

**МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ УКРАИНЫ
ХАРЬКОВСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ УНИВЕРСИТЕТ РАДИОЭЛЕКТРОНИКИ
АКАДЕМИЯ НАУК ПРИКЛАДНОЙ РАДИОЭЛЕКТРОНИКИ**

**«ПРИКЛАДНАЯ РАДИОЭЛЕКТРОНИКА.
СОСТОЯНИЕ И ПЕРСПЕКТИВЫ РАЗВИТИЯ»
(МРФ – 2017)**

**СБОРНИК НАУЧНЫХ ТРУДОВ
VI Международного радиоэлектронного форума**

**PROCEEDINGS
of 6th International Radio Electronic Forum (IREF'2017)**

**КОНФЕРЕНЦИЯ
«ПРОБЛЕМЫ БИОМЕДИНЖЕНЕРИИ.
НАУКА И ТЕХНОЛОГИИ»**

**INTERNATIONAL CONFERENCE
«PROBLEMS OF BIOMEDENGINEERING.
SCIENCE AND TECHNOLOGY»**

**17-19 октября 2017 г.
Харьков, Украина**

**October 17-19, 2017
Kharkiv, Ukraine**

Видавництво «Точка»

2017

УДК 621.37/.39

ББК 32.84

Ш 52

Ш 52 6-й Международный радиоэлектронный форум «Прикладная радиоэлектроника. Состояние и перспективы развития», МРФ-2017. Конференция «Проблемы биомедицинской инженерии. Наука и технологии». Сборник научных трудов. – Харьков: АНПРЭ, ХНУРЭ, Издательство «Точка», 2017. – 179 с.

ISBN 978-617-669-222-5

В сборник включены научные доклады участников конференции «Проблемы биомедицинской инженерии. Наука и технологии» (ПБНТ) 6-го Международного радиоэлектронного форума «Прикладная радиоэлектроника. Состояние и перспективы развития», МРФ-2017.

Издание подготовлено кафедрой биомедицинской инженерии
Харьковского национального университета радиоэлектроники

61166, Украина, Харьков, просп. Науки, 14.

Тел.: (057) 7021-336

ISBN 978-617-669-222-5

© Академия наук прикладной
радиоэлектроники, 2017
© Харьковский
национальный университет
радиоэлектроники, 2017
© Издательство «Точка», 2017

Председатель: д.ф. - м.н., проф. Бых Анатолий Иванович

ПРОГРАММНЫЙ КОМИТЕТ КОНФЕРЕНЦИИ

- Аверьянова Л. А.** Харьковский национальный университет радиоэлектроники, доцент, к. т. н., г. Харьков, Украина.
- Аврунин О. Г.** Харьковский национальный университет радиоэлектроники, профессор, д. т. н., г. Харьков, Украина.
- Бых А. И.** Харьковский национальный университет радиоэлектроники, заведующий кафедрой, профессор, д. ф.-м. н., г. Харьков, Украина.
- Величко О. Н.** Харьковский национальный университет радиоэлектроники, и.о. декана факультета обучения иностранных граждан, доцент, к. т. н., г. Харьков, Украина.
- Высоцкая Е. В.** Харьковский национальный университет радиоэлектроники, профессор, д. т. н., г. Харьков, Украина.
- Дацок О. М.** Харьковский национальный университет радиоэлектроники, доцент, к. т. н., г. Харьков, Украина.
- Дуденко В. Г.** Харьковский национальный медицинский университет, заведующий кафедрой, профессор, д. мед.н., г. Харьков, Украина.
- Журавлев А. С.** Харьковский национальный медицинский университет, заведующий кафедрой, профессор, д. мед.н., г. Харьков, Украина.
- Злепко С. М.** Винницкий национальный технический университет, заведующий кафедрой, профессор, д. т. н., г. Винница, Украина.
- Коваленко А. С.** Международный научно-учебный центр информационных технологий и систем НАН Украины и МОН Украины, руководитель отдела, профессор, д. мед.н., г. Киев, Украина.
- Колесникова Е. В.** ГУ «Национальный институт терапии имени Л.Т. Малою НАМН Украины, заместитель директора по научной работе, профессор, д. мед.н., г. Харьков, Украина.
- Кузовик В. Д.** Национальный авиационный университет, заведующий кафедрой, профессор, д. т. н., г. Киев, Украина.
- Максименко В. Б.** Национальный технический университет Украины «КПИ», декан Межуниверситетского медико-инженерного факультета, заведующий кафедрой, профессор, д. мед.н., г. Киев, Украина.
- Майоров О. Ю.** Харьковская медицинская академия последипломного образования, заведующий кафедрой, профессор, д. мед.н., г. Харьков Украина.
- Малеева О. В.** Национальный аэрокосмический университет им. Н.Е. Жуковского «ХАИ», профессор, д. т. н., г. Харьков, Украина.
- Мустецов Н. П.** Харьковский национальный университет им. В.Н. Каразина профессор, к. т. н., г. Харьков, Украина.

Новиков А. А.	Херсонский государственный технический университет, заведующий кафедрой, профессор, д. хим. н., г. Херсон, Украина.
Павлов С. В.	Винницкий национальный технический университет, проректор по научной работе, профессор, д. т. н., г. Винница, Украина.
Пиротти Е. Л.	Национальный технический университет «ХПИ», профессор, д. т. н., г. Харьков, Украина.
Поворознюк А. И.	Национальный технический университет «ХПИ», профессор, д. т. н., г. Харьков, Украина.
Прасол И. В.	Харьковский национальный университет радиоэлектроники, профессор, д. т. н., г. Харьков, Украина.
Пятикоп В. А.	Харьковский национальный медицинский университет, заведующий кафедрой, профессор, д. мед.н., г. Харьков, Украина.
Музыка Е. Н.	Харьковский национальный университет радиоэлектроники, доцент, д. т. н., г. Харьков, Украина.
Салеева А.Д.	Украинский НИИ протезирования, протезостроения и восстановления трудоспособности, директор, к. т. н., г. Харьков, Украина.
Сокол Е. И.	Национальный технический университет «ХПИ», член-корр. НАН Украины, ректор, заведующий кафедрой, профессор, д. т. н., г. Харьков, Украина.
Сорокатый Р.В.	Хмельницкий национальный университет, заведующий кафедрой, профессор, д. т. н., г. Хмельницкий, Украина.
Старенький В.П.	ГУ Институт медицинской радиологии им. С. П. Григорьева НАМНУ, заведующий отделением, профессор, д. мед.н., г. Харьков, Украина.
Яворский Б.И.	Тернопольский национальный технический университет имени Ивана Пулюя, профессор, д. т. н., г. Тернополь, Украина.

ПЛЕНАРНОЕ ЗАСЕДАНИЕ

НОВЫЕ ОЗООНОВЫЕ ТЕХНОЛОГИИ ДЛЯ МЕДИЦИНСКОЙ ПРАКТИКИ

Кипенский А.В.¹, Глухенькая Т.А.², Назаров Е.И.², Король Е.И.¹

¹Национальный технический университет «Харьковский политехнический институт»

61002, Харьков, ул. Кирпичева, 2, тел.: (057)70-76-481, e-mail: kavkpi@ukr.net

²НПП «Эконика», г. Одесса, e-mail: einazarov@hotmail.com

New ozone technologies for medical practice are proposed. For the procedure of intravenous infusion of ozonized physiological solution, a correct dosage of ozone's method has been developed that provides not only a preset ozone concentration in saline, but also its stabilization during the procedure. Ozonization the large volumes of blood, which is necessary for infectious diseases, is suggested to be carried out by the original method of extracorporeal ozonization and blood oxygenation. To implement this method was developed the hardware-software complex Bozon-ЕООК".

В диапазоне терапевтических концентраций озон при воздействии на человеческий организм проявляет иммуномодулирующее, противовоспалительное, бактерицидное, верицидное, фунгицидное, анальгезирующее и другие действия. Именно поэтому озонотерапия заслуженно получает все более широкое распространение во всем мире среди немедикаментозных методов лечения. Дополнительными преимуществами озонотерапии являются простота применения, высокая эффективность, хорошая переносимость и практическое отсутствие побочных действий. Все процедуры озонотерапии принято разделять на три основные группы: наружное воздействие озоном (высокие концентрации озона используются для дезинфекции, а низкие способствуют эпителизации и заживлению), парентеральное введение озона (обработка озоном крови и плазмы, подкожное и внутримышечное введение озоно-кислородной смеси (ОКС), внутривенное введение озонированного физиологического раствора (ОФР)), энтеральное введение озона (питье и кишечные орошения озонированной дистиллированной водой, ректальные инфузии ОКС). Среди перечисленных процедур для решения различных клинических задач наиболее часто проводятся процедуры внутривенного введения ОФР и экстракорпоральная обработка крови озоном (большая и малая аутогемотерапия). Однако, не смотря на популярность этих процедур, методы их проведения до недавнего времени были далекими от совершенства.

Процедура внутривенного введения ОФР состоит из двух этапов: озонирование физиологического раствора для обеспечения в нем заданного значения концентрации озона (КО) и непосредственное введение ОФР в венозное русло. Озонирование физраствора производится путем его барботирования ОКС. Принято считать, что при озонировании физиологического раствора (ФР) в стандартном флаконе 0,2 л, процесс насыщения раствора озоном составляет примерно 15 минут. При этом значение КО в ФРС_{ФР} будет определяться коэффициентом растворимости озона в ФР

$$C_{\text{ФР}} = k_p C_{\text{ОКС}}, \quad (1)$$

где $C_{\text{ОКС}}$ – концентрация озона в ОКС, которой барботируется ФР;

k_p – коэффициент растворимости озона в ФР, значение которого при нормальных условиях окружающей среды составляет 0,14.

Однако многочисленные экспериментальные исследования [1] показали, что коэффициент растворимости озона в ФР может существенно отличаться от флакона к флакону, даже среди образцов одной партии. Это, в свою очередь, приводит к тому, что к окончанию процесса барботирования КО в ОФР будет иметь неопределенное значение (как правило, ниже планируемого). Кроме того, в процессе внутривенной инфузии происходит разложение озона в ОФР и к окончанию процедуры КО в ОФР может достигать 30–50 % от первоначального значения (в отдельных случаях озона в ФР вообще практически не остается). Все это приводит к тому, что пациент не получает дозы озона, необходимой для достижения терапевтического эффекта. Эту проблему частично

можно решить за счет применения т.н. «метода трех игл», суть которого состоит в том, что в процессе инфузии ОФР свободное пространство во флаконе заполняется не воздухом из окружающей среды, а ОКС. Такой прием при определенных условиях позволяет стабилизировать КО в ОФР в ходе процедуры, однако не гарантирует ее обеспечение в начальной стадии. Кроме того, использование озонатора (генератора ОКС) на обоих этапах проведения процедуры повышает ее стоимость,

Для корректной дозировки озона в процедурах внутривенной инфузии ОФР был предложен оригинальный метод [2]. Суть этого метода состоит в следующем:

- на первом этапе ФР барботируется ОКС с КО, рассчитанной по выражению (1), в течение 3 мин. После этого автоматически измеряется КО в ФР и по результатам измерения корректируется значение КО в ОКС на выходе озонатора (Рис. 1, а, где линией 1 показано изменение (увеличение) КО в ОКС, а линией 2 – изменение КО в ФР);

- на втором этапе ФР барботируется ОКС с новым значением КО до тех пор, пока КО в ФР не достигнет заданного значения (для определения соответствующего момента КО в ФР периодически измеряется);

- на третьем этапе производят внутривенную инфузию ОФР, а КО в нем поддерживают путем восполнения пространства во флаконе с физраствором ОКС из специальной накопительной емкости.

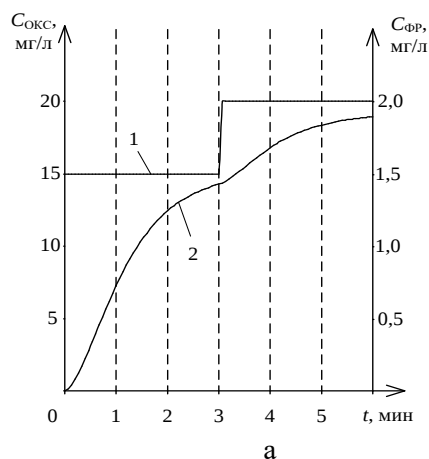


Рис. 1. Метод корректной дозировки озона в процедурах внутривенной инфузии ОФР: процесс насыщения озоном физиологического раствора (а); автоматическая озоновая установка с переносным модулем (б); переносной модуль с установленным флаконом физраствора и снятым кожным с накопительной емкости (в)

Реализация метода корректной дозировки озона в процедурах внутривенной инфузии ОФР потребовала соответствующей модернизации технологического оборудования. В частности была усовершенствована автоматическая озоновая установка (АОУ) и ее программно-математическое обеспечение (ПМО). Кроме того, был разработан специальный переносной модуль с накопительной емкостью для приготовления и инфузии ОФР.

Модернизация АОУ (рис. 1, б) состояла в том, что на ее пневматическом выходе был установлен дополнительный электромагнитный клапан и быстроразъемный фитинг для подключения к переносному модулю. Кроме того в корпусе установки был предусмотрен специальный отсек с датчиком КО в жидкости, выполненный в виде оптопары открытого типа, которая работает в ультрафиолетовой области спектра. При соединении переносного модуля с установкой в оптический канал датчика размещается стеклянная кювета, куда поступает ОФР для измерения в нем КО.

Усовершенствование ПМО АОУ заключалось в реализации автоматических измерений КО в ФР в нужные моменты времени и расчете (при необходимости) нового значения КО в ОКС.

Разработанный переносной модуль BOZON–MOF (рис. 1, в) содержит накопительную емкость для хранения запаса ОКС, две буферные стеклянные емкости, заполненные фторопластовой стружкой и предназначенные для исключения попадания влаги из флакона с ФР в накопительную емкость и в озонатор. Для присоединения модуля к АОУ служат специальные фитинги.

Многочисленные экспериментальные исследования и медицинская апробация нового метода подтвердили его эффективность, которая была достигнута за счет обеспечения заданного значения КО в ОФР и ее стабилизации в течение всей процедуры. Это позволило достаточно строго нормировать озоновую дозу, получаемую пациентом.

Для обработки крови пациента озоном наиболее часто проводятся процедуры большой аутогемотерапии (БАГТО). Проведение процедуры БАГТО в общем случае состоит из трех основных этапов:

- забор из кубитальной вены пациента 50-100 мл венозной крови;
- озонирование крови путем ее смешивания с ОКС с заданной КО;
- возврат пациенту озонированной крови через вену.

В результате процедуры БАГТО происходит активация антиоксидантной защиты организма, нарушаемой при многих патологических состояниях системы. Наблюдения показывают, что при правильном применении эта процедура исключительно редко сопровождается побочными эффектами и осложнениями. Однако, не смотря на накопленный опыт, существующие методики БАГТО имеют целый ряд недостатков, которые могут оказывать негативное влияние на качество проводимых процедур [3]. Кроме того, при некоторых заболеваниях и состояниях больного требуется обработка ОКС больших объемов крови, что невозможно с использованием известных методик.

Для повышения эффективности процедур обработки крови озоном был разработан новый, сравнительно недорогой, метод экстракорпорального озонирования и оксигенирования крови (ЭООК) [4], обеспечивающий требуемый уровень безопасности при обработке больших объемов крови.

Суть нового метода поясняет рис. 2, а на котором изображены основные исполнительные механизмы программно-аппаратного комплекса «БОЗОН-ЭООК»: роторно-пленочный контактор (РПК 1) с электроприводом 2 для вращения рабочей емкости, два перистальтических насоса 3 и 4, генератор ОКС 5 и встроенный источник медицинского кислорода 6 [5]. Все детали РПК 1 выполнены из устойчивых к озону материалов – стекла и полипропилена. Разработанная конструкция РПК 1, за счет изменения частоты вращения рабочей емкости, позволяет регулировать скорость взаимодействия поверхности крови и ОКС до 2 м²/мин. Подключение кровеносной системы пациента к комплексу «БОЗОН-ЭООК» осуществляется с помощью специального комплекта стерильных магистралей: забора крови – 7 и возврата крови – 8. Магистраль возврата крови 8 включает в себя специальный буферный байпас с фильтром 9. Во время процедуры магистраль 7, 8 и РПК 1 находятся в термостате 10 при стабильной температуре. Магистраль 11 служит для подачи ОКС от генератора ОКС 5 в РПК 1.

Для корректного проведения процедур экстракорпорального озонирования и оксигенирования больших объемов крови программно-аппаратный комплекс «БОЗОН-ЭООК» обеспечивает регулирование параметров процедуры в следующих диапазонах:

- КО в ОКС от 0,2 до 0,6 мг/л;
- расхода ОКС от 0,2 до 0,3 л/мин;
- частоты вращения рабочей емкости РПК до 45 об/мин;
- объемной скорости забора и возврата крови в диапазоне от 25 до 45 мл/мин.

Кроме того в комплексе предусмотрены: синхронизация процессов забора и возврата крови, контроль за количеством обработанной крови, контроль за наличием крови в магистралах забора и возврата, стабилизация температуры в термостате на уровне 37,5 °С с отклонением, не более ± 0,5 °С.

Для использования разработанного комплекса в медицинской практике в Министерстве Здравоохранения Украины были зарегистрированы и утверждены

соответствующие методические рекомендации. Испытания, проведенные на добровольцах, показали, что обработка больших объемов крови (5-6 л) при поддержании концентрации озона в ОКС до 0,5 мг/л не сопровождается ростом интенсивности перекисных процессов в организме. К настоящему времени на базе клиники Сартус (г. Одесса) было проведено около 500 процедур ЭООК с использованием программно-аппаратного комплекса «БОЗОН-ЭООК» (рис. 2, б). Во всех случаях была отмечена неизменная нормализация баланса оксидантной и антиоксидантной системы организма, регистрируемого по уровню малонового диальдегида (как маркера перекисного окисления жиров и оксидативного стресса) и интенсивности вспышек хемилюминесценции плазмы крови. Кроме того было установлено, что процедура ЭООК не оказывает негативного воздействия на параметры крови общего и биохимического анализа.

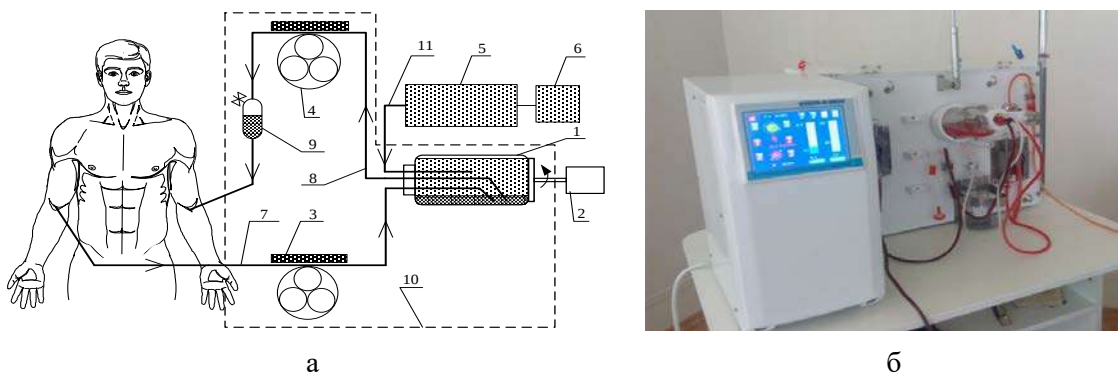


Рис. 2. Схема программно-аппаратного комплекса «БОЗОН-ЭООК» (а)
и его внешний вид (б)

В заключение следует отметить, что применение новых озоновых технологий в медицинской практике позволяет эффективно решать многие клинические задачи.

Список источников информации

1. Глухенькая Т.А. Анализ процедур внутривенной инфузии озонированного физиологического раствора и оценка их качества / Т.А. Глухенькая, А.В. Кипенский, Е.И. Король, Е.И. Назаров // Системи обробки інформації. – Харків: Харківський національний університет повітряних сил ім. Івана Кожедуба, 2017. – Вип. (1)147. – С. 135-143.
2. Кипенский А.В. Разработка метода корректной дозировки озона в процедурах внутривенной инфузии озонированного физиологического раствора / А.В. Кипенский, Т.А. Глухенькая // Вісник Національного технічного університету «ХПІ». 36. наук.праць. Серія «Нові рішення в сучасних технологіях». – Х.: НТУ «ХПІ», 2014. – № 36(1079). – С. 161–172.
3. Кипенский А.В. Анализ методик экстракорпоральной обработки крови озон-кислородной смесью и определение путей повышения их качества / А.В. Кипенский, Т.А. Глухенькая, Е.И. Назаров // Тези доповідей IV Всеукраїнської науково-практичної конференції «Здоров'я нації і вдосконалення фізкультурно-спортивної освіти в Україні». – Харків: НТУ «ХПІ», 2016. – С. 148-155.
4. Кипенский А.В. Новый метод экстракорпоральной обработки крови озон-кислородной смесью / А.В. Кипенский, Е.И. Назаров, Т.А. Глухенькая // Проблеми управління і інформатики. – Київ: Інститут кібернетики ім. В. М. Глушкова НАН України, 2016. – № 3. – С. 94-105.
5. Пат. 98092 Україна, МПК (2012.01) А61К 31/00. Установка для лікування вірусних гепатитів з використанням медичного озону (Варіанти) / Назаров Е.И., Глухенькая Т.А.; заявители и патентообладатели. – № а201109895; Заявл. 09.08.2011; Опубл. 27.02.2012; Бюл. № 4. – 15 с.

Секция 1

Методы и средства обработки и анализа медицинских сигналов и изображений

3D-BIOPRINTING SYSTEM FOR FABRICATION OF ALGINATE MICROFIBERS

Avakian A.

Kharkiv National University of Radio Electronics

61166, Kharkiv, Hauka av., 14, department of Biomedical Engineering, (057) 702 13 64,

E-mail: arevik.avakian@nure.ua; tel. +380505333313

The given work is devoted to the theme of 3D-printing of alginate microfibers with encapsulated stem cells which are used for the nerve regeneration. The motorized printing device is developed and tested. The appropriate software controls the device and allows to design the printing structures.

Some nerve injuries require repair in order to regain sensory or motor function. The primary indications for nerve repair or grafting are 1) an injury or continuity defect in a nerve, as a result of trauma, pathology, surgery, or disease, that cannot regain normal function without surgical intervention and 2) loss of normal neurologic function, resulting in anesthesia, paresthesia, dysesthesia, or paralysis, that cannot be corrected by nonsurgical treatment. In some nerve injuries (e.g., neurapraxia), the nerve regains sensory or motor function unless irreversible compression, neuroma (axonotmesis), or transection (neurotmesis) occurs. In more severe injuries, there may be significant loss of nerve substance (continuity defect), or a section of nerve may need to be removed to expose normal nerve tissue in preparation for nerve repair. Thus, nerve repair and nerve grafting procedures may be required to provide continuity between the proximal and distal portions of the nerve [3].

The idea of the project is to find out if alginate microfibers with encapsulated stem cells, placed between the endings of the damaged nerve, can help to stimulate the growth of the new neural tissue. It is supposed to print alginate microfibers with a defined diameter and length (fig. 1a). Then they should be twisted into a one bunch, imitating the nerve stricture (fig. 1b). The bunch of alginate microfibers holds together thanks to scaffold, produced by electro spinning method, which should be the same size as the damaged nerve (fig. 1c). Next this bunch could be put to the place of the nerve's damage, connecting fractured nerve (fig. 1d).

It is supposed that stem cells, encapsulated in fibres, should stimulate the growth of the new neural tissue under the influence of the neural electrical pulses. These fibres should "show" the direction of growth, so that after the reparation the nerve could function as it has been before.

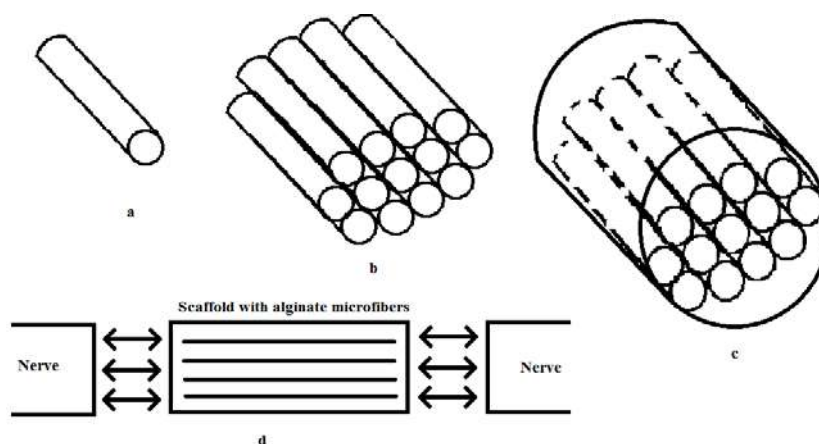


Fig. 1. Method idea: a – alginate fibre, b – bunch of alginate fibres; c – fibres in scaffold; d – nerve's repair

After analyzing of 3D bioprinting systems, the structure chart of the device called Alginate MicroPrinter (AMP) was designed (fig. 2). It includes a three-dimensional motion system based on three stepper motors, which changes the position of the nozzle and its rate of

movement. The pump controls the flow rate of alginate hydrogel. The PC with the corresponding software sends commands, represented by G-Code, to the Motion controller, which decodes them and make the motor work. The developed design of the printer is represented on fig. 3.

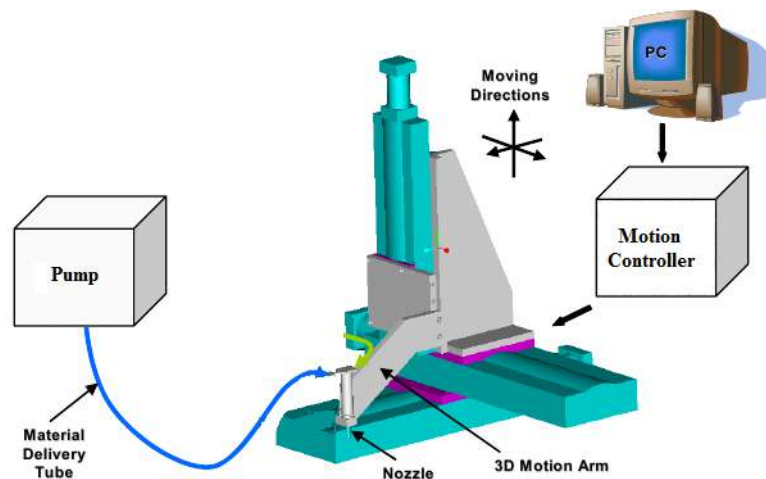


Fig. 2. Structure chart of the AMP-System

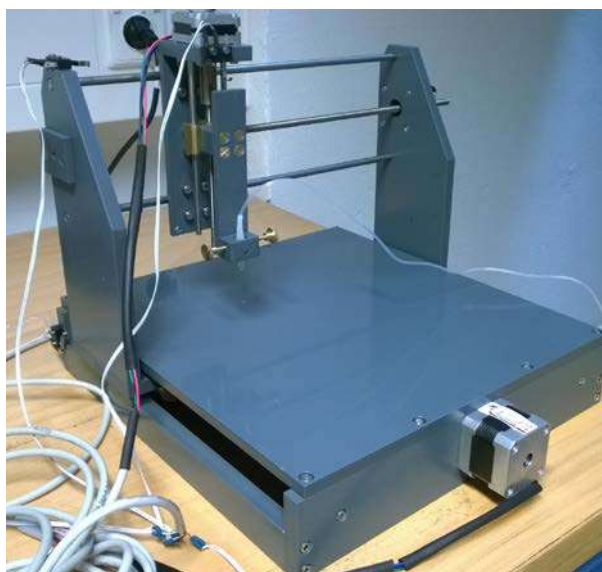


Fig. 3. The AMP-System

The printing space has such dimensions: 250mm x 202mm x 70 mm. According to the size of the nerve, this is more than enough to print microfibers. The resolution of printing is 2,5 μm .

A motion of the nozzle and a printing program are controlled by special designed software, which sends commands to the Motion Controller. As the Motion Controller the prototyping board Arduino Mega 2560 is used. Three IC motor drivers, which are connected to the board, allow controlling three stepper motors. The program for the Arduino board was designed in Arduino IDE. This program allows receiving coded motion commands from the PC software, calculating the new coordinates and sending signals to the motor drivers which make motors, as well as the nozzle, to move. At the same time an alginate solution flows through the

nozzle, so that a microfiber is printed in the Chloride Calcium solution. Commands, sent to the controller, are represented by G-code, which is used to control 3D-printers and CNC machines.

The control of the AMP is performed by the corresponding software, which is designed in the Microsoft Visual Studio Community 2015 using Visual C# programming language (fig. 4). This software allows us to use several modes: Printing Mode, Optimization, Manual Control. The optimization mode provides an opportunity to control the printing program, the speed of the nozzle motion, the dimensions of the printed fibres. This optimization mode helps to determine the relation between the speed of the nozzle and the diameter of the printed fibres. The results of this optimisation are used to calibrate the default program. The default program is a mode in which allows choosing which alginate solution is used and which diameter of the microfiber is fabricated. Other parameters of the printing program for all situations are default (but can be changed by an authorized person).

In future the designed system is supposed to be improved to get the opportunity of printing any 3D-model with the alginate solution. This will allow to print parts of scaffolds and tissues of organs.

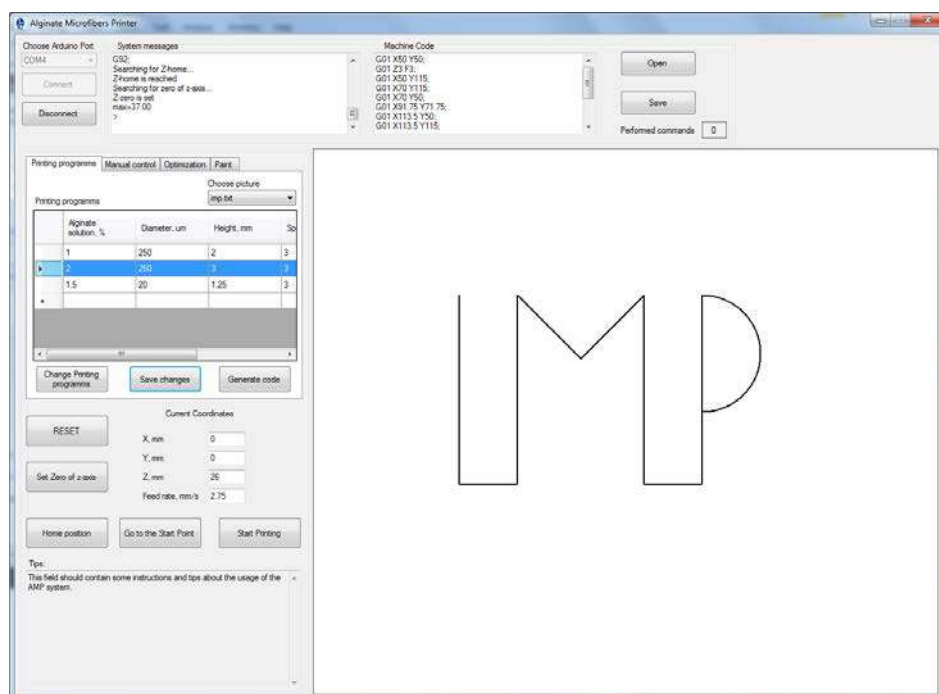


Fig. 4. Software for AMP-system

Sources:

1. Kuen Yong Lee. Alginate: Properties and biomedical applications [Electronic source] / Kuen Yong Lee, David J. Mooney // Progress in Polymer Science 37 (2012) 106–12. Access - <https://www.journals.elsevier.com/progress-in-polymer-science>.
2. Alexander D. Augst. Alginate Hydrogels as Biomaterials [Electronic source] / Alexander D. Augst, Hyun Joon Kong, David J. Mooney // Macromol. Biosci. 2006, 6, 623–633. Access - <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16881042>.
3. Oleksandr Gryshkov. Encapsulating Non-Human Primate Multipotent Stromal Cells in Alginate via High Voltage for Cell-Based Therapies and Cryopreservation [Electronic source] / Oleksandr Gryshkov, Denys Pogozhykh, Nicola Hofmann, Olena Pogozhykh, Thomas Mueller, Birgit Glasmacher // Plos, 2014. Access - <http://journals.plos.org/plosone/article?id=10.1371/journal.pone.0107911>.

**ТЕЛЕМЕДИЦИНСКИЙ WI-FI КОМПЛЕКС МОНИТОРИНГА
ФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ ЧЕЛОВЕКА**

Батаченко С.Н., Колесник К.В.

Национальный Технический Университет
«Харьковский Политехнический Институт»

61002, Харьков, ул. Кирпичева 2, каф. Промышленная и биомедицинская электроника

E-mail: batachenko9443@gmail.com

Согласно данным Всемирной Организации Здравоохранения (ВОЗ) процент людей, состояние которых необходимо отслеживать в режиме реального времени, растет. При этом главной проблемой является необходимость постоянного доступа лечащего врача к показателям состояния здоровья человека [1].

Решением данной проблемы является внедрение беспроводных телекоммуникационных технологий в современные медицинские аппараты, что предоставит постоянный контакт доктора и пациента. [2]

Авторами были проведены исследования возможности реализации беспроводного телемедицинского Wi-Fi комплекса для круглосуточного мониторинга состояния пациента с использованием Wi-Fi модуля ESP-8266. Система интегрирована современной микропроцессорной системой семейства STM32 (Рис. 1).

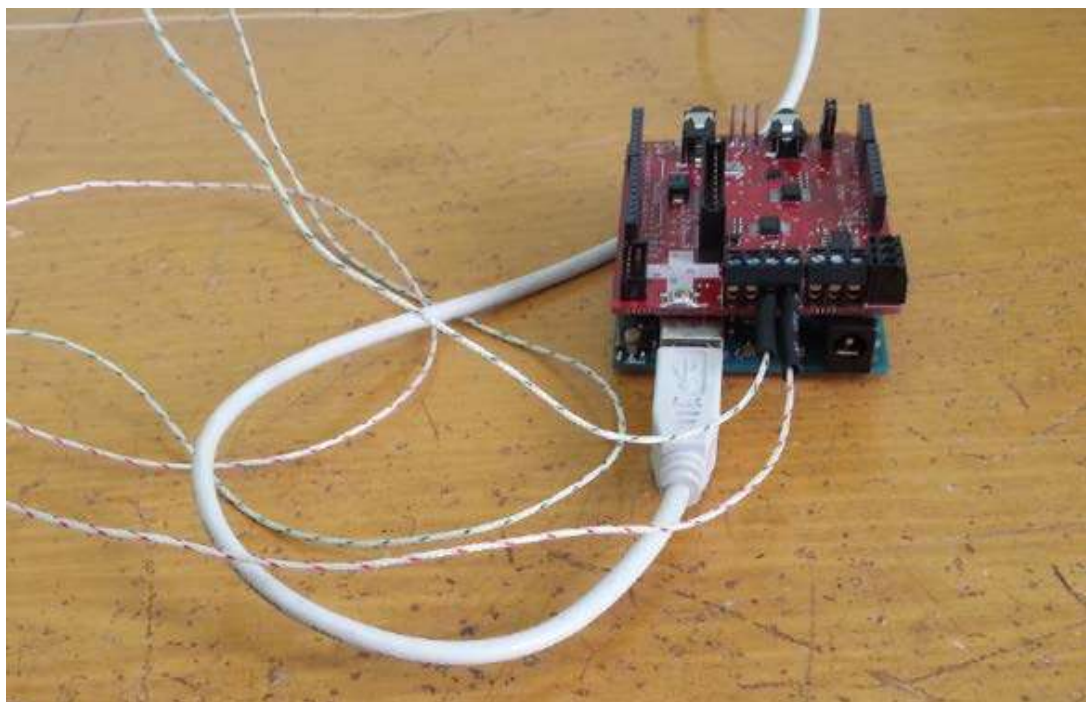


Рис. 1. Внешний вид экспериментального стенда

К данной системе предъявляется ряд специфических требований. К примеру, учитывая то, что снятые данные с пациента являются диагностически ценными параметрами и потеря их, либо искажения могут привести к постановке неправильного диагноза, а в следствии чего к неправильному лечению, которое не обеспечит выздоровление человека. К Wi-Fi модулю медицинского прибора должны быть выдвинуты специальные требования, изложенные в нормативных актах, и подтверждающие возможность и целесообразность использования данного беспроводного модуля в телемедицине.

При анализе основных требований к телемедицинским комплексам были установлены следующие требования:

- высокоскоростной синхронный Интернет доступ (1 мегабит/сек и выше) для точек сети I уровня;
- синхронный Интернет доступ (512 килобит/сек) для точек сети II уровня;
- произвольный Интернет доступ (не менее 64 килобит/сек) для точек сети III уровня;
- спутниковый синхронный канал или высокоскоростной мобильный Интернет для связи с мобильными телемедицинскими комплексами;
- мобильный Интернет доступ (wap/gprs/cdma/edge/3g) для труднодоступных, сельских районов и для персональных мобильных комплексов;
- стационарная телефонная связь для центров домашней телемедицины (в сочетании с сотовой мобильной связью и произвольным каналом Интернет).

Прием и обработка полученной информации ЭКГ, ЭЭГ и т.д. будет выполняться вычислительной технике. Операционная система ПК должна быть рабочей версией не ниже Windows XP SP3.

Проведенные исследования показали, что технологически и экономически выгодным решением поставленной задачи может являться использование серийного Wi-Fi модуля ESP8266.

Основные характеристики модуля:

- 80 MHz 32-bit процессор Tensilica (англ.)русск. Xtensa L106.
- IEEE 802.11 b/g/n Wi-Fi. Поддерживается WEP и WPA/WPA2.

