathematical model, individualized for a tested patient according to clinical data of his oral glucose tolerance test, the system of computer early diagnostics of Diabetes mellitus was constructed. It was statistically demonstrated it's advantages over the working official World Organization of Healthsystem in possibility of diabetes mellitus latent forms revealing. The values of the model parameters of the dynamics of glycemia almost uniquely determine the nature and type of the glycemic curve glucose tolerance test. they are integral status information system of regulation of carbohydrate metabolism and may therefore be used for its overall diagnosis. For individualization of blood glucose dynamics model were used glycemic patient data obtained in the Institute of Medical Sciences of Ukraine endocrine pathology.

Keywords: system of diagnostics, diabetes mellitus, mathematical model, differential equalization.

The calculation of insulin therapy regimes on the basis of mathematical computer modeling / E.I. Sokol, S.S. Lapta, L.A. Pospelov, O.I. Solovjova // Bulletin of NTU «KhPI». Series: «New ideas in modern technology» – Kharkiv: NTU «KhPI», 2014. – № 36(1079). – P. 61-66. – Bibliogr.: 9 titles. – ISSN 2079-5459.

The purpose of this paper is to generalize the new model of the dynamics of glycaemia to the case of exogenous income in blood insulin and development on the basis of its methodology for calculating the optimal mode of insulin diabetes. Due to the fact that the traditional subcutaneous injection of insulin dose requires consideration of its uncontrolled dispersal of the passage into the blood, for simplicity, we consider its intravenous administration, which is also of interest for clinical practice. The computer method of Diabetes mellitus insulin therapy regimes' calculations on the basis of the glycemic dynamics mathematical model was proposed. An application of this method must raise the doctor's confidence in safety of the normal glycaemia progress and, as result, prevent the development of mortally dangerous vascular Diabetes' complications. In the future, this method may be extended to the development of an additional mode of insulin therapy for a patient who had already received treatment, but it was not enough.

Keywords: mathematical modeling, computer modeling, insulin therapy.

The negative inverse relation by parameter in homeostatic oscillatory system / S.S. Lapta, L.A. Pospelov, O.I. Solovjova // Bulletin of NTU «KhPI». Series: «New ideas in modern technology» – Kharkiv: NTU «KhPI», 2014. – № 36(1079). – P. 66-72. – Bibliogr.: 3 titles. – ISSN 2079-5459

The article is devoted to discovering the most general equation of oscillations, depending on negative invers relation in system. Until recently it appeared that classic apparatus of harmonic

analysis have the universal character for the description of oscillations. But the oscillations in homeostatic systems have proved that it is not. Homeostatic systems and fluctuations in them as opposed to simple co-vibrational systems in mechanics and electrical engineering is necessary to investigate, first in general, gradually moving inland to the extent of their understanding. In particular, in our paper it was shown that in the case of homeostatic physiological system regulating the level of glucose in the blood level of his adequately reproduced solution of the differential equation of 1st order with retarded argument. It is of interest to find out the possible types of transients due to negative feedback in it, to determine the physical meaning of conditions for the existence of oscillations in the system in its most general form, to identify and explore the most general equation of these oscillations.

Keywords: homeostatic system, negative inverse relation.

Digital model generator of noisy ecg signal / E.I. Korol, R.S. Tomashevskiy, A.N. Nosulya // Bulletin of NTU «KhPI». Series: «New ideas in modern technology» – Kharkiv: NTU «KhPI», 2014. – № 36(1079). – P. 72-77. – Bibliogr.: 9 titles. – ISSN 2079-5459.

This paper gives a brief review of the method of electrocardiography (ECG), the basic characteristics of artifacts and spurious signals that occur when using this method. According to the analysis of simulated digital generator noisy ECG signal with the possibility of changes in the basic parameters of the signal. The developed model allows the generation of noisy ECG signal with the ability to set the parameters of ECG signal and the levels of the main types of interference in the real limits. In this model, instead of the standard form of the ECG signal was used only a portion thereof - QRS-complex, which determines the amplitude and frequency parameters of the electrocardiographic signal. Realized generator noisy ECG signal allows to assess the effectiveness of various methods of noise suppression, thus can be used as a learning process and the development of real devices. The developed model allows you to check the stability of different algorithms to synchronize devices with the rhythm of the ECG signal that can be used when designing devices biosynchronization and biofeedback.