Также, в ходе настройки ПО беспроводного модуля были произведены тесты на дальность сигнала и качества передаваемой информации. В ходе теста изменялись следующие параметры:

- скорость передачи: 512 кбит/сек, 1 Мбит/сек, 2 Мбит/сек;
- объём пакета данных: 8 кбит, 16 кбит, 32 кбит;
- расстояние от передатчика от приёмника.

Были проведены лабораторные испытания использования Wi-Fi модуля ESP8266 для передачи биомедицинских сигналов, результаты которых представлены на рисунках 2, 3, 4.

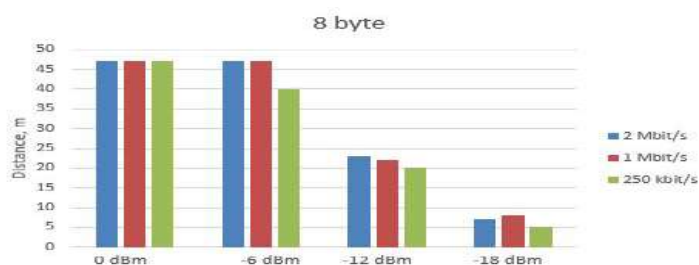


Рис. 2. Результаты испытаний 8 byte

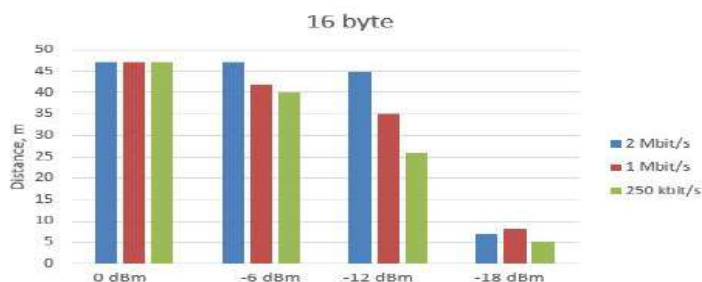


Рис. 3. Результаты испытаний 16 byte

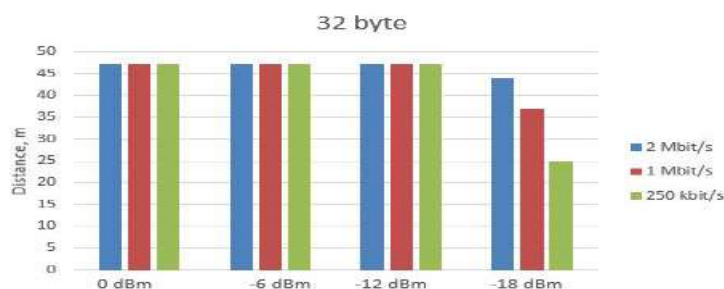


Рис. 4. Результаты испытаний 32 byte

В результате проведенной работы было принято решение использовать существующий Wi-Fi модуль ESP8266 вместо создания нового беспроводного модуля.

Экспериментальный стенд был дополнительно оснащен отладочной платой ArduinoUno для более корректной и быстрой обработки полученных данных.

Были проведены тесты беспроводного Wi-Fi модуля ESP8266 согласно стандартам IEEE 802.15 – IEEE Standard for Local and Metropolitan Area Networks: Overview and Architecture and IEEE 802.15g – IEEE Standard for Local and metropolitan area networks--Part 15.4: Low-Rate Wireless Personal Area Networks (LR-WPANs) Amendment 3: Physical Layer (PHY) Specifications for Low-Data- Rate, Wireless, Smart Metering Utility. Результаты испытания представлены в графическом виде.

Выводы: В ходе лабораторных экспериментов было установлено, что Wi-Fi модуль ESP8266 позволяет обеспечить необходимое для проведения диагностики состояния пациентов качество передачи биомедицинской информации, и может быть использован в составе беспроводного телемедицинского комплекса круглосуточного мониторинга состояния пациентов.

Литература:

- 1) За материалами сайта / <http://www.who.int/ru/>
- 2) Telepsychiatry Research by Peter Yellowlees, retrieved 2015-11- 14
- 3) Колесник К.В., Шишкин М.А., Кипенский А.В., Ситникова О.А. Использование мобильных радиотехнических комплексов в биотелеметрии и телемониторинге // Сборник научных трудов V Международного радио-электронного форума «Прикладная радиоэлектроника. Состояние и перспективы развития: МРФ-2014» .— т. III: конференция «Проблемы биомедицинской инженерии. Наука и технологии». — Украина, Харьков. — 2014.— С. 166-171.
- 4) Шишкин М. А. Колесник К. В. КЛИЕНТ-СЕРВЕРНОЕ РЕШЕНИЕ ПРОГРАММНО-АППАРАТНОГО КОМПЛЕКСА «ДОМАШНИЙ ДОКТОР» // Труды XVIII Международной научно-практической конференции «Современные информационные и электронные технологии: СИЭТ-2017» .— т. I .— Украина, Одесса.— 2017.— С. 135-137.

НЕКОТОРЫЕ АСПЕКТЫ РАЗРАБОТКИ СПОСОБА ПОВЫШЕНИЯ ОБЪЕКТИВНОСТИ ОЛЬФАКТОМЕТРИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ

Носова¹ Я.В., Шапошникова² В.И.

¹Харьковский национальный университет радиоэлектроники
61166, Харьков, пр. Науки 14, каф. Биомедицинская инженерия,

²Харьковский национальный медицинский университет
61022, Харьков, пр. Науки 4, каф. Оториноларингологии,

E-mail: nyav007@gmail.com

The article is devoted to the development of a method for increasing the objectivity of olfactometric studies. The method that is proposed, made it possible to relate the parameters of breathing to the parameters of the olfactory function to ensure an increase in objectivity. In this way, it will be possible to conduct an effective respiratory and olfactory testing of the violations at an evident level. To study the olfactory sensitivity, three olfactory substances of different receptor action.

Введение. Люди могут различать несколько миллионов разных цветов и почти полмиллиона различных оттенков, но число распознаваемых обонятельных стимулов остается неизвестным. Научная литература обычно утверждает, что люди могут различать 10 000 запахов, но это число никогда не проверялось эмпирически. Авторы [1] в 2014 году попытались рассчитать, сколько обонятельных стимулов может распознать человек и пришли к выводу, что эта величина может составлять около 1 триллиона. Однако это заявление вызвало бурную реакцию среди ученых и вскоре вышла разгромная статья «Количество обонятельных стимулов, которые может распознать человек остается неизвестным» [2]. Много ученых занимались данной проблемой, а в 2004 году Ричард Аксель и Линда Бак получили Нобелевскую премию за открытие семейства генов, кодирующих обонятельные рецепторы [3]. Живой интерес ученых к обонятельной системе человека служит безусловным доказательством актуальности выбранной темы.

Таким образом, целью работы является разработка способа повышения объективности ольфактометрических исследований. Необходимо, чтоб за счет размещения носителя пахучего вещества в воздушном тракте риноманометра, а так же процедур определения энергетических характеристик дыхания, данный способ позволял бы связать параметры дыхания с показателями обонятельной функции для обеспечения повышения объективности ольфактометрических исследований, что в свою очередь позволит проводить эффективное респираторно-обонятельное тестирование нарушений на доказательном уровне.

Сущность. Разработанный способ повышения ольфактометрического исследования на первом этапе включает выполнение подготовки к проведению процедуры динамической риноманометрии (rinoflowmetry), при которой измеряются показатели перепада давления Δp на носовой полости и расхода Q воздуха при носовом дыхании.

Носитель одоривектора, например гигроскопическая цилиндрическая кольцевая прокладка, пропитанная раствором специфического обонятельного вещества, размещается в воздушном тракте риноманометра, как правило, на входе датчика измерения расхода воздуха. В качестве риноманометра возможно применять риноманометр типа ТНДА-ПРХ (ХНУРЭ, Украина), ATMOS 300 (ATMOS MEDIZINTECHNIK GMBH, Германия) или их аналоги.

Для исследования обонятельной чувствительности применяются три обонятельных вещества разного рецепторного действия (табл.1) [4]: раствор валерианы с концентрацией 0,05%, который обусловлен нервом n. olfactorius, уксусная кислота 0,04%, обусловленная n. trigeminis и нашатырный спирт 0,004%, обусловленный n. glossopharyngeus.

Далее выполняется непосредственно процедура динамической ринофлоуметрии с помощью риноманометра для получения циклограмм дыхания, представляющие собой зависимости расхода $Q(t)$ воздуха и перепада давления $\Delta p(t)$ на носовой полости от времени (рис.1). При этом пациент выполняет дыхательные маневры с нарастанием их

интенсивности и фиксируется нажатием на кнопку время получения чувствительности к пахучему веществу. Далее выполняется расчет пневматической мощности $N(t)$ циклограммы дыхания.

Определение энергии E дыхания, характеризующий колориметрические затраты на дыхание при появлении чувствительности к одоривектору, выполняется интегрированием циклограммы пневматической мощности дыхания методом трапеций.

Таблица 1 [4]

I. Одоранты ольфактивного действия (вещества, которые влияют на обонятельные рецепторы):	
1. Настойка валерьяны. 2. Ванилин. 3. Гвоздика. 4. Водный экстракт лука 1:100. 5. Молотый кофе. 6. Молотая корица. 7. Масло укропа.	
II. Одоранты смешенного действия:	
1. Одоранты ольфактивно-тригеминального действия	а) раствор нашатырного спирта; б) раствор йода 5%; в) этиловый спирт; г) камфорное масло; д) ацетон; е) формальдегид
2. Одоранты ольфактивно-глоссофарингиального действия	а) йодоформ; б) хлороформ; в) г) раствор уксусной кислоты
3. Одоранты ольфактивно-тригеминально-глоссофарингиального действия	а) раствор уксусной кислоты выше 20%

Выводы. Таким образом, разработан способ, который за счет размещения носителя пахучего вещества в воздушном тракте риноманометра, а так же процедур определения энергетических характеристик дыхания, позволил связать параметры дыхания с показателями обонятельной функции для обеспечения повышения объективности ольфактометрических исследований, что в свою очередь позволит проводить эффективное респираторно-обонятельное тестирование нарушений на доказательном уровне.

Литература. 1. Bushdid C. Humans Can Discriminate More than 1 Trillion Olfactory Stimuli / C. Bushdid, M. O. Magnasco, L. B. Vosshall, A. Keller. // Science. Vol. 343, Issue 6177 – 2014. – P. 1370–1372. doi: 10.1126/science.1249168 2. Gerkin R. C. The number of olfactory stimuli that humans can discriminate is still unknown Arizona State University / R. C. Gerkin, J. B. Castro. // ELife. – 2015. – №4. – P. 1–15. Doi: <http://dx.doi.org/10.7554/eLife.08127>. 3. Богданов В. В. Анатоомофизиологические особенности обонятельного анализатора и современные методы диагностики нарушений обоняния / В. Вас. Богданов, А. В. Завадский, В. Влад. Богданов. // Ринология. – 2013. – №3. – С. 65–82. 4. Абизов Р. А. Нарушения функций обонятельного анализатора и практические аспекты методики их исследования и дальнейшей тактики ведения таких пациентов / Р. А. Абизов, Ю. Д. Павлишин. // Семейная медицина №4 (48). – 2013. – С. 100–102.

РОЗРОБКА ГРАФІЧНОГО ІНТЕРФЕЙСУ КОРИСТУВАЧА В ГАЛУЗІ БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ

Оржинська М.С.

Науковий керівник – к.т.н., доц. Носова Т.В.

Харківський Національний університет радіоелектроніки
(61166, Харків, просп. Науки, 14, каф. Біомедичної інженерії,
тел. (057) 702-14-98)

e-mail: maraiia.orzhyńska@nure.ua

This is a review article in which I will tell you about the advantages and disadvantages of the graphical user interface in the field of biomedical engineering.

It also shows the types of modern graphical interfaces and what they should be from the point of view of the user, in this case - the patient.

В даний час традиційні бумажні документи відходять на другий план, поступаючись більш практичним та зручним електронним. В галузі охорони здоров'я розповсюдженість електронних медичних записів (EHR) швидко зростає і це призводить до необхідності розробки ефективних та дружельюбних інтерфейсів для користувачів.

На сьогоднішній день основними користувачами EHR є медичні працівники. Регулярне заохочення пацієнтів до використання EHR приведе до покращення системи медичного обслуговування, а персональний доступ до електронної медичної карти пацієнта допоможе розширити можливості пацієнта.

Графічний інтерфейс користувача (Graphical User Interface, GUI) це система засобів для взаємодії користувача з пристроєм, заснована на представленні всіх доступних користувачеві системних об'єктів і функцій у вигляді графічних компонентів екрану (вікон, кнопок, смуг прокрутки і т. п.). При роботі з GUI користувач має довільний доступ (за допомогою клавіатури або пристроїв координатного введення, наприклад, touch-screen) до всіх видимих екранних об'єктів. Графічний інтерфейс користувача є частиною призначеного для користувача інтерфейсу і визначає взаємодію з користувачем на рівні візуалізованої інформації.

Існують сучасні види GUI:

- простий;
- істинно-графічний, двовимірний;
- тривимірний.

Простий вид GUI має типові екранні форми і стандартні елементи інтерфейсу, що забезпечуються самою підсистемою GUI.

Істинно-графічний або двовимірний вид це нестандартні елементи інтерфейсу і оригінальні метафори, які реалізовані власними засобами програми або сторонньої бібліотекою (рис. 1).

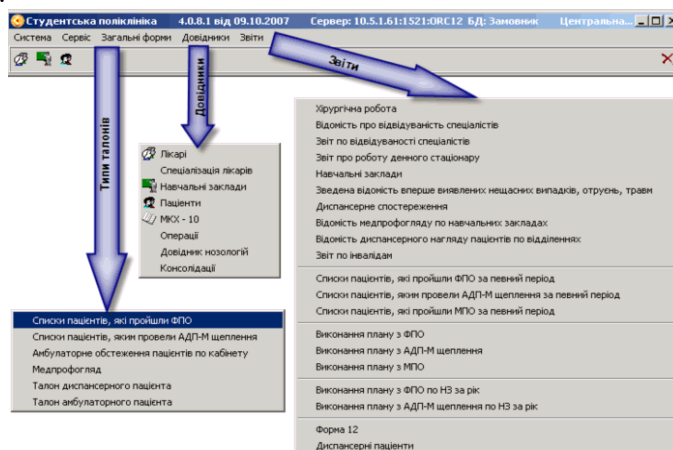


Рис. 1. Двовимірний вид інтерфейсу.

Тривимірний цестандартний інтерфейс прикладних програм, що описують тривимірні зображення.

Однією з вимог до зручного графічного інтерфейсу програмної системи є концепція «роби те, що я маю на увазі» або DWIM (англ. Do What I Mean). DWIM вимагає, щоб система працювала передбачувано, користувач мав змогу заздалегідь інтуїтивно розуміти, яку дію виконає програма після отримання його команди.

До переваг використання GUI можна віднести те, що графічний інтерфейс є зручним для користування початківцями, які почали знайомство з графічним інтерфейсом ПК, наприклад, для програми обробки графіки він, найчастіше, є єдино можливим.

Недоліками типового GUI є споживання великого об'єму пам'яті в порівнянні з текстовим інтерфейсом, що в свою чергу викликає труднощі, пов'язані з організацією віддаленої роботи та при використанні людьми з особливими потребами.

Таким чином, при проектуванні графічного користувацького інтерфейсу (GUI) необхідно враховувати усі існуючі недоліки та розробити сучасний інтерфейс користувача, який би відповідав ергономічним вимогам та був зручним у користуванні.

Література:

1. Smelcer J.B., Miller-Jacobs H., Kantrovich L. Usability of Electronic Medical Records//Journal of Usability Studies. — 2009. — № 4(2). — P. 70–84.
2. Комп'ютерна графіка і стандарт OpenGL, 3-тє видання: Видавничий дом «Вільямс», 2005. — 1168 с.
3. Fonseca T., Ribeiro C., Granja C. Vital signs in intensive care: automatic acquisition and consolidation into electronic patient records//J Med Syst. — 2009. — № 33(1). — P. 47–57.

ТОМОСИНТЕЗ ПРИ ДИАГНОСТИКЕ РАКА МОЛОЧНОЙ ЖЕЛЕЗЫ

Рыбальченко Н.С.

Научный руководитель – д.т.н., профессор Аврунин О.Г.
Харьковский национальный университет радиоэлектроники
6116, Харьков, пр. Науки, 14, каф. Биомедицинской инженерии,
тел. (057)702-13-64

E-mail: nataliyarubalchenko@gmail.com, тел. (093)619-76-34

This work is devoted to a review of the problem of breast cancer and its diagnosis. The described problem of visualization and detection of low-contrast neoplasms of small sizes in mammography. Conducted the review of a new diagnostic technology – tomosynthesis. The advantages of the new method are compared with the previous ones. The conclusions are drawn.

Рак молочной железы (РМЖ) является самым распространенным раковым заболеванием среди женщин во всем мире – на него приходится 16% всех случаев заболевания раком среди женщин, и все шире распространяется в развивающихся странах [1]. В группе риска по РМЖ находится каждая восьмая женщина, после 40 лет вероятность заболевания повышается [2].

Несмотря на то, что с помощью профилактики можно достигнуть некоторого снижения риска заболеваемости, такие стратегии не могут предотвратить большинство случаев заболевания РМЖ в странах с низким и средним уровнем дохода, где он диагностируется на очень поздних стадиях. Поэтому, краеугольным камнем в борьбе против РМЖ является его раннее выявление в целях улучшения результатов лечения и выживаемости.

Более 16 тысяч украинок ежегодно узнают страшный диагноз – рак молочной железы. Почти половина из них умирают, потому что обращаются к врачу слишком поздно. Сейчас в Украине это массовое онкологическое заболевание.

Существуют два метода раннего выявления это – ранняя диагностика (обеспечение осведомленности в отношении ранних признаков и симптомов в симптоматических группах населения для содействия постановке диагноза и проведению лечения на ранних стадиях) и скрининг (систематическое применение скрининг-тестов в группах населения, не обнаруживающих видимых симптомов. Он предназначен для выявления людей с патологией, позволяющей предположить рак) [1].

Основные методы исследования молочных желез:

- Прицельные рентгенограммы. Детальное исследование отдельных участков молочной железы, которые плохо видны на обзорных снимках. Делаются с прямым увеличением изображения в 1,5-2 раза.

- Ультразвуковое исследование молочных желез. Применяется как основной или дополнительный метод диагностики заболеваний молочной железы. УЗИ молочных желез назначается врачом для профилактики и диагностики рака груди в тех случаях, когда необходимо уточнить диагноз или когда рентген противопоказан. Недостаток ультразвукового исследования состоит в том, что оно эффективно только в молодом возрасте, когда молочная железа имеет плотную структуру.

- Компьютерная томография. Дорогая диагностическая методика, используется в тех случаях, когда нет уверенности в природе уже найденного новообразования, и ни обычный рентген, ни УЗИ ответа не дали. Также применяется, если подтвержден рак молочной железы, и опухоль дала метастазы. Тогда обязательно делается КТ головного мозга, всей грудной клетки и брюшной полости. Недостатки процедуры – ее длительность (в редких случаях – до двух часов) и необходимость находиться все это время в малоподвижном состоянии. Возможно применение успокоительных средств.

- Цитологическое (гистологическое) исследование. Этот вид исследования широко известен под названием биопсия. Только биопсия позволяет точно установить наличие рака молочной железы.

- Маммография [2]. Для женщин в возрасте от 40 (35) до 69 лет является основным методом скрининга [3]. Это обзорное рентгеновское исследование. Делаются снимки обеих молочных желез в прямой и косой проекциях. Маммографию назначают при выявлении симптомов заболеваний или в профилактических целях. Лучевая нагрузка при маммографии ничтожно мала, осложнения не наблюдаются [2]. Однако появилось немало данных о том, что такой вид скрининга дает немало ложноположительных результатов, что приводит к необоснованному оперативному вмешательству. Все чаще врачи и пациенты говорят о гипердиагностике (или сверхдиагностике), за которой фактически скрывается врачебная ошибка [3].

У молодых нерожавших женщин ткань молочной железы плотная. Это препятствие для достоверной диагностики при маммографии: на плотном фоне тяжело увидеть патологический узел. Поэтому нерожавшим женщинам до 40 лет делают ультразвуковое исследование. С возрастом плотная железистая ткань частично заменяется жировой, и после 40 лет назначают маммографию (тем, кто рожал, маммографию проводят с 35 лет).

У УЗИ есть два существенных недостатка. Во-первых, это операторозависимый метод, точность диагностики во многом зависит от врача. Во-вторых, при ультразвуковом исследовании не видны микрокальцинаты — мельчайшие скопления кальция, которые в 40 % случаев являются показателем начальной стадией рака. Их можно обнаружить только при маммографии.

Буквально за последний год в мире аппаратной диагностики случилось несколько революционных событий. Маммографы стали цифровыми [3]. Пленочная (аналоговая) маммография имеет ряд существенных недостатков: невозможность изменения характеристик снимка, ограничения при диагностике небольших и малоконтрастных образований, появление на пленке артефактов, грязи, пыли, отпечатков пальцев, порча пленки, сравнительно высокая доза облучения женщины. Теперь же имеем дело с цифровым изображением [4].

Во-первых, лучевая нагрузка снизилась на 30 %. Во-вторых, не нужно ждать, пока снимок проявит — изображение сразу же отсылается на рабочую станцию врача. В-третьих, врач больше не зависит от возможных ошибок лаборанта, который при проявке мог поставить не те технические условия, из-за чего снимок получался либо очень светлым, либо очень темным. Приходилось переснимать, а это дополнительное время и лучевая нагрузка. В-четвертых, если грудь большая, дозу облучения надо было увеличивать, теперь такой необходимости нет. Также появилась абсолютно новая технология обследования молочных желез: томосинтез [3].

Томосинтез — реконструктивный метод визуализации, заключающийся в выполнении последовательности томограмм на заданную глубину с фиксированным расстоянием между срезами. После обработки полученной информации формируется 3D-изображение. Томосинтез дополняет стандартную маммографию так же, как и компьютерная томография обычную рентгенографию [5]. Это гибрид цифровой маммографии и томографии. Вот для этой методики плотный железистый фон — не проблема [3].

Несмотря на все достоинства маммографии, она имеет ряд ограничения:

- необходима строгая компрессия молочных желез, что многими женщинами воспринимается отрицательно;

- при компрессии молочных желез возникает частичное перекрытие тканями, в результате чего опухоль может быть скрыта;

- получается лишь один снимок в двух проекциях: передней и боковой.

Томосинтез справляется со всеми тремя проблемами.

При проведении томосинтеза выполняется серия рентгеновских снимков молочных желез под разными углами. В этом случае молочная железа фиксируется так же, как и при обычной маммографии, но при этом компрессия на молочную железу гораздо меньше, только лишь для того, чтобы удерживать ее в одной позиции. Рентгеновская трубка

аппарата вращается вокруг молочной железы по дуге, при этом выполняется серия рентгеновских снимков. По завершению съёмки, все изображения отправляются на рабочую станцию, где программа обработав данные демонстрирует трехмерное изображение тканей молочных желез. Томосинтез дает точные пространственные координаты патологических изменений в плотных тканях молочных желез и делает скрининг более комфортным для женщин [5].

Таким образом, томосинтез является особым рентгенологическим методом исследования молочной железы, позволяющим врачу четко видеть всю структуру ткани молочной железы – буквально каждый миллиметр. Обеспечивает конкретные диагностические преимущества для женщин с маммографически плотной структурой желез и обеспечивает возможность ранней диагностики, которую нельзя сделать при традиционной маммографии. Дает возможность трехмерно изучить ткань молочных желез, предотвращает скрывание раковой опухоли в густоте ткани молочной железы. Обеспечивает удобство во время процедуры, благодаря низкому уровню сжатия груди. Также уменьшает число повторных снимков, так как в томосинтезе не появляются псевдопозитивные изображения. Повышает возможность правильного диагноза и снижает вероятность проведения биопсии и операции.

Список источников:

1. Рак молочной железы: профилактика и борьба [Электронный ресурс] – Режим доступа к ресурсу: <http://www.who.int/topics/cancer/breastcancer/ru/>
2. Улумбеков Э. Г. Большой энциклопедический словарь медицинских терминов / Эрнст Галимович Улумбеков. – Москва: ГЭОТАР-Медиа, 2012. – 2263 с.
3. Харченко В. П. Маммология: национальное руководство / В. П. Харченко, Н. И. Рожкова. – Москва: ГЭОТАР-Медиа, 2009. – 328 с.
4. Автоматизация обнаружения новообразований на маммографических снимках / С. С. Садыков, Ю. А. Буланова, Е. А. Захарова, В. В. Каряев. // Труды международного симпозиума «Надежность и качество». – 2012. – №2. – С. 376–379.
5. Томосинтез [Электронный ресурс] – Режим доступа к ресурсу: <https://www.healthcare.siemens.ru/mammography/be-sure>.

ПРОГРАММНОЕ СРЕДСТВО ДЛЯ ГЕОМЕТРИЧЕСКОГО АНАЛИЗА ФАЗОВЫХ ПОРТРЕТОВ ЭМГ

Топчий В.С., Шпакович Ю.С.

Харьковский национальный университет радиоэлектроники
(61166, Харьков, пр. Науки, 14, каф. Биомедицинской инженерии, тел. (057) 702-13-06),
E-mail: yurii.shpakovych@nure.ua

Automated systems for measuring and processing of medical and biological information, using modern software, significantly expand the diagnostic capabilities of modern medicine. This also applies to electromyography - the method of studying the human musculoskeletal system by recording the electrical potentials of the muscles.

The electromyographic signal (EMG signal) is a three-dimensional process, that is, it has a vector that changes its direction in time and space. The construction of the phase portrait of the EMG signal allows us to reconstruct the trajectories of this vector and analyze its nonlinear characteristics. A geometric analysis of the obtained phase portraits will allow to fully characterize the dynamics of the patients' state and carry out the forecast for the future.

Введение. Скелет человека, а именно его кости, суставы, мышцы – составляют систему опорно-двигательного аппарата (ОДА). По распространенности заболевания ОДА находятся на третьем месте после болезней органов кровообращения и пищеварения. В структуре первичной инвалидности они занимают второе место. По временной нетрудоспособности находятся на первом месте. Так как многие из заболеваний ОДА протекают хронически и нередко приводят к полной потере трудоспособности, то их диагностика и лечение является одним из актуальных вопросов современной медицины.

Автоматизированные системы измерения и обработки медико-биологической информации, использующие современные программные средства, существенно расширяют диагностические возможности современной медицины. Это касается и электромиографии – метода исследования ОДА человека посредством регистрации электрических потенциалов мышц. Электромиографические исследования позволяют не только установить характер заболевания, проводить его топическую диагностику, но и объективно контролировать эффективность лечения, прогнозировать время и этапы восстановления.

Электромиографический сигнал (ЭМГ-сигнал) представляет собой объемный процесс, то есть обладает вектором, который меняет свое направление во времени и пространстве. Построение фазового портрета (ФП) ЭМГ-сигнала позволяет восстановить траектории данного вектора и анализировать его нелинейные характеристики. А геометрический анализ полученных ФП позволит в полной мере охарактеризовать динамику состояния пациентов и осуществить прогноз на будущее.

Сущность. Построение фазового портрета ЭМГ позволяет восстановить траектории данного вектора и анализировать его нелинейные характеристики. Для динамических систем общепринятым представлением развития процесса во времени является построение портрета в фазовом пространстве. Фазовый портрет ЭМГ характеризуется аттрактором, то есть множеством точек в фазовом пространстве динамической системы, к которым стремятся траектории системы.

Фазовая плоскость, разбитая на траектории, дает легко обозримый «портрет» системы. Она позволяет сразу охватить всю совокупность возможных движений, отвечающих различным начальным условиям. Существует так называемый «метод задержек», с помощью которого можно реконструировать фазовый портрет системы, информация о которой представлена в виде дискретного ряда значений одной переменной [1].

Пусть исследуемый процесс представлен в виде последовательности значений переменной $x(t)$.

Для восстановления аттрактора используется метод временных задержек, который основан на теореме Такенса. Согласно его теореме, для реконструкции динамической структуры исследуемой системы достаточно длительного наблюдения за изменением лишь одного параметра этой системы. Таким образом, в аттракторе, восстановленном в n -мерное пространство, каждая точка $x(t)$ будет отображаться на точку этого пространства с координатами:

$$(x(t), x(t+\tau), \dots, x(t+(m-1)\tau)), (1)$$

где m – размерность вложения;

τ – время задержки.

Размерность вложения m – наименьшая целая размерность пространства, содержащего весь аттрактор. Она соответствует количеству независимых переменных, однозначно определяющему установившееся движение динамической системы.

Задержка τ выбирается равной времени первого пересечения нуля автокорреляционной функции.

АКФ определяется интегралом:

$$K(\tau) = \int_0^{\infty} x(t)x(t+\tau)dt, (2)$$

АКФ показывает связь сигнала с копией самого себя, смещенного на величину τ , называемой временной задержкой или лагом (величина сдвига между рядами наблюдений).

Когда сигнал хаотичен, информация о его истории теряется, то есть **Апри**, сигнал обнаруживает корреляцию только со своим недавним прошлым.

Другой способ требует вычисления спектра мощности временного ряда, т.е. быстрого преобразования Фурье автокорреляционной функции. Если в спектре мощности присутствуют кратные пики, то задержка τ выбирается равной четверти периода самой высокой из доминирующих частот.

Третий способ основан на вычислении функции задержанной взаимной информации. Функция взаимной информации S определяется следующим образом:

$$S = - \sum_{ij} p_{ij}(\tau) \ln \frac{p_{ij}(\tau)}{p_i p_j}, (3)$$

где p_i – вероятность найти значение временного ряда в i -ом интервале разбиения;

$p_{ij}(\tau)$ – совместная вероятность того, что наблюдаемая величина попадет в i -ый интервал, а время этого наблюдения далее попадет в j -ый интервал.

Теоретически, это выражение не зависит от размера разбиения и, таким образом, может быть просто сосчитано. Предполагается, что если задержанная взаимная информация имеет минимум в некоторый момент времени τ , то это значение времени может рассматриваться в качестве оптимального значения временной задержки τ [2-4].

В работе исследовались ЭМГ мышц бицепса и передней большеберцовой мышцы.

Исследуемый ЭМГ-сигнал паравертбральной мышцы изображен на рисунке 1. Его ФП – на рисунке 2.

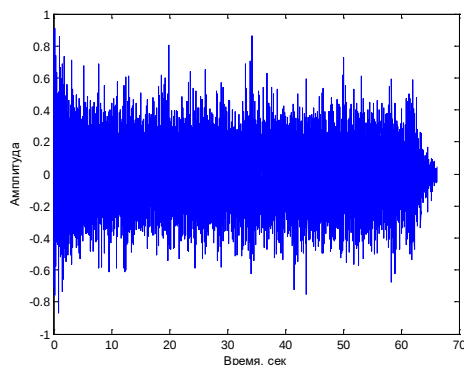


Рис. 1. Исходный ЭМГ-сигнал паравертебральной мышцы

Для построения ФП использовался метод временных задержек. Для того, чтобы определить временную задержку, необходимо было точку пересечения АКФ оси абсцисс.

Временная задержка исследуемого ЭМГ-сигнала: 0.01 с.

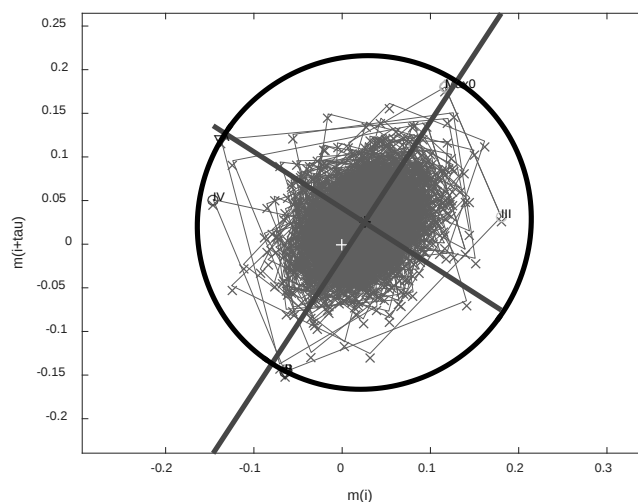


Рис. 2. Фазовый портрет ЭМГ-сигнала паравертебральной мышцы и аппроксимирующий эллипс

В работе был разработан алгоритм построения фазовых портретов ЭМГ и предложена его программная реализация в программной среде MatLab. Исследовались ЭМГ-сигналы паравертебральной мышцы. Для построения их ФП использовался метод временных задержек. Полученные ФП использовались для их геометрического анализа.

Полученные ФП описываются эллипсом (рис. 2), а затем рассчитываются его параметры:

- площадь эллипса;
- размер малой и большой полуосей;
- угол наклона большой полуоси относительно оси абсцисс;
- коэффициент эксцентриситета.

Для построения эллипса определяются две крайние точки:

- с максимальной координатой по оси X: $X_{\max}$;
- с минимальной координатой по оси X: $X_{\min}$.

При построении эллипса по крайним точкам ФП (рис. 2) часть эллипса охватывает пустое фазовое пространство, что приводит к тому, что величины параметров эллипса несут искаженную информацию о ФП. В связи с этим предлагается строить второй эллипс, захватывающий заданный процент точек ФП (рис. 3).

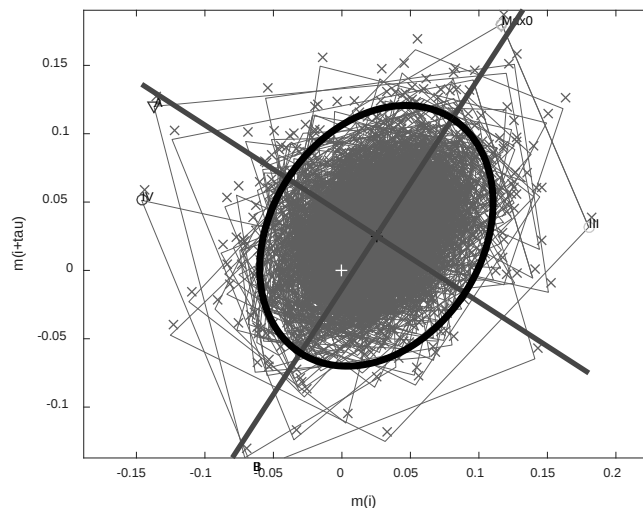


Рис. 3. Фазовый портрет ЭМГ-сигнала паравертебральной мышцы и аппроксимирующий эллипс, охватывающий 99,9% точек

Было исследовано 100 ЭМГ-сигналов, снятых с паравертебральной мышцы, для 4 групп пациентов: А1 – практически здоровые добровольцы без жалоб; А2 – условно здоровые с жалобами на боль в спине; А3 – вертебрологические пациенты; А4 – пациенты, страдающие сколиозом.

Выводы. В работе было разработано программное средство для геометрического анализа фазовых портретов ЭМГ сигналов с целью возможной дальнейшей диагностики состояния опорно-двигательного аппарата человека.

При геометрическом методе анализа ЭМГ полученный ФП аппроксимировался эллипсами, один из которых охватывал все точки фазового портрета, второй – заданный процент точек фазового портрета (исследовались эллипсы, охватывающие 99,9%), а затем производился расчет их параметров: площадь эллипса, размер большой и малой полуосей, коэффициент эксцентриситета, угол наклона большой полуоси относительно оси абсцисс, сдвиг центра эллипса относительно начала координат.

Перспективой работы является дальнейшая проверка математическими методами корреляции значений параметров с диагнозом, полом и возрастом, а также статистический анализ достоверности различия значений параметров в разных группах.

Литература:

1. Данилов Ю.А. Лекции по нелинейной динамике / Ю.А. Данилов. – Москва: КомКнига, 2006. – 208 с.
2. Молевич Н.Е. Нелинейная динамика / Н.Е. Молевич. – Самара: СГАУ, 2007. – 160 с.
3. Магницкий Н.А. Новые методы хаотической динамики / Н.А. Магницкий, С.В. Сидоров. – Москва: Едиториал УРСС, 2004.
4. Методы качественной теории в нелинейной динамике / Л.П. Шильников, А.Л. Шильников, Д.В. Тураев, Л. Чуа. – Москва: ИКИ, 2003. – 428 с.

БИОМЕДИЦИНСКИЙ ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЧЕСКИЙ КОМПЛЕКС

Шпакович Ю.С., Носова Т.В., Жемчужкина Т.В.

Харьковский национальный университет радиоэлектроники

(61166, Харьков, пр. Науки, 14, каф. Биомедицинской инженерии, тел. (057) 702-13-06),

E-mail: yurii.shpakovych@nure.ua

Currently, doctors in the pathophysiology laboratory of the Institute named after M.I.Sitenko, studying the patterns of origin, development and outcome of pathological processes; peculiarities and character of the dynamic change in physiological functions under various pathological conditions of the organism, the method of visual or qualitative evaluation of the EMG signal is used to diagnose the condition of patients. In this laboratory, doctors diagnose such vertebral diseases as kyphosis, scoliosis, functional pain. However, at the moment there are difficulties in studying the signals obtained in this way. Also in the laboratory there is no single database of the results obtained, easy to use, with the possibility of searching for certain parameters not related to the results of the EMG study. Thus, this report describes a projected similar biomedical complex, but taking into account existing lacks.

Введение. В настоящее время врачи в лаборатории патофизиологии института патологии позвоночника и суставов имени профессора М.И. Ситенко АМН Украины, изучающей закономерности возникновения, развития и исхода патологических процессов; особенности и характер динамического изменения физиологических функций при различных патологических состояниях организма, для диагностики состояния пациентов используют метод визуальной или качественной оценки ЭМГ-сигнала.

Однако, на данный момент существуют трудности при исследовании сигналов, полученных таким способом. Пациент может менять высоту прогиба спины во время получения сигнала ЭМГ, из-за чего напряжение исследуемых мышц изменяется. Это значительно отражается на полученном сигнале и может быть диагностировано как помехи или патологии.

Также в лаборатории отсутствует единая база полученных результатов, удобная в использовании, с возможностью поиска по определенным параметрам, не связанными с полученными в результате исследования ЭМГ. Доступ же к полученным сигналам возможен только с одного персонального компьютера (ПК).

Данный доклад посвящен описанию спроектированного аналогичного биомедицинского комплекса, но с учетом существующих недостатков. Предлагаемый комплекс состоит из аппарата для регистрации и анализа ЭМГ, локальной сети персональных компьютеров (ПК), один из которых играет роль сервера, и устройства для регистрации колебаний высоты прогиба спины пациента в позе «лодочка».

Сущность. В лаборатории патофизиологии врачи диагностируют такие вертебрологические заболевания как кифоз, сколиоз, функциональные боли опорно-двигательного аппарата. Для диагностики состояния пациентов используются ЭМГ-сигналы, полученные при исследовании длинного разгибателя туловища на уровне поясничного отдела позвоночника (L4-L5 позвонков) так называемым методом «лодочка», когда пациент лежа прогибает спину в поясничном отделе, напрягая тем самым исследуемые мышцы [1].

В качестве аппарата для регистрации сигналов используется электронейромиограф «Нейро-МВП-8». Нейро-МВП-8 – восьмиканальный электронейромиограф с функциями исследования зрительных, слуховых, соматосенсорных и когнитивных (P300, MMN, CNV) вызванных потенциалов мозга.

Программное обеспечение «НЕЙРО-МВП.NET» позволяет экспортировать сигналы и результаты анализа в такие базы данных как MDB, Microsoft SQL, MySQL.

В проектируемом комплексе предлагается использовать MySQL БД на локальном сервере для хранения данных, полученных в результате исследований, потому что дистрибутив MySQL включает следующие программные продукты:

- SQL-сервер. Эта программа обеспечивает доступ к базам данных. Она принимает запросы клиентов, поступающие по сети, и осуществляет доступ к содержимому базы данных для предоставления информации, которую запрашивают клиенты.
- Клиентская программа доступа к серверу, которая осуществляет подключение к серверу и передает запросы на сервер. Одной из наиболее популярных клиентских программ является mysql. Это интерактивная программа, позволяющая делать запросы и просматривать полученные результаты.
- Несколько административных и сервисных программ, помогающих работать с СУБД.

Примерами административных программ являются mysqldump, которая позволяет делать дампы (архив) базы данных в файл и восстанавливать его обратно, и mysqladmin, позволяющая проверять состояние сервера баз данных и выполнять административные функции.

Для доступа к базе данных, редактирования, просмотра и удаления персональных медицинских карт пациентов предлагается использовать клиентское одностраничное WEB-приложение (SPA – single page application), которое через локальную сеть (LAN) будет доступно на каждом компьютере в браузере, не требующее установки на других компьютерах, кроме играющего роль сервера.

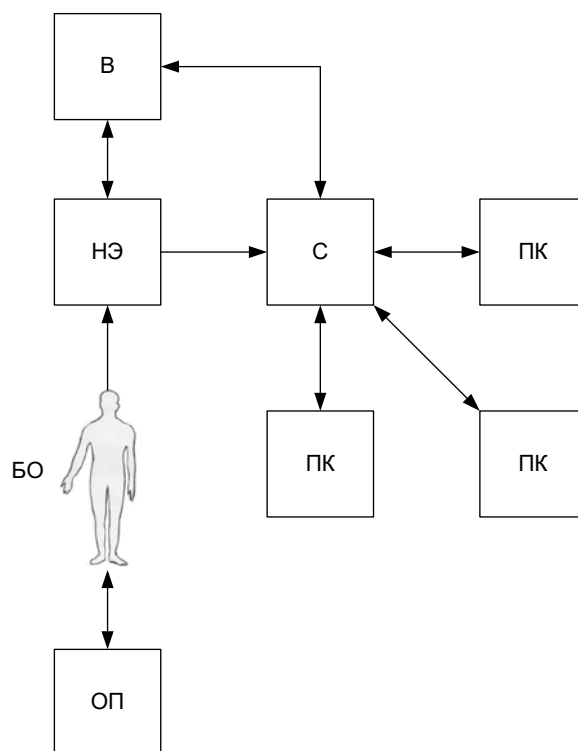
WEB-приложение — клиент-серверное приложение, в котором клиентом выступает браузер, а сервером — веб-сервер. Логика веб-приложения распределена между сервером и клиентом, хранение данных осуществляется, преимущественно, на сервере, обмен информацией происходит по сети. Одним из преимуществ такого подхода является тот факт, что клиенты не зависят от конкретной операционной системы пользователя, поэтому веб-приложения являются кроссплатформенными сервисами. Веб-приложения стали широко популярными в конце 1990-х — начале 2000-х годов.

В качестве серверного языка предлагается использовать программный язык NodeJS. Неблокирующий ввод-вывод и JavaScript делают Node отличным вариантом для написания обертки вокруг базы данных или веб-сервиса, которая общается с клиентом в формате JSON. Node.js позволяет легко писать дополнения на C++, поэтому возможно использовать его как скриптовый движок поверх сложных алгоритмов [2].

Для регистрации колебаний высоты прогиба спины пациента в позе «лодочка» предлагается использовать оптопару – электронный прибор, состоящий из излучателя света и фотоприемника, связанных оптическим каналом и объединённых в общем корпусе. Оптопары с открытым оптическим каналом, доступным для механического воздействия (перекрытия) используются как датчики во всевозможных детекторах наличия (например, детектор бумаги в принтере), датчиках конца (или начала), счётчиках и дискретных спидометрах на их базе (например, координатные счётчики в механической мыши, анемометры) [3]. В предлагаемом комплексе оптопара играет роль датчика, который со временем регистрирует уменьшение высоты прогиба спины. Так как пациент устает держать спину на одном уровне в течение проведения диагностики, что может привести к неправильности результатов анализа.

Таким образом, биотехническую схему биомедицинского электромиографического комплекса можно представить в таком виде:

В данном комплексе информация от пациента (БО) поступает на 8-ми-канальный нейроэлектромиограф «Нейро-МВП-8» (НЭ), на мониторе которого врач (В) может следить и оценивать регистрируемый сигнал в режиме реального времени. Для регистрации колебаний высоты прогиба спины пациента в поясничном отделе позвоночника, используется оптопара (ОП). Информация с НЭ экспортируется в базу данных web-сервера (С). Скриптовым языком сервера является NodeJS, который является оберткой над базой данных MySQL. Сложные вычисления можно писать на языке C++ и использовать как дополнения с NodeJS приложением.



В – врач; НЭ – нейроэлектромиограф; С – сервер; ПК – персональный компьютер; БО – биологический объект; ОП – оптопара;

Рис. 1. БТС электромиографического биомедицинского комплекса

Информация доступна для записи/чтения/удаления с персональных компьютеров (ПК) медицинского персонала лаборатории. ПК объединены в локальную сеть (LAN). В базу данных также можно экспортировать информацию с других приборов либо вводить вручную через клиентское приложение для анализа зависимостей различных показателей от диагностического результата.

Выводы. Доклад посвящен разработке биомедицинского комплекса с учетом существующих недостатков аналогичных комплексов. Спроектированный комплекс состоит из аппарата для регистрации и анализа ЭМГ, локальной сети персональных компьютеров (ПК), один из которых играет роль сервера, устройства для регистрации колебаний высоты прогиба спины пациента в позе «лодочка». Приведена биотехническая схема биомедицинского комплекса. Описаны все компоненты схемы, а также связи между ними.

Литература:

1. Шпакович Ю.С. «К вопросу о применимости методов анализа электромиографических сигналов» / Ю.С. Шпакович, Т.В. Жемчужкина, Т.В. Носова // Вестник НТУ «ХПИ». - 2017. - № 21 (1243). - С. 117-123.
2. Кантелон М. Node.js в действии / М. Кантелон, М. Хартер, Т. Головайчук, Н. Райлих – СПб.: Питер, 2014. – 548с.
3. Гребнев А.К. Оптоэлектронные элементы и устройства / А.К. Гребнев, В.Н. Гридин, В.П. Дмитриев // Под.ред. Ю.В. Гуляева. — М.: Радио и связь, 1998. — 336 с.

ИЗМЕНЕНИЯ В МОЗГОВОЙ АКТИВНОСТИ ВО ВРЕМЯ ОБОНЯТЕЛЬНОЙ СТИМУЛЯЦИИ

Воропай В.С., Шураев А.А.

Харківський національний університет радіоелектроніки
61166, Харків, пр. Науки, каф.радіотехніки, тел. (057) 702-10-00,

E-mail: valerija.voropai@nure.ua

E-mail: oleksandr.shuraiev@nure.ua

There are the main information about the olfactory disorders, methods of their diagnosis, in particular – olfactometry. A brief analysis of the advantages and disadvantages of existing methods is given. The possibility of applying electroencephalography for the modernization of the existing method.Characteristics of the main changes in the electroencephalogram when a person inhales odors.

Ольфактометрия представляет из себя процедуру измерения остроты обоняния при помощи специальных приборов для определения степени и природы обонятельных нарушений. Нарушения обоняния могут быть вызваны одним из нескольких факторов: невозможностью доставки ароматических молекул к обонятельному нейроэпителию (транспортные расстройства), потеря чувствительности самого нейроэпителия (сенсорные расстройства), неспособность мозга интерпретировать поступающие нервные импульсы (невральные расстройства). На данный момент не существует методов обследования, позволяющих различить сенсорные и невральные расстройства обоняния и необходимые сведения о причине заболевания берутся из анамнеза.

В настоящее время наиболее распространены два метода исследования дисфункции обоняния:

- психофизические ольфактометрические тесты;
- исследования, проводимые при помощи специализированного устройства – ольфактометра.

Ольфактометры имеют в своей конструкции ёмкости, наполненные одорантами и дозатор, который подаёт необходимый объём вещества в дыхательную маску. Они могут дать представление о том, насколько насыщенным должен быть запах, чтобы пациент смог его ощутить, но не дают никаких сведений об энергетических характеристиках дыхания. Для измерения таких параметров существуют специализированные устройства – риноманометры.

Риноманометры способны измерять расход воздуха и давление носовой полости во время вдоха и выдоха, по которым возможно рассчитать энергию дыхания и аэродинамическое сопротивление верхних дыхательных путей.

Разработанный на кафедре Биомедицинской инженерии ХНУРЭ прибор совмещает в себе риноманометр и ольфактометр и позволяет измерять характеристики дыхания пациента непосредственно во время обоняния запахов. Это даёт больший объём необходимой для постановки правильного диагноза информации.

Метод исследования, основанный на применении данного прибора всё же обладает тем же недостатком, что и другие методы – он остаётся субъективным, так как пациент сам регистрирует момент ощущения запаха нажатием на кнопку. Это может приводить к искажениям результатов и делает метод неподходящим для применения в судебно-медицинской экспертизе в тех случаях, когда есть заинтересованность пациента в получении определенного результата теста.

Предлагаемый нами метод подразумевает использование электроэнцефалографа для регистрации момента ощущения пациентом одоранта. Электроэнцефалография – это метод регистрации электрической активности головного мозга путем измерения потенциалов, возникающих на коже головы.

В различных источниках информация о изменениях электрической активности мозга при ольфакторном воздействии разнится, а иногда даже противоречит друг другу. Но все же есть некоторые неизменные составляющие общие для всех исследований.

Согласно гипотетической модели Лорига, функциональная система восприятия обонятельных стимулов состоит из модально-специфических сенсорных структур, эмоциогенных структур (роль которых заключается в оценке биологического значения анализируемых стимулов) и структур, обеспечивающих семантический анализ поступающей информации и процессы селективного внимания. Последние из упомянутых структур, очевидно, также участвуют в вербальной идентификации запахов и их гедонических качеств, а также обеспечивают процессы ассоциирования со стимулами других модальностей.

Восприятие обонятельной информации, даже в случаях невысокой интенсивности запахов, связано с заметными изменениями характеристик ЭЭГ (рис. 1). Снижение спектральной плотности низкочастотных компонентов ЭЭГ (6-10 Гц), увеличение спектральной мощности относительно высокочастотных составляющих ЭЭГ (11-25 Гц), наиболее выраженные изменения наблюдаются в затылочных регионах неокортекса. Так же наблюдается увеличение когерентности колебаний ЭЭГ, наиболее интенсивное в бета диапазоне. По этим признакам можно определять точный момент, в который пациент начал ощущать запах.

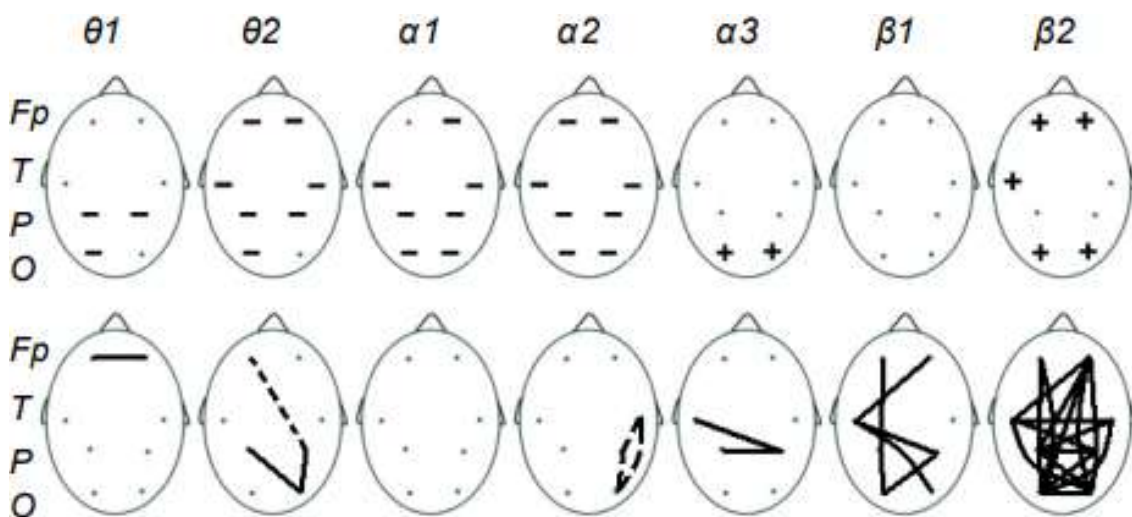


Рис. 1. Изменения спектральной мощности основных ритмов ЭЭГ при ольфакторном воздействии

Сам метод заключается в снятии электроэнцефалограммы во время ольфактометрического исследования. Процедура выглядит таким образом: пациент надевает дыхательную маску, на его голову накладываются электроды электроэнцефалографа, исследуемый совершает дыхательные маневры с нарастанием их интенсивности. Как только ЭЭГ зафиксирует момент ощущения пациентом одоривектора, программа просигнализирует о завершении исследования и выдаст результат.

Данный метод позволит дать количественную оценку обонятельной функции для постановки объективного диагноза, наибольшее применение может получить в судебно-медицинской экспертизе.

Литература:

1. Чернинский А.А., Зима И.Г. Изменения ЭЭГ направленном восприятии и анализе обонятельной информации.
2. Овчинников Ю.М. Нарушения обоняния (вопросы теории, диагностики, лечения). — М.: ММА им. И.М. Сеченова, 1999.

Секция 2
Клиническая инженерия

**ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ЭЛЕКТРОМАГНИТНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ ТКАНЕЙ
ЖИВОТНЫХ ДЛЯ ДИСТАНЦИОННОЙ ДИАГНОСТИКИ ИХ СОСТОЯНИЯ
РАДИОМЕТРИЧЕСКИМ ПРИЁМНИКОМ**

Гуцол Т.Д.

Харьковский национальный технический университет сельского хозяйства
имени Петра Василенка

61052, Харьков, ул. Рождественская, 19, каф. Биомедицинской инженерии и
теоретической электротехники, тел. (057) 712-42-32,

E-mail: tte_nniekt@ukr.net

The article is devoted to the development and use of electromagnetic radiation of fabrics of animals for remote diagnostics of their state by a radiometric receptor. The aim of the work is to synthesize the structure of the radiometric receiver behind the criterion of statistical invariance to the amplification factor fluctuations and the effect of narrowband interference, in the practical implementation of the radiometric receiver of the modulation type.

Введение. Одной из особенностей современного этапа развития сельского хозяйства в Украине является рост экономических предпосылок до уровня потребностей промышленного животноводства. В свою очередь, промышленное животноводство предъявляет к ветеринарии ряд требований к особенностям ее функционирования при поточном производстве с учетом биологических, экономических и организационных факторов.

Так, систематический контроль состояния здоровья животных становится необходимым условием оптимального функционирования животноводческих комплексов, а его совершенствование - одной из важнейших задач ветеринарной науки и передовой практики.

Сохранение жизни и продуктивности животных, уменьшение экономического ущерба от незаразных болезней сельскохозяйственных животных, который складывается из прижизненного снижения живой массы, молочной продуктивности, а также потерь после убоя, зависит от правильного и своевременного проведения клинических обследований, на основании результатов которых ставится диагноз, оказывается лечебная помощь и планируется профилактика болезни.

Рост экономических и совершенствование методических предпосылок до уровня потребностей промышленного животноводства, слияние ветеринарной и зоотехнической наук с промышленным животноводством и усиление их влияния непосредственно на процессы производства. Поэтому, требуется разработка принципиально новых методов и аппаратуры неинвазивной диагностики состояния животных.

Такой новый метод исследования животных может быть основан на приятии и анализе радиотеплового излучения животных. Преимущества методов радиотеплового излучения для анализа состояния животных перед известными (клиническая и рентгенологическая диагностика) заключаются в отсутствии хирургического вмешательства, исключении специальной подготовки животных, отсутствии болевых ощущений и какого-либо риска, а также возможности полной автоматизации процесса исследования.

В связи с этим, задачи практической ветеринарии, связанные с разработкой новых методов и средств оперативной диагностики воспалительных заболеваний и травм сельскохозяйственных и домашних животных, требуют разработки по использованию электромагнитного излучения тканей животных в дистанционной диагностики радиометрическими средствами.

Цель работы. Поэтому, целью работы является проведение синтеза структуры радиометрического приёмника за критерием статистической инвариантности к флуктуациям коэффициента усиления и действию узкополосной помехи, в практической реализации радиометрического приёмника модуляционного типа.

Сущность. Из анализа биофизических и биохимических процессов, происходящих в клетках живого организма, следует, что кинетика биологических процессов происходит в миллиметровом диапазоне длин волн и для него оказываются прозрачными ороговевшие слои эпидермиса, волосяной покров, возможные частицы пыли и грязи на поверхности кожи. Поэтому исследование радиотеплового излучения сельскохозяйственных животных целесообразно осуществлять в миллиметровом диапазоне длин волн.

Для проведения теоретических исследований была рассмотрена обобщенная функциональная схема, состоящая из последовательно соединенных линейной входной цепи, куда поступают входной сигнал и аддитивная помеха, усилителя, характеризующегося коэффициентом усиления по мощности, полосой пропускания и собственным шумом, схемой квадратичного детектирования и идеального усредняющего устройства. Для решения поставленной задачи было принято, что сигнал и шумы усилителя являются эргодическими нормальными случайными процессами типа квазирandomного шума, действующего в полосе пропускания усилителя, а помеха принята чисто гармонической. Предварительные исследования показывают, что для поставленной задачи диагностики животных необходимы радиометрические приёмники с параметрами: чувствительность 10^{-15} - 10^{-17} Вт; диапазон частот 30-40ГГц; скорость измерений 0,5с; точность измерений 0,1-0,2 $^{\circ}$ С.

В ходе анализа было показано, что при отсутствии флуктуаций коэффициента усиления, для обеспечения максимального отношения сигнал/шум на выходе радиометрического приёмника должно осуществляться обобщенное квадратичное детектирование входной смеси, полезного сигнала и внутреннего шума. Применяв теорему Котельникова для случайных процессов с финитным спектром, были получены выражения для импульсных характеристик квадратичного детектирования и входной цепи. В соответствии с полученными выражениями была разработана структура синтезированного радиотермометра. В данной схеме входной сигнал делится во входной цепи по мощности на две компоненты, одна из которых задерживается на время t , а затем эти компоненты складываются в сумматоре. Далее происходит усиление с последующим делением на две компоненты, одна из которых задерживается на то же время t' , затем эти компоненты перемножаются, а произведение их усредняется. В полученной схеме отношение сигнал/шум на выходе радиотермометра и чувствительность определяются величиной полезного сигнала и флуктуационной составляющей шума радиотермометра на его выходе.

Выводы. В результате работы проведен синтез структуры радиометрического приёмника за критерием статистической инвариантности к флуктуациям коэффициента усиления и действию узкополосной помехи, в практической реализации радиометрического приёмника модуляционного типа.

Предварительные исследования показывают, что для диагностирования заболеваний животных необходимы радиометрические приёмники с параметрами: чувствительность 10^{-15} - 10^{-17} Вт; диапазон частот 30-40ГГц; скорость измерений 0,5с; точность измерений 0,1-0,2 $^{\circ}$ С.

Использование радиометрического приёмника в технологических процессах животноводства позволит повысить продуктивность на 10-15%, на 15-20% уменьшить расходы на лечение, рассчитать рацион кормления и определить условия их содержания.

Преимуществом методов радиотеплового излучения для анализа состояния животных перед известными (клиническая и рентгенологическая диагностика) заключается в отсутствии хирургического вмешательства, исключении специальной подготовки животных, отсутствии болевых ощущений и какого-либо риска, а также возможности полной автоматизации процесса исследования.

ВОЗМОЖНОСТИ ИСКУССТВЕННЫХ ГОЛОСОВЫХ АППАРАТОВ

Мукановская И.В., Дацок О.М.

Харьковский национальный университет радиоэлектроники

61166, Харьков, пр. Науки, каф. БМИ, тел. (099) 075-75-17

E-mail: iryna.mukanovska@nure.ua

The given work is devoted to the modern developments in the field of artificial voice apparatus. At the work considered the basic definitions, characteristics and prospects of development of artificial voice apparatus.

Гортань является одной из важнейших составляющих в процессах дыхания и речи человека. Именно поэтому ее полное или частичное отсутствие приносит человеку большой моральный и социальный дискомфорт, так как без возможности полноценного общения, человек становится социально изолированным.

Искусственный голосовой аппарат (ИГА) – это электронное устройство, которое предназначено для восстановления речи у людей, после удаления гортани (ларингэктомии) или при нарушениях функций речи.

Одним из наиболее значимых изобретений в области ИГА было создание в 1920 году компанией WesternElectric первой механической гортани, которая работала без использования электричества. Существенным недостатком данной модели было слишком тихое воспроизведение звуков. Прототип современных ИГА был спроектирован в 1940 году. До этого времени пищеводный голос был единственным способом речевой реабилитации, однако его обучение требовало много времени, поэтому ИГА стал эффективной альтернативой.

ИГА могут быть рекомендованы к применению:

- для постоянного использования людьми, утратившими голос вследствие операций по удалению гортани;

- временного применения теми, кому по индивидуальным причинам на определенное время не рекомендуется напрягать голосовые связки, а также пациентами, подключенными к аппарату искусственного дыхания;

- пациентами, овладевшими навыками пищеводной речи – применение аппарата снизит мышечные нагрузки и повысит разборчивость речи.

Анатомически голосовой аппарат человека располагается вблизи шеи, возбужденный сигнал передается через ткани шеи, как результат имеем звуковые волны внутри ротовой полости. Изменение объема и формы ротовой полости приводит к изменению в формантной структуре сигнала возбуждения. Основными недостатками ИГА является монотонная, неразборчивая речь, что связано с постоянной частотой возбуждения сигнала. Недостатком является необходимость постоянного удерживания аппарата в руках и манипуляций с его включением/выключением при формировании речевых пауз [1].

В структурную схему большинства аппаратов входит низкочастотный генератор импульсов с усилителем мощности, преобразователь электрических импульсов в колебания мембраны и элементы питания. Существуют ИГА, которые содержат электромагнитные преобразователи вибрационного типа с приводимой в действие контактной металлической магнитоприводящей мембраной, которой свойственна собственная частота синусоидальных колебаний, преимущественно по основной гармонике.

Проведем анализ самых распространенных моделей ИГА, представленных на рынке: ServonaServox (Германия), Хронос АГ-2000 (Россия) и GriffinTruTonePlus (США). Производители гарантируют высокое качество звука и длительность работы.

Голосообразующий аппарат TruTone™ производства американской компании Griffin Laboratories, специализирующейся на разработке и производстве приборов для ларингэктомизированных пациентов, выполнен из ударопрочного и влагостойкого пластика. Аппарат цилиндрической формы с габаритными размерами 30 x 114 мм; масса

аппарата с аккумуляторной батареей составляет не более 130 г. В перечне производимой продукции компании звуковые усилители голоса и handsfree-гарнитуры для своих устройств

Голосообразующий аппарат АГ-2000 ООО «Хронос» (Санкт-Петербург) предназначен для возможности разговаривать механическим голосом после удаления гортани и голосовых связок. Голосообразующий аппарат не устанавливается, необходимо носить его в руках; для разговора аппарат прижимается к горлу.

Аппарат обеспечивает диапазон изменения частоты основного тона не менее 45-120 Гц. Аппарат питается от аккумуляторной батареи с номинальным напряжением 2,4 В; ток потребления на частоте 75 Гц составляет не более 100 мА. Масса аппарата с аккумуляторной батареей не более 150 г; габаритные размеры 37 x 115 мм.

ИГА SERVVOX Digital – это электронный аппарат, в основном предназначенный для воспроизведения речи людей с удаленной гортанью. Аппарат возможен и для применения у людей с сохранной гортанью, но в ситуациях, когда нельзя или нет возможности говорить нормальным способом. Данный аппарат позволяет настраивать индивидуально громкость и тембр голоса.

Аппарат выполнен в титановом корпусе цилиндрической формы с габаритными размерами 35 x 118 мм; масса аппарата с аккумуляторной батареей не более 170 г. Главными преимуществами является легкость и компактность, аккумуляторная батарея позволяет использовать аппарат до 15 часов.

Эксплуатационными преимуществами аппаратов Хронос АГ-200 и Griffin TruTone Plus является время полной зарядки аккумулятора, которое составляет 10 мин. Аппараты серии TruTone могут быть снабжены дополнительными усилителями и handfree держателями, с помощью которого аппарат жестко закрепляется на шее и руки пациента остаются свободными.

Одними из важных эксплуатационных характеристик ИГА являются параметры электропитания аппаратов. Подробней остановимся на этом вопросе. В табл. 1 сведены показатели по электропитанию для голосовых аппаратов.

Таблица 1 – Параметры электропитания

Параметр	Хронос АГ-2000	ServonaServox	GriffinTruTonePlus
Автономная работа (мин.)	900	960	720
Время полной зарядки (мин.)	10	нет данных	10
Тип аккумулятора	нет данных	Ni-MH	NiCad
Напряжение на выходе аккумулятора (В)	2,4	7,2	9
Индикатор заряда аккумулятора	Нет	Да	Нет
Возможность использования стандартных батареек	Нет	Нет	Да

ИГА, как правило, функционируют следующим образом: возбуждение сигнала основного тона в полости рта пациента происходит с помощью вибратора, прижимаемого к шее, далее следует преобразование речевого сигнала, поступающего изо рта пациента в электрический эквивалент с помощью микрофона, усиление электрического сигнала и преобразование его в акустический сигнал с помощью электроакустического преобразователя. Возбуждение вибратора осуществляется с помощью импульсного сигнала, частота следования импульсов у которого совпадает с частотным интервалом между зубцами гребенчатого фильтра, на вход которого поступает электрический эквивалент речевого сигнала, сформированный в микрофоне. После прохождения гребенчатого фильтра все частотные компоненты сигнала сдвигаются по частоте на частотный интервал, равный половине частотного интервала между зубцами

гребенчатого фильтра. Полученный сигнал подвергается процедуре спектрального вычитания, после которой очищенный электрический эквивалент речевого сигнала усиливается и преобразуется в акустическую форму с помощью электроакустического преобразователя [2].

Основными преимуществами ИГА является: быстрое обучение говорению, компактные размеры, небольшая масса, отсутствие противопоказаний для использования. К недостаткам ИГА можно отнести следующее.

1. Вибратор создает очень сильный шум, который маскирует речь и ухудшает ее восприятие.

2. Пациент вынужден прижимать вибратор к горлу рукой, что неудобно, т.к. одна рука оказывается все время занятой.

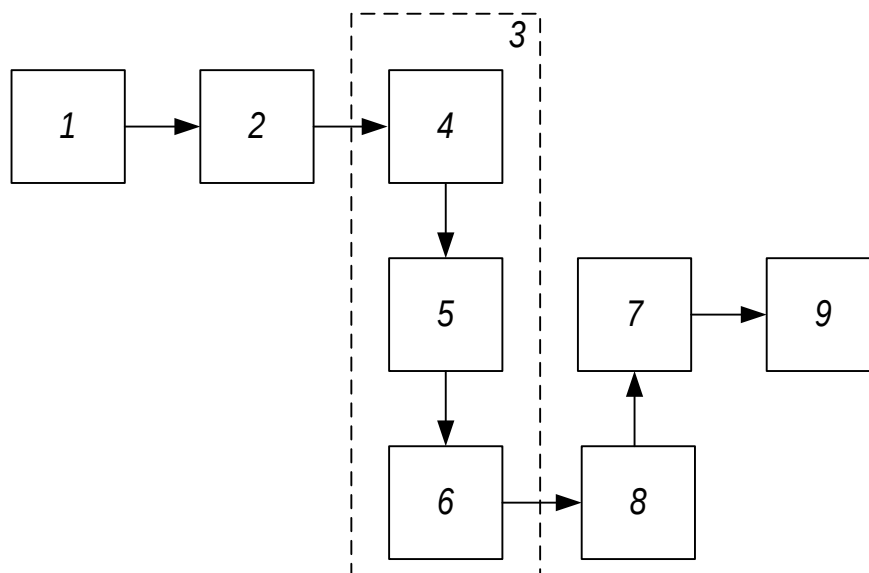
3. У многих пациентов прохождение звука через ткани горла и шеи оказывается невозможным из-за толстых складок или жировых отложений.

4. Точку приложения вибратора к участку горла необходимо подбирать в процессе речеобразования. Кроме того, в процессе использования ИГА вибратор сдвигается и речевой контакт с собеседником нарушается.

5. Качество речи недостаточно высокое. Речь монотонна, недостаточно четко формируются согласные звуки [3].

Анализируя основные недостатки аппаратов можно прийти к выводу, что в основу построения современных ИГА следует положить совершенно иной метод получения сигнала его обработку и анализ. Альтернативой к традиционному подходу является применение электромиографического сигнала, снимаемого в режиме реального времени для восстановления речи пациента [4].

Структурная схема ИГА, которая использует ЭМГ-сигнал с шеи пациента (рис. 1) состоит из трех основных узлов: датчиков, которые надеваются на шею пациента в виде ремня, модуля преобразования сигнала (фильтрация и усиление) и модуля управления на основе микроконтроллера.



1 – биологический объект; 2 – блок датчиков; 3 – модуль обработки сигналов;
4 – блок усиления; 5 – блок фильтрации; 6 – блок выпрямления; 7 – персональный компьютер; 8 – микроконтроллер; 9 – динамики

Рис. 1. Структурная схема ИГА, который использует ЭМГ-сигнал с шеи пациента (стационарное исполнение)

В данной схеме от трех электродов (2), которые предназначены для обнаружения ЭМГ-сигнала, наложенных на шею пациента (1) поступает сигнал на вход блока усиления

(4). Необходимо предусмотреть формирование цепи отрицательной обратной связи по синфазному сигналу, чтобы повысить коэффициент ослабления синфазного сигнала и тем самым повысить соотношение сигнал/помеха. Фильтр нижних частот (5) фильтрует сигнал с частотой $f < 1$ кГц (значительная часть информационной составляющей сигнала лежит в пределах до 1 кГц, а остальные составляющие представляют собой шумы). Коэффициент усиления можно регулировать вручную. Сигнал разбивается на положительную и отрицательную полярности; составляющие сигнала выпрямляются и дальше поступают на два аналоговых входа микроконтроллера (8). После аналогового-цифрового преобразования, производятся вычислительные процедуры с составляющими сигнала [5]. В результате оцифровки электромиографический сигнал имеет теоретическое разрешение амплитуды 13 бит. После чего сигнал поступает на персональный компьютер (8) и динамики (9).

Анализ принципов построения, основных технических и эксплуатационных параметров и характеристик современных портативных ИГА позволил сформировать основные требования к перспективным разработкам в данном сегменте медицинской техники:

- отсутствие в конструкции аппарата вибратора;
- возможность регулирования громкости и тембра воспроизводимой речи;
- фиксирование аппарата вблизи шеи для высвобождения рук пациента;
- применение самообучающейся системы, которая может адаптироваться под особенности каждого пациента в отдельном случае;
- использование миниатюрных электродов для снятия ЭМГ-сигнала, необходимость точной локализации места их наложения для получения адекватных электрических сигналов;
- воспроизведение речи в режиме реального времени;
- компактность;
- простота интерфейса для быстрого обучения.

Таким образом, способ восстановления речи пациента на основе анализа электромиографического сигнала голосовых мышц может быть положен в основу разработки современных высокоэффективных ИГА. Для реализации такого подхода необходима разработка вычислительных алгоритмов анализа сигнала и наличие библиотек для воспроизведения речи по снимаемой миограмме. Состояние современной элементной базы позволяет выполнить ИГА в портативном исполнении с достаточным запасом автономности.

Литература:

1. Пузин С. Н. Обеспечение инвалидов голосообразующими аппаратами [Электронный ресурс] / С. Н. Пузин. – 2007. – Режим доступа к ресурсу: http://www.invalidnost.com/publ/sotrudnikam_sluzhby_mseh/obespechenie_invalidov_golosobrazujushhimi_apparatami/3-1-0-453.
2. Department of Otolaryngology. Electrolaryngeal Speech [Текст] / Eastern Virginia Medical School. – Retrieved 14 March 2013. – 93 p.
3. Нифонтов И. А. Способ построения электронной гортани [Электронный ресурс] / И.А. Нифонтов – 2012. – <http://www.findpatent.ru/patent/231/2318475.html>.
4. OKAWA.ElectricDesign [Электронный ресурс] / OKAWA. – 2008. – Режим доступа к ресурсу: <http://sim.okawa-denshi.jp/en/>.
5. James T. Heaton. Development of a wireless electromyographically controlled electrolarynx voice prosthesis. [Текст] / James T. Heaton, Mark Robertson, Cliff Griffin. // Conference proceedings: Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. – Jan. 2011.

ИНДИВИДУАЛЬНЫЙ ЭЛЕКТРОМАССАЖНЫЙ ТЕРАПЕВТИЧЕСКИЙ АППАРАТ

Прасол И.В., Ерошенко О.А.

Харьковский национальный университет радиоэлектроники
61166, Харьков, пр. Науки 14, каф. биомедицинской инженерии, тел. (057) 702-13-64,
E-mail: olha.yeroshenko@nure.ua

The tasks of preserving health, restoring lost functions, rehabilitation after the diseases are becoming more urgent in the modern world. For this, a variety of electromassage therapeutic procedures are used, they find wide application in various ways of treatment and recovery of the body. They are used in the treatment of chronic diseases of the circulatory system, musculoskeletal system, nervous system, internal organs, etc.

The issues of developing an electromassage therapeutic apparatus based on a microcontroller are considered, the parameters of stimulating effects of which can be set individually for a particular patient and the area of influence. This makes it possible to improve the effectiveness of the application and shorten the period of rehabilitation.

Введение. Задачи сохранения здоровья, восстановление утраченных функций, а также реабилитации после перенесенных заболеваний становятся все более актуальными в современном мире. Для этого применяются разнообразные терапевтические процедуры, среди которых достойное место занимают электромассажные процедуры, они находят широкое применение при различных способах лечения и восстановления организма. Их применение необходимо при лечении хронических заболеваний органов кровообращения, опорно-двигательного аппарата, нервной системы, внутренних органов, а также в проявлении некоторых кожных заболеваний и др.

Целью работы является разработка электромассажного терапевтического аппарата на базе микроконтроллера, параметры стимулирующих воздействий которого могут задаваться индивидуально для конкретного пациента и области воздействия. Это позволяет повысить эффективность применения и сократить сроки реабилитации.

Основная часть. Человек – сложная биомеханическая система. Одной из важнейших составляющих в этом сложном механизме является опорно-двигательная система, в состав которой входит скелет, мышечная ткань в сочетании с другими тканевыми структурами – соединительнотканными компонентами, нервами и кровеносными сосудами.

В организме человека более 500 мышц. Каждая мышца является целостным (отдельным) органом, имеющую определенную форму, строение и функцию, развитие и положение в организме. При активной жизни и постоянных физических нагрузках в мышцах накапливаются продукты метаболизма. Молочная кислота является трудно выводимым соединением, провоцирующим болевые ощущения. Для полноценного функционирования организма необходимо ускорять процесс вывода кислоты из мышц, чему во многом способствует массаж.

Сущность массажа заключается в нанесении телу пациента раздражений различной интенсивности и силы. В механизме физиологического действия массажа на организм главная роль принадлежит нервной системе. Механическое раздражение воспринимают нервные рецепторы, связанные нервными волокнами с соматической и вегетативной нервной системой. Происходит превращение механической энергии в энергию нервного импульса. Аналогичных эффектов можно добиться с помощью электростимуляции мышц.