Keywords: ECG signal, R-R interval, the artifact, white noise, industrial noise.

Clinical efficiency of ALFET and photonic Korobov matrix multifunctional devices application in complex treatment of patients with back pain / L.Y. Vasilyeva-Linetskaya, L.D. Tondiy, I.V. Kas, E.S. Zamyatina // Bulletin of NTU «KhPI». Series: «New ideas in modern technology» – Kharkiv: NTU «KhPI», 2014. – № 36(1079). – P. 77-82. – Bibliogr.: 10 titles. – ISSN 2079-5459.

The purpose of the work was to study the features of the influence of complex treatment with the inclusion of iontophoresis, electrical stimulation and the red light on the intensity of pain symptoms and autonomic homeostasis in patients with dorsalgia. Clinical efficiency of complex treatment with the differentiated application of physiotherapeutic methods using low-frequency electrotherapy apparatus «ANET» and photonic Korobov-matrix multifunctional devices in 198 patients with back pain was studied. It was found that electrostimulation application is more efficient in management of severe back pain. It also possessed more profound sympatholytic effect in comparison with lidocaine electrophoresis. In patients with moderate back pain and sympatheticotonia, the efficiency of bischofite and red light electrophoresis is almost identical, while in patients with parasympathicotonia, red light application in complex management is more effective.

Keywords: back pain, spinal osteochondrosis, vegetative nervous system, electrostimulation, lidocaine and bischofite electrophoresis, red light.

Laser polarization fluorescence of biological networks optically anisotropic nanocrystals/ Yu.A. Ushenko, A.V. Dubolazov, M.I. Sidor // Bulletin of NTU «KhPI». Series: «New ideas in modern technology» – Kharkiv: NTU «KhPI», 2014. – № 36(1079). – P. 83-87. – Bibliogr.: 4 titles. – ISSN 2079-5459.

In paper proposed a model of laser polarization of the fluorescence of biological tissues with regard to the mechanisms of the optically anisotropic absorption - linear and circular dichroism protein networks. Found the relationship between statistics, correlation and fractal parameters

characterizing Mueller - matrix image of laser fluorescence polarization, and features an optically anisotropic absorption mechanisms of histological sections of biopsy of the uterine wall. Demonstrated the effectiveness of the method azimuthally invariant Mueller - matrix mapping laser polarization fluorescence protein networks in the problem of differentiation of benign and malignant tumors of the uterine wall. Histological sections were prepared according to standard procedure on a freezing microtome. For each of these layers, characterized by the presence of optically anisotropic protein networks - fibrillar collagen and muscle fibers.

Keywords: fluorescence, anisotropy, nanocrystals.

Examination of a field of the radiating electrode-applicator /L.A. Pospelov, K.V. Kolesnik, V.G. Somov // Bulletin of NTU «KhPI». Series: «New ideas in modern technology» – Kharkiv: NTU «KhPI», 2014. – № 36(1079). – P. 87-91. – Bibliogr.: 6 titles. – ISSN 2079-5459.

The description of a perspective radiating electrode-applicator (REA) for a hyperthermia is introduced. Constructive differences from the initial sample allow to generate preferentially tangential component of a field with an amplitude infinitesimal change under the emitter aperture. It allows to reduce a working frequency (<10MHz), enlarges a penetration depth, reduces injuring overheat of a skin and a hypodermic fat of the patient during carrying out of hyperthermal procedure. Is shown that the electric field produced promising REA comprises substantially tangential component. Output of the normal component of the electric field is not more than 5% of the power of the tangential component. It was found that the depth of penetration of the field into the body for future REA several times larger than that of the original REA. Predominantly tangential component of the electric field can be used ceramic coating onto the radiating with a larger dielectric constant. This reduces the operating frequency of the field, REA, and a prerequisite to further increase the penetration depth in the patient's body.

Keywords: a hyperthermia, the radiating electrode-applikator, the resonator.