При электростимуляции происходит раздражение мышцы или иннервирующего ее нерва посредством импульсного тока, приводящего к изменению ее биоэлектрической активности и интенсивному мышечному сокращению. Стимуляция мышечной ткани проводится при помощи направленного возбуждения и сокращения определенной группы мышц, причем осуществляется это одновременно, чтобы усилить обменно-трофические процессы, которые направлены на обеспечение работы мышц энергетическим запасом. В основе электромиостимуляции лежит электрическая стимуляция нервов и мышц,

осуществляемая посредством передачи тока с заданными характеристиками от миостимулятора к телу человека через электроды.

В зависимости от амплитуды сигналов и порога возбуждения стимулируемой нервно-мышечной структуры возможны следующие режимы электростимуляции: подпороговый, пороговый и надпороговый. Подпороговый режим воздействия не вызывает сокращения мышцы, регистрируемого визуально или при помощи датчика. Режим поддерживает мышечный тонус и трофические процессы на более высоком уровне, чем в покое. Пороговый режим представляет собой такое воздействие, при котором происходит едва регистрируемое сокращение стимулируемой мышцы. Эффект воздействия заключается не только в эфферентной электростимуляции, но и в непосредственном влиянии на нервно-мышечные структуры. Надпороговый режим представляет собой такое воздействие, при котором сокращение стимулируемой мышцы больше порогового, при этом оно может иметь различную степень выраженности. Эффект воздействия сходен с достигаемым при пороговом режиме электростимуляции, однако непосредственное влияние на нервно-мышечные структуры оказывается более сильным, четко выражено эфферентное влияние на все уровни двигательного анализатора и целостный организм.

Следовательно, для электромассажа следует использовать пороговый режим, поскольку такая процедура вызывает фасцикулярные подергивания мышечных волокон, но вся мышца не напрягается и движения в суставе не происходит.

Таким образом, предлагается следующая схема (рис. 1) для проведения электромассажа.

Вначале у пациента снимается электромиограмма (ЭМГ), которая через устройство сопряжения преобразовывается из аналоговой формы в цифровой сигнал. Далее он анализируется с помощью специального программного обеспечения на компьютере, определяются амплитудно-частотные и временные параметры ЭМГ, на основе которых лицо, принимающее решение, задает параметры электростимуляции через устройство управления электромассажного устройства. Далее, снова с этой мышцы снимается ЭМГ и проверяется ее состояние после процедуры. На основе этого принимается решение о дальнейших сеансах и параметрах стимуляции.



Рис. 1. Схема проведения электромассажа на основе электромиографических данных

Выводы. Разработанный электромассажный аппарат для электростимуляции в пороговом режиме на основе микроконтроллера позволяет использовать наряду с набором стандартных стимулов набор стимулов индивидуального применения, параметры которых определяются на основе данных электромиографических исследований в зависимости от конкретного пациента и области воздействий, тем самым повышая эффективность терапии.

СИСТЕМА ДЛЯ РЕГИСТРАЦИИ ВЫЗВАННЫХ ПОТЕНЦИАЛОВ В ЖИДКИХ БИОЛОГИЧЕСКИХ СРЕДАХ

Томашевский Р.С., Доценко З.А., Викарий Е.Г.

Национальный технический университет

«Харьковский политехнический институт»

61002, г. Харьков, ул. Кирпичева, 2, каф. промышленной и биомедицинской электроники,
тел.: +38(057) 707-66-00, E-mail: omsroot@kpi.kharkov.ua; факс: +38(057) 707-66-01

В статье представлен материал о разработке и исследовании системы для регистрации, усиления и обработки слабых вызванных потенциалов в жидких биологических средах. Проведен аналитический обзор моделей преобразования механической энергии в химическую в живых клетках и клеточных соединениях. Описано устройство и принцип работы системы для исследования процессов превращения энергии в жидких биологических образцах. Приведены результаты экспериментов проведенных с помощью разрабатываемой системы.

ВВЕДЕНИЕ

В 2013 году группой Харьковских учёных было произведено открытие явления пьезобиосинтеза^[1].

Явление пьезобиосинтеза заключается в возникновении потенциалов в исследуемом объекте (биологическая клетка, участок ткани) при изменении приложенного к нему давления. В современной медицине широко применяются различные факторные влияния на биологические ткани: тепловые, химические, механические и др. Однако, известные уже более 30 лет эффекты возникновения вызванных потенциалов в биологических тканях исследованы только на уровне макроструктур и используются для получения некоторых специфических эффектов (регенерационная медицина).

Существующие теоретические разработки ограничены рамками общебиологических моделей метаболических процессов в живых многоклеточных структурах, не уточняя модификации таких моделей на уровне одиночных клеток. Более того, практически не разработана теория и не созданы технические средства контроля, диагностики, идентификации уровня биологической активности и жизнедеятельности живых клеток, позволяющие выявлять механически индуцированные электрофизические эффекты в клетках, что способствовало бы получению дополнительной информации о тенденциях в динамических электрохимических процессах, характеризующие степень метаболизма и жизненной активности живых клеток. Такая информация, безусловно, повысила бы вероятность принятия решений, не только в существующих информационных диагностических системах, но и открыла бы новые возможности для создания методов и технических средств прогнозирования и ранней диагностики патологических изменений на уровне, как одиночных клеток, так и биологических структур, в свою очередь, повысит уровень медицинской помощи населению.

Для реализации такой системы на аппаратном уровне необходимо обеспечить нормированное давление, прилагаемое к исследуемым образцам, а также точность обработки получаемых данных на всех этапах измерения.

I ЦЕЛЬ РАБОТЫ.

Целью работы является разработка и исследование системы, которая позволит проводить регистрацию вызванных потенциалов в жидких биологических средах.

II ОПИСАНИЕ УСТАНОВКИ

Кафедрой промышленной и биомедицинской электроники была разработана и реализована система для регистрации вызванных потенциалов в жидких биологических средах. Структурная схема системы приведена на рисунке 1.

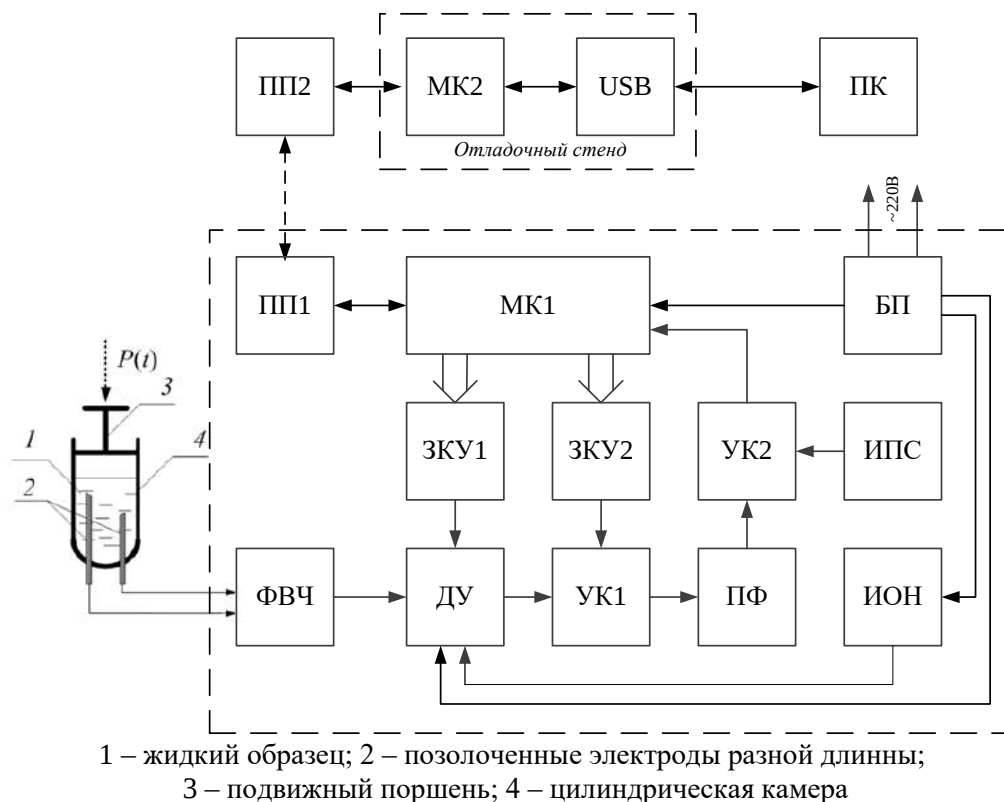


Рис. 1. Структурная схема системы регистрации вызванных потенциалов в жидких биологических средах

В данной схеме измерительный сигнал объекта исследования через электроды подается на фильтр верхних частот (ФВЧ), для устранения постоянной составляющей сигнала, которая при дальнейшем усилении будет мешать измерению сигнала. После фильтрации сигнал подается на дифференциальный усилитель (ДУ), который питается двуполярным напряжением. Для получения необходимого напряжения питания используется источник отрицательного напряжения (ИОН), который позволяет подать дифференциальное питание на усилитель. Для получения необходимого усиления сигнала используется задатчик коэффициента усиления (ЗКУ1), который управляется с помощью микроконтроллера (МК1). Поскольку усиление после дифференциального усилителя может оказаться недостаточным, далее сигнал подается на усилительный каскад (УК1), коэффициент усиления которого также задается с помощью задатчика коэффициента усиления (ЗКУ2). Для устранения помех далее используется полосовой фильтр (ПФ). Для окончательного усиления сигнала до необходимого уровня используется последний усилительный каскад (УК2), после которого сигнал подается в аналого-цифровой преобразователь микроконтроллера. Источник постоянной составляющей (ИПС) обеспечивает смещение сигнала на половину напряжения питания микроконтроллера, чтобы была возможность получить весь его динамический диапазон. От (МК1) сигнал подается на приемо-передатчик 1 (ПП1). По беспроводной связи он передает обработанную информацию на приемо-передатчик 2 (ПП2), который подключен к отладочному стенду, основой которого является микроконтроллер (МК2). После этого (МК2) формирует пакеты данных для того, чтобы передать их с помощью интерфейса (USB) на персональный компьютер (ПК) в необходимом формате для дальнейшего отображения. Управление системой осуществляется с помощью (ПК) через программу «Oscil», разработанную для работы со стендом.

По результатам экспериментальных исследований было установлено, что исследуемые сигналы обладают следующими параметрами:

- постоянная составляющая сигнала – 40 мВ;
- полезная амплитуда сигнала – 6 мВ;
- частота полезного сигнала – 0,3-10 Гц.

В ходе работы был реализован макетный образец системы для регистрации вызванных потенциалов и проведены его технические исследования. Было установлено, что полоса пропускания системы составляет 57,3 Гц от 0,3 до 60 Гц, погрешность установки коэффициентов усиления практически для всего диапазона входных сигналов не превышает 10%, а соотношение сигнал-шум находится в диапазонах от 48 до 32 дБ.

III МАТЕМАТИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ

В начале 2016 года была проведена серия экспериментов, целью которой было подтвердить наличие пьезобиоэлектрического эффекта в жидких биологических образцах. Для этого были взяты объекты трех состояний: S_0 – физраствор, S_1 – цельная кровь без патологии, S_2 – цельная кровь с онкопатологией (колоректальный рак).

Для данных объектов был проведен анализ динамических особенностей индуцированных электропотенциальных процессов. Регистрация электрического напряжения $U(t)$ на электродах электропотенциального измерительного преобразователя показала практически полную идентичность процесса атмосферного «нагружения-разгрузки» $P(t)$ процессу $U(t)$.

Учитывая, что на остальных интервалах времени $U(t)$ изменяется нелинейно, можно предположить существование аддитивной модели динамического электропотенциального взаимодействия для наблюдаемого процесса $U(t)$.

$$U(t) = E(t) + e(t), \quad (1)$$

где $E(t)$ – индуцированный, факторной нагрузкой, процесс изменения общего электрического потенциала жидкого биохимического образца (общая ЭДС, пропорциональная изменению нагрузки $P(t)$); $e(t)$ – квазипостоянная внутренняя ЭДС молекул (клеток) жидкого образца, меняющая скачкообразно и в противофазе с $E(t)$ свои уровни, обеспечивая для наблюдаемого процесса $U(t)$.

Если рассматривать скорость $V_e(t)$, как первую производную процесса $e(t)$ во времени, то умножая правую часть выражения на

$$\frac{dV_U(t)}{dV_U(t)} = 1, \quad (2)$$

и комбинируя элементы сомножителей, получим, справа от знака равенства новые сомножители, из которых первый – характеризует скорость изменения потенциала $e(t)$ в функции скорости $V_U(t)$, а второй сомножитель – ускорение процесса $U(t)$

$$V_e(t) = \frac{de(t)}{dV_U(t)} \cdot \frac{dV_U(t)}{dt} \quad (3)$$

Информацию о биохимическом состоянии образца несут и параметры импульсного изменения скорости $V_e(t)$ электропотенциала $e(t)$.

Для исследования были выбраны параметры Y_1 , Y_2 и Y_3 , исходя из геометрии полученных производных $V_U(t)$ [8], характеризующие динамические отличия образца цельной крови без патологии и образца крови с онкологией.

Статистическа оцнка вліянн состанн об'єкта на характер електрптенціального отклка $U(t)$ под воедствіем воедствующого фактора $P(t)$ проводилась на основанн F – статистики,

$$F_{1;8} = \left(\frac{N \cdot \sum_{j=1}^K (\bar{y}_j - \bar{y})^2}{\sum_{j=1}^K \sum_{i=1}^N (u_{ji} - \bar{y}_j)^2} \right) \cdot (N_{\Sigma} - K), \quad (4)$$

значенне которой для параметров Y_0 , Y_1 , Y_2 , составила 6,101; 10,28; 8,22 соответственно при критической статистике

$$F_{кр} = F_{1;8; \alpha} = 5,32.$$

Это означает, что любой из параметров Y_1 , Y_2 или Y_3 , позволяет с 95 % - ной значимостью выявлять изменение состанн контролируемого биологического образца.

Список литературы

1. Бойко В.В., Замятин П.Н., Жуков В.И., Щапов П.Ф., Невзоров В.П., Клімова Е.М. «Явление пьезобиосинтеза в биологических тканях» // Матеріали заявки на відкриття. Диплом № 454 – 2012.
2. Изменения электрических параметров клеточных мембран биологических тканей при механических факторных влияниях/ В. В. Бойко, П. Н. Замятин, В. И. Жуков, П. Ф. Щапов, В. П. Невзоров //Харківська хірургічна школа. – 2012. – № 5. – С. 9-12.
3. Викарий Е.Г. Система для регистрации вызванных потенциалов в жидких биологических средах./ Викарий Е.Г., Корнеева Е.Р., Томашевский Р.С.; «Актуальні проблеми автоматики та приладобудування». Матеріали Всеукраїнської науково-технічної конференції (10 грудня – 11 грудня 2015 р.) – Х.:ТОВ «В справі», 2015, с. 27-28.
- 4 S.Horiuchi and Y.Tokura, “Organic Ferroelectrics”, Nat. Mater., 7, 357-366 (2008) (Review Article).
5. M.H. Shamos, L.S. Lavine, M.I. Shamos. Nature 197, 81 (1963).

**БЛОК КОНТРОЛЯ ТЕМПЕРАТУРЫ ПОВЕРХНОСТИ КОЖИ УСТРОЙСТВА
ДЛЯ ПИЛИНГА С ПОМОЩЬЮ ИК ТЕРМОМЕТРА**

Черненко Т.И.

Харьковский национальный университет радиоэлектроники
61166, Харьков, пр. Науки, каф. Биомедицинской инженерии, тел. (057) 702-13 64,
E-mail: tetiana.chernenko@nure.ua.

In this paper we investigate a problem of lack of control skin temperature during the cosmetic peeling procedures (brossazh). To avoid the undesirable effects of the procedure the scheme of temperature control is designed. An addition of the infrared temperature sensor is proposed. We propose the usage of improved scheme in portable peeling devices.

В настоящее время стремительно развивается такая отрасль медицины как косметология. Среди процедур по восстановлению, коррекции и улучшению состояния кожи лица можно отметить такую аппаратную процедуру как пилинг. В данной работе будет рассмотрен метод пилинга – броссаж.

Броссаж – это механическое очищение кожи при помощи специализированной техники, а точнее специальных щеток. При проведении процедуры броссажа очень важно исключить возможные риски и предотвратить повреждения кожного покрова. После проведения процедуры броссажа могут наблюдаться покраснения или другие дефекты вследствие перегрева кожи и трения щеток аппарата. Таким образом, актуальной задачей является предотвращение перегрева кожного покрова и контроль над процессом выполнения данной процедуры т.к. негативное влияние на чувствительный участок кожи может вызвать осложнения в виде микроскопических рубцов и неровностей. Это противоречит ожидаемому эффекту от процедуры, соответственно необходимо устранить данную возможную проблему.

На рис. 1 представлен аналог аппарата для броссажа, которым выполняется очищение кожи.



Рис. 1. Аппарат для броссажа

Во время этой безболезненной процедуры кожа обрабатывается различными щеточками и губками, а аппарат с разнообразными насадками аккуратно снимает отмершие клетки кожи. Его действие происходит на разной скорости круговыми движениями по часовой стрелке, и наоборот.

К недостаткам брашинга можно отнести только то, что это достаточно деликатная процедура, которую нужно проводить с правильным нажимом и с установленным количеством оборотов, оказывающая мягкое косметическое воздействие. Поэтому такой метод не оптимален при наличии серьезных дефектов, глубоких морщинах.

Силу нажима выбирает косметолог или специалист, который проводит данную процедуру. Для различных типов кожи необходимо индивидуально подбирать нажим. Профессионализм персонала играет немаловажную роль, но существует человеческий фактор и даже опытные сотрудники могут допустить ошибку.

Достоинством процедуры является то, что броссаж не требует много времени, его можно проводить в любое время года. Все, кто воспользовались этой услугой, отмечали приятные ощущения во время проведения процедуры и заметное улучшение внешнего вида после ее окончания [1].

Специальные механические щетки стимулируют кровообращения, удаляют с поверхности кожи омертвевшие клетки. Только богатый опыт профессионального косметолога позволяет найти свой подход к каждому участку тела, определить оптимальную скорость и силу воздействия

Брашинг относится к числу базовых косметологических процедур, которые подготавливают кожу к дальнейшему уходу или дальнейшим процедурам. Поскольку имеется вероятность перегрева кожного покрова или же нанесения минимального повреждения щетками во время трения о кожу, предлагается реализовать функцию контроля температуры кожи с помощью датчика температуры. Усовершенствование схемы устройства для броссажа путём добавления температурного датчика позволит не допускать возникновения покраснений кожи или механических повреждений лица при проведении данной процедуры.

Данное решение особенно актуально для портативных аппаратов пилинга, которые в основном используются в домашних условиях. Именно в домашних условиях очень часто возникают такие проявления повреждений т.к. пользователь не всегда может подобрать для себя оптимальную жесткость щетин, количество оборотов щеток и силу нажима аппарата. Таким образом, добавляется дополнительный инструмент контроля состояния кожи во время процедуры.

При усовершенствовании схемотехнического решения аппарата для броссажа путем добавления температурного датчика появится новая полезная информация о температуре кожи обрабатываемого кожного покрова и функция сигнализирования об изменении и повышении температуры. Это является свидетельством того, что условия безопасной процедуры нарушено и необходимо: сменить жесткость щётки, убавить силу нажима или уменьшить количество оборотов насадки.

Данная функция позволит избежать нежелательных последствий после косметологической процедуры броссажа при выполнении их по карте движений массажных линий (рис 2).



Рис. 2. Массажные линии для броссажа

Длина волны теплового излучения объектов зависит от температуры их поверхности. Принцип действия инфракрасного прибора заключается в измерении амплитуды колебаний инфракрасного излучения и преобразования в соответствующий этой величине температурный показатель. Тепловой луч фокусируется в оптической системе и попадает на датчик, который измеряет длину волны. Потом сигнал поступает в электронный преобразователь, который вычисляет температурную величину, соответствующую амплитуде колебаний, и передает ее на цифровой дисплей.

Был рассмотрен ряд аналогов ИК термометров и выделен один оптимальный. Это модель: Термометр DT-635 цифровой инфракрасный. К его основным характеристикам относится:

- определение температурных показателей в диапазоне от 0 до 50 градусов;
- скорость получения показателей – 1 секунда;
- допустимая величина погрешности – 0,1 градуса; наличие памяти последнего результата;
- предусмотрен сигнал повышенной температуры;
- имеет встроенный комнатный термометр;
- автоматическое отключение;
- ударопрочный корпус.

Взяв этот ИК термометр за основу и вмонтировать его во вращающуюся головку с насадкой аппарата для пилинга, то получим усовершенствованный аппарат, который будет измерять температуру, и сигнализировать о ее повышении.

Выводы. В результате проведенного анализа сделан вывод о том, что во избежание дефектов, выполнить коррекцию или просто поддерживать и улучшать состояние кожи лица требуются такие процедуры как броссаж. Для того, что бы процедура прошла без осложнений автором предложено добавить блок контроля температуры в схему аппарата, что существенно снизит риск возникновения нежелательных эффектов при косметологической процедуре.

Литература:

1. Пилинг (ключ к пониманию). Н.А. Полонская. – М.: Academia, 2009, с. 295.

Секция 3

Математическое моделирование и методы исследований в биологии и медицине

О МАГНИТОАКУСТИЧЕСКИХ СВОЙСТВАХ БИОЛОГИЧЕСКОЙ
СРЕДЫ

Бондаренко И.С.

Харьковский национальный университет радиоэлектроники
61166, Харьков, пр. Науки 14, каф. Биомедицинская инженерия, тел. (057) 702-13-64,
E-mail: igor2233d@gmail.com

Biological substance (blood, muscles) has electrical conductivity. Electrical field is formed in the substance at its movement into direct magnetic field. Application of acoustic emanation for themovement is studied here. Formulas for calculation of electrical field value have been obtained. Application of the results for biophysical investigations is discussed.

Введение. Большая часть организма человека является электропроводящей. Удельная электропроводность σ некоторых важных тканей организма приведена в таблице 1[1,2]. Эти ткани либо являются жидкостями (кровь), либо близки по структуре к жидкости.

Таблица №1.

№	Название:	Удельная электропроводность $\chi [Cm \times m^{-1}]$
1	Кровь	0,54
2	Мышечная ткань	0,70
3	Спинномозговая жидкость	2
4	Железо	10^7
5	Медь	0.5×10^8

Для сравнения приведены значения электропроводности некоторых известных металлических проводников.

К основным положениям магнитогидродинамики, рассматривающей поведение различных сред в постоянном магнитном поле с индукцией B , относятся следующие характеристики среды: наличие электропроводности, перемещение среды с определенной скоростью v и определенное соотношение между направлениями векторов v и B . Следствием совместного воздействия на среду поля B и ее перемещения со скоростью v является возникновение в среде электрического поля с напряженностью $E[3]$:

$$E = v \times B \quad (1)$$

Как следует из векторного произведения (1), при взаимно перпендикулярном положении векторов v и B соотношение (1) имеет наиболее простой вид:

$$E = v B. \quad (2)$$

Из соотношения (2) следует, что напряженность электрического поля пропорциональна скорости и величине магнитной индукции.

Сущность работы. Магнитное поле обычно создается либо катушками с постоянным током, либо твердотельными постоянными магнитами. Максимальное значение индукции на поверхности постоянного магнита может составлять от 1Тесла до 1,5Тесла. С увеличением расстояния между магнитом и исследуемым объектом магнитное поле уменьшается вначале обратно пропорционально расстоянию, а затем более быстро. При расстояниях, существенно больших, чем размеры магнита, поле изменяется обратно пропорционально кубу расстояния. Наиболее распространенные постоянные магниты имеют характерные размеры не более 10 см. Из этого следует, что при использовании постоянного магнита для исследования магнитогидродинамических явлений размеры участков или образцов БС, а также их расстояние от магнита не должны превышать нескольких сантиметров. В отличие от постоянных магнитов катушки с током могут быть существенно больших размеров и создавать поле не меньше, чем постоянный магнит, а при необходимости, и большие, чем 1,5 Тесла. Величина поля магнитной катушки пропорциональна току через катушку и числу витков катушки. С точки зрения безопасности влияния постоянного поля на человека необходимо, чтобы его величина не превышала 1Тл.

Особенностью предлагаемых исследований является перемещение участка БС с помощью воздействия не него акустического излучения (АИ). Для биологических исследований АИ привлекательно тем, что его влияние может распространяться на значительное расстояние в БС без заметного затухания, может фокусироваться до миллиметровых и субмиллиметровых размеров и может перемещать проводящую среду дистанционно, бесконтактным способом. Одной из целей доклада является расчетная оценка скорости перемещения участка БС и ожидаемого значения напряженности электрического поля.

Как известно из физики [4], АИ в материальной среде (газ, жидкость, твердое тело) распространяется в основном в виде продольных волн расширения и сжатия этой среды. Длина волны АИ определяется формулой

$$\lambda = c/f, \quad (3)$$

где c -скорость звуковой волны в среде, f – частота АИ. Для БС, близкой по плотности к воде, скорость звука составляет около 1500 м/с. Для обеспечения поступательного перемещения участка БС с частотой АИ необходимо, чтобы его размер был меньше длины волны. Это обеспечивается выбором частоты АИ. Например, для участка с размером в 1см длину волны можно выбрать равной 3см. При этом согласно (3) требуемая частота равна 50 кГц. Максимальная скорость колебательных перемещений $v_{\max}$ может быть определена из соотношения [5]:

$$I = P v_{\max} / 2 = P^2 / (2\rho). \quad (4)$$

где I - интенсивность АИ, P - звуковое давление на частицы среды, ρ - плотность среды. Из (4) следует, что

$$v_{\max} = P / (\rho) \quad (5)$$

Для диапазона средних по величине интенсивностей АИ звуковое давление находится в пределах $10^3 - 10^5$ Паскаль [3]. Из формулы (5) для этих значений давления в БС с указанной выше плотностью получаем

$v_{\max} = 0,6 (10^{-3} - 10^{-1})$ м/с. Соответственно, по формуле (2) получаем диапазон максимальных значений напряженности возбуждаемого АИ переменного электрического поля при величине $B = 1T$:

$$E \approx (10^{-3} - 10^{-1}) \text{ В/м} \quad (6)$$

Для примера, в таком электрическом поле на участке БС с протяженностью $L=1\text{ см}$ должно возникать переменное напряжение $V = EL$ с амплитудой от 10 мкВ до 1мВ и с частотой АИ.

Объединяя приведенные формулы, можно получить обобщенное выражение для переменного напряжения V , возникающего на участке БС в результате магнитогидродинамического процесса, возбужденного АИ:

$$V = [2I / (ср)]^{0.5}BL. \quad (7)$$

Выводы. Совместное воздействие на биологическую среду постоянного магнитного поля и акустического излучения может дать возможность определять в ней напряженность электрического поля в соответствии с основными положениями магнитогидродинамики. В частности фокусирование АИ на различных участках тела человека (в том числе в области внутренних органов) и измерение соответствующих значений напряжения в соответствии с (7) может позволить обнаруживать патологические аномалии в пространственном распределении величины $(ср)$, а при заранее известном значении скорости звука также и в распределении плотности БС.

Литература:

1. Электрофорез лекарственных веществ: руководство для специалистов / В.С. Улащик.- Минск:Беларус.навука,2010-404с.
2. Справочник по элементарной физике. Н.И. Кошкин, М.Г. Ширкевич, Гос.изд. физ-мат литер. Москва 1962г.
3. Полунин В.М. Акустические свойства нанодисперсных магнитных жидкостей. М.Физматлит.2012г. 384с
4. Ультразвук. Физико-химическое и биологическое действие. И.Е.Эльпинер. Гос.изд. физ-мат литер. Москва 1963г.

**ИНДИВИДУАЛИЗАЦИЯ КОМПЬЮТЕРНОГО ПЛАНИРОВАНИЯ
РАДИОНУКЛИДНОЙ ТЕРАПИИ КОСТНОЙ МЕТАСТАТИЧЕСКОЙ БОЛЕЗНИ**

Долгопятенко А.Д.

Харьковский национальный университет радиоэлектроники
61166, Харьков, пр. Науки, 14, каф. биомедицинской инженерии,
тел. (057) 702-13-64, E-mail: hanna.dolhopiatenko@nure.ua

In this work individual approach to the patient with osteal metastatic illness is surveyed. This method consists of a research of status of bone marrow and obtaining information about trabecular osteal structures by results of an x-ray computer tomography. This approach ensures the determination of the individual dose loading on the bone marrow when planning interstitial radionuclide therapy.

Введение. Метастатическое поражение костей - одно из самых распространенных проявлений прогрессирования онкологического заболевания. Одним из относительно новых методов паллиативного лечения данного заболевания является радионуклидная терапия (РНТ), т.е. использование радиофармпрепаратов (РФП), обладающих способностью к избирательному накоплению в метастатических или воспалительно-деструктивных очагах в костной ткани. Благодаря наличию в своем составе бета-излучающих радионуклидов, РФП воздействуют непосредственно на патологические очаги, вызывая стойкое подавление болевого синдрома. Для улучшения соотношения «доза-миелотоксичность» и при этом снижения риска повреждения здоровых тканей необходимо рассчитывать объем области воздействия с помощью лабораторно-аналитических или визуализационных методов. На объем исследуемой области влияют антропометрические данные, поэтому практичнее всего использовать визуализационные методы (КТ, МРТ и т.д.). Однако, метастатические поражения из-за своего различного строения и случайного расположения в костных структурах усложняют анализ КТ-изображений. Поэтому уточнение индивидуальных показателей состояния красного костного мозга (ККМ) в процессе РНТ требует построения более сложных алгоритмов распознавания и количественной оценки состояния структур трабекулярной кости.

Цель работы. Поиск индивидуальных подходов количественной оценки состояния ККМ в поясничных позвонках пациентов с костной метастатической болезнью по результатам их КТ-визуализации для уточнения необходимой дозы РФП ^{153}Sm -оксабифор в РНТ костных метастазов.

Материалы и методы. Анализ КТ-параметров костного мозга проводился по КТ-срезам в области поясничных позвонков L1-L5 (рис.1). Один из таких параметров – объем трабекулярного вещества (TV, trabecular volume) – определялся путем оконтуривания и расчета внутреннего объема трабекулярной ткани позвонка на каждом КТ-срезе, за исключением внешней кортикальной кости и межпозвоночных дисков. Оконтуривание и расчет объемов выполнялся с помощью программной среды Eclipse, которая используется при планировании лучевой терапии.

Поглощенная доза на ККМ пациента рассчитывалась по формуле:

$$D_{\text{RM}} = \sum A_h \cdot S_{\text{RM} \leftarrow h}$$

где: A_h – кумулятивная активность ^{153}Sm в кортикальном и трабекулярном слое кости; $S_{(\text{RM} \leftarrow h)}$ – значения S-факторов для ^{153}Sm от поверхности трабекулярной и кортикальной кости (как органов-источников).

Результат. Эффективность лечения ^{153}Sm -оксабифором была оценена с использованием биокинетических моделей динамики накопления и выведения РФП. После введения РФП проводилась внешняя радиометрия тела больных. Первая радиометрия всего тела была выполнена через 0,5 ч после введения ^{153}Sm -оксабифора, вторая - сразу после первого мочеиспускания, последующие - от 1 часа до 5 суток. При каждом измерении было зафиксировано время проведения радиометрии.

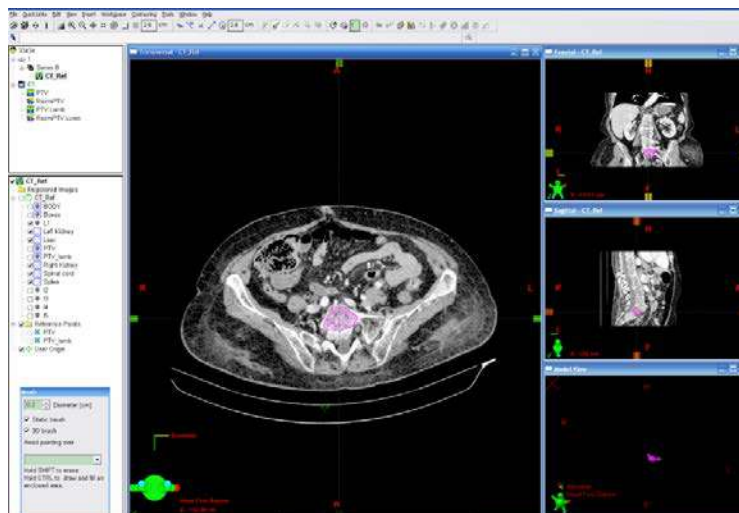


Рис. 1. Определение объема трабекулярного вещества

Оценка удержанной радиоактивности ^{153}Sm -оксабифора в теле пациента в процентах от введенной активности проводилось по результатам внешней радиометрии уровней гамма-излучения от пациента по формуле:

$$A_{\text{уд}} = \frac{A_{\text{уд}}}{A_{\text{введ}}} = \frac{P'_{\text{уд}}}{P_{\text{введ}}} \times 100\%,$$

где: $P'_{\text{уд}}$ – мощность эквивалентной дозы по данным внешней радиометрии через сутки и более с поправкой на физический распад ^{153}Sm -оксабифора, ед. изм.; $P_{\text{введ}}$ – мощность эквивалентной дозы по данным внешней радиометрии через 0,5 ч после введения РФП, ед. изм.;

По данным внешней радиометрии определялась мощность эквивалентной дозы

$$P'_{\text{уд}} = P_{\text{уд}} \times \frac{\lambda \times \Delta t}{T_{1/2}},$$

где $\lambda = 0,693$ – гамма-постоянная, Δt – интервал времени между введением РФП и проведением радиометрии (i-й) тела пациента, ч; $T_{1/2}$ – период полураспада ^{153}Sm , равный 46,7 ч.

Кумулятивная активность Sm-153 в костной ткани (A_h) пациента определялась в соответствии с формулой:

$$\tilde{A}_h = \int_0^{\infty} A_h(t) dt$$

где $A_h(t)$ – удержанная активность ^{153}Sm , которая описывается экспоненциальной функцией $A_h(t) = A_0 \cdot k \cdot \exp(-\lambda \cdot t / T_{1/2})$; A_0 – активность, введенная пациенту; k – коэффициент удержания активности в теле пациента, оцененный по результатам радиометрии пациента и равный соотношению $A_{\text{уд}} / A_0$.

После оценки удержанной активности в теле больного, для каждого пациента был проведен перерасчет распределения активности ^{153}Sm по трабекулярному и кортикальному слоям кости.

Значения S-факторов для ^{153}Sm для стандартного мужчины и стандартной женщины, используемые при расчете поглощенной дозы на красный костный мозг, были взяты из табулированных таблиц «OLINDA/EXM», подготовленного комитетом MIRD. Согласно Публикации 70 МКРЗ было принято, что удержанная активность ^{153}Sm в костных тканях распределяется по поверхности трабекулярной и кортикальной кости в соотношении 61,8 % к 38,2% соответственно.

Для каждого конкретного пациента было проведено линейное масштабирование S-факторов, исходя из индивидуальной массы красного костного мозга пациента.

$$S_{(\text{BM} \leftarrow \text{BM})\text{patient}} = S_{(\text{BM} \leftarrow \text{BM})\text{phantom}} \times \frac{m_{\text{BM phantom}}}{m_{\text{BM patient}}},$$

Другой подход к расчету индивидуальных значений S-факторов предполагает масштабирование массы красного костного мозга пациента по данным о трабекулярном объеме позвонков поясничного отдела L₂-L₄:

$$m_{\text{BM patient}} = m_{\text{BM phantom}} \times \frac{V_{\text{траб patient}}}{V_{\text{траб phantom}}},$$

Индивидуальное значение S-факторов для каждого пациента с учетом трабекулярного объема позвонков L₂-L₄ рассчитывается по формуле:

$$S_{(\text{BM} \leftarrow \text{h})\text{patient}} = S_{(\text{BM} \leftarrow \text{h})\text{phantom}} \times \frac{V_{\text{траб patient}}}{V_{\text{траб phantom}}},$$

Согласно современным подходам к расчету поглощенной дозы на ККМ принято, что для референтного мужчины трабекулярный объем составляет 70 мл, для референтной женщины – 50 мл.

Суммарная поглощенная доза на красный костный мозг ($D_{\text{ККМ}}$) оценивалась как

$$D_{\text{ККМ}} = A_{\text{траб}} \times S_{\text{траб}} + A_{\text{корт}} \times$$

где: $A_{\text{траб}}, A_{\text{корт}}$ – кумулятивная активность в трабекулярной и кортикальности кости соответственно; $S_{\text{траб}}, S_{\text{корт}}$ – индивидуальные значения S-факторов для трабекулярной и кортикальности кости соответственно;

Для определения значимости исследования определена суммарная поглощенная доза с использованием трабекулярного объема референтного человека (для мужчины – 70 мл, для женщины – 50 мл) и трабекулярного объема, который был рассчитан индивидуально по КТ в программной среде Eclipse. Для исследования был взят мужчина. Проводя расчет с референтным объемом 70 мл, был получен результат: $D_{\text{ККМ}} = 2,147$ Гр. Используя индивидуальный подход и определив что объем трабекулярного вещества составляет 93,2 мл., было установлено что суммарная поглощенная доза в итоге составляет $D_{\text{ККМ}} = 1,612$ Гр, что значительно меньше предыдущего результата.

Вывод. Был предложен индивидуальный подход количественной оценки состояния красного костного мозга в поясничных позвонках пациентов с костной метастатической болезнью по результатам их КТ-визуализации, при помощи программы Eclipse, для оценки степени его поражения и уточнения необходимой дозы РФП ^{153}Sm -оксабифор в РНТ костных метастазов.

СТРУКТУРА И МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ КАНАЛА РАСПРОСТРАНЕНИЯ И РЕГИСТРАЦИИ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

Кипенский А. В.¹, Хоменко Е. В.², Литвиненко С. В.³, Романов О. И.³, Безгинова О. Н.²

¹Национальный технический университет «ХПИ»,
61002, Харьков, ул. Кирпичева, 2, тел.: (057)70-76-481, e-mail: kavkpi@ukr.net,

²ООО «ЭЛКОМЕД», 61054, г. Харьков, ул. Ак. Павлова, 271,

³Фирма «РАДМИР» ДП АО НИИРИ, 61054, г. Харьков, ул. Ак. Павлова, 271

The mathematical model of the X-ray-opto-electronic channel is proposed, which reflects the physical processes of the image signals' formation and recording and makes it possible to determine the energy characteristics of the X-ray system, such as the signal-to-noise ratio at the output of the position sensitive detector and its quantum efficiency at a given exposure dose and quality characteristics individual elements. The technique was developed with using the mathematical model of the channel for analyzing the energy characteristics of a detector based on charge-coupled devices when visualizing the inhomogeneity of a given X-ray contrast.

Основными требованиями, которые предъявляются сегодня к цифровым скрининговым рентгенографическим системам (РГС), являются высокая диагностическая ценность получаемых изображений и минимальная дозовая нагрузка на пациента. Для обеспечения этих требований в современных РГС используют фоточувствительные приборы с зарядовой связью (ПЗС). При этом структура сквозного рентгено-опто-электронного канала распространения и регистрации сигналов изображения может быть представлена в виде структурной схемы, приведенной на рис. 1.

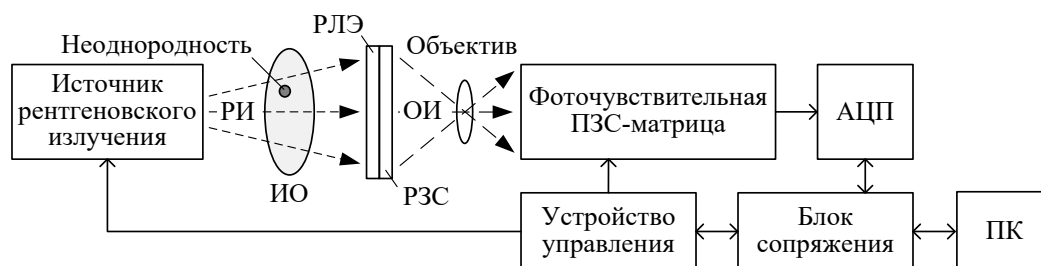


Рис. 1. Структурная схема рентгено-опто-электронного канала РГС

При выполнении снимка рентгеновское излучение (РИ), пройдя через исследуемый объект (ИО), поступает на рентгено-люминесцентный экран (РЛЭ), где преобразуется в видимое изображение. РЛЭ отделен от объектива рентгенозащитным стеклом (РЗС). С помощью объектива оптическое изображение (ОИ) теневого изображения ИО фокусируется на фоточувствительную поверхность ПЗС-матрицы, в элементах которой свет преобразуется в зарядовые пакеты. Величина накопленного заряда пропорциональна освещенности элемента. Потенциальный рельеф, несущий информацию о теновом рентгеновском изображении ИО, считывается из ПЗС-матрицы, преобразуется в цифровые сигналы с помощью АЦП и поступает в память блока сопряжения. Далее эта информация пересылается в системный блок персонального компьютера (ПК) и выводится на экран его монитора.

Цель работы состояла в разработке математической модели канала распространения и регистрации сигналов изображения для оценки качества работы РГС при различных вариантах построения позиционно-чувствительного детектора (ПЧД).

Для достижения указанной цели необходимо получить математическое выражение для отношения сигнал/шум квантов рентгеновского излучения на плоскости регистрации РЛЭ в случае исследования малоразмерной неоднородности, находящейся в фоновой среде – ИО и далее выражения для оценки отношения сигнал/шум электронов в

фоточувствительных элементах ПЗС-матрицы и квантовой эффективности ПЧД в целом. Кванты рентгеновского излучения будем полагать моноэнергетичными, а поток квантов, падающих на объект исследования – параллельным. Принятые допущения не окажут существенного влияния на погрешность получаемых оценок.

Интенсивности рентгеновского излучения после прохождения ИО I_1 и неоднородности I_2 , могут быть определены как [1, 2]:

$$I_1 = I_0 e^{-\mu H} + I_s; \quad (1)$$

$$I_2 = I_0 e^{-\mu(H-h)} e^{-\mu_d h} + I_s, \quad (2)$$

где: μ , μ_d – линейные коэффициенты ослабления ИО и неоднородности, соответственно; I_0 , I_s – интенсивность первичного и рассеянного излучения, соответственно; H , h – толщина ИО и неоднородности, соответственно.

Выражение (1) имеет иную форму записи:

$$I_1 = \chi I_0 e^{-\mu H}, \quad (3)$$

где $\chi = 1 + I_s / I_0 e^{-\mu H}$ – фактор накопления, учитывающий влияние рассеянного излучения.

Контраст C интенсивности излучения на поверхности РЛЭ с учетом рассеянного излучения при этом составит [3]:

$$C = \Delta I / I_1 + (1 - e^{-\Delta \mu h}) / \chi, \quad (4)$$

где $\Delta I = I_1 - I_2$ – разность интенсивностей излучения, прошедшего объект и неоднородность; $\Delta \mu = \mu_d - \mu$ – разность линейных коэффициентов ослабления объекта и неоднородности.

Поскольку падающий поток квантов РИ подчиняется статистике Пуассона, то отношение сигнал/шум q_0 на поверхности РЛЭ можно описать выражением [4]:

$$q_0 = C \left(\frac{At}{E_\gamma} I_1 \right)^{1/2} = \left(\frac{1 - e^{-\Delta \mu h}}{\chi} \right) \left(\frac{A I_0 t}{\chi E_\gamma} e^{-\mu H} \right)^{1/2}, \quad (5)$$

где t – длительность экспозиции; A – площадь объекта; E_γ – эффективная энергия квантов рентгеновского излучения; $I_1 A t / E_\gamma$ – среднее количество квантов рентгеновского излучения, прошедших через ИО.

Ввиду малости величины $\Delta \mu h$ и выполнения соотношения $1 - e^{-\Delta \mu h} \cong \Delta \mu h$, выражение (5) можно переписать в виде, удобном для практических расчетов:

$$q_0 = \frac{\Delta \mu h}{\chi} \left(\frac{A}{\chi} F_0 e^{-\mu H} \right)^{1/2}, \quad (6)$$

где $F_0 = I_0 t / E_\gamma$ – флюенс квантов рентгеновского излучения, падающего на объект наблюдения. С учетом (3) выражение (6) приведем к виду

$$q_0^2 = C^2 \frac{A}{\chi} F_0 e^{-\mu H} \quad (7)$$

и получим формулу, описывающую флюенс квантов рентгеновского излучения, с использованием требуемого отношения сигнал/шум и контраста:

$$F_0 = \frac{q_0^2 \chi}{C^2 A} e^{\mu H}. \quad (8)$$

Поверхностную экспозиционную дозу на плоскости регистрации РЛЭ за ИО при этом можно определить по формуле [5]:

$$D = \left(\frac{\mu}{\rho} \right)_{en}^{tk} E_\gamma \frac{q_0^2 \chi}{C^2 A} e^{\mu H}, \quad (9)$$

где $(\mu/\rho)_{en}^{tk}$ – массовый коэффициент ослабления квантов рентгеновского излучения в биологической ткани объекта.

Выражение (9) может быть использовано для определения потенциальных характеристик РГС, т.е. определения значения сигнал/шум без учета потерь в элементах канала приема сигналов. Рассмотрим отношение сигнал/шум для фотонов на поверхности фоточувствительного элемента ПЗС-матрицы. При использовании нормального закона распределения световых фотонов на поверхности фоточувствительных элементов ПЗС-матрицы, математическое ожидание M_ϕ и дисперсия σ_ϕ^2 фотонов описываются выражениями:

$$M_\phi = N_A b k \beta; \quad (10)$$

$$\sigma_\phi^2 = (1 + k \beta) M_\phi, \quad (11)$$

где: N_A – среднее количество квантов рентгеновского излучения, прошедших через объект площадью A за временной интервал t ; b – коэффициент, определяемый отношением поглощаемой РЛЭ мощности рентгеновского излучения к падающей мощности; k – коэффициент, определяемый отношением эффективной энергии квантов рентгеновского излучения к эффективной энергии световых фотонов; β – параметр, определяемый выбранными геометрическими размерами и физическими характеристиками элементов РЛЭ, ПЗС-матрицы и параметрами объектива.

Выражение для вычисления параметра β , входящего в (10) и (11) имеет вид:

$$\beta = \frac{\pi}{4} \frac{\alpha_\phi}{\alpha_D} \left(\frac{\mu}{\rho} \right)_{en}^{возд} G_B b \left(\frac{d_{об}}{f} \right)^2 \frac{A_\phi}{A} l_1^{-1} l_2^{-1}, \quad (12)$$

где α_ϕ, α_D – коэффициенты, обеспечивающие связь между яркостью РЛЭ и энергетической яркостью и между экспозиционной и поглощенной дозой; $(\mu/\rho)_{en}^{возд}$ – массовый коэффициент ослабления квантов рентгеновского излучения в воздухе [6]; G_B – конверсионный фактор РЛЭ; $d_{об}$, f – диаметр зрачка и фокусное расстояние объектива, соответственно; A_ϕ – площадь фоточувствительного элемента ПЗС-матрицы; A – площадь объекта (элемента плоскости регистрации РЛЭ), проецируемого на фоточувствительный

элемент ПЗС-матрицы; l_1, l_2 – коэффициенты прозрачности РЗС и объектива, соответственно.

Учитывая выражения (5), (10) и (11), запишем отношение сигнал/шум для световых фотонов на элементе ПЗС-матрицы:

$$q = C \left(\frac{k\beta b}{(1+k\beta)} N_A \right)^{\frac{1}{2}}. \quad (13)$$

Выразив из (3) среднее количество квантов рентгеновского излучения и разделив на A , получим флюенс квантов рентгеновского излучения с учетом обеспечения требуемого отношения сигнал/шум и контраста на элементе ПЗС-матрицы:

$$F_0^* = \frac{q^2 \chi}{C^2 A} e^{\mu_H} \frac{(1+k\beta)}{bk\beta}. \quad (14)$$

Сравнивая выражение (14) с выражением (8), видим, что для обеспечения на элементе ПЗС-матрицы той же величины отношения сигнал/шум $q = q_0$ и при том же контрасте C , что и на РЛЭ, необходимо увеличить входной флюенс, а значит и входную дозу в $(1+k\beta)/bk\beta$ раз. Тогда выражение (9) для поверхностной экспозиционной дозы D^* на поверхности РЛЭ за ОИ при рассмотрении сквозного канала распространения сигнала от источника рентгеновского излучения до элементов ПЗС-матрицы с учетом (14) примет вид:

$$D^* = \left(\frac{\mu}{\rho} \right)_{en}^{TK} E_\gamma \frac{q^2 \chi}{C^2 A} e^{\mu_H} \frac{(1+k\beta)}{bk\beta}. \quad (15)$$

При отсутствии рассеянного излучения доза D_1^* на поверхности РЛЭ составит:

$$D_1^* = \frac{4}{\pi} \frac{q^2 (1+k\beta) E_\phi}{C^2 \alpha_\phi G_B \left(\frac{d_{об}}{f} \right)^2 A_\phi}, \quad (16)$$

то есть выражение (16) предполагает расчет дозы при размещении плоского тест-объекта, обладающего рентгеновским контрастом, непосредственно на входной плоскости РЛЭ. Из выражения (16) можно определить среднее значение количества фотонов M_ϕ , которые поступают на элемент ПЗС-матрицы:

$$M_\phi = \frac{\pi}{4} D_1^* \alpha_\phi G_B \left(\frac{d_{об}}{f} \right)^2 \frac{A_\phi}{E_\phi}. \quad (17)$$

Учитывая квантовый выход электронов Q_e для ПЗС-матрицы, получим выражение для среднего количества электронов M_e , сгенерированных в пикселе ПЗС-матрицы:

$$M_e = \frac{\pi}{4} Q_e D_1^* \alpha_\phi G_B \left(\frac{d_{об}}{f} \right)^2 \frac{A_\phi}{E_\phi}. \quad (18)$$

Отношение сигнал/шум для накопленных электронов в элементе ПЗС-матрицы, определенное по выражению (13), при этом примет вид:

$$q = C \sqrt{\frac{M_e}{Q_e(1+k\beta)}}. \quad (19)$$

С учетом влияния внутренних шумов отношение сигнал/шум для накопленных электронов в элементе ПЗС-матрицы может быть определено по выражению:

$$q^* = \frac{CM_e}{\sqrt{\left(\frac{CM_e}{q}\right)^2 + Q_{темн}^2 + Q_{счит}^2}}, \quad (20)$$

где $Q_{темн}, Q_{счит}$ – количество шумовых электронов, образованных за счет темнового тока и добавленных при считывании, соответственно (значение этих величин приводят в паспортных данных на матрицы).

Важнейшим параметром, характеризующим качество ПЧД, является его квантовая эффективность, то есть способность детектора преобразовывать рентгеновские кванты в информативный сигнал. Актуальность этого параметра для детекторов медицинского назначения объясняется, прежде всего, тем, что он определяет минимальную дозу излучения, необходимую для получения снимков заданной диагностической ценности [5, 7]. Численно квантовая эффективность регистрации $K_э$ равна:

$$K_э = \frac{q_{вых}^2}{q_{вх}^2} 100\%, \quad (21)$$

где $q_{вых(вх)}$ – отношение сигнал/шум на выходе (входе) ПЧД.

Для идеального приемника, преобразующего все рентгеновские кванты в полезный сигнал, $K_э = 100\%$. В нашем случае, как это отмечалось при анализе выражения (14), квантовую эффективность регистрации без учета внутренних шумов ПЗС-матрицы можно вычислить по выражению:

$$K_э = \left(\frac{bk\beta}{1+k\beta} \right)^2 100\%. \quad (22)$$

Разработанная математическая модель позволяет определить основные энергетические характеристики создаваемой на основе ПЗС-матриц РГС: отношение сигнал/шум на выходе ПЧД при заданной экспозиционной дозе и его квантовую эффективность. Для сравнения качества ПЧД, построенных с использованием ПЗС различных типов, необходимо при обеспечении одинаковых граничных условий (пространственной разрешающей способности и режимов просвечивания рентгеноконтрастного объекта одинаковой плотности) определить на выходе ПЧД отношение сигнал/шум (при заданной экспозиционной дозе) или дозу, необходимую для достижения заданного отношения сигнал/шум, и величину квантовой эффективности ПЧД для каждого варианта реализации. Эти физические величины можно принять за достаточные при сравнительном анализе эффективности ПЧД, построенных с использованием элементов (РЛЭ, ПЗС, объективов) различных типов.

С использованием разработанной математической модели канала, отражающей физические процессы формирования и регистрации сигналов изображения, была разработана методика анализа энергетических характеристик ПЧД на основе ПЗС при визуализации неоднородности заданного рентгеновского контраста. Эта методика состоит в выполнении следующих этапов задания граничных условий и определения характеристик:

- задаются граничные условия функционирования ПЧД в РГС;
- фиксируются технические характеристики выбранных элементов структуры ПЧД;
- выбирается тип ПЗС-матрицы с необходимым количеством элементов (формат) и фиксируются его паспортные данные;
- согласно выражениям (12), (18), (19) вычисляются параметры β , M_e , q , то есть определяется величина отношения сигнал/шум для электронов в элементах ПЗС-матрицы при фиксированных экспозиционных дозах во входной плоскости регистрации без учета внутренних шумов ПЗС-матрицы;
- по выражению (20) определяется отношение сигнал/шум q^* для электронов в элементах ПЗС-матрицы с учетом внутренних шумов при фиксированных дозах во входной плоскости регистрации;
- по выражению (21) определяется квантовая эффективность ПЧД K_{γ}^* .

В заключение следует отметить, что разработанная математическая модель рентгено-опто-электронного канала, которая отражает физические процессы формирования и регистрации сигналов изображения, позволяет определять основные энергетические характеристики рентгенографической системы: отношение сигнал/шум на выходе позиционно-чувствительного детектора и его квантовую эффективность при заданных экспозиционной дозе и характеристиках качества отдельных элементов.

Проведенные исследования показали, что наиболее эффективным вариантом построения ПЧД с пространственным разрешением 4 пары линий/мм, являются 4 (2×2) ПЗС-матрицы. Повышение контрастной чувствительности детектора, возможно за счет дополнительной цифровой обработки сигналов изображений.

Литература:

1. Аккерман А.Ф. Моделирование траекторий заряженных частиц в веществе. – М.: Энергоатомиздат, 1991. – 200 с.
2. Блохин К.А. Физика рентгеновских лучей. – М.: Госиздат технико-теор. литературы, 1953. – 455 с.
3. Брегадзе Ю.И., Степанов В.К., Ярына Э.К. Прикладная метрология ионизирующих излучений. – М.: Энергоатомиздат, 1990. – 154 с.
4. Сторм Э., Исраэль Х. Сечение взаимодействия гамма-излучения. Справочник.: Пер. с англ. – М.: Атомиздат, 1973. – 256 с.
5. Гурвич А.М. Физические основы радиационного контроля и диагностики. – М.: Энергоатомиздат, 1989. – 169 с.
6. Васильев К.К., Крашенинников В.Р. Методы фильтрации многомерных случайных полей. – Саратов: СГУ, 1990. – 128 с.
7. Рентгеновские диагностические аппараты: В 2 т. / Под ред. Блинова Н.Н., Леонова Б.И. – М.: ВНИИМТ, НПО «Экран», 2001. – Т.1. – 220 с.
8. Бутслов М.М., Степанов Б.М., Фанченко С.Д. Электронно-оптические преобразователи и их применение в научных исследованиях. – М.: Наука, 1978. – 431 с.

**ОБОБЩЕНИЕ ТРАДИЦИОННОГО УРАВНЕНИЯ КОЛЕБАНИЙ ДЛЯ
ФУНКЦИОНАЛЬНОГО МАТЕМАТИЧЕСКОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ
ГОМЕОСТАТИЧЕСКОЙ САМОРЕГУЛЯЦИИ УРОВНЯ ГЛИКЕМИИ**

Лапта С.С., Сокол Е.И.

Национальный технический университет "Харьковский политехнический институт"

61002, вул. Кирпичова, 2, тел. (057) 707 6600,

E-mail: stas69@ukr.net

A generalized equation of oscillations is proposed in the language of the rate of of the oscillation system return to the equilibrium state, in which not only the inverse negative relationship of the integral character, that leads to harmonic oscillations, is taken into account, but also the inverse negative relationship of the local form with the delay. This equation is applied in the construction of the functional model of the system of self-regulation of the glycemia level, for which a parametric identification based on the reference glycemic data of glucose-tolerance tests was carried out.

Введение. Известно, что обладающий длительным латентным периодом сахарный диабет 2-го типа (СД2) нуждается в ранней диагностике, которая до последнего времени наиболее точно и достоверно проводится экспертным методом с привлечением гликемических данных традиционного перорального теста толерантности к глюкозе (ПТТГ). При этом они сами по себе, как общепризнанно медиками, непригодны для его выявления [1].

Успешность такой экспертной диагностики СД2 свидетельствует о том, что, в принципе, очевидно, возможно и техническое извлечение скрытой диагностической информации из данных ПТТГ. По-видимому, это можно осуществить путем их компьютерно-модельного пересчета в параметры математической модели системы регуляции углеводного обмена. Полученная модель, индивидуализированная для пациента по его клиническим данным, может быть использована также для имитации на ней режимов терапии СД2 у него и для управления работой специального автоматического устройства замещающей инсулинотерапии.

Вопросу построения математической модели системы регуляции углеводного обмена посвящена обширная литература. Однако реальные практические результаты в этом направлении были получены лишь недавно однокомпарментным структурнофункциональным методом в работах, отраженных в монографии [2]. При этом, поскольку в отечественных клинических лабораториях главный регуляторный фактор углеводного обмена – инсулин не измеряется, а его секреция и его гипогликемическое действие выражаются через уровень гликемии, возможно и целесообразно сведение модели регуляции углеводного обмена к упрощенной модели саморегуляции уровня гликемии.

Оказывается эту модель можно получить и простым функциональным методом "черного ящика" Н. Винера, одновременно обобщив традиционное уравнение гармонических колебаний. При построении модели физиологической системы саморегуляции уровня гликемии следует учитывать не только пероральное, но также и возможное внутривенное ее выведение из состояния равновесия, которое происходит при проведении внутривенного теста толерантности к глюкозе (ВТТГ) [1]. В обоих случаях гликемические кривые ПТТГ и ВТТГ состоят из прандиального или постнагрузочного подъема, переходящего в слабо осцилляционные релаксации к базальному уровню. Последний случай с практически мгновенным выведением системы саморегуляции уровня гликемии g из равновесного состояния g_b с дальнейшим свободным переходным процессом, имеющим сначала экспоненциально убывающий, а затем осцилляционно убывающий характер, представляет особый интерес для моделирования.

Сущность. Традиционно смысл осцилляционной саморегуляции некоторой переменной $x(t)$ формулируют на основе анализа простых колебательных механических

систем на языке ускорения $x''(t)$ возвращения системы к состоянию равновесия. Оно линейно определяется внешним воздействием $f(t)$, текущим состоянием системы, точнее, его отклонением от ее равновесного состояния, и возможным трением, пропорциональным скорости $x'(t)$. При этом получают обыкновенное дифференциальное уравнение порядка не ниже, чем второго (для конкретности – второго):

$$x''(t) = f(t) - k_1 x(t) - 2\beta x'(t), \quad (1)$$

и его гармонические решения.

Это описание колебаний обычно формально распространяют и на все сложные системы с осцилляционным переходным процессом к равновесному состоянию. Однако такое описание сложной колебательной системы, как правило, оказывается неудовлетворительной узко специфической аппроксимацией. Поэтому возникает вопрос об его обосновании и возможности существования иных описаний колебаний системы, присущих ей и отличных от традиционных гармонических колебаний или их суперпозиции.

Представляет интерес переформулировать смысл саморегуляции традиционной колебательной системы (1) на языке скорости ее возвращения к состоянию равновесия и при этом обобщить традиционное уравнение колебаний. При однократном интегрировании обыкновенного дифференциального уравнения гармонических колебаний 2-го порядка (1) получим интегро-дифференциальное уравнение для скорости изменения значения переменной $x(t)$, описывающей колебательный процесс:

$$x'(t) = x'(t_0) - 2\beta(x(t) - x(t_0)) - k_1 \int_{t_0}^t x(s) ds + \int_{t_0}^t f(s) ds, \quad (2)$$

где t – время, t_0 – его начальный момент, параметр β характеризует возможное затухание колебаний, физический смысл параметра k_1 – квадрат циклической частоты свободных гармонических колебаний системы при $\beta = 0$.

На языке теории автоматического регулирования [3] смысл уравнения (2) состоит в том, что в описываемой им системе существует обратная отрицательная связь по переменной $x(t)$, которая саморегулируется. При этом данная обратная связь регуляции представлена в двух видах. В первом из них, который обуславливает экспоненциально убывающий характер переходного процесса, управляющим сигналом регулируемой переменной является ее же текущее значение. Второй вид обратной отрицательной связи, который осуществляется по всем значениям переменной $x(t)$ во все предыдущие моменты времени на промежутке $[t_0, t]$ (интегральное последствие), приводит к гармоническим колебаниям.

Известно, что гармонические решения могут иметь и обыкновенные линейные дифференциальные уравнения порядка выше второго, например третьего порядка. Двойное интегрирование такого уравнения приводит к уравнению, подобному уравнению (2), но уже с дополнительным двойным интегральным последствием.

Линейному дифференциальному уравнению четвертого порядка будет соответствовать интегро-дифференциальное уравнение вида (2) с двумя дополнительными слагаемыми двойного и тройного интегрального последствия в его правой части т.д. Обобщая интегро-дифференциальное уравнение (2) на произвольный порядок соответствующего линейного дифференциального уравнения в правой его части получим целый ряд членов интегрального последствия высшего порядка:

$$x'(t) = f(t) + x'(t_0) - 2\beta(x(t) - x(t_0)) - k_1 \int_{t_0}^t x(s) ds - k_2 \int_{t_0}^t \int_{s_0}^s x(u) du - k_3 \int_{t_0}^t \int_{s_0}^s \int_{u_0}^u x(v) dv - \dots \quad (3)$$

Следовательно, наличие возможных гармонических колебаний в системе, обладающей состоянием устойчивого равновесия, обеспечивается в ней саморегуляцией в виде обратной отрицательной связи по регулируемой переменной. Эта саморегуляция имеет интегральный характер – интегральное последствие, которое может быть как простым, так и высшего порядка.

Представляет интерес выяснить, является ли наличие интегрального последствия в системе не только достаточным, но и необходимым условием существования в ней колебательных процессов? Или иначе, может ли саморегуляция в системе в виде обратной отрицательной связи по регулируемой переменной неинтегрального, а иного, например, локального характера также обеспечить колебательный процесс?

Для выяснения возможности таких колебаний в системе удалим в уравнениях (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 $x(t)$ запаздывание: момент времени $t - \tau$, который предшествует текущему моменту на некоторый промежуток τ :

$$x'(t) = f(t) - 2\beta x(t - \tau). \quad (4)$$

Полученное дифференциальное уравнение 1-го порядка, записанное для всех моментов времени $t \geq t_0$, относится к классу дифференциальных уравнений с запаздывающим аргументом [4]. Для обеспечения единственности решения оно требует, кроме обычного начального условия $x(t_0) = C$, еще также задания, так называемой, начальной функции $\phi(t)$ на промежутке времени $t_0 - \tau \leq t < t_0$.

В возможности осцилляционного характера решения этого уравнения в отсутствии внешнего воздействия ($f(t) = 0$) легко убедиться. Действительно, благодаря запаздыванию в обратной отрицательной связи скорость приближения системы к равновесному состоянию определяется ее отклонением от него, но не в текущий момент времени, а несколько ранее. Поэтому система достигнет равновесного состояния в определенный момент времени t_1 с ненулевой скоростью, проскочит его, и далее при продолжении своего движения с уменьшающейся скоростью будет удаляться от него (рис. 1). Скорость движения станет равной нулю согласно уравнению (4) в момент времени $t_2 = t_1 + \tau$. Затем скорость движения системы изменит знак, и система снова будет с осцилляциями приближаться к равновесному состоянию.

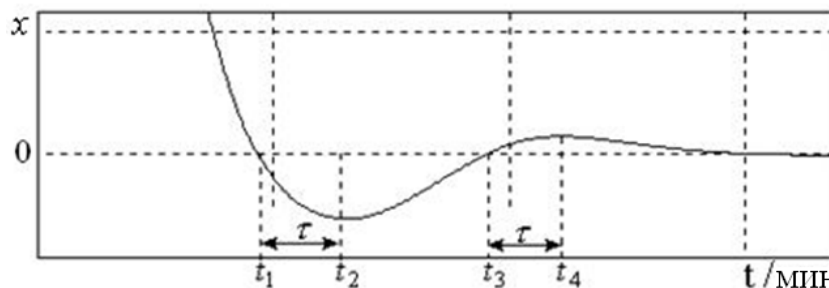


Рис.1. Качественное объяснение возможности осцилляционного решения у дифференциального уравнения (4).

Таким образом, установлено, что осцилляционный переходный процесс в системе при наличии у нее состояния устойчивого равновесия и обратной отрицательной связи по регулируемой переменной может быть обусловлен последствием как интегрального, так и локального характера. В первом случае наблюдаются традиционные гармонические колебания, во втором – колебания, вообще говоря, имеют негармонический характер.

Самое общее уравнение осцилляционной саморегуляции гомеостатической переменной $x(t)$ на языке скорости $x'(t)$ ее возвращения к равновесному состоянию после прекращения действия возмущения получим, введя в правую часть уравнения (3) еще один механизм локальной саморегуляции этой переменной с запаздыванием, как в уравнении (4).

$$\begin{aligned} x'(t) = & f(t) + x'(t_0) - 2\beta(x(t) - x(t_0)) - 2\beta_1 x(t - \tau) - k_1 \int_{t_0}^t x(s) ds - k_2 \int_{t_0}^t ds \int_{s_0}^s x(u) du - \\ & - k_3 \int_{t_0}^t ds \int_{s_0}^s du \int_{u_0}^u x(v) dv - \dots \quad t \geq t_0, \\ x(t) = & \phi(t), \quad t_0 - \tau \leq t < t_0. \end{aligned} \quad (5)$$

Очевидно, что обеспечить описанный комбинированный характер переходного процесса в системе саморегуляции уровня гликемии при выведении ее из равновесного состояния внутривенной инъекцией может лишь суперпозиция локальных обратных связей с запаздываниями. Из качественного критерия адекватности модели объекту – минимальной математической сложности – следует, что достаточно лишь двух таких локальных обратных связей: одной мгновенной и второй с запаздыванием. При этом из клинических данных ВТТГ следует, что в системесаморегуляции уровня гликемии необходимо учесть также еще один канал обратной отрицательной связи. Управляющим сигналом в нем является скорость поступления в кровь экзогенной глюкозы $f(t)$, вид которой при ВТТГ приведен в работе [2]. С учетом этой дополнительной саморегуляции модель системы саморегуляции уровня гликемии при ВТТГ принимает окончательный вид:

$$\begin{aligned} y' = & -k_1 y(t) - k_2 y(t - \tau) + (1 - k_3) f(t), \quad t \geq 0, \\ y(t) = & \phi(t), \quad -\tau \leq t < 0, \quad y(0) = 0, \end{aligned} \quad (6)$$

На рис. 2.а) наглядно показана адекватность и эффективность проведенной параметрической идентификации модели саморегуляции уровня гликемии при ВТТГ по справочным данным здорового пациента, изображенных звездочками. Результаты аналогичной процедуры в случае ПТТГ с функцией поступления экзогенной глюкозы $f(t)$, описанной в работе [2], представлены на рис. 2.б).

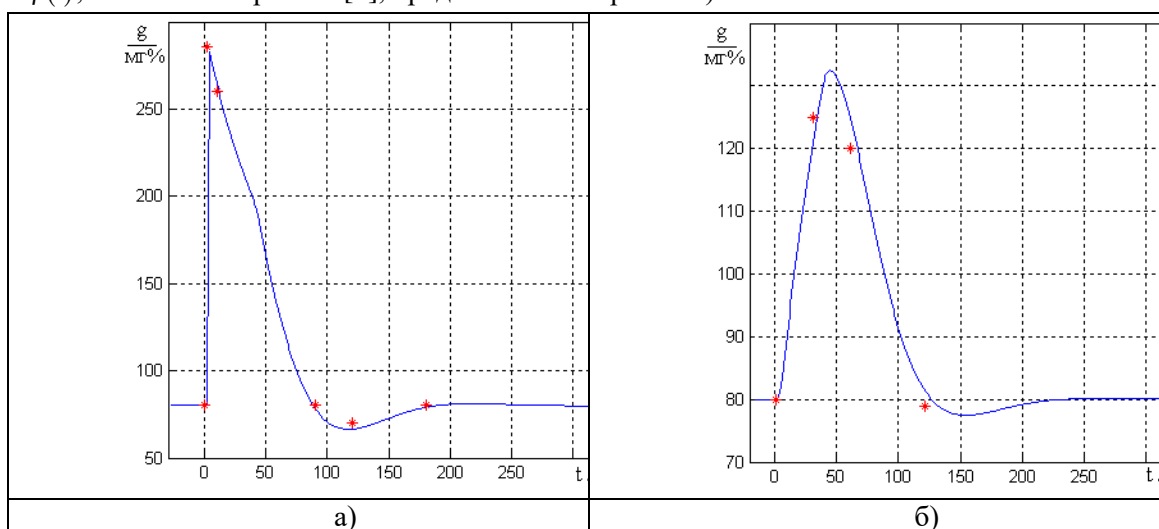


Рис. 2. Индивидуализация модели системы саморегуляции уровня гликемии по клиническим справочным данным здорового пациента при проведении у него: а) ВТТГ, б) ПТТГ.

Выводы: Предложено по новому переформулировать смысл саморегуляции традиционной колебательной системы на языке скорости ее возвращения к состоянию равновесия. Это позволило обобщить традиционное уравнение гармонических колебаний, которые обеспечивались в осцилляционной системе обратной отрицательной связью интегрального вида. Обобщенное уравнение колебаний помимо этих гармонических колебаний описывает также колебания, обусловленные наличием в системе обратной отрицательной связи локального вида с запаздыванием. Колебания последнего вида оказались естественными для описания переходных процессов в системе саморегуляции уровня гликемии, на основе которых возможно построение ранней диагностики СД2.

Литература:

1. Endocrinology and metabolism / Editors: P. Felig, J.D. Baxter, L.A. Frohman. - 3d ed. – McGraw-Hill, INC., 1995. – 1940 p.
2. Лапта С. И. Функционально-структурное математическое моделирование сложных гомеостатических систем: монография / С. И. Лапта, С. С. Лапта, О. И. Соловьева. – Харьков : Изд. ХНЭУ, 2009. – 332 с.
3. Воронов А.А. Введение в динамику сложных управляемых систем. – М.: Наука, 1985. – 352 с.
4. Мышкис А.Д. Линейные дифференциальные уравнения с запаздывающим аргументом. – М.: Наука, 1972. – 352 с.

МЕДИЧНЕ ДІАГНОСТУВАННЯ НА ОСНОВІ НЕЙРОННОЇ МЕРЕЖІ MADALINE

Мірошниченко Н.С., Бражнікова Є.М.

Харківський національний університет радіоелектроніки

61166, Харків, пр. Науки, каф. БМІ, тел. (057) 702-10-00,

E-mail: nellymiroshnichenko@mail.ru

In this paper, network of neurons used for the intellectual analysis of medical data is proposed, such network is adalina and madalina. Algorithms for their training are developed for situations when information is fed to processing in online-mode was proposed. Neural network has been trained on medical data and shown high level of distribution of data for a large number of indicators.

В даний час у задачах інтелектуального аналізу медичних даних (Medical Data Mining) стали все частіше використовувати методи обчислювального інтелекту та, насамперед, штучні нейронні мережі, завдяки їх можливості навчання по експериментальним класифікованим даним і прозорості та інтерпретованості отриманих результатів [1,2]. Поміж багатьох можливих задач, що виникають в рамках Medical Data Mining особливе місце займає проблема діагностування стану організму за багатьма показниками, які виміряні в тих чи інших шкалах [3].

Основною ціллю даної роботи є дослідження та застосування для інтелектуального аналізу медичних даних методів обчислювального інтелекту, а саме нейронної мережі мадаліни, що являє собою групу адаптивних лінійних елементів. Актуальність даної роботи полягає в розробці алгоритму навчання мадаліни, завдяки якому ця нейронна мережа зможе проводити розподіл даних на декілька класів за багатьма показниками.

Першою системою розподілу даних є адаптивний лінійний елемент адаліна (ADALINE). На рис.1 приведена його структурна схема.

Рис.1 – Структурна схема ADALINE

Структурно адаліна складається з двох частин: адаптивного лінійного асоціатора та нелінійної активаційної функції. Дивлячись на Рис. 1 видно, що адаліна має два виходи: бінарний $y(k)$ та аналоговий $u(k)$. Також крім цього є додатковий вхід, на який подається навчальний сигнал $d(k)$, який показує якою повинна бути бажана реакція системи на кожний конкретний набір вхідних векторів ознак $x(k)$ у режимі навчання [4].

Аналоговий вхід представляє собою зважену суму входів:

$$u(k) = \sum_{i=0}^n w_i(k) x_i(k) = w^T(k) x(k), \text{ де } w(k) = (w_0(k), w_1(k), \dots, w_n(k))^T - \text{вектор синаптичних}$$
 ваг, що постійно уточняється в процесі навчання згідно співвідношенню

$$u(k) = \sum_{i=0}^n w_{ji} x_i = w_j^T x.$$

Для даних, які потрапляють на вхід в процесі навчання нейронної мережі, розраховується певне значення вектору синаптичних ваг, які задаються випадковим чином від 1 до кількості ознак мінус 1.

Сигнал $u(k)$ порівнюється із зовнішнім навчальним сигналом $d(k)$, а різниця між ними утворює сигнал помилки навчання $e(k) = d(k) - u(k)$. До алгоритму налаштування, який уточнює вектор синаптичних ваг так, щоб мінімізувати критерій навчання поступає помилка навчання:
$$W(k+1) = W(k) + \frac{e(k)x(k)}{\|x(k)\|^2}.$$

Використовувати найпростішу нейронну мережу можна лише тоді, коли треба здійснити бінарну класифікацію по типу «так» чи «ні». Для того, щоб виконати більш складну класифікацію потрібно збільшити кількість виходів. Так як у більшості задач, діагностуюча система повинна відображати багато факторів-ознак $x(k) \in R^n$ в безліч діагнозів $u(k) \in R^m$, $y(k) \in R^m$, де $u(k) = (u_1(k), \dots, u_j(k), \dots, u_m(k))^T$, $y(k) = (y_1(k), \dots, y_j(k), \dots, y_m(k))^T$. Такою системою є Мадаліна (MADALINE). Вона представляє собою декілька паралельно підключених адалін. На рис. 2 приведена її структурна схема.