Correlation analysis of Mueller - matrix images of biological tissue in the differential diagnosis mechanisms of protein networks anisotropy / V.A. Ushenko, P.O. Angelsky, O.V. Olar // Bulletin of NTU «KhPI». Series: «New ideas in modern technology» – Kharkiv: NTU «KhPI», 2014. – № 36(1079). – P. 91-96. – Bibliogr.: 4 titles. – ISSN 2079-5459.

The work is aimed at developing a method of azimuthal stable Muller - matrix remodeling of linear birefringence and dichroism of biological tissues protein networks for polarization correlation differentiation severity of precancerous changes of the endometrium (the tissue of the cervix). The basis of the description of the mechanisms of optical anisotropy, which possess biological tissues, on a number of model representations. Based on the model of the generalized optical anisotropy, which have protein network of biological tissues, developed a method of azimuthally invariant Mueller - matrix reconstruction of parameters of linear birefringence and linear dichroism. Found the relationship between a set of statistical moments of the 1st - 4th order that characterize the distribution of the phase shifts and the coefficient of linear dichroism of the endometrium, and the peculiarities of his pathology.

Keywords: anisotropy, Mueller matrix, diagnostics.

Solid Works for Learning Students Design of the Electrosurgical Equipment / A.V. Lebedev, N.N. Jurchenko, A.G. Dubko, I.A. Bojko // Bulletin of NTU «KhPI». Series: «New ideas in modern technology» – Kharkiv: NTU «KhPI», 2014. – № 36(1079). – P. 96-99. – Bibliogr.: 4 titles. – ISSN 2079-5459.

The possibilities of teaching students complex Solid Works were considered using the example of designing equipment for welding living tissues. The dependence of the strength of welded blood vessels on the diameter and strength of the module was discovered. The use of Solid Works was demonstrated in the study of thermal and mechanical processes. For an optimal design solution and accelerate the design, first created 3 D models and parts. Then, using the built-in package simulation, modeling and operate are the optimal parameters. As an example, consider the use of Solid Works for designing complex welds, overlapping blood vessels. With SolidWorks can

determine the number of heart beats, after which happens destruction of the joint. Program complex CAD Solid Works - one of the easiest-to-learn students design software for creating 3D models of parts and medical devices and to obtain their realistic images.

Keywords: Solid Works, welding live tissues, artery, strength.

Electrical model of the hydration state of the patient during the ultrafiltration / E.I. Sokol, M.V. Voinova, B.V. Tkachuk, R.S. Tomashevsky // Bulletin of NTU «KhPI». Series: «New ideas in modern technology» – Kharkiv: NTU «KhPI», 2014. – № 36(1079). – P. 100-106. – Bibliogr.: 14 titles. – ISSN 2079-5459.

This article describes the issues of control of the hydration state of the patient during procedures ultrafiltration and hemodialysis. The method of bioimpedance (BIM) for monitoring the water status of the patient has been chosen. The principle of the method of BIM are described. Also, the drawbacks of the existing equivalent circuit for bioimpedance are described. The overview of the content of body fluids, as well as its distribution across sectors are provided. The process of movement of fluid in patient body between interstitial and vascular sectors during procedure ultrafiltration are presented. The new equivalent circuit for BIM of the liquid portion of the body with sectorization has been developed. Also, equivalent circuit taking into account the dynamics of movement of body fluids during the procedure ultrafiltration has been developed. The mathematical description of proposed model is presented. The new criterion for end procedure ultrafiltration has been proposed.

Keywords: hemodialysis, ultrafiltration, bioimpedance, "dryweight", water balance.

Dynamic models of biokinematic parameters Motions of athletes / V. I. Galica, P. A. Kachanov // Bulletin of NTU «KhPI». Series: «New ideas in modern technology» – Kharkiv: NTU «KhPI», 2014. – № 36(1079). – P. 106-111. – Bibliogr.: 4 titles. – ISSN 2079-5459.