Для j -го входу мадаліни можна записати: $u_j(k) = w_j^T(k)x(k)$,
 $y_j(k) = \text{sign } u_j(k) \quad \forall j = 1, 2, \dots, m$ (де $w_j(k) = (w_{j0}(k), w_{j1}(k), \dots, w_{jn}(k))^T$), сигнал помилки навчання записуємо за допомогою формули: $e_j(k) = d_j(k) - u_j(k)$.

Для налаштування синаптичних ваг використовують алгоритм записаний в такій формі:
$$w_j(k+1) = w_j(k) + \left(d_j(k) - w_j^T(k)x(k) \right) x^+(k)$$

Також можна записати алгоритм навчання всіх синаптичних ваг мадаліни в цілому. Для цього, треба ввести загальний критерій навчання:

$$E_j(k) = \sum_{j=1}^m E_j(k) = \frac{1}{2} \sum_{j=1}^m e_j^2(k),$$

$$E_j(k) = \sum_{j=1}^m E_j(k) = \sum_{j=1}^m e_j(k) u_j(k)$$

Далі замість алгоритму налаштування синаптичних ваг, можна записати багатовимірну модифікацію алгоритму Уидроу-Хоффа:

$$W(k+1) = W(k) + \frac{d(k) - W(k)x(k)}{\|x(k)\|^2} x^T(k) = W(k) + (d(k) - W(k)x(k)) x^+(k),$$

Рис.2 – Структурна схема MADALINE

Використавши систему розподілу даних мадаліну, була досягнута ціль роботи. Дана система здатна розподілити дані на більш ніж 2 класи. Нейрона мережа мадаліна була навчена, а потім протестована, що дало нам можливість впевнитися у правильності її роботи.

Література:

1. Rizzo R. Computational Intelligence Methods for Bioinformatics and Biostatistics / Rizzo R. - In Lecture Notes in Bioinformatics (7th International Meeting, CIBIB 2010, Palermo, Italy, September 16-18, 2010). – Springer. – 2011. – 301 p.
2. Kountchev R. Advances in Intelligent Analysis of Medical Data and Decision Support Systems (Studies in Computational Intelligence) / Kountchev R. and etc - Springer. – 2013. – 246 p.
3. Бражникова Е.Н., Перова И.Г., Плисс И.П. Нео-фаззи поход в задач online медико-биологической диагностики / Прикладная радиоэлектроника. – 2016.
4. Мирошниченко Н.С. Бинарная диагностика при помощи искусственной нейронной сети / Радиоэлектроника и молодеж в XXI столетии. – 2017. – 182 с.

**О НЕКОТОРЫХ ПРОБЛЕМАХ СВЯЗАННЫХ С ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНЫМ
АППАРАТОМ У БЕРЕМЕННЫХ ЖЕНЩИН**

Самарский И. В.

Харьковский национальный университет радиоэлектроники
61166, Харьков, пр. Науки, каф. биомедицинской инженерии, тел. (057) 702-13-64,
E-mail: ihor.samarskyi@nure.ua; тел. (095) 254-18-39

The article is devoted to some problems associated with the locomotor apparatus of a woman during pregnancy. During pregnancy, a woman faces many changes that affect the musculoskeletal system. Thus, the work shows the actuality of modeling the skeleton of a pregnant woman, taking into account its physiological and pathological characteristics. This will allow us to predict the change in the state of the musculoskeletal system during pregnancy.

В настоящее время наблюдается неуклонный рост заболеваний, масштабы которого в промышленно развитых государствах приобрели наряду с медицинской и острую социальную значимость. В структуре заболеваемости населения страны патология опорно-двигательной системы занимает второе место, главным образом за счет травматизма.

Травматические повреждения при беременности занимают одно из ведущих мест в структуре неакушерской или случайной материнской смертности и инвалидности женщин, и уровень их продолжает расти. Частота возникновения различных травм у беременных достигает 7%. По данным ВОЗ в структуре причин материнской смертности травмы составляют не менее 18%. Это объясняется специфическими особенностями женского организма при беременности и изменившимися за последние десятилетия уровнем жизни и условий окружающей среды со значительной урбанизацией и технотизацией человеческой сферы, нагрузками, частыми экстремальными воздействиями. Учитывая тот факт, что возможности адаптации организма беременной женщины ограничены, то даже относительно небольшие изменения окружающей среды могут приобрести значимость экстремальных и привести к возникновению травмы и патологии беременности.

К травмам относят открытые и закрытые повреждения органов и тканей в результате воздействия физического, химического или специфического факторов. Воздействие эколого-производственных и радиационных повреждающих факторов на организм беременной достаточно глубоко изучено и освещено в современных научных исследованиях [1]. Однако в числе приоритетных направлений в акушерстве продолжает оставаться проблема невынашивания беременности, в том числе обусловленная влиянием на беременность и плод механической и термической травмы, острого и хронического стресса.

У беременных особого внимания заслуживают механические повреждения опорно-двигательной системы, которые нередко представляют непосредственную угрозу для жизни женщины и плода в острый период травматической болезни, а в последствии являются основной причиной тяжелых осложнений. Сложная биомеханика современного травматизма привела к качественным изменениям характера повреждений и у беременных в сторону их утяжеления. Поэтому прочно вошли в медицинскую терминологию такие понятия, как травматическая болезнь, множественная и сочетанная травма, которые нередко сопровождаются кровотечением и шоком, представляющих основную угрозу для жизни пострадавших беременной и плода. Основными причинами травм опорно-двигательной системы у беременных являются дорожно-транспортные происшествия (55,3%) и падения с различной высоты (36,8%). В большинстве случаев (57,9%) травмы носят сочетанный характер. Материнская летальность при сочетанных повреждениях достигает 18,4%. В структуре повреждений опорно-двигательной системы преобладают травмы конечностей (63,1%). Повреждения таза носят преимущественно характер закрытых односторонних переломов (55,6%), с нарушением непрерывности тазового кольца (44,4%). Повреждения опорно-двигательной системы у беременных в

остром периоде травматической болезни сопровождаются шоком I ст. в 50%, II ст. – в 18,2%, III ст. – в 31,8% случаев. Наибольшая частота осложнений беременности приходится на период острой реакции на травму (37%) и период реабилитации (25%). Угроза прерывания беременности и самопроизвольный аборт составляют 34,2%, преждевременные роды – 13,2%, осложнения в родах – 42,1%. Ближайшие и отдаленные последствия повреждений опорно-двигательной системы для беременной и плода находятся в прямой зависимости от тяжести травмы и срока беременности. При сочетанных повреждениях опорно-двигательной системы репродуктивные потери составляют: в первом триместре 23,1%; во втором триместре – 34,6%; в третьем триместре – 42,3%. Осложнения у беременных в период реабилитации (нейропатии, контрактуры, деформации отделов опорно-двигательной системы, ограничение движений) требуют длительного (до полутора-двух месяцев) физиофункционального лечения, психотерапии и оперативной коррекции осложнений, которые отрицательно влияют на течение беременности. Перинатальная смертность, как следствие полученной травмы, составляет 55,3% [2 – 3].

Беременность – это уникальное время в жизни женщины со многими изменениями, которые затрагивают опорно-двигательный аппарат [4 – 5]. Свыше 38 до 42 недель, у женщин происходит ряд изменений в физиологии тела, морфологии и гормональной системы. Эти изменения особенно заметны в увеличение веса и деформации скелета (рис. 1).

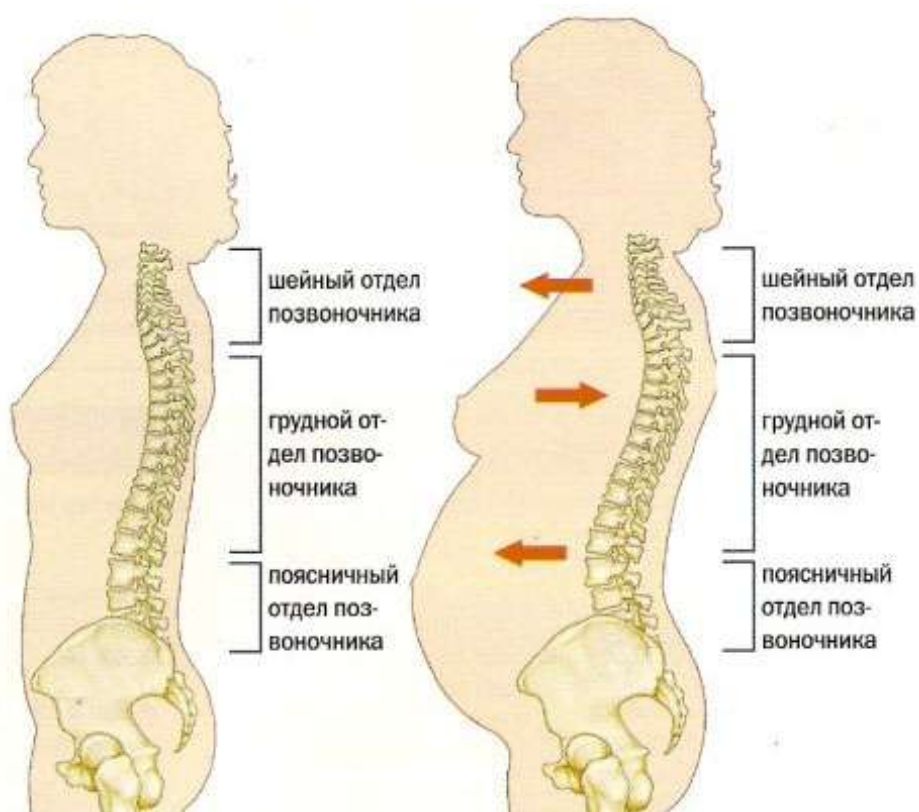


Рис. 1. – Женский позвоночник до и во время беременности

Другие менее заметные изменения – это увеличение объема сустава, дряблость и изменение центра тяжести. В целом, эти изменения влияют на баланс и устойчивость тела и могут вызвать дискомфорт и боль.

Ученые доказали, что женский позвоночник обладает уникальными адаптационными свойствами изменять свою работу в зависимости от постоянно

увеличивающейся нагрузки на суставы. Если бы природа не предусмотрела этот механизм, то каждая беременность была бы связана с высоким риском для здоровья. Адаптационный механизм работает за счет особенностей всего нескольких позвонков поясничного отдела, которые испытывают во время беременности повышенные нагрузки, особенно, когда женщина все больше отклоняется назад по мере роста размера и веса плода. Эти позвонки не только значительно больше по размеру, чем мужские, но и сужаются в местах соединения с другими отделами позвоночника, образуя клиновидную арку, которая снижает сдвигающее давление [5].

Таким образом, является актуальным моделирование скелета беременной женщины, с учетом ее физиологических и патологических особенностей с целью прогнозирования изменения состояния опорно-двигательного аппарата в период беременности.

Литература:

1. Scherer, L. Pregnancy Disasters in the First Trimester / L. Scherer, K. Zappolo // Physician Assistant Clinics. – 2017. – Vol. 2, Issue 3. – P. 385-400.
2. Artal, R. Guidelines of the American College of Obstetricians and Gynecologists for exercise during pregnancy and the postpartum period / R. Artal, M. O'Toole // British Journal of Sports Medicine. – 2003. – Vol. 37, Issue 1. – P. 6-12.
3. Foti, T. A Biomechanical Analysis of Gait During Pregnancy / T. Foti, J.R. Davids, A. Bagley // Journal of Bone & Joint Surgery. – 2000. – Vol. 82, Issue 5. P. 625-632.
4. Персианинова, Л. С. Справочник по акушерству и гинекологии / Л. С. Персианинова, И. В. Ильина. – М. : Медицина, 2003. – 480 с.
5. LaBan, M.M. The Lumbar Herniated Disk of Pregnancy: A Report of Six Cases Identified by Magnetic Resonance Imaging / M.M. LaBan, N.S. Rapp, P. Oeyen, J.R. Meerschaert // Physical Medicine and Rehabilitation. – 1995. – Vol. 76, Issue 5. – P. 476-479.

**АНАЛИЗ ВЛИЯНИЯ АРТЕФАКТОВ УЖЕСТОЧЕНИЯ ПУЧКА В
РЕНТГЕНОВСКОЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ НА ПЛАНИРОВАНИЕ
ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ**

Самофалов И.А.

Харьковский национальный университет радиоэлектроники
61166, Харьков, пр. Науки, 14, каф. биомедицинской инженерии,
тел. (057) 702-13-64, E-mail: ism.flv@gmail.com;

The methods of X-ray computed tomography being improved every year and we have a sufficient amount of methods and tools for high-quality visualization at that very moment. However, as practice shows, there are still low quality CTs (with the presence of strongly pronounced artifacts) in the developing countries. The quality of the scans is of great importance in radiotherapy planning. An incorrect mapping of the density distribution will distort isodoses calculation. In the present article, we will consider the impact magnitudes of the beam hardening artifacts on the radiotherapy planning

1 Введение

С развитием компьютеризированных средств и совершенствованием методов обработки информации нам приходится всё больше полагаться на точность и надежность результатов работы таких методов и средств. Так, ранее (при ручном планировании лучевой терапии) при получении неидеального снимка или томограммы, медицинский физик (или врач-радиолог) мог визуально отбросить явные артефакты при планировании и они существенно не влияли на расчет дозы в очаге; в настоящее же время данные визуализации внутренних структур тела анализируются программными средствами, как правило, не имеющих функции автокоррекции артефактов, вследствие чего расчет изодоз может быть выполнен с грубыми дозиметрическими и геометрическими ошибками.

Такие артефакты могут быть классифицированы по причине появления на аппаратные, анатомические (возникающие вследствие особенностей внутренних структур исследуемого объекта) и обусловленные человеческим фактором (некорректное проведение исследования, будь то движение пациента или методологическая ошибка). И если аппаратные неисправности и человеческий фактор являются проблемами, устраняемыми достаточной квалификацией обслуживающего персонала, то особенности внутренних структур объекта требуют применения методик по нивелированию (или ослаблению) таких артефактов. Одним из наиболее частых артефактов такого рода является следствие эффекта ужесточения пучка – неоднородное ослабление пучка фотонов по всему энергетическому спектру: фотоны с более низкой энергией в проекциях со значительной плотностью будут поглощаться значительно большем количестве, что приводит искажению реконструируемого изображения. Частным (и наиболее проблематичным) случаем такого эффекта являются металлические артефакты. За последние несколько лет предложено множество методов подавления таких артефактов, однако все они могут быть полезны на этапе первичной обработки томограммы, т.е. на этапе конструирования и создания ПО для компьютерных томографов. Некоторое количество томографов (устаревших с этой точки зрения, большая часть которых находится в развивающихся странах) всё же имеют слабые возможности по подавлению таких артефактов.

Цель работы – рассмотреть механизм и выполнить оценку влияния на процесс и результат планирования лучевой терапии повышения / понижения плотности в зоне интереса на реконструированном изображении вследствие эффекта ужесточения пучка.

2 Материалы и методы

Для определения влияния артефактов на планирование нам необходимо сравнить оценку плана лечения, выполненного по томограмме без артефакта, с оценкой плана, выполненного по томограмме с артефактом. Для подобных целей часто применяются фантомы, но для большего приближения к оценке реального влияния в данном

исследовании используем томографические изображения реальных пациентов. Учитывая то, что даже между двумя визуализациями внутренних структур одного и того же пациента в разные моменты времени будут проявляться различия не только в распределении плотности, но и в геометрии структур, для корректности оценки величины влияния применяем следующий метод исследования: дублируем томограмму без артефактов, добавляем при помощи планирующей системы изменение значений плотности некоторых областей, типичных для проявления артефактов ужесточения пучкав каждой рассматриваемой локализации, составляем план 3D конформной лучевой терапии (CRT) в планирующей системе Eclipse для фотонного излучения 1,25 МэВ (Co-60) и 6 МэВ (VarianClinac 600C) по томограммам с добавленными артефактами, после чего переносим составленные планы лечения на томограммы без добавленных артефактов и выполняем перерасчет изодоз с сохранением параметров полей.

Также следует обратить внимание на выбор локализации для исследования влияния артефактов, т.к. сравнение показателей планов лечения для различных органов не будет корректным. Вопрос о статистике наибольшего распространения рассматриваемого артефакта остается открытым, однако по предварительно собранным данным наиболее часто артефакт встречается при визуализации головы (например, зубные имплантаты), при этой же локализации такие артефакты, предположительно, будут наиболее сильно влиять на результат планирования при локализации облучаемого объема в ротовой полости.

Для определения величины добавляемой плотности проводим статистический анализ средней и максимальной величин плотности (в HU) на визуально заметных участках проявления артефактов, не учитывая начальный объект повышенной плотности. Во избежание регистрации случайных расчетных максимумов, за максимальные значения плотности артефактов принимались максимальные из средних значений плотности не менее 9 расположенных рядом пикселей с разбросом значений не более 20%. Результаты такого анализа приведены в таблице 1. Учитывая ослабление артефакта при отдалении от начального объекта, выполняем имитацию артефакта добавлением двух областей с заданной плотностью, одна из которой будет со средней величиной плотности (соответственно среднему значению плотности начального объекта для каждой томограммы), а вторая – с повышенной от средней величиной плотности.

Способом оценки качества плана лечения выбираем гистограммы доза-объем (DVH). Проводим сравнение DVH по средней (эффективной), максимальной и минимальной дозам для контролируемых объемов. В рамках исследования проведем сравнение DVH для планов лечения по томограммам с проявлениями наиболее распространенных эффективных величин плотности начальных объектов (1000..1500 HU) для разных энергий; сравнение DVH для планов лечения, составленных по томограммам с близкими к экстремальным по величинам плотности начальных объектов (6000..9000 HU).

Таблица 1

Анализ средних и максимальных значений плотности артефактов

Эффективная (средняя) плотность начального объекта, HU	Среднее значение плотности артефакта, HU	Максимальное значение плотности артефакта, HU	Количество проанализированных томограмм
1000..1500	297	677	19
1500..3000	504	1119	16
3000..6000	987	2168	13
6000..9000	1659	3874	11

3 Результаты

Рассмотрены результаты сравнений планов лечения для 16 пациентов с зоной интереса (clinicaltargetvolume – CTV) в ротовой полости.

В 8 случаях были рассмотрены наиболее распространенные случаи с отображаемой средней плотностью начального объекта в диапазоне 1000..1500 HU, для которых перед составлением плана лечения добавлены области повышенной плотности в 500 HU и 300 HU, после чего рассчитанные планы для энергий 1.25 МэВ и 6 МэВ перенесены на изначальную КТ без добавленных артефактов и выполнен перерасчет изодоз с сохранением параметров полей. Выполнено сравнение DVH для планов с артефактом и без артефакта для энергий 6 МэВ и 1.25 МэВ (рис. 1а и рис. 1б соответственно), в таблицах 2.1 и 2.2 приведены средние значения таких сравнений.

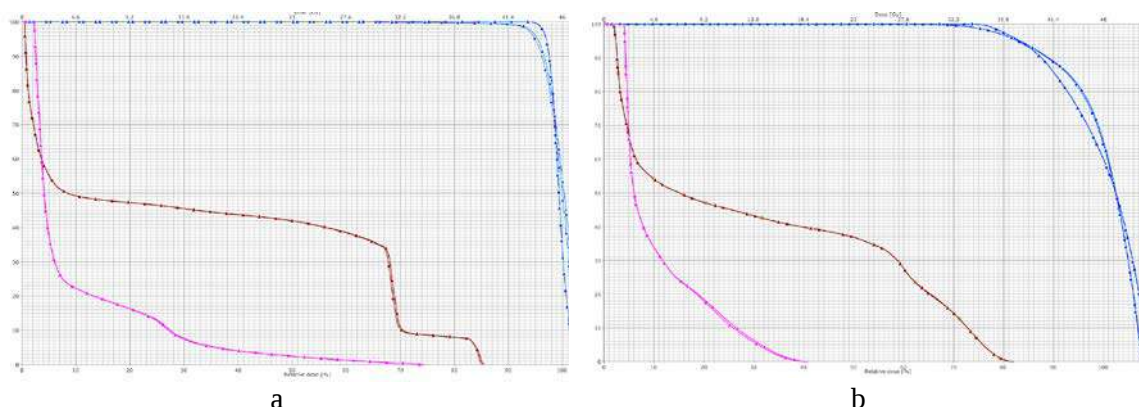


Рис. 1. Сравнения DVH:
а – для планов 6 МэВ; б – для планов 1.25 МэВ

В других 4 случаях рассмотрены случаи с использованием томограмм с высокой эффективной плотностью начального объекта (6000..9000 HU), но без значительных проявлений артефакта. Метод исследования применён тот же – добавление объектов с повышенной плотностью (1500 и 1800 HU), составление планов лечения для энергий 1.25 МэВ и 6 МэВ, перенос параметров полей на план по томограмме без артефакта, etc. Результаты сравнения DVH приведены в таблицах 2.3 и 2.4.

Ещё в 4 случаях рассмотрены случаи с использованием низкокачественных томограмм с высокой эффективной плотностью начального объекта (6000..9000 HU) и с проявляющимся артефактом. Выполненные по таким томограммам планы для энергий 1.25 МэВ и 6 МэВ переносились на томограммы со скорректированными значениями плотностей до 0 HU в зоне интереса (мягких тканей), при этом сохранялись параметры полей. Результаты сравнения DVH приведены в таблицах 2.5 и 2.6.

Таблица 2.1

Результат сравнения DVH для планов 6 MeV

Томограмма	CTV mean dose	CTV max dose	CTV min dose	brainstern mean dose	brainstern max dose	brainstern min dose
С артефактом	100	105.3	93.7	9.6	74.5	2.3
Без артефакта	99.6	105.6	93.6	9.6	74.6	2.3

Таблица 2.2

Результат сравнения DVH для планов 1.25 MeV

С артефактом	100	105.3	93.7	11.0	40.9	3.9
Без артефакта	100.2	105.6	93.6	10.9	40.4	3.9

Таблица 2.3

Результат сравнения DVH для планов 6 MeV (с высокой плотностью)

С артефактом	100	107.2	92.7	3.5	12.6	0.9
Без артефакта	102.8	106.6	93.3	3.9	14.5	0.9

Таблица 2.4

Результат сравнения DVH для планов 1.25 MeV (с высокой плотностью)

С артефактом	100	109.2	90.8	4.1	15.5	1.1
Без артефакта	105.8	111.7	93.5	6.2	21.3	1.1

Таблица 2.5

Результат сравнения DVH для планов 6 MeV (коррекция)

С артефактом	100	107.1	93.3	5.2	11.2	1.2
Без артефакта	102.7	106.8	93.9	5.8	12.1	1.2

Таблица 2.6

Результат сравнения DVH для планов 1.25 MeV (коррекция)

С артефактом	100	109.4	91.2	6.2	16.2	1.8
Без артефакта	105.1	112.1	92.9	6.7	18.8	1.8

4 Заключение

Согласно результатам сравнения DVH, для томограмм с наиболее распространенными величинами проявления металлических артефактов рассматриваемой локализации они вносят несущественную ошибку в результат планирования лучевой терапии (до 0.4% для CTVmeandose) даже при использовании фотонов 1.25 МэВ. Однако, экстремальные значения плотности артефактов могут приводить к ошибке в CTVmeandose до 3% для 6 МэВ и до 5-6% для 1.25 МэВ, что превышает точность отпуска дозы, заданную МАГАТЭ.

Также автор акцентирует внимание, что алгоритмы расчета дозного распределения (использовался Varian'sAnisotropicAnalyticalAlgorithm (AAA) для планов с использованием фотонов энергией 6 МэВ и PencilBeamDoseCalculationAlgorithm (pcb) для планов с использованием фотонов 1.25 МэВ) не являются идеальными, равно как и метод визуализации (достоверность получаемой КТ) даже без принятия во внимание артефактов, как и параметры терапевтического аппарата, процесс укладки пациента, что дополнительно вносит некоторую неточность в суммарную ошибку дозного распределения при реализации составленного плана лучевой терапии.

**ОСОБЕННОСТИ МОДЕЛИРОВАНИЯ СЕЛЬСКОХОЗЯЙСТВЕННЫХ
БИОТЕХНИЧЕСКИХ СИСТЕМ ОБЛУЧЕНИЯ ЭЛЕКТРОМАГНИТНЫМ ПОЛЕМ**

Смердов А.А., Рыжкова Т.Ю.

Полтавская государственная аграрная академия
36003, Полтава, ул. Сковороды 1/3, каф. общетехнических дисциплин,
тел. (05322) 2-29-81, E-mail: tetiana.ryzhkova@pdaa.edu.ua; факс (05322) 2-29-81

Is considered the features of physical fields influence on crop seeds and modeling of the biotechnical systems on their basis. We consider as very perspective the application of technologies of using physical fields during modeling agricultural biotechnical systems depending on properties of the bio object. The process of modeling agricultural biotechnical systems needs to be started with studying the mechanism of influence of the electromagnetic field on seeds, their reaction to such influence and reciprocal actions of the operator person. It is necessary to study the reasons of origination of different temperatures maxima for the effective stimulation of various crops seeds by the electromagnetic field of high frequency.

Введение. Развитие современного представления о земледелии и агрономии направлено в сторону органического земледелия и агроэкологических мероприятий. На передний план выходит шадящее влияние не только на земельные угодья, но и на сельскохозяйственную продукцию, которая непосредственно влияет на человека и животное, потребляющих эту продукцию. Кроме того, анализ деятельности агропромышленного комплекса показывает, что производство продукции растениеводства и потери, которые происходят вследствие неэффективного использования земельных угодий и низкокачественного посевного материала, приводят к тому, что на 1 % увеличения урожая приходится 2,5 % его потерь. Рассмотрение разных подходов к использованию сельскохозяйственной продукции должно в первую очередь начинаться с методов ее выращивания с учетом экономической эффективности. Существенное значение при этом имеет отбор качественного посевного материала и его обработка с целью улучшения посевных характеристик. Современные методы воздействия на посевной материал сосредоточены на обеспечении отсутствия фитопатогенной микрофлоры или ее уничтожении в нем, а также на стимулировании процессов жизнедеятельности в середине семян.

Способы и методы обработки посевного материала объединяются в три основные группы: химические, например, микроудобрение, ингибиторы, регуляторы роста; биологические, а именно использование разнообразных вытяжек и экстрагированных средств, изготовленных на основе продуктов жизнедеятельности бактерий, грибов, водорослей, торфа, угля и тому подобного; физические, то есть использование физических полей и процессов, как, например, термических, физико-механических, фотоэнергетических, радиационных, электромагнитных [1]. Достаточно часто несколько видов могут объединяться с целью максимальной эффективности [2]. Следует отметить, что химические и биологические методы часто имеют ограниченное использование вследствие своих весомых недостатков, связанных с дополнительными технологическими операциями мытья, увлажнения, сушения, высокой стоимостью реализации, низкой экологической чистотой продукции и, как следствие, нанесением ущерба окружающей среде. Физические методы зачастую лишены тех недостатков, которые свойственны химическим и биологическим, но при их использовании возникает еще много вопросов научного обоснования и практической реализации, связанных, в первую очередь, с влиянием на биообъекты.

Целью исследования является моделирование сельскохозяйственных биотехнических систем на основе рассмотрения особенностей влияния физических полей на семена сельскохозяйственных культур.

Сельскохозяйственные биотехнические системы. Физические методы, вследствие разнообразных влияний на биологические объекты, являются интересными для исследования и применения в производственных целях с помощью различных

технологий и технических устройств. Весьма перспективным является применение технологий использования физических полей при создании сельскохозяйственных биотехнических систем. Отметим, что биотехническая система (БТС) – это совокупность взаимосвязанных и взаимозависимых биологических и технических подсистем и объектов. Такие БТС нацелены, в первую очередь, на высокую биологическую эффективность, минимальное влияние на окружающую среду, относительно низкую себестоимость и энергопотребляемость.

Построение сельскохозяйственных БТС целесообразно проводить в зависимости от свойств биообъекта. К сельскохозяйственным биологическим объектам следует относить: почву, растение, животное, окружающую среду обитания. Под почвой следует понимать собирательное название горных пород, залегающих преимущественно в пределах зоны выветривания земли и являющихся объектом инженерно-строительной деятельности человека. Растение представляет собой автотрофный организм, для которого характерна способность к фотосинтезу и наличие плотных клеточных оболочек. Животные являются гетеротрофными организмами, активно подвижными одноклеточными и многоклеточными организмами, самая крупная популяция в системе органического мира. Окружающая среда обитания – совокупность конкретных абиотических и биотических условий, в которых обитает популяция, вид или особь.

Основными задачами при моделировании сельскохозяйственных биотехнических систем должны быть исследования механизма влияния полей или процессов на биообъект и учет последствий этого влияния. Кроме того, важными являются условия передачи этих влияний со стороны технических устройств сельскохозяйственному биологическому объекту, а также выбор интенсивности, дозы, времени экспозиции, формы и других параметров, которые должны быть согласованы с физиологическими характеристиками самого объекта.

Например, в процессе моделирования биотехнических систем облучения семян электромагнитным полем мы сталкиваемся со специфическими явлениями и закономерностями, которые не обнаруживали в неживой природе или в объектах «технической организации». Сегодня не существует единой теории, которая бы полностью объяснила механизм влияния электромагнитного поля на биологический объект. Экспериментально установлено, что электромагнитное влияние на биообъекты проявляется в тепловом и остро резонансном воздействиях [3].

Тепловой компонент действия электромагнитного поля высокой частоты проявляется в нагревании тканей с помощью эндогенного тепла в результате трения и колебаний дипольных молекул, а также за счет выделения тепла молекулами воды при поглощении ними энергии микроволн. При воздействии на биообъекты электромагнитным полем миллиметрового диапазона, возникающий скин-эффект вызывает нагревание поверхностных шаров, а при уменьшении частоты нагревание происходит во всем объеме биообъекта. Одновременное изменения электрических свойств биообъектов (преобразование структуры белка и поляризация клеточных мембран), например, семян, приводит к физиологическим трансформациям, выраженным повышением всхожести и увеличением энергии роста.

Перечисленные воздействия явились основой для разработки и конструкторского исполнения биотехнической системы предпосевного облучения семян электромагнитным полем высокой частоты. Разработанная методика оптимальных режимов обработки семенного материала электромагнитных полей УВЧ величиной 27,12 МГц учитывает нагревательные способности поля. Встроенное устройство с блоком автоматической подстройки частот повышает точность генерации сигнала и исключает создание радиопомех. При синтезе БТС рассматриваются вопросы, связанные с влиянием электромагнитного поля на оператора и степенью его защиты. Полевые испытания биотехнической системы предпосевного облучения семян электромагнитным полем высокой частоты показали повышение всхожести семян пшеницы и ячменя на 20-27 %,

улучшение энергии роста и повышение урожайности в среднем на 24 % по сравнению с контрольными показателями [4].

Научные обоснования моделирования БТС предпосевного облучения семян электромагнитным полем высокой частоты поднимают ряд проблем. В первую очередь следует отметить, что эффективность стимуляционных процессов в семенах электромагнитным полем высокой частоты прослеживается на протяжении лишь первых 24-48 часов после облучения. Остается открытым вопрос о необходимости сужения температурного диапазона нагревания семян определенного класса до значения, где достигается их максимальная всхожесть. Это приводит к сложностям, связанным с необходимостью тонкого контроля температурного режима облучения семян различных сельскохозяйственных культур. Кроме того, температурные максимумы для стимуляции электромагнитным полем УВЧ семян различных видов отличаются, что приводит к разрозненности экспериментальных результатов.

Электромагнитные поля, созданные низкоэнергетическими высокочастотными излучениями с минимальными затратами энергии вызывают влияния на информационные процессы жизнедеятельности семян сельскохозяйственных культур, а именно: ускорению прорастания семян, увеличению общей урожайности посевов, уничтожению вредителей, при определенных параметрах частоты, мощности, экспозиции и модуляции [1], [3]. Экспериментально также установлено, что существует закономерность резонансного поглощения в частотном диапазоне 37-38 ГГц для семян огурцов и томатов с экспозицией 10 мин. и плотностью потока 15 мкВт/см², при этом энергия роста семян огурцов и томатов увеличивается на 13-15 %, урожайность на 25-40 %. На основе таких исследований была создана биотехническая система электромагнитной стимуляции семян, которая работает в частотном диапазоне 35-39 ГГц с выходной мощностью 4,5 Вт и ККД 13 % [5].

Выводы. Итак, принципиальным вопросом в моделировании сельскохозяйственных биотехнических систем является понимание, что их созданию должны предшествовать научные исследования, направленные на изучение механизма влияния электромагнитного поля на семена, их реакция на это воздействие и ответные действия человека-оператора. Кроме того, акцентировать внимание необходимо на изучении особенностей влияния на биообъект разнообразных сопутствующих полей, например, теплового. С учетом влияния на человека-оператора и степени его защиты, особенно в тех системах, где частота облучения отличается от используемой в терапевтической и профилактической медицине. Лишь после таких мероприятий следует проводить конструкторские разработки сельскохозяйственных биотехнических систем с учетом вышеперечисленных параметров.

Литература:

1. Черепнёв А. С. Методологические аспекты предпосевной подготовки сельскохозяйственных культур, включающей их обработку электромагнитным полем / А. С. Черепнёв, Е. В. Журенко // Вісник ХДТУСГ. – Харків, 2000. – С. 211–214.
2. Бобрышев Ф.И. Эффективные способы предпосевной обработки семян / Ф.И. Бобрышев, Г.П. Стародубцева, В.Ф. Попов // Земледелие. – 2000. – № 3. – С. 45.
3. Черенков А. Д. Применение информационных электромагнитных полей в технологических процессах сельского хозяйства / А. Д. Черенков, Н. Г. Косулина // Світлотехніка та електроенергетика. – 2005. – №5. – С. 77 – 80.
4. Смердов А. А. Аппарат предпосевного облучения семян электромагнитным полем / А. А. Смердов, А. Н. Петровский // Аграрные регионы: тенденции и механизмы развития: материалы международной научно-практической конференции. – Курган : Изд-во Курганской ГСХА, 2012. – С. 437–442.
5. Никифорова Л. Є. Низькоенергетичні електромагнітні технології для активації насіння тепличних культур : автореф. дис. ... д-ра техн. наук : 05.11.17 / Никифорова Лариса Євгенівна ; ХНТУСГ імені П. Василенка. – Х., 2009. – 39 с.

МОДЕЛИРОВАНИЕ ДЕФИБРИЛЛЯЦИИ СЕРДЦА

Смердова Т.А.

Национальный университет «Львовская политехника»
79013, Львов, ул.Бандеры,12, каф. электронные средства
информационно-компьютерных технологий, тел.(032) 258-25-06
E-mail: smerdova.tatyana@gmail.com; факс (032) 258-23-88

Annotation. The proposed new frequency-selective model of cardiac defibrillation, including a bandpass filter and a voltage threshold element, which differs from the Noble model by a significantly smaller number of used parameters and also takes into account the energy criterion of myocardial stimulation. On the basis of the model, the analysis of the comparative effectiveness of various defibrillation pulses (rectangular, sawtooth increasing and falling) is performed and their optimal duration is determined.

Введение. В настоящее время наблюдается бурное развитие такого метода реанимации, как электрическая дефибрилляция, одного из самых многообещающих способов снизить смертность от внезапной остановки сердца. Широкому международному признанию и расширению применения дефибрилляции способствовали разработки новых форм электроимпульсной терапии, включая современные компьютеризированные автоматические внешние и имплантируемые дефибрилляторы, автоматические дефибрилляторы с улучшенными параметрами электрического тока. Миллионы людей в настоящее время живы благодаря имплантированным дефибрилляторам, мировая годовая имплантация которых превысила 100 тыс. штук.

Дефибрилляция это прекращение фибрилляторных сокращений желудочков сердца или предсердий. Возникновение фибрилляции желудочков приводит к нарастающей гипоксии и падении тонуса сердца, что может вызвать остановку сердца. Метод дефибрилляции заключается в воздействии на сердце сильным электрическим разрядом, что снимает фибрилляцию желудочков и приводит к восстановлению нормальной работы сердца [1]. Главная цель дефибрилляции – успешно прервать желудочковую фибрилляцию наименьшим разрядом, чтобы избежать повреждения миокарда, которое часто наблюдается при использовании высоких энергий [2].

При возбуждении нервных и мышечных клеток между внутриклеточной средой и межклеточной жидкостью возникает изменение мембранного потенциала, называемое потенциалом действия, которое проявляется в виде электрического импульса и связано с распространением по нервам и мышцам волны возбуждения. Для описания динамики изменения мембранного потенциала при возбуждении клетки Ходжкина и Хаксли предложили математическую модель, построенную на основе обобщения экспериментальных данных, полученных в результате детальных исследований и измерений при возбуждении нейронов. Модель Ходжкина-Хаксли относится к моделям нейронов класса II с разрывной частотно-амплитудной характеристикой [3].

Ноблем была предложена модификация модели Ходжкина-Хаксли, учитывающая особенности изменения мембранного потенциала клеток сердца [4]. Например, длительность потенциала действия в сердечной мышце составляет порядка 300 мс, а в нервных волокнах около 1 мс. Модель была разработана на основании электрофизиологических данных, полученных в экспериментах на волокнах Пуркинье, и получила широкое признание благодаря тому, что позволяет довольно точно описывать явления, которые наблюдаются при возбуждении клеток сердца. Модель Нобла представляет собой систему четырех дифференциальных уравнений первого порядка и позволяет воспроизвести многие явления динамики изменения потенциала действия клеток сердца при различных внешних воздействиях: приложении тока от внешнего источника, повторных импульсах стимуляции и др. Между тем математический анализ этих уравнений является достаточно сложной задачей.

В связи с этим целью работы является разработка частотноизбирательной модели дефибрилляции сердца, исследование различных по форме и энергии дефибриллирующих разрядов и определение их эффективности на основе этой модели.