The most important task of training athletes is the diagnosis of functional and technical condition of the athlete in the process of friction-malization and competitive activities This article describes the options for the measuring equipment for express diagnostics of dynamic characteristics of athletes and sports movements through research, examples of creating dynamic models, allows one to identify itself as the sports movement through its coordinating and kinematic structure and the dynamic characteristics of the amplitudes of acceleration phases in the control of these movements. Presented diagnostic equipment allows you to create "dynamic images of movements" to identify them in the coordinate-ordination of complex exercises, compare them with the model of the motion of the database. Such equipment shall inform the subject of the intensity of the performance of the training tasks and the critical amplitude and time deviations from established norms coach.

Keywords: dynamic model, accelerometer, coordinating and kinematic structure, identification, amplitude.

The use of pulse modulation methods in medical ozone generators / A.V. Kipenskiy, V.V. Kulichenko, N.V. Mahonin, A.A. Korobka // Bulletin of NTU «KhPI». Series: «New ideas in modern technology» – Kharkiv: NTU «KhPI», 2014. – № 36(1079). – P. 111-119. – Bibliogr.: 16 titles. – ISSN 2079-5459.

The work analyzes different ways of controlling the parameters of the ozone-oxygen mixture in medical ozone generators. For ozone in medical ozone generators are most often used electrophysical method, which consists in the creation of surround barrier discharge in the gas gap of the discharge chamber through which the pro-allowed medical oxygen. The expediency of the use of pulse modulation methods for controlling the concentration of ozone in the ozone-oxygen mixture and its flow are shows. The structural scheme provides for the regulation of parameters of ozone-oxygen mixture by pulse width modulation. The principle of formation of the control pulses microprocessor pulse control system which allows adjusting parameters of ozone-oxygen mixture by pulse width or pulse frequency modulation methods are describes. It should be noted that the use of pulse modulation methods in medical ozone allows, first of all, to ensure accurate testing of all parameters specified

ozone-oxygen mixture, as well as improves the weight and dimensions of energy management systems and material flows.

Keywords: ozonotherapy, medical ozonator, ozone-oxygen mixture, pulse width modulation, the control system, microprocessor.

Modeling peak pulse signals radial arteries / V.A. Pavlish, Y.V. Storchun // Bulletin of NTU «KhPI». Series: «New ideas in modern technology» – Kharkiv: NTU «KhPI», 2014. – № 36(1079). – P. 119-125. – Bibliogr.: 5 titles. – ISSN 2079-5459.

The method is based on synchronous pulsometry registration signals of three closely spaced zones along the radial artery of the left and right hand man, which apply the appropriate device. The article explores the process of formation of the peak values of pulse signals radial arteries person in the approximation of the equivalent flat move the structural elements of a bioobject. Experimental results obtained with the use of the device, consisting of a piezoelectric and piezoresistive sensors. The diameter of the contact surface was $(6\pm 0,1)$ mm. The results of the analysis showed that the range of values forces deformation zones to 1.5 H sections length of the arteries that form of pulse signals, did not exceed 10 mm. Results of the study suggest the lack of mutual influence of pulse oscillations of different zones of radial artery in synchronous register signals the canons of Oriental Medicine. Estimates of the length of the radial artery pulse signals that define the surface of the body, not exceeding the length of these zones (~ 13 mm).

Keywords: pulse signal, Eastern medicine, synchronous pulsometry

Principles of the modernization of the local circulation cooling RF hyperthermia / L.A. Pospelov, K.V. Kolisnyk // Bulletin of NTU «KhPI». Series: «New ideas in modern technology» – Kharkiv: NTU «KhPI», 2014. – № 36(1079). – P. 125-130. – Bibliogr.: 6 titles. – ISSN 2079-5459.

The analysis of three fundamentally different coolant circulation systems (CCS), designed to provide the same problem: the patient's body surface cooling at the time of therapeutic hyperthermia treatments. Particle systems - freon, cryogenic and executed based on the use of Peltier elements. Revealed comparative advantages and disadvantages of each of them in this application and offered the best option as a combination of the last two. The advantages and disadvantages of one of its most optimal technical solutions. It is shown that any of the "System refrigerant" alone is not able to fully meet the "Medical and technical requirements" imposed on therapeutic hyperthermia complex "Ekstraterm-XXI». The possibility of using Peltier elements as complementary staff "System refrigerant" to dampen fluctuations in temperature on the electrodes - applicators. Established the relevance of research problems ripple "System refrigerant" adjustable temperature for the formulation of the requirements for the Peltier module.

Keywords: oncology, hyperthermia, refrigerant, freon, cryoagent, a Peltier element, bolus algorithm.

The use fuzzy logic in diagnostic systems decision module for family physician / E.I. Sokol, M.V. Pochebut, O.A. Sitnikova. // Bulletin of NTU «KhPI». Series: «New ideas in modern technology» – Kharkiv: NTU «KhPI», 2014. – № 36(1079). – P. 131-138. – Bibliogr.: 13 titles. – ISSN 2079-5459.

The paper analyzes methods of processing primary information in diagnostic system for family physician, the proposed algorithm for universal acceptance decisions based on fuzzy logic. An algorithm for software implementation and the number of practical results presented. The main result of this paper is to study and principles of universal module specialized mobile operating system as part of the complex to diagnose patient's health status and findings, the diagnosis family doctor. Treatment results and diagnostics using expert system with fuzzy logic will make a more precise analysis of the patient's condition and determine the list of necessary guidelines and regulations. The module is versatile and can be integrated into a diagnostic system that runs on any popular mobile operating system. Technology: Library Fuzzylite - krosplatformenna, free and open library for programming controllers fuzzy logic in C ++, Jfuzzylite - the same library fuzzylite, but

is fully programmed for JavaQTFuzzylite - krosplatformenna, free and open library based on Qt, required to implement the GUI user using fuzzylite.

Key words: family physician, fuzzy controller, module decisions.

X-ray systems Madis and ultrasound complexes ultima - diagnostic tools for equipment mobile mammography cabinets / A.V. Kipenskiy, S.V. Litvenenko, E.V. Homenko // Bulletin of NTU «KhPI». Series: «New ideas in modern technology» – Kharkiv: NTU «KhPI», 2014. – № 36(1079). – P. 139-149. – Bibliogr.: 12 titles. – ISSN 2079-5459.

Using X-ray and ultrasound diagnostics in mobile mammography offices makes them more demands on functionality, power consumption, weight and dimensions and reliability. In this paper, based on the analysis of the technical data and operating modes, it is shown that these requirements satisfy the X-ray systems MADIS and ultrasound complexes ULTIMA, which are commercially produced by "RADMIR" DP AO Research Institute of Radio Engineering Measurements (Kharkov). The usefulness of these complexes and devices due primarily to the fact that the results of the survey in the form of images of biological soft tissues of high quality, produced by them, have a high reliability and informative, and allow the identification of a wide range of symptoms in the early stages of breast disease. Good weight and dimension parameters of diagnostic tools and small power can use them not only in stationary, but in the mobile mammography.

Key words: mammography, methods and means of beam diagnostics, mobile mammography rooms, X-ray and ultrasound systems, the standard DICOM, shiftwave elastography.

Comparison of methods of compression ECG-signals for problems telemedicine / M.A. Shishkin, K.V. Kolisnyk // Bulletin of NTU «KhPI». Series: «New ideas in modern technology» – Kharkiv: NTU «KhPI», 2014. – № 36(1079). – P. 149-155. – Bibliogr.: 7 titles. – ISSN 2079-5459

The comparative evaluation of different methods of compression of biological signals such as ECG, EEG, and the like for telemedicine transmission problems in situations of limited network bandwidth. Identified evaluation parameters of compression methods of biological signals. A comparative analysis of methods, such as discrete cosine transform, discrete sine transforms, fast Fourier transform and wavelet transform, and recommendations on their performance for ECG processing tasks. It has been shown that method of Discrete Cosine Transform showed better compression rate as compared with other methods, but the method only discrete method of Discrete Cosine Transform in type II (DCT-II), gives the standard deviation of less than one, and is most suitable for use in a telemedicine system. These methods can be used in modern telemedicine center for family medicine, which have a low cost with sufficient mobility applications.