Частотноизбирательная модель дефибрилляции. В работе [5] была предложена электрическая модель возбуждения нейрона, которая представляет собой последовательное соединение линейного фильтра и нелинейного энергетического порогового элемента. Исследуемая нами модель дефибрилляции сердца (рис. 1) включает полосовой фильтр с коэффициентом передачи $K(j\omega)$, нелинейный пороговый элемент (НПЭ) с порогом срабатывания по напряжению U и схему формирования потенциала действия (СФПД). При превышении трансформированным входным сигналом (выходным сигналом фильтра) порогового уровня происходит возбуждение миокарда и схемой формирования формируется потенциал действия. Такая модель позволяет независимо рассматривать и моделировать процессы возбуждения и формирования потенциала действия миокарда.

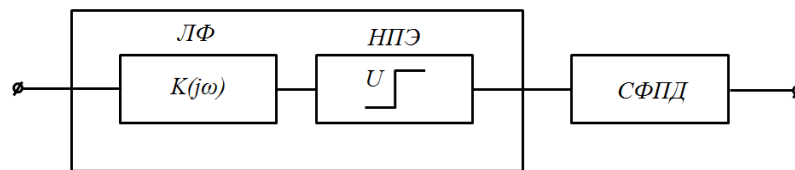


Рис. 1. Модель дефибрилляции сердца

Проанализируем работу модели для полосового фильтра с коэффициентом передачи

$$K(j\omega) = \frac{K_0 j\omega\alpha}{(j\omega + \alpha)(j\omega + 2\alpha)}, \quad (1)$$

где $\tau_m = R_m C_m = \frac{1}{\alpha}$ – постоянная времени мембраны, при входном прямоугольном импульсе:

$$U_1(t) = \begin{cases} U; & 0 \leq t \leq \tau \\ 0; & t > \tau \end{cases}. \quad (2)$$

Выходной сигнал фильтра описывается выражением

$$U_2(t) = K_0 U \begin{cases} e^{-\alpha t} - e^{-2\alpha t}; & 0 \leq t \leq \tau \\ (1 - e^{\alpha\tau})e^{-\alpha t} - (1 - e^{2\alpha\tau})e^{-2\alpha t}; & t > \tau \end{cases}, \quad (3)$$

а его максимальное значение равно:

$$U_{2\max} = K_0 U \begin{cases} (1 - e^{-\alpha\tau})e^{-\alpha\tau}; & 0 \leq \tau \leq 0,693\alpha^{-1} \\ 0,25; & \tau > 0,693\alpha^{-1} \end{cases}. \quad (4)$$

Определим характеристику «амплитуда-длительность», которая устанавливает взаимосвязь между амплитудой и длительностью импульса тока (или соответствующего ему напряжения) прямоугольной формы, что вызывает пороговое возбуждение миокарда

$$\frac{U}{U_0} = \frac{U_{2\max}}{U_2(t)} = \begin{cases} [(1 - e^{-\alpha\tau})e^{-\alpha\tau}]^{-1}; & 0 \leq \tau \leq 0,693\alpha^{-1} \\ 1; & \tau > 0,693\alpha^{-1} \end{cases}, \quad (5)$$

где U_0 – величина реобазы.

Найдем аналогичные характеристики «амплитуда-длительность» для других импульсов: пилонарастающего и пилоспадающего.

Задав входной пилообразный нарастающий импульс в виде:

$$U_{nn}(t) = U \cdot \begin{cases} \frac{t}{\tau}; 0 \leq t \leq \tau \\ 0; t > \tau \end{cases}, \quad (6)$$

и используя преобразование Лапласа, найдем выражение для входного сигнала:

$$U_{nn} = \frac{0,5K_0U}{\alpha\tau} \left[(1 - e^{-\alpha t})^2 \eta(t) - \left[(1 - e^{-\alpha(t-\tau)})^2 - 2\alpha\tau(e^{-2\alpha(t-\tau)} - e^{-\alpha(t-\tau)}) \right] \eta(t-\tau) \right], \quad (7)$$

где $\eta(t)$ – функция Хевисайда.

Сигнал $U_{nn}(t)$ достигает максимума при $t = \tau$, значение которого равно:

$$U_{nn\max} = 0,5K_0U(\alpha\tau)^{-1}(1 - e^{-\alpha\tau})^2, \quad (8)$$

Для пилообразного спадающего импульса:

$$U_{nc}(t) = U_3 \cdot \begin{cases} 0; t > 0, t > \tau \\ 1 - \frac{t}{\tau}; 0 \leq t \leq \tau \end{cases}. \quad (9)$$

Выходной сигнал фильтра $U_{nc}(t)$ будет определяться выражением:

$$U_{nc}(t) = \frac{0,5K_0U}{\alpha\tau} \left[-(1 - e^{-\alpha t})^2 + 2\alpha\tau(e^{-\alpha t} - e^{-2\alpha t}) \right]. \quad (10)$$

Максимального значения сигнал $U_{nc}(t)$ достигает при

$$t = \alpha^{-1} \ln \frac{1 + 2\alpha\tau}{1 + \alpha\tau}, \quad (11)$$

которое равно:

$$U_{nc\max} = \frac{0,5K_0U}{\alpha\tau} \left\{ (1 + 2\alpha\tau) \exp \left(-2 \ln \frac{1 + 2\alpha\tau}{1 + \alpha\tau} \right) - 1 \right\}. \quad (12)$$

Разные пороговые значения амплитуды импульсов возбуждения при разной их форме означают, что в процессе возбуждения существенную роль играют переходные процессы, то есть процессу возбуждения свойственна инерционность, что учитывается частотно-зависимым элементом в модели – полосопропускающим фильтром. На рис. 2 представлены характеристики «амплитуда-длительность» для трех дефибриллирующих импульсов: прямоугольного, пилообразного нарастающего и спадающего. Исследованная модель показывает, что при возбуждении пилообразным нарастающим импульсом падает максимум выходного сигнала, что требует пропорционального увеличения величины входного сигнала при постоянстве порога возбуждения по напряжению.

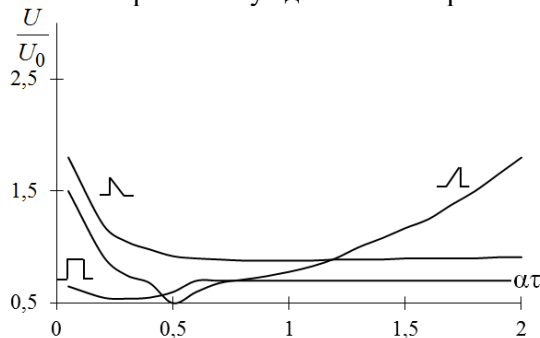


Рис. 2. Характеристики «амплитуда-длительность» дефибриллирующих импульсов: прямоугольного, пилообразного нарастающего и спадающего.

Исследования показали, что рост энергии дефибрилляции приводит к осложнениям, в частности АВ-блокаде. Поэтому при определении эффективности различных импульсов дефибрилляции необходимо учитывать их начальную (входную) энергию, которая, например, для прямоугольного импульса определяется выражением:

$$E_{1n} = U_n^2 X, \quad (13)$$

где: U_n – пороговое значение напряжения дефибрилляции;

$X = \alpha\tau$ – безразмерная длительность импульса.

На рис. 3 представлены значения входной энергии различных импульсов дефибрилляции: прямоугольного, пилообразного нарастающего и спадающего. Все зависимости имеют минимум при следующих значениях X : $X_n = 0,3$; $X_{nn} = 0,5$; $X_{nc} = 0,8$. При этом минимальная энергия дефибрилляции пилообразно нарастающего импульса, примерно, в 1,7 раза превышает энергию прямоугольного. Значения $X_{\min}$ соответствуют оптимальной длительности рассмотренных импульсов.

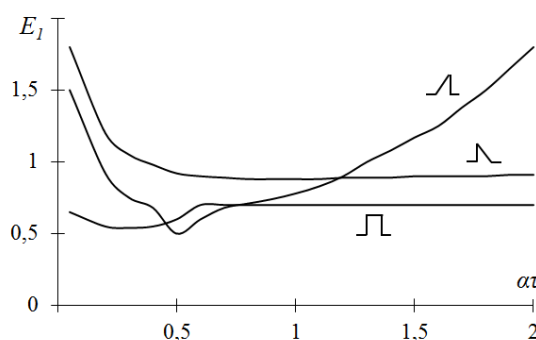


Рис. 3. Энергия различных импульсов дефибрилляции: прямоугольного, пилообразного нарастающего и спадающего.

Выводы. Предложена новая частотноизбирательная модель дефибрилляции сердца, включающая полосовой фильтр и пороговый по напряжению элемент, которая отличается от модели Нобла существенно меньшим числом используемых параметров, а также учитывает энергетический критерий возбуждения миокарда. Частотноизбирательная модель дает возможность определять и сравнивать эффективность сигналов возбуждения различной формы. Модель может быть использована при выборе и обосновании формы импульсов дефибрилляции сердца и позволяет определить оптимальную длительность импульса.

Литература:

1. Smerdova T. Defibrillation : Modeling, Energy / T. Smerdova. – LAP : Lambert Academic Publishing, 2014. – 66 p.
2. Kerber R.E. Energie, current, and success in defibrillation and cardioversion : Clinical studies using an automated impedance – based method of energy adjustment. / R.E.Kerber, I.B.Martin, M.G.Kienzle, et al. – Circulation 77 : 1038-1046, 1988.
3. Benda J. Single Neuron Dynamics – Models Linking Theory and Experiment : Dissertation zur Erlangung des akademischen Grades doctor rerum naturalium. – Berlin, der Humboldt. Universitat, 2002.
4. Noble D. A modification of the Hodgkin-Huxley equations applicable to Purkinje fibre action and pace-maker potentials / D. Noble // J. Physiol. – 1962, 160. – № 2. – p. 317-352.
5. Смердов А.А. Электрическая модель нейрона при одиночном возбуждении / А.А. Смердов, Ю.М. Романишин // Вопросы кибернетики : Биомедицинформатика и ее приложение. – М.: Изд-во АН СССР, 1988. – С. 168-174.

**ВИЗНАЧЕННЯ РЕФЕРЕНТНИХ ВЕЛИЧИН МІНЕРАЛЬНОЇ ЩІЛЬНОСТІ
СТРУКТУР СТЕГНОВОЇ КІСТКИ ДЛЯ РЕНТГЕНІВСЬКОЇ
ОСТЕОДЕНСИТОМЕТРІЇ**

¹Уданович Д.Г., ²Арсенідзе Т.О.

¹Харківський національний університет радіоелектроніки,
пр. Науки, 14, м. Харків, 61166, Україна,

²Харківська медична академія післядипломної освіти,
вул.Амосова,58, м.Харків, 6100, Україна
diana.udanovych@nure.ua

The report describes a methodology that allows to objectivize the definition of mineral density of the bone tissue by x-ray images, obtained by photodensitometry, which is based on measurements of the optical density of bone radiographs. The dose of irradiation is the same as with conventional X-ray that X-rays are performed on the diagnosis of any other pathology, including dysplasia of the hip joint, and the results are expressed as an equivalent of the thickness of the test object. Changing the shape of the densitogram of the x-ray bone image is primarily due to changes in the density or thickness of the bone tissue layer, which may obviously occur with many pathological disorders.

Оцінка стану кісткової тканини на сучасному етапі базується на лабораторно-інструментальних та променевих методах. Методом, що дозволяє об'єктивізувати визначення мінеральної щільності кісткової тканини за звичайними рентгенівськими знімками, є рентгенівська фотоденситометрія, яка базується на вимірюванні оптичної щільності рентгенограм кісток. Виконується в порівнянні з зображенням алюмінієвого тест-об'єкту. Рентгенограми можуть виконуватись з приводу діагностики будь-якої кісткової патології, в тому числі і дисплазії кульшового суглоба (ДКС), а результати виражаються у вигляді еквівалента товщини тест-об'єкта та мінеральної щільності за гідроксиапатитом – основним мінеральним компонентом кістки. Програмних засобів для впровадження методики розроблено недостатньо, що вимагає подальших досліджень і розробок для вдосконалення діагностики структурно-функціонального стану кісткової тканини.

Зміна форми денситограми рентгенівського зображення (РЗ) кістки обумовлена насамперед відповідними змінами щільності або товщини шару кісткової тканини, що вочевидь може траплятись при багатьох патологічних порушеннях. Для розрахунку мінеральної щільності кісткової тканини застосовується алюмінієвий ступінчастий тест-об'єкт з висотою сходинки 1 мм (рис.1). На кожній сходинці показано зону для визначення усередненої яскравості сходинки, що необхідно для отримання більш точних значень.

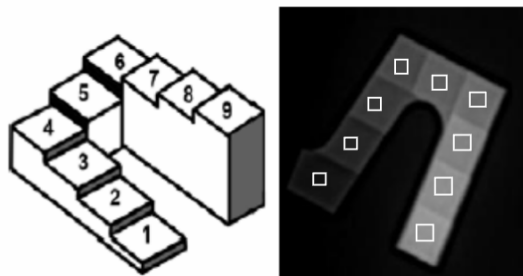


Рис. 1. Схема та рентгенівський знімок тест-об'єкту

Важливим етапом є побудування по точках кривої зміни яскравості тест-об'єкту від товщини, тобто денситограму тест-об'єкту з урахуванням доступних значень товщини, апроксимованих з окремих вимірювань.

Розрахунок мінеральної щільності кісткових структур базується на законі Бугера, який визначає ступінь ослаблення рентгенівського випромінювання речовиною:

$$I = I_0 e^{-\mu y}, \quad (1)$$

де I – інтенсивність випромінювання, яке пройшло крізь речовину;
 I_0 – початкова інтенсивність випромінювання;
 μ – лінійний коефіцієнт ослаблення випромінювання;
 y – товщина шару опроміненої речовини.

Лінійний коефіцієнт ослаблення випромінювання μ у формулі (1) характеризує відносну зміну інтенсивності спрямованого випромінювання на одиницю товщини речовини.

Основною задачею є необхідність побудувати денситограму РЗ та визначити товщину кільця кортикального шару у діафізі. За денситограмою провести розрахунок зовнішнього та внутрішнього діаметрів кортикального шару (рис. 2). В центрі денситограми кортикальний шар має товщину, що дорівнює подвійній товщині кільця. Тому якщо кістка циліндрична трубчаста – можна обчислити товщину кортикального шару в центрі по денситограмі як різницю діаметрів.. Потім обчислити яскравість власне кортикальної кістки, що знаходиться на тлі м'яких тканин. По денситограмі виміряти яскравість м'якої тканини прямо біля кістки, а далі – відняти від яскравості в центрі денситограми яскравість м'яких тканин. Різницю ми будемо вважати яскравістю тільки кортикальної кістки.



Рис. 2. Рентгенограма кульшових суглобів дитини раннього віку та денситограма стегнової кістки у діафізі

Завершальним етапом є пошук на денситограмі тест-об'єкту точки, що відповідає яскравості зображення кістки в зоні інтересу. Яскравості РЗ кістки в центрі денситограми відповідає така ж яскравість шару алюмінію певної товщини, далі визначається ця товщина алюмінію y_{Al} за ознакою однакового ослаблення рентгенівського випромінювання. Розрахунок мінеральної щільності кортикальної кістки за параметрами гідроксиапатиту $\rho_{кк\text{HA}}$ здійснюється за формулою

$$\rho_{кк\text{HA}} = \frac{0,54 \rho_{Al} y_{Al}}{y_{кк}}.$$

Було здійснено розрахунок мінеральної щільності кортикального шару дорослої людини ($1,2 \text{ г/см}^3$) та дітей до 3 років (від $0,45$ до $0,75 \text{ г/см}^3$).

Такий алгоритм розрахунків мінеральної щільності в відповідності до тестового зразку кістки знаходить своє застосування за допомогою відповідного програмного середовища, розробка якого проводиться. Цей метод діагностики мінеральної щільності стегнової кістки можливо використовувати в будь-якому рентгенівському кабінеті за наявності відповідного програмного забезпечення.

**ОБОБЩЕНИЕ ТРАДИЦИОННОГО УРАВНЕНИЯ КОЛЕБАНИЙ
ДЛЯ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО МАТЕМАТИЧЕСКОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ
ГОМЕОСТАТИЧЕСКОЙ САМОРЕГУЛЯЦИИ УРОВНЯ ГЛИКЕМИИ**

Чмыхова О.В., Лапта С.С., Сокол Е.И.

Национальный технический университет "Харьковский политехнический институт"

61002, вул. Кирпичова, 2, тел. (057) 707 6600,

E-mail: stas69@ukr.net

A generalized equation of oscillations is proposed in the language of the rate of of the oscillation system return to the equilibrium state, in which not only the inverse negative relationship of the integral character, that leads to harmonic oscillations, is taken into account, but also the inverse negative relationship of the local form with the delay. This equation is applied in the construction of the functional model of the system of self-regulation of the glycemia level, for which a parametric identification based on the reference glycemic data of glucose-tolerance tests was carried out.

Введение. Известно, что обладающий длительным латентным периодом сахарный диабет 2-го типа (СД2) нуждается в ранней диагностике, которая до последнего времени наиболее точно и достоверно проводится экспертным методом с привлечением гликемических данных традиционного перорального теста толерантности к глюкозе (ПТТГ). При этом они сами по себе, как общепризнанно медиками, непригодны для его выявления [1].

Успешность такой экспертной диагностики СД2 свидетельствует о том, что, в принципе, очевидно, возможно и техническое извлечение скрытой диагностической информации из данных ПТТГ. По-видимому, это можно осуществить путем их компьютерно-модельного пересчета в параметры математической модели системы регуляции углеводного обмена. Полученная модель, индивидуализированная для пациента по его клиническим данным, может быть использована также для имитации на ней режимов терапии СД2 у него и для управления работой специального автоматического устройства замещающей инсулинотерапии.

Вопросу построения математической модели системы регуляции углеводного обмена посвящена обширная литература. Однако реальные практические результаты в этом направлении были получены лишь недавно однокомпарментным структурнофункциональным методом в работах, отраженных в монографии [2]. При этом, поскольку в отечественных клинических лабораториях главный регуляторный фактор углеводного обмена – инсулин не измеряется, а его секреция и его гипогликемическое действие выражаются через уровень гликемии, возможно и целесообразно сведение модели регуляции углеводного обмена к упрощенной модели саморегуляции уровня гликемии.

Оказывается эту модель можно получить и простым функциональным методом "черного ящика" Н. Винера, одновременно обобщив традиционное уравнение гармонических колебаний. При построении модели физиологической системы саморегуляции уровня гликемии следует учитывать не только пероральное, но также и возможное внутривенное ее выведение из состояния равновесия, которое происходит при проведении внутривенного теста толерантности к глюкозе (ВТТГ) [1]. В обоих случаях гликемические кривые ПТТГ и ВТТГ состоят из прандиального или постнагрузочного подъема, переходящего в слабо осцилляционные релаксации к базальному уровню. Последний случай с практически мгновенным выведением системы саморегуляции уровня гликемии g из равновесного состояния g_b с дальнейшим свободным переходным процессом, имеющим сначала экспоненциально убывающий, а затем осцилляционно убывающий характер, представляет особый интерес для моделирования.

Сущность. Традиционно смысл осцилляционной саморегуляции некоторой переменной $x(t)$ формулируют на основе анализа простых колебательных механических

систем на языке ускорения $x''(t)$ возвращения системы к состоянию равновесия. Оно линейно определяется внешним воздействием $f(t)$, текущим состоянием системы, точнее, его отклонением от ее равновесного состояния, и возможным трением, пропорциональным скорости $x'(t)$. При этом получают обыкновенное дифференциальное уравнение порядка не ниже, чем второго (для конкретности – второго):

$$x''(t) = f(t) - k_1 x(t) - 2\beta x'(t), \quad (1)$$

и его гармонические решения.

Это описание колебаний обычно формально распространяют и на все сложные системы с осцилляционным переходным процессом к равновесному состоянию. Однако такое описание сложной колебательной системы, как правило, оказывается неудовлетворительной узко специфической аппроксимацией. Поэтому возникает вопрос об его обосновании и возможности существования иных описаний колебаний системы, присущих ей и отличных от традиционных гармонических колебаний или их суперпозиции.

Представляет интерес переформулировать смысл саморегуляции традиционной колебательной системы (1) на языке скорости ее возвращения к состоянию равновесия и при этом обобщить традиционное уравнение колебаний. При однократном интегрировании обыкновенного дифференциального уравнения гармонических колебаний 2-го порядка (1) получим интегро-дифференциальное уравнение для скорости изменения значения переменной $x(t)$, описывающей колебательный процесс:

$$x'(t) = x'(t_0) - 2\beta(x(t) - x(t_0)) - k_1 \int_{t_0}^t x(s) ds + \int_{t_0}^t f(s) ds, \quad (2)$$

где t – время, t_0 – его начальный момент, параметр β характеризует возможное затухание колебаний, физический смысл параметра k_1 – квадрат циклической частоты свободных гармонических колебаний системы при $\beta = 0$.

На языке теории автоматического регулирования [3] смысл уравнения (2) состоит в том, что в описываемой им системе существует обратная отрицательная связь по переменной $x(t)$, которая саморегулируется. При этом данная обратная связь регуляции представлена в двух видах. В первом из них, который обуславливает экспоненциально убывающий характер переходного процесса, управляющим сигналом регулируемой переменной является ее же текущее значение. Второй вид обратной отрицательной связи, который осуществляется по всем значениям переменной $x(t)$ во все предыдущие моменты времени на промежутке $[t_0, t]$ (интегральное последствие), приводит к гармоническим колебаниям.

Известно, что гармонические решения могут иметь и обыкновенные линейные дифференциальные уравнения порядка выше второго, например третьего порядка. Двойное интегрирование такого уравнения приводит к уравнению, подобному уравнению (2), но уже с дополнительным двойным интегральным последствием.

Линейному дифференциальному уравнению четвертого порядка будет соответствовать интегро-дифференциальное уравнение вида (2) с двумя дополнительными слагаемыми двойного и тройного интегрального последствия в его правой части и т.д. Обобщая интегро-дифференциальное уравнение (2) на произвольный порядок соответствующего линейного дифференциального уравнения в правой его части получим целый ряд членов интегрального последствия высшего порядка:

$$x'(t) = f(t) + x'(t_0) - 2\beta(x(t) - x(t_0)) - k_1 \int_{t_0}^t x(s) ds - k_2 \int_{t_0}^t ds \int_{s_0}^s x(u) du - k_3 \int_{t_0}^t ds \int_{s_0}^s du \int_{u_0}^u x(v) dv - \dots \quad (3)$$

Следовательно, наличие возможных гармонических колебаний в системе, обладающей состоянием устойчивого равновесия, обеспечивается в ней саморегуляцией в виде обратной отрицательной связи по регулируемой переменной. Эта саморегуляция имеет интегральный характер – интегральное последствие, которое может быть как простым, так и высшего порядка.

Представляет интерес выяснить, является ли наличие интегрального последствия в системе не только достаточным, но и необходимым условием существования в ней колебательных процессов? Или иначе, может ли саморегуляция в системе в виде обратной отрицательной связи по регулируемой переменной неинтегрального, а иного, например, локального характера также обеспечить колебательный процесс?

Для выяснения возможности таких колебаний в системе удалим в уравнениях (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 $x(t)$ запаздывание: момент времени $t - \tau$, который предшествует текущему моменту на некоторый промежуток τ :

$$x'(t) = f(t) - 2\beta x(t - \tau). \quad (4)$$

Полученное дифференциальное уравнение 1-го порядка, записанное для всех моментов времени $t \geq t_0$, относится к классу дифференциальных уравнений с запаздывающим аргументом [4]. Для обеспечения единственности решения оно требует, кроме обычного начального условия $x(t_0) = C$, еще также задания, так называемой, начальной функции $\phi(t)$ на промежутке времени $t_0 - \tau \leq t < t_0$.

В возможности осцилляционного характера решения этого уравнения в отсутствии внешнего воздействия ($f(t) = 0$) легко убедиться. Действительно, благодаря запаздыванию в обратной отрицательной связи скорость приближения системы к равновесному состоянию определяется ее отклонением от него, но не в текущий момент времени, а несколько ранее. Поэтому система достигнет равновесного состояния в определенный момент времени t_1 с ненулевой скоростью, проскочит его, и далее при продолжении своего движения с уменьшающейся скоростью будет удаляться от него (рис. 1). Скорость движения станет равной нулю согласно уравнению (4) в момент времени $t_2 = t_1 + \tau$. Затем скорость движения системы изменит знак, и система снова будет с осцилляциями приближаться к равновесному состоянию.

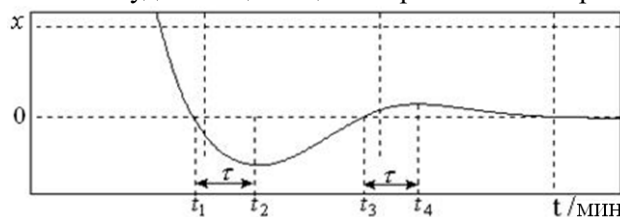


Рис.1. Качественное объяснение возможности осцилляционного решения у дифференциального уравнения (4).

Таким образом, установлено, что осцилляционный переходный процесс в системе при наличии у нее состояния устойчивого равновесия и обратной отрицательной связи по регулируемой переменной может быть обусловлен последствием как интегрального, так и локального характера. В первом случае наблюдаются традиционные гармонические колебания, во втором – колебания, вообще говоря, имеют негармонический характер.

Самое общее уравнение осцилляционной саморегуляции гомеостатической переменной $x(t)$ на языке скорости $x'(t)$ ее возвращения к равновесному состоянию после прекращения действия возмущения получим, введя в правую часть уравнения (3) еще один механизм локальной саморегуляции этой переменной с запаздыванием, как в уравнении (4).

$$x'(t) = f(t) + x'(t_0) - 2\beta(x(t) - x(t_0)) - 2\beta_1 x(t - \tau) - k_1 \int_{t_0}^t x(s) ds - k_2 \int_{t_0}^t ds \int_{s_0}^s x(u) du - \\ - k_3 \int_{t_0}^t ds \int_{s_0}^s du \int_{u_0}^u x(v) dv - \dots \quad t \geq t_0, \quad (5) \\ x(t) = \phi(t), \quad t_0 - \tau \leq t < t_0.$$

Очевидно, что обеспечить описанный комбинированный характер переходного процесса в системе саморегуляции уровня гликемии при выведении ее из равновесного состояния внутривенной инъекцией может лишь суперпозиция локальных обратных

связей с запаздываниями. Из качественного критерия адекватности модели объекту – минимальной математической сложности – следует, что достаточно лишь двух таких локальных обратных связей: одной мгновенной и второй с запаздыванием. При этом из клинических данных ВТТГ следует, что в системесаморегуляции уровня гликемии необходимо учесть также еще один канал обратной отрицательной связи. Управляющим сигналом в нем является скорость поступления в кровь экзогенной глюкозы $f(t)$, вид которой при ВТТГ приведен в работе [2]. С учетом этой дополнительной саморегуляции модель системы саморегуляции уровня гликемии при ВТТГ принимает окончательный вид:

$$\begin{aligned} y' &= -k_1 y(t) - k_2 y(t-\tau) + (1-k_3)f(t), & t \geq 0, \\ y &= g - g_b, & \\ y(t) &= \phi(t), & -\tau \leq t < 0, \quad y(0) = 0, \end{aligned} \quad (6)$$

На рис. 2.а) наглядно показана адекватность и эффективность проведенной параметрической идентификации модели саморегуляции уровня гликемии при ВТТГ по справочным данным здорового пациента, изображенных звездочками. Результаты аналогичной процедуры в случае ПТТГ с функцией поступления экзогенной глюкозы $f(t)$, описанной в работе [2], представлены на рис. 2.б).

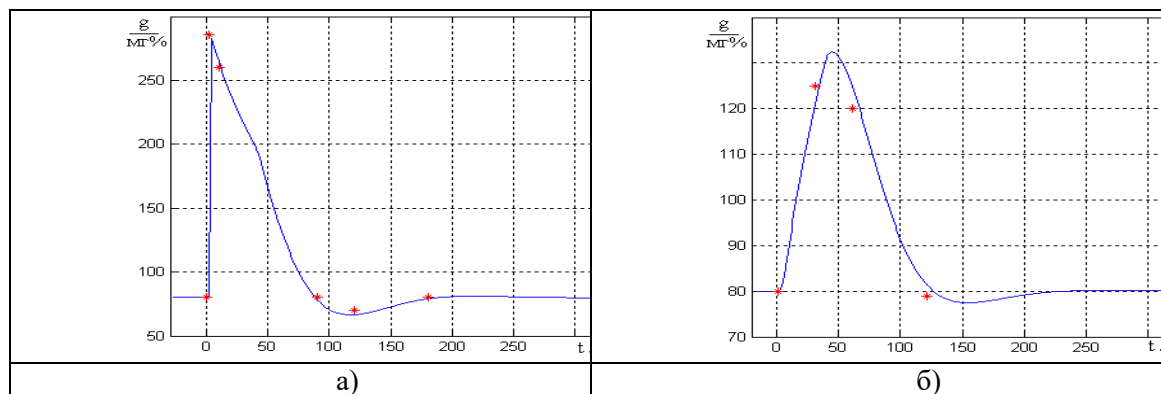


Рис. 2. Индивидуализация модели системы саморегуляции уровня гликемии по клиническим справочным данным здорового пациента при проведении у него: а) ВТТГ, б) ПТТГ.

Выводы: Предложено по новому переформулировать смысл саморегуляции традиционной колебательной системы на языке скорости ее возвращения к состоянию равновесия. Это позволило обобщить традиционное уравнение гармонических колебаний, которые обеспечивались в осцилляционной системе обратной отрицательной связью интегрального вида. Обобщенное уравнение колебаний помимо этих гармонических колебаний описывает также колебания, обусловленные наличием в системе обратной отрицательной связи локального вида с запаздыванием. Колебания последнего вида оказались естественными для описания переходных процессов в системе саморегуляции уровня гликемии, на основе которых возможно построение ранней диагностики СД2.

Литература:

1. Endocrinology and metabolism / Editors: P. Felig, J.D. Baxter, L.A. Frohman. - 3d ed. – McGraw-Hill, INC., 1995. – 1940 p.
2. Лапта С. И. Функционально-структурное математическое моделирование сложных гомеостатических систем: монография / С. И. Лапта, С. С. Лапта, О. И. Соловьева. – Харьков : Изд. ХНЭУ, 2009. – 332 с.
3. Воронов А.А. Введение в динамику сложных управляемых систем. – М.: Наука, 1985. – 352 с.
4. Мышкис А.Д. Линейные дифференциальные уравнения с запаздывающим аргументом. – М.: Наука, 1972. – 352 с.

Секция 4
Информационные технологии и системы в медицине, биологии, фармакологии,
психологии и экологии

**СТАТИСТИЧНИЙ АНАЛІЗ ДАНИХ ПРИ ВИЗНАЧЕННІ РОЛІ ЕОТАКСИНУ ЯК
МАРКЕРА ТЯЖКОСТІ АТОПІЧНОГО ДЕРМАТИТУ У ДІТЕЙ РАНЬОГО ВІКУ**

Ащеулов О.М., Клименко В.А.

Харківський національний медичний університет

61166, Харків, пр. Науки, 4, каф.пропедевтики педіатрії №2, тел. (057) 707-73-80

E-mail: oleksandr.ashcheulov@mail.ru; факс(057) 725-10-38

The task of the scientific work was to determine the role of eotaxin in the pathogenesis of atopic dermatitis (AD) using statistic analysis of experimental data. The study tested 60 children aged from 60 days to 3 years with AD in the exacerbation period (main group) and 36 healthy children (control group). The serum eotaxin levels were established at mild (32.10 [16.05 - 41.86] pg/ml), moderate (33.5 [27.9 - 80.94] pg/ml) and severe (25.11 [18.14 - 54.42] pg/ml) AD without significant differences between groups and reference values (46.05 [27.9 - 61.4] pg/ml). There were exposed groups of patients with high (18 children – (50.2 - 189.78) pg/ml) and low (16 children – (2.79 - 19.54) pg/ml) eotaxin levels. Reliable clinical signs of phenotype AD associated with elevating level of eotaxin were determined. Eotaxin takes part in the development of the AD acute phase and can be used as an objective severity marker of exacerbation.

Атопічний дерматит (АтД) – це хронічне запальне захворювання шкіри, що вражає до 20 % дітей, та останні дані показують, що його поширеність продовжує зростати, особливо в країнах з низьким рівнем доходу [1]. В основі клінічної маніфестації АтД лежить алергічне запалення шкіри [2]. Як відомо, еозинофілі є одними з найбільш значущих ефекторних клітин алергічного запалення. Разом з тим, тільки у частини дітей з АтД виявляється еозинофілія в периферичній крові. В клінічній практиці на сучасному етапі активність алергічного запалення оцінюється не тільки за рівнем еозинофілії, а також за концентраціями цитокінів і медіаторів, асоційованих з еозинофіліїним запаленням – таких, як лейкотрієни, інтерлейкіни, еозинофіліїний катіонний протеїн [3]. У зв'язку з цим актуальним є вивчення рівнів еотаксину як маркеру тяжкості та прогнозу перебігу алергічного запалення [4].

Статистика грає найважливішу роль в будь-якому клінічному дослідженні, починаючи з дизайну, проведення, аналізу та закінчуючи звітністю з точки зору контролю, мінімізації похибок, впливу супутніх факторів і вимірювання випадкових помилок. Використання статистичного аналізу у дослідженнях дозволяє дослідникам формувати раціональні і точні висновки на основі переконливих аргументів і приймати обґрунтовані рішення в неоднозначних випадках. Медична статистика – це спосіб запобігання помилок і похибок при проведенні медичних досліджень.

Метою дослідження є визначення взаємозв'язків між рівнем еотаксину та клініко-параклінічними показниками АтД з використанням статистичного аналізу отриманих даних.

Матеріали та методи. Робота виконувалась на базі відділення дітей молодшого віку, Обласного дитячого алергоцентру та консультативної поліклініки КЗОЗ «ОДКЛ № 1». У дослідженні брали участь 60 дітей основної групи. Критерії включення: вік дітей від 29 днів до 3 років, клінічні прояви АтД. Критеріями виключення були наявність ускладнень АтД (бактеріальні, грибкові інфекції шкіри, лімфаденіт та ін.), вад розвитку, інших хронічних захворювань; присутність будь якого гострого захворювання, відсутність комплаєнсу з батьками. Усі пацієнти були розподілені по тяжкості (в залежності від індексу SCORAD): з легким – 16 (27 %), середнім – 21 (35 %) та важким ступенем – 23 (38 %) дітей. Контрольну групу склали 36 здорових дітей, рандомізованих по віку, без хронічних захворювань.

Для проведення статистичної обробки результатів дослідження використовували програмний засіб SPSS19 для Windows. Перевірку статистичних гіпотез проводили з використанням непараметричного U-критерію Манна-Уїтні. Для оцінки зв'язків між показниками проведено кореляційний аналіз з використанням критерію Спірмена і шкали Чеддока. Перевірка на нормальність розподілення проводилася за критерієм Шапіро-Уїлка. Відмінності вважалися статистично значущими при $p \leq 0,05$.

Результати. При аналізі медичної інформації під час «класичного» розділу в залежності від важкості АтД не було встановлено достовірних зв'язків між рівнем еотаксину та параметрами, що вивчаються. Проведено оцінку рівнів еотаксину в залежності від тяжкості АтД. Визначено медіану та інтерквартильні інтервали для легкого (32,10 [16,05 - 41,86] пг/мл), середнього (33,5 [27,9 - 80,94] пг/мл) та важкого (25,11 [18,14 - 54,42] пг/мл) перебігу АтД, а також для групи з референтними значеннями (46,05 [27,9 - 61,4] пг/мл). Статистичний аналіз значень рівнів еотаксину в групах не виявив вірогідних відмінностей. Тому був обраний інший підхід: хворі діти були поділені на 2 групи - з низькими та високими рівнями еотаксину.

Було проаналізовано 67 параметрів: перебіг вагітності та пологів, вагітність та пологи за рахунком, шлях розродження, строк пологів, оцінка за шкалою Апгар, гіпоалергенна дієта під час вагітності, маса, довжина тіла, окружність грудей, голови дитини при народженні, час прикладання дитини до грудей, строк початку та тривалість природного вигодовування, вік отримання дитиною молочної суміші та/або немодифікованого молока, строк появи перших ознак АтД, середня тривалість загострення та його вірогідний зв'язок з окремими факторами, кількість загострень на рік, тривалість останньої та найдовшої ремісії, час встановлення діагнозу АтД, наявність гастроінтестинальних та/або респіраторних симптомів, реакцій на вакцинацію, наявність та строки початку алергічних захворювань (бронхіальної астми, алергічного риніту та інших), наявність перенесених соматичних та інфекційних хвороб. Спадкоємність вивчалась методом генеалогічного анамнезу. У сімейному анамнезі збирались данні щодо віку, освіти, соціального статусу батьків та кількості дітей у родині. Також вивчались дієтотерапія сумішами, місцева терапія зовнішніми кортикостероїдами, антигістамінними препаратами та іншими протизапальними препаратами, тривалість використання кортикостероїдів протягом останнього загострення та кількість застосування їх на тиждень, застосування в терапії ферментних препаратів, біопрепаратів (про-, пребіотиків, симбіотиків), сорбентів, гепатопротекторів та жовчогінних засобів.