Keywords: telemedicine, data transmission, compression techniques of biological signals, wavelet transform

Condition developments in modern medical hyperthermia / K.V. Kolisnyk, L.A. Pospelov, T.V. Sokol // Bulletin of NTU «KhPI». Series: «New ideas in modern technology» – Kharkiv: NTU «KhPI», 2014. – № 36(1079). – P. 155-161. – Bibliogr.: 12 titles. – ISSN 2079-5459

To date, there are following methods of high-frequency therapy: diathermy, inductothermy, ultra high frequency therapy and microwave therapy. In modern medical high frequency hyperthermia are several problematic issues whose solution based on the introduction of the latest results on the study of the interaction of high-frequency - electromagnetic, ultrasonic and thermal fields with the patient's body will increase the effectiveness of hyperthermia is The features of modern medical hyperthermia, the physical mechanisms of the interaction of biological objects with high-frequency fields, as well as technical problems existing local hyperthermia and proposals for their solution. Considered a number of proposals to improve the system of local hyperthermia treatment systems allow to upgrade existing equipment that will greatly enhance its effectiveness. These proposals should go through piloting, and then set the required testing may be offered for implementation.

Keywords: therapeutic hyperthermia, oncology, electromagnetic field, medical devices, high-frequency therapy.

Development metod correct dasage of ozone in procedure intravenous infusion ozonized soline solution / Kipenskyi A.V., Gluchenka T.A. // Bulletin of NTU «KhPI». Series: «New ideas in modern technology» – Kharkiv: NTU «KhPI», 2014. – № 36(1079). – P. 161-172. – Bibliogr.: 17 titles. – ISSN 2079-5459

One of the non-drug treatments is ozone therapy, which is often enough conducted in the form of intravenous infusions of ozonated saline solution. The paper shows: the concentration of ozone in this solution depends essentially on a number of factors, which in turn affects the ozone dose received by the patient during an infusion procedure. The calculated expressions are obtained and proposed a method of correct dosage of ozone during intravenous infusion. The experimental results showed that the rate of ozone saturation of saline solutions is not the same for different manufacturers. Saturation velocity saline ozone and its rate of decomposition substantially depend on the ambient temperature and, respectively - temperature of the solution. Stabilization of the concentration of ozone in ozonized saline was made possible due to the subsequent solution bubbling ozone-oxygen mixture with a strictly predetermined concentration of ozone during the procedure of infusion. Using the proposed method is correct dosage of ozone in me-practice their medi- allow sufficiently accurate to provide ozone dose received by the patient during the procedure intravenous infusion of ozonated saline.

Keywords: ozone therapy, intravenous infusion, saline solution, ozone dose, method of dosage.

ЗМІСТ

Поворознюк А.И. Система поддержки принятия решений при проведении лечебно-диагностических мероприятий	5
Владов С.И., Аврунин О.Г., Мосьпан В.А., Юрко А.А. Результаты клинической апробации модели системы кровообращения в виде согласованной длинной линии	10
Носова Я.В., Аврунин О.Г., Калашник Ю.М., Шушляпина Н.А. Биотехническая система оценки слизистой оболочки верхних дыхательных путей	19
Павлова Н. В., Галайченко Е. Н., Бых А. И. Оценка влияния уровня биохимических показателей при развитии депрессивных расстройств	25
Селиванова К.Г., Аврунин О.Г., Гелетка А.А. Математическое моделирование электромиографического сигнала	31
Поспелов Л.А. Актуальные проблемы локальной вч гипертермии и пути их решения	39
Тымкович М.Ю., Аврунин О.Г., Фарук Х.И. Методы планирования нейрохирургических доступов	43
Порева А.С., Макаренко А.А., Карплюк А.С., Гончаренко А.А. Применение полиспектрального анализа для определения диагностических признаков в звуках дыхания больных ХОБЛ	49
Лапта С.С., Поспелов Л.А., Соловьёва О.И. Компьютерная ранняя диагностика сахарного диабета методами математического моделирования	55
Сокол Е.И., Лапта С.С., Поспелов Л.А., Соловьёва О.И. Расчет режимов инсулинотерапии на основе математического компьютерного моделирования	61
Лапта С.С., Поспелов Л.А., Соловьёва О.И. Отрицательная обратная связь по параметру в гомеостатической колебательной системе	66
Король Е.И., Томашевский Р.С., Носуля А.Н. Модель цифрового генератора зашумленного экг-сигнала	72
Васильева-Линецкая Л.Я., Тондий Л.Д., Кас И.В., Замятина Е.И. Клиническая эффективность применения многофункциональных аппаратов АНЭТ и фотонной матрицы Коробова в комплексном лечении больных с дорсалгией	77
Ушенко Ю.О., Дуболазов О.В., Сидор М.И. Лазерная поляризационная флуоресценция сетей оптически анизотропных биологических нанокристаллов	83

Поспелов Л.А., Колесник К.В., Сомов В.Г. Исследование поля излучательного электрода-аппликатора	87
Ушенко В.А., Ангельский П.О., Олар О.В. Корреляционный анализ мюллер – матричных изображений биологических тканей в дифференциальной диагностике механизмов анизотропии протеиновых сетей	91
Лебедев А. В., Юрченко Н. Н., Дубко А. Г., Бойко И.А. Применение программного комплекса SOLID WORKS для обучения студентов основам проектирования электрохирургического оборудования	96
Сокол Е.И., Воинова М. В., Ткачук Б. В., Томашевский Р.С. Электрическая модель состояния гидратации пациента во время процедуры ультрафильтрации	100
Галица В.И., Качанов П.А. Динамические модели биокинематических параметров движений атлетов	106
Кипенский А. В., Куличенко В.В., Махонин Н.В., Коробка А.А. Использование методов импульсной модуляции в медицинских озонаторах	111
Павлиш В. А., Сторчун Є. В. Моделювання пікових значень пульсових сигналів променевих артерій	119
Поспелов Л.А., Колесник К.В. Принципы модернизации системы циркуляции хладагента в локальной вч гипертермии	125
Сокол Є.І.,Почебут М.В., Сітнікова О.О. Застосування апарата нечіткої логіки в модулі прийняття рішень комплексу діагностики для сімейного лікаря	131
Кипенский А. В., Литвиненко С.В., Хоменко Е.В. Рентгеновские комплексы МАДИС и ультразвуковые комплексы ULTIMA – диагностические средства для оснащения передвижных маммографических кабинетов	139
Шишкин М.А., Колесник К.В. Сравнительная оценка методов сжатия экг-сигналов для задач телемедицины	149
Колесник К.В., Поспелов Л.А., Сокол Т.В. Состояние разработок в современной лечебной гипертермии	155
Кипенский А.В., Глухенькая Т.А. Разработка метода корректной дозировки озона в процедурах внутривенной инфузии озонированного физиологического раствора	161
Реферати	173
Рефераты	180
Abstracts	188

НАУКОВЕ ВИДАННЯ

**ВІСНИК
НАЦІОНАЛЬНОГО ТЕХНІЧНОГО УНІВЕРСИТЕТУ
"ХПІ"**

Збірник наукових праць

Серія:

Нові рішення в сучасних технологіях

№ 36(1079)

Науковий редактор чл.-кор. НАН України, д-р техн. наук, проф. Є. І. Сокол

Технічний редактор канд. техн. наук К. О. Костик

Відповідальний за випуск: канд. техн. наук І. Б. Обухова

АДРЕСА РЕДКОЛЕГІЇ: 61002, Харків, вул. Фрунзе, 21, НТУ «ХПІ».
Рада молодих учених і спеціалістів РМУС, тел. (057)707-68-54, e-mail:
eklitus@yandex.ru

Обл.-вид. № 81-14

Підп. до друку «04» вересня 2014 р. Формат 60x84 1/16. Папір офсетний.

Друк офсетний. Гарнітура Таймс. Ум. друк. арк. 10,0.

Наклад 300 прим. Зам. № 50. Ціна договірна

Видавничий центр НТУ «ХПІ». Свідоцтво про державну реєстрацію суб'єкта
видавничої справи ДК №3657 від 24.12.2009
61002, Харків, вул. Фрунзе, 21

Центр оперативної поліграфії ТОВ "Тім Пабліш Груп"
Свідоцтво про державну реєстрацію суб'єкта видавничої справи
ДК № 4252 від 29.12.2011 р.
61035, Харків, прт Гагаріна, 129