Статистичний аналіз виявив, що значення еотаксину коливалися від 2,79 пг/мл до 189,78 пг/мл. Медіана та інтерквартильний інтервал склали відповідно 30,7 [19,54; 50,2] пг/мл. Тому група з високим рівнем еотаксину складала 18 дітей з показниками (50,2 - 189,78) пг/мл та група з низьким рівнем еотаксину – 16 дітей з показниками (2,79 - 19,54) пг/мл. Проведено статистичний аналіз основних ознак, що характеризують АтД, у групах з високим та низьким рівнями еотаксину (таблиця 1).

Таблиця 1.

Коефіцієнти кореляції між рівнем сироваткового еотаксину та клінічними проявами АтД у дітей

Клінічні прояви	Коефіцієнти кореляції	
	Високий рівень еотаксину (n=18)	Низький рівень еотаксину (n=16)
SCORAD	0,87 *	0,43 *
Розповсюдженість	0,74	0,69
Сумарна інтенсивність морфологічних проявів	0,56 *	0,42 *
Еритема	0,59 *	0,50 *
Набряк / папула	0,41	0,36
Мокнуття / кірки	0,51	0,47
Ліхенізація	0,70 *	0,29 *
Екскоріація	0,70 *	0,17 *
Сухість шкіри	0,37 *	0,07 *
Сон	0,57 *	0,05 *
Свербіж	0,65 *	0,31 *

* – вірогідний зв'язок, $P < 0,01$

Серед клінічних показників також визначались шлях розродження, гіпоалергенна дієта під час вагітності, строк появи перших ознак АтД, середня тривалість загострення, кількість загострень на рік, тривалість останньої та найдовшої ремісії, наявність гастроінтестинальних та/або респіраторних симптомів, спадкоємність, – але не виявлено вірогідних зв'язків між цими показниками та рівнем еотаксину.

При аналізі параклінічних критеріїв встановлено, що у загальному аналізі крові відсутня достовірна кореляція між рівнем еотаксину та кількістю еозинофілів. При дослідженні імунологічного статусу у дітей основної групи виявлено вірогідні зниження Ig G; підвищення лімфоцитів CD4, CD22, CD25, фагоцитозу з латексом, НСТ спонтанного, ІАН спонтанного, НСТ стимульованого, ІАН стимульованого, загального Ig E в порівнянні з групою контролю. Окремо проаналізовано імунологічні показники пацієнтів з високим та низьким рівнями еотаксину – результати представлено у таблиці 2.

Таблиця 2.

Показники імунологічного статусу дітей з АтД в залежності від рівня еотаксину

Показник	Групи в залежності від рівню еотаксину		Група контролю (n=36)
	Високий (n=18)	Низький (n=16)	
Лейкоцити, $\times 10^9/\text{л}$	8,30 [7,18; 8,75]	7,50[6,68; 8,48]	9,7 [6,28; 11,08]
Нейтрофіли, %	42,00 [32,00; 48,50]	35,00[29,00; 43,50]*	43,00 [36,00; 50,00]
Лімфоцити, %	59,50[48,00; 68,00]*	61,50[50,50; 67,00] *	47,00 [46,00; 48,00]
CD 3, %	63,00 [61,00; 73,00]	61,50[59,50; 62,75]	63,50[60,00; 66,00]
CD 4, %	38,50[36,00; 45,00] *	37,00[36,00; 40,50]*	34,00 [31,25; 36,75]
CD 8, %	25,00 [23,75; 27,00]	27,00 [21,50; 27,00]	25,00 [22,00; 28,00]
CD 16, %	9,00 [8,00; 16,00]	7,50 [7,00; 9,00] *#	12,50 [10,00; 14,00]
CD 22, %	23,00 [22,00; 25,00] *	23,00 [22,25; 25,00] *	15,00 [13,00; 16,75]
CD 25, %	16,50 [16,00; 19,00] *	16,00 [16,00; 16,00]*	14,00 [12,00; 15,00]
Фагоцитоз із латексом, %	61,00 [56,75; 67,00]*	55,00 [54,00; 57,00] *#	2,84[2,64; 3,23]
Фагоцитарне число	3,80 [3,40; 3,98]	3,60 [3,40; 3,70]	3,45 [3,10; 3,98]
Загальний комплемент СН 50	62,00[57,00; 69,00]	62,00[59,00; 68,75]	64,00[52,00; 73,75]
ЦІК із 3,5% ПЕГ, од.	9,20[8,75; 12,00]	9,00[8,00; 11,15]	10,05[9,20; 10,90]
НСТ спонтанний, %	24,00 [11,00; 36,00]*	24,00[17,25; 33,00] *	9,33[9,13; 9,52]
ІАН спонтанний, од	0,38 [0,23; 0,78]*	0,38 [0,30; 0,63] *	0,13 [0,13; 0,13]
НСТ стимульований, %	69,00 [62,00; 78,00]*	69,00[67,25; 69,00] *	56,50 [47,25; 74,75]
ІАН стимульований, од	1,51 [1,38; 1,58]*	1,38 [1,36; 1,48] *#	0,99[0,67; 1,35]
Лізосомально-катионні білки, од	0,98 [0,98; 1,18]*	0,99[0,94; 1,04] *	1,23 [1,22; 1,24]
Ig A г/л	0,78[0,57; 0,87]	0,69[0,41; 0,77]	0,75[0,70; 0,80]
Ig M, г/л	0,92[0,84; 0,94]	0,90[0,78; 0,93]	0,91[0,88; 0,93]
Ig G, г/л	7,45 [6,27; 8,00]	6,70[6,23; 7,44] *	7,16[6,72; 8,37]
Ig E загальний, МО/мл	222,50 [106,75; 276,50] *	72,00 [44,50; 286,50] *	34,00 [20,00; 48,00]

* – $P < 0,05$ у порівнянні з групою контролю

– $P < 0,05$ у порівнянні з групою з високим рівнем еотаксину

У дітей з високим рівнем еотаксину в порівнянні з пацієнтами з низьким рівнем еотаксину виявлено вірогідно високі значення CD16, фагоцитозу з латексом, ІАН стимульованого, що є підґрунтям для подальшого вивчення патогенетичної ролі даного цитокіну при АгД.

Висновки

При проведенні аналізу результатів сучасних медико-біологічних досліджень на практиці (коли неможливо повністю рандомізувати пацієнтів за усіма клінічними та параклінічними критеріями; має місце великий розбіг значень досліджуваного параметру) лише застосування сучасних методів та засобів статистичного аналізу даних дає змогу встановити вірогідні зв'язки та значення даного параметру в патогенезі хвороби.

Література:

1. Nutten, Sophie. "Atopicdermatitis: globalepidemiologyandriskfactors." *AnnalsofNutritionandMetabolism* 66.Suppl. 1 (2015): 8-16.DOI: 10.1159/000370220
2. Griffiths, Christopher EM, Peter van de Kerkhof, and Magdalena Czarnecka-Operacz. "PsoriasisandAtopicDermatitis." *Dermatologyandtherapy* 7.1 (2017): 31-41. DOI: 10.1007/s13555-016-0167-9
3. Літис, В. І., et al. "Оцінка дії антигістамінних препаратів хінуклідинового походження з використанням адаптолу для лікування хворих на алергодерматози." (2017).
4. Amerio, Paolo, et al. "Eotaxinsand CCR3 receptorin inflammatoryandallergic skin diseases: therapeutic implications." *CurrentDrug Targets-Inflammation &Allergy* 2.1 (2003): 81-94. DOI: 10.2174/1568010033344480

ВПЛИВ МУЗИКИ НА ОРГАНІЗМ ЛЮДИНИ

Бажан О.В.

Науковий керівник: к.т.н., ст. викл. Печерська А.І.

Харківський національний університет радіоелектроніки

61166, Харків, пр. Науки, 14, каф.біомедичної інженерії, тел. (057) 702-14-64

E-mail: ebazhan@ukr.net; факс(057) 702-11-13

The influence of music on the human body is considered. It is noted that scientists have already established the influence of the properties of music on the emotional state of a person, the activity of his nervous and respiratory systems, the circulatory system, the electrical activity of the brain, the functional state of the organism, etc. To monitor the patient's condition, only a qualitative analysis, based on tests and verbal reports, is used. However, a positive evaluation of a musical work is not a guarantee of its effective influence. And the mechanisms of perception and psychological influence of music, which optimizes the psychophysiological state of a person, are not yet uncovered in a pogone measure. The need to use information technologies to create psychological tests, which will allow studying preferences, perceptions, and the impact of music on people is singled out.

Особливості і закономірності процесу сприйняття звуків, їхнього впливу на організм вивчає така наукова дисципліна, як психоакустика. Метою психоакустики є дослідження реакції реципієнта на сприйняття різних звуків. Сучасні дослідження підтверджують цілющі властивості вимовних звуків, що пояснюється відповідним їх впливом на підсвідомість людини.

Дотепер тривають роботи, розпочаті В.М. Бехтеревим, І.Р. Тархановим, І.М. Догелем, з вивчення впливу властивостей музики на діяльність нервової, дихальної систем, системи кровообігу, електричну активність головного мозку, функціональний стан організму і т.д. [1].

Одним зі швидких та зручних методів оцінки стану серцево-судинної системи є аналіз варіабельності серцевого ритму (ВСР). Оцінка функціонального стану організму за даними варіабельності серцевого ритму є перспективним діагностичним методом, який вже широко використовується в клінічній медицині. Відомо, що музика покращує функцію серця і ВСР [2].

Багато фахівців стверджують, що музика позитивно впливає на здоров'я людини. Дослідження, проведені британськими вченими, показали, що класична музика, а особливо композиції Джузеппе Верді, можуть знизити або нормалізувати артеріальний тиск. Крім того, музична терапія часто використовується в реабілітаційних центрах, особливо для осіб, які перенесли інсульт. Найважливішою перевагою приємних композицій є те, що вони сприятливо впливають на серце і систему кровообігу. Дослідження 2008 р показало, що музика здатна знизити артеріальний тиск. Дослідники також виявили, що кровоносні судини учасників розширювалися на 26%, коли вони слухали приємні композиції, при перегляді смішного відео – на 19%, під час звукової релаксації (співаюча чаша) – на 11%. За словами професора музичної терапії Хелен Оделл-Міллера: «Зміна ритму пульсу говорить нам про те, як наше серце реагує на стрес. У здорової людини нормальний пульс становить від 60 - 70 ударів в хвилину. Якщо пульс у спокійному стані (без фізичного навантаження) становить 90 ударів, то це може говорити про стрес» [3].

Вченими було доведено, що мелодія впливає на емоційний стан. За допомогою приємної мелодії можна зняти стрес, поліпшити психічний і фізичний стан. Також було відзначено, що гучна музика підвищує артеріальний тиск, а приглушена знижує, заспокоює.

Крім того, відомо, що позитивна оцінка музичного твору не є запорукою його ефективного впливу.

Ті чи інші музичні напрямки стають найбільш популярними не випадково. Популярність, а разом з нею і розвиток кожного музичного напрямку відображає або відображала домінуючі настрої і потреби людства. У композиціях багатьох музичних творів відзначається наявність періодів наростання і спаду емоційної напруги. Дослідження співвідношення тривалості даних періодів дозволило зробити висновок, що вони «контролюються» за допомогою золотого перетину. В Університеті штату Іллінойс був здійснений аналіз частотних характеристик більше 60-ти різних музичних композицій саме на предмет того, наскільки часто в аналізованих творах зустрічаються хвилі довжиною в 20-30 секунд. Узагальнення отриманих результатів дозволило зробити висновок, що перше місце зайняли музичні твори Моцарта. Багато функцій центральної нервової системи мають циклічність в 30 секунд (така, наприклад, періодичність хвиль активності нейронних мереж). Є також дослідження, в яких показано, що найбільший резонанс в корі головного мозку отримують звуки високої частоти (3000 - 8000 Гц), а твори Моцарта буквально насичені високочастотними звуками. Важливо також відзначити фрактальність класичних музичних творів в цілому.

Однак, на сьогоднішній день не розкриті в повній мірі механізми сприйняття і психологічного впливу музики, яка оптимізує психофізіологічний стан людини. Більшість дослідників використовує тільки якісний аналіз стану випробуваного на основі тестів і словесного звіту.

Таким чином, стає очевидною необхідність використання інформаційних технологій для створення психологічних тестів, котрі дозволяють вивчати переваги, сприйняття, вплив музики на людей з різним рівнем тривожності з урахуванням індивідуально-психологічних особливостей особистості; визначати психофункціональний стан людини; проводити психотерапевтичний вплив, виходячи з потреб несвідомого, що може не збігатися зі свідомим вибором людини.

Література:

1. Шушарджан, С.В. Музыкотерапия и резервы человеческого организма / С.В. Шушарджан // М.: Аспект-Пресс, 1998. – 194 с.
2. Федотчев, А.И. Музыкальная терапия и “музыка мозга”: состояние, проблемы и перспективы исследований / А.И. Федотчев, Г.С. Радченко // Успехи физиологических наук. – 2013. – Т. 44. - № 4. – С.35-50.
3. Користь музики[Електронний ресурс]. Режим доступу: <http://healthsukr.ru/vagitnisti-pologi/15082-korist-muziki.html>.

**БІОЕТИЧНІ АСПЕКТИ ПРОФЕСІЙНОЇ ДІЯЛЬНОСТІ ФАХІВЦІВ З
БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ ТА БІОІНФОРМАТИКИ**

Висоцька О.В.

Харківський національний університет радіоелектроніки
61166, Харків, пр. Науки, 14, каф.біомедичної інженерії, тел. (057) 702-14-64
E-mail: evisotska@ukr.net; факс(057) 702-11-13

A number of moral and ethical issues and questions, encountered by professionals in the fields of biomedical engineering and bioinformatics are considered. These questions arise as a result of mass interference of science and technology in deep biological processes. The expediency of studying bioethical aspects in the preparing of bachelors in the fields of biomedical engineering and bioinformatics is substantiated.

Науково-технічний прогрес не тільки являє собою джерело цивілізаційних благ, а й часом загрожує існуванню людини, руйнуючи природне середовище її проживання. Внаслідок масового вторгнення в біомедицину нових технологій виявилася величезна кількість незвичайних, складних, суперечливих питань, багато з яких не мають однозначного рішення. З низкою таких питань, що лежать в площині біоетики, стикаються в професійній діяльності фахівці в галузях біомедичної інженерії та біоінформатики.

За визначенням Оксфордського словника 1989 г. «біоетика» – це «дисципліна, що має справу з етичними проблемами, які виникають в результаті прогресу медицини і біології» [1]. Біоетика є найбільш розвиненою областю взаємодії етики і техніки, в рамках якої розглядаються питання, пов'язані з різними стадіями життя людини.

Сучасна біоетика бере активну участь в житті суспільства. В даний час перед нею стоїть важке завдання - забезпечити контроль дослідницької діяльності в біомедицині, і особливо в наукових експериментах (які проводяться на людях і тваринах), без яких не можливо уявити сучасну біоінженерію та біоінформатику. До біомедичних досліджень відносяться дослідження лікарських засобів, медичної техніки, медичної радіології, радіографії та інших випромінювань, хірургічних маніпуляцій, медичної документації та біологічних зразків, а також епідеміологічні, соціальні та психологічні дослідження [2].

Біомедичне дослідження на людині і на тварині – дослідження за участю людини, яке проводиться з метою вивчення нових діагностичних, лікувальних та / або профілактичних засобів і методів, отримання нових знань з фізіології та психології людини в умовах норми, патології та екстремальних ситуацій [3].

Біомедичні дослідження можуть як передбачати інтереси конкретного учасника дослідження, так і здійснюватися без безпосередньої користі для особи, що бере участь в дослідженні. Бурхливий розвиток фізико-хімічної біології, біофізики, генної інженерії та комп'ютерних технологій дозволив фахівцям з біомедичної інженерії та біоінформатики перейти від простого дослідження природних біооб'єктів до їх зміни і вдосконалення, поліпшення їх корисних властивостей та створення абсолютно нових біологічних об'єктів, які не існують в природі.

Все це обумовлює необхідність захисту людини і суспільства від можливих негативних впливів і взагалі складнощів, які виникають у зв'язку з бурхливим прогресом науки. Втручання науки і техніки в глибинні біологічні процеси призводять до нових морально-етичних проблем і запитів, які отримали своє осмислення в біоетиці, що є обов'язковою навчальною дисципліною в медичних та фармацевтичних вузах і коледжах. Хоча дискусії з приводу змісту і структури освітньої програми з даного предмету тривають. Необхідність вивчення біоетичних аспектів при підготовці бакалаврів за спеціальністю «Біомедична інженерія» обумовлена тим, що, як показано вище, в сучасному світі біомедицина зазнає процес цивілізаційних перетворень. Біоетика поширює свою дію на генетику і поведінку людей, на соціальні аспекти охорони здоров'я,

етику демографічного контролю, проблему навколишнього середовища та ін. Необхідний контроль управління процесом розвитку біології і, зокрема, біотехнологій, які сильно впливають на сучасний світ потребують аналізу біоетичного простору [4].

Таким чином, наприкінці слід зазначити, що сучасні фахівці в сферах біоінженерії та біоінформатики мають знати біоетичні норми для виконання інженерної діяльності; вміти висловлювати своє етичне ставлення до об'єкта дослідження, використовуючи принципи біоетики; усвідомлювати й урахувати біоетичні розходження в професійній діяльності, щоб прийняття рішень було ефективним і результативним; розуміти й аналізувати світоглядні, соціально й особистісно значимі біоетичні проблеми й процеси, що відбуваються в суспільстві.

Література:

1. Асеева И.А., Никитин В.Е. Биомедицинская этика. Учебное пособие для медицинских университетов. – Курск: КГМУ, 2002. – 96 с.
2. Бакирова, Р.Е. Методологические подходы к организации занятий по дисциплине «основы биоэтики» у магистрантов / Р.Е. Бакирова, В.Б. Молотов-Лучанский, Л.Е Муравлева., К.Т. Тусупбекова и др. // Современные проблемы науки и образования. – 2015. – № 1-1. – С. 893.
3. Сучасні проблеми біоетики: Навч. посіб. для позааудитор. підгот. студ. спец. «Фармація», «Клінічна фармація», «Технологія парфумерно-косметичних засобів» / В. А. Мороз, В. В. Пропіснова, Д. В. Леонтьєв та ін.; За ред. В. А. Мороза. – Х.: Вид-во НФаУ, 2009. – 128 с.
4. Биотехнология и общество. Сборник материалов форума «Биотехнология и Общество», ассоциированное мероприятие II международного конгресса «ЕвразияБио», 12 апреля 2010 г., Москва / Под ред. Р. Г. Василовой, В. Е. Лепского –М.: Изд-во «Когито-Центр», 2010. – 159 с.

ИССЛЕДОВАНИЕ СИСТЕМНЫХ АСПЕКТОВ ЗАЩИТНОЙ ОКРАСКИ СЕРОЙ КРЫСЫ

Высоцкая Е.В.¹, Григорьев А.Я.², Печерская А.И.¹, Беспалов Ю.Г.¹, Николенко М.С.¹

¹Харьковский национальный университет радиоэлектроники, Харьков

²Харьковская государственная зооветеринарная академия, Харьков

61166, Харьков, пр. Науки, 14, каф. биомедицинской инженерии, тел. (057) 702-14-64,

E-mail: olena.vysotska@nure.ua; факс (057) 702-11-13

The actual problem of controlling the number of gray rats (*Ratusnorvegicus* Berk) is considered. To solve this problem, it is necessary to improve methods of recording habitats and migration routes for these animals. Such registration can be carried out by means of video surveillance, but the protective dismembering color of rats reduces the contrast of the silhouette of the animal against the background of vegetation. The colorimetric parameters of four different herbaceous plant communities, which may be the habitats and breeding sites of *Ratusnorvegicus*, were analyzed. The systemic colorimetric parameter of phytocenoses, which has a small variability, was obtained using discrete modeling of dynamic systems. The processing of the image using the variability of indicator ($R * G / (R + G + B)$) values allowed to increase the contrast of the silhouette of the rat against the background of vegetation.

Разработка эффективных наукоемких технологий управления численностью серых крыс (*Ratusnorvegicus* Berk), которые являются причиной значительных материальных потерь и резервуаром опасных инфекционных болезней, весьма актуальна для решения многих проблем биобезопасности [1]. Необходимым элементом таких технологий являются соответствующие методы регистрации мест обитания и путей миграции этих животных. На городских территориях и в ряде других случаев эта регистрация может осуществляться уже имеющимися или планируемыми к установке для других целей средствами видеонаблюдения. Такой вариант, в частности, рассматривается в связи с реконструкцией Харьковского зоопарка. На территории зоопарка для управления численностью крыс в 2015 году проводились исследования по разработке математической модели пространственного распределения местной популяции *Ratusnorvegicus* [2]. В городских парковых зонах и других местах с развитыми растительными сообществами защитная расчленяющая окраска крыс, которая уменьшает контрастность силуэта животного на фоне растительности, может создать трудности для использования средств видеонаблюдения. Этот негативный эффект усиливается в условиях плохого освещения, тумана, пыли и проч. В работе [3] для устранения подобного маскирующего эффекта описаны результаты применения нового класса математических моделей – дискретных моделей динамических систем (ДМДС). В данной работе использование ДМДС позволило найти системный колориметрический параметр (СКП), отражающий определенные закономерности динамики содержания и соотношения растительных пигментов в сравнительно простом растительном сообществе (микроводорослевой пленке на дне водоема). Защитная окраска обитающей в этом водоеме рыбы (щуки) не так динамична как связанные с растительными пигментами отношения колориметрических параметров (ОКП) донного сообщества микроводорослей. Приведенные в работе [3] результаты математического моделирования позволили сформулировать рабочую гипотезу, базирующуюся на тонких системных эффектах, наблюдаемых при сравнении защитной окраски рыбы ОКП. Речь идет о гипотезе относительно вида СКП, использование которого при обработке изображения может повысить контрастность силуэта рыбы с защитной расчленяющей окраской на фоне растительных сообществ донной микроводорослевой пленки. Аналогичные процедуры могут быть использованы для нахождения СКП более сложных растительных сообществ с учетом особенностей их пигментного состава и маскирующих эффектов защитной окраски животных. В рамках настоящей работы предполагалось решение такой задачи применительно к защитной окраске крыс на фоне травянистых растительных сообществ в достаточно широком спектре мест обитания *Ratusnorvegicus*.

На основе колориметрических характеристик цифровых фотографий трех степных луговых растительных сообществ и растительного сообщества в прибрежной зоне водоемов (обычном и излюбленном месте гнездования *Ratus norvegicus*) строились идеализированные траектории системы (ИТС), отражающие: количество оранжево-желтых пигментов – $(R/(R+G+B))$, преобладающих в старых, отмирающих и мертвых растительных клетках; количество зеленого пигмента хлорофилла, преобладающего в молодых, активно фотосинтезирующих клетках – $(G/(R+G+B))$; отношение количества молодых с большим содержанием хлорофилла, активно фотосинтезирующих, определяющих уровень фотосинтетической продукции клеток к суммарному количеству молодых и старых, отмирающих и мертвых клеток $(G/(R+G))$; значение «желто-зеленого индекса» (R/G) , который в Маргалефовой модели сукцессии [4] простейших растительных сообществ играет роль показателя пигментного разнообразия.

Вид полученных ИТС различен, однако наблюдается их сходство в малой степени совпадения (только на одном условном шаге по времени) максимальных значений колориметрических параметров $R/(R+G+B)$ и $G/(R+G+B)$. Это позволяет сформулировать рабочую гипотезу, в соответствии с которой величина $R \cdot G / (R+G+B)$ для растительного фона на протяжении большей части цикла динамики значений СПК будет обладать сравнительно малой вариабельностью. Эта динамика подчиняется определенным законам, которые со значительно большей вероятностью будут выполняться для растительных сообществ, чем для защитной окраски животных. Соответственно, показатель вариабельности значений величины $R \cdot G / (R+G+B)$ может быть использован для обработки изображений с целью повышения контрастности силуэта крысы на фоне растительности.

На рис.1 представлены результаты проверки этой гипотезы с использованием среднего квадратичного отклонения значений величины $R \cdot G / (R+G+B)$ в качестве степени вариабельности.

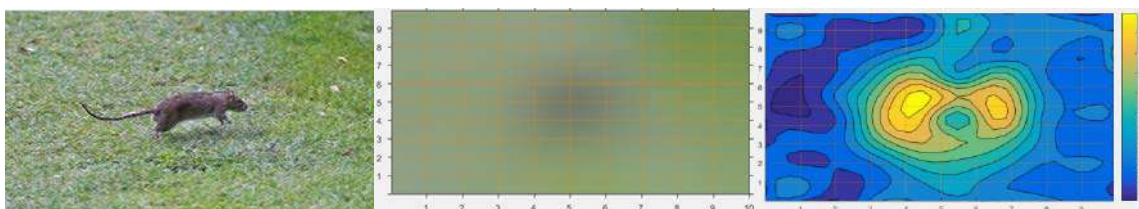


Рис. 1. Результаты обработки с использованием полученного СКП изображения, с искусственным ухудшением резкости, крысы на фоне растительности. Слева – исходное изображение, в центре – необработанное изображение с искусственным ухудшением резкости, справа обработанное изображение с искусственным ухудшением резкости и шкала условных цветов.

Как видно из рис.1, с помощью обработки изображения была повышена контрастность силуэта крысы по сравнению с изображением с искусственным ухудшением контрастности, которое собственно и обрабатывалось с использованием предложенного СКП. Недостатком, который предполагается устранить в дальнейшей работе, является уменьшение детализации силуэта по сравнению с исходным изображением.

Таким образом, в настоящей работе с применением ДМДС и приема рехронизации были построены ИТС, отражающие цикл изменения исходных колорометрических параметров четырех разных травянистых растительных сообществ, которые могут быть местами обитания и размножения *Ratusnorvegicus*. Была показана эффективность результатов исследования для демаскировки крыс.

Литература:

1. Рыльников, В.А. Управление численностью серых крыс (*Ratusnorvegicus*Berk) как часть методологии снижения рисков в жизненном цикле человека / В.А. Рыльников, Ю.В. Тошигин / В.А.Рыльников,Ю.В.Тошигин // Дезинфекционное дело. – 2007. – № 3. – С. 66–72.
2. Visotska, O. Mathematical Model for Aspects ofSpatial Structure Population Gray Rat / O. Visotska, A. Grigoriev, Yu. Bepalov et al. // Naukaistudia. Techniczenauki. – 2015. – № 12 (143). – P. 56–60.
3. Bepalov, Y. Discrete dynamical model of mechanisms determining the relations of biodiversity and stability at different levels of organization of living matter / Y. Bepalov, K. Nosov, P. Kabalyants // bioRxiv. – 2017. doi:10.1101/161687.
4. Высоцкая Е.В. Использование Маргалефовой модели сукцессии в технологиях дистанционного обнаружения признаков антропогенных воздействий на растительный покров / Е.В. Высоцкая, Ю.Г. Беспалов, А.И. Печерская, Д.А. Парвадов // Радіоелектронні і Комп'ютерні Системи. – 2016. – № 2 (76). – С.15-19.

**СИСТЕМНЫЙ ПОДХОД К РЕШЕНИЮ ПРОБЛЕМЫ СНИЖЕНИЯ
КАРДИОВАСКУЛЯРНОГО РИСКА**

Герман Т.В., Печерская А.И.

Харьковский национальный университет радиоэлектроники
61166, г. Харьков, пр. Науки, 14, каф. биомедицинской инженерии, Тел.: (057) 702-13-64,
Email: tetiana.herman@nure.ua

The problem of a wide prevalence of cardiovascular diseases is considered. These diseases are one of the leading causes of disability and mortality worldwide. The timely prevention of public health, which is based on a qualitative assessment the risk of developing cardiovascular diseases, will help to change this situation. Determining the risk of developing cardiovascular diseases on different scales is one of the functions of a number of automated workstations of a cardiologist and cardiologic decision support systems. However, despite the simplicity and availability of the use of scales, calculators and mobile applications, the problem of qualitative definition of risk is still not solved. Therefore, it is advisable to improve methods for determining the risk and synthesize mathematical models that will identify the likelihood of occurrence of cardiovascular risk in the early stages.

Сердечно-сосудистые заболевания (ССЗ) – острая медико-социальная проблема современного общества. Несмотря на стремительное развитие медицины, болезни органов кровообращения остаются одной из основных причин длительной нетрудоспособности, инвалидизации и смертности населения.

ССЗ представляют собой группу болезней сердца и кровеносных сосудов. Ведущими причинами развития ССЗ является наличие сочетания таких факторов риска, как употребление табака, нездоровое питание и ожирение, отсутствие физической активности и вредное употребление алкоголя, повышенное кровяное давление, диабет и гиперлипидемия.

ССЗ в год становятся причиной более 4,3 млн. смертей в Европейском регионе (48% всех смертей) и 2,0 млн смертей в 27 субъектах Европейского союза (42%). В настоящее время в Европе свыше 800 000 человек старше 65 лет ежегодно умирают от ССЗ, в том числе свыше 230 000 в странах Европейского союза. ИБС - наиболее распространенная причина смерти в Европе (на нее приходится каждая пятая смерть).

Ежегодно от заболеваний сердца умирает более 426 тыс. украинцев (в среднем ежедневно умирает почти 1 тыс. человек). Ежедневно от острого инфаркта миокарда в Украине умирает 22 человека.

Снизить эти цифры поможет своевременная профилактика здоровья населения, залогом которой является качественная оценка риска развития ССЗ, выявление факторов, влияющих на их развитие, и оценка вклада этих факторов в суммарный кардиоваскулярный риск. Таким образом, проблема оценки риска ССЗ имеет очень большое значение и состоит из множества задач. Многоаспектность каждой из этих задач и их взаимовлияние требуют применения системного подхода.

Развитие информационных технологий способствовало разработке и широкому распространению мобильных приложений, которые помогают людям самостоятельно определить свой кардиоваскулярный риск. Известен ряд специальных медицинских калькуляторов, которые представляют собой программные продукты, автоматизирующие определение риска по известным шкалам. Наибольшего распространения в оценке риска возникновения ССЗ получили две шкалы: Фрамингемская и SCORE (Systematic Coronary Risk Evaluation). Фрамингемская шкала позволяет определить риск развития смертельных и несмертельных коронарных событий в зависимости от возраста, пола, индекса массы тела, систолического артериального давления, интервала PR, наличия артериальной гипертензии, шума в сердце и сердечной недостаточности. Шкала SCORE предназначена для определения риска фатальных сердечно-сосудистых осложнений в предстоящие 10 лет жизни (суммарный сердечно-сосудистый риск) в зависимости от пола, возраста, статуса курения пациента, индивидуального уровня систолического артериального

давления и общего холестерина. В настоящее время используется преимущественно данная шкала, так как в ней учитываются такие заболевания, как мозговой инсульт, поражение периферических артерий и другие.

Однако, несмотря на простоту и доступность использования вышеупомянутых шкал, калькуляторов и мобильных приложений, проблема качественного определения сердечно-сосудистого риска все еще не решена. Известные разработки нацелены на уже имеющиеся в организме патологические изменения и состояния, и в основном предназначены для людей в возрасте старше 40 лет. Однако, организм человека – сложный механизм, и нередко какие-либо заболевания появляются без явных причин. Живые организмы являются ультрастабильными и в то же время пластичными системами, что определяется многоконтурностью их управления, где один и тот же управляемый процесс может регулироваться несколькими связанными между собой управляющими системами. Так же необходимо учитывать, что мир меняется, а с ним меняется и состояние здоровья общества: ССЗ становятся все более распространенными у людей моложе 40 лет.

Поэтому целесообразно совершенствовать методы определения риска развития ССЗ, выявлять значимые факторы риска и синтезировать математические модели, которые позволят выявить вероятность возникновения кардиоваскулярного риска на ранних этапах. Применение системного анализа позволит учесть все факторы, влияющие на организм, и приводящие к появлению ССЗ. А использование информационных технологий позволит получить универсальный инструмент, который может успешно применяться в многих клиниках по всему миру.

Применение системного подхода к решению проблемы оценки риска ССЗ позволит, с учетом механизмов контроля и мониторинга, разработать комплекс эффективных мероприятий профилактического, лечебного и реабилитационного характера, а также предупредить развитие болезни.

Литература:

1. Сердечно-сосудистые заболевания в Украине [Электронный ресурс]. — Режим доступа: <http://www.vz.kiev.ua/ru/sercevo-sudinni-zaxvoryuvannya-v-ukrayini-prognozi-nevtishni/>
2. Сердечно-сосудистые заболевания. Информационный бюллетень N°317 (Январь 2015 г.) [Электронный ресурс]. — Режим доступа: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/ru/>
3. Мамедов, М. Н. Суммарный сердечно-сосудистый риск: от теории к практике: пособие для врачей / М. Н. Мамедов, Н. А. Чепурина. — М. : 2007. — 40 с.
4. Гевандова, М.Г. Гомеостаз биологических систем и некоторые механизмы его обеспечения / М.Г. Гевандова, Н.Н. Федоренко, А.Б. Ходжаян, и др // Ставрополь: Изд-во СтГМУ, 2017 – 36 с.

ВИКОРИСТАННЯ ІНФОРМАЦІЙНИХ ТЕХНОЛОГІЙ В АЛЕРГОЛОГІЇ

Гініятулліна О.А.

Науковий керівник: к.т.н. Печерська А.І.

Харківський національний університет радіоелектроніки

61166, Харків, пр. Науки, 14, каф.біомедичної інженерії, тел. (057) 702-14-64

E-mail: aleksginiyatullina@gmail.com; факс(057) 702-11-13

The problem of the prevalence of allergic diseases is considered. Due to the presence of a large number of allergens and variants of clinical manifestations of allergy, verifying the diagnosis is a complex multifactorial task requiring the development and application of new information technologies to support the adoption of medical decisions. Facilitate the task of the physician, objectivize the analysis of information and the diagnosis, choose the best strategy for treatment or optimal medications helps information technology and automated systems.

Проблеми дитячої алергології з кожним роком набувають все більшої актуальності, оскільки останні декілька десятиріч спостерігається значне зростання кількості хворих на алергічну патологію.

На думку багатьох дослідників, алергічні захворювання (АЗ) є одними з найбільш поширених захворювань [1]. Згідно з міжнародним епідеміологічному дослідженню, більше 50% населення Європи мають алергічні реакції, з них понад 30% - діти. При цьому у понад 10% дітей реєструють персистируючі симптоми алергічної патології. З них 5-10% складають хворі з бронхіальною астмою, 1-3% - на atopічний дерматит, 20-30% - з алергічним ринітом, 2-7% - з різними проявами харчової алергії (ПА), 0,3-0, 8% - з інсектною алергією. Це пов'язано з розвитком хімічної і фармацевтичної промисловості, що призводить до хімізації побуту і харчування, і, як наслідок, збільшенням кількості алергенів. При цьому заставою адекватної терапії будь-якого захворювання є його якісна диференціальна діагностика. Це стосується, в тому числі, і алергії. Крім того, ведення хворих з ПА в клінічній практиці пов'язано з труднощами точної верифікації діагнозу та встановлення причинно-значимого фактора. Для виявлення збудників алергії проводять комплексне обстеження, що включає:

- збір анамнезу (індивідуального і спадкового);
- огляд пацієнта і виявлення клінічних проявів патології;
- шкірне тестування;
- визначення специфічних антитіл IgE в крові;
- провокаційне тестування;
- додаткові клініко-лабораторні методи.

Однак, не дивлячись на те, що в арсеналі фахівців є різні методи для діагностики АЗ, складність інтерпретації результатів проведених досліджень не дозволяє уникнути помилок при прийнятті рішення.

Клінічні тести не завжди з достатньою точністю можуть вказувати на наявність алергічної реакції на той чи інший продукт. Крім того, на даний момент офіційної уніфікованої класифікації харчових алергенів не існує, оскільки практично будь-який харчовий продукт здатний викликати алергічну реакцію. Це ускладнює процес встановлення діагнозу, знижує рівень якості і точності його поставки. Полегшити завдання лікаря, об'єктивізувати аналіз інформації і постановку діагнозу, вибрати найкращу стратегію лікування або оптимальних лікарських препаратів допомагають інформаційні технології і автоматизовані системи.

На сьогоднішній день розроблено цілий ряд комп'ютерних програм, призначених для допомоги лікарів-алергологів при проведенні діагностики алергії. Існують он-лайн версії медичних експертних систем, такі як «WebMD Symptom Checker», «Aesculapius», «EasyDiagnosis», «PROTEGE», «DXPlain», «HELP», що дозволяють діагностувати алергічні захворювання з тією або іншою часткою ймовірності. Дані системи є вузькоспеціалізованими і є лише однією ланкою в складному процесі обстеження пацієнта. Однак ці системи спираються на досить обмежену кількість симптомів, що впливає на якість діагностики [3]. Такі їх аналоги як «Домашній Доктор», «ДОКА +», «CONFOR», «ЕКОМЕД» [4] призначені тільки для первинного встановлення характеру захворювання, коли не представляється можливим проконсультуватися з фахівцем. В роботі [6] показано, що сукупності інформативних параметрів, які використовуються в розглянутих системах, недостатні для діагностики АЗ в педіатрії.

Таким чином, розглянуті системи не дозволяють повністю автоматизувати процес діагностики АЗ, починаючи зі збору анамнезу і закінчуючи постановкою точного діагнозу. Для більш точної інтерпретації результатів проведених аналізів і підвищення ефективності лікувальних і профілактичних заходів необхідно розробляти і впроваджувати у лікувально-діагностичний процес новітні інноваційні інформаційні технології та системи, вдосконалювати та розвивати їх.

Література:

1. <http://www.ifp.kiev.ua/doc/journals/aa/02/pdf02-2/20.pdf>
2. http://dspace.susu.ru/xmlui/bitstream/handle/0001.74/10972/2016_294_tryakshinaey.pdf?sequence=1
3. Интеллектуальные информационные системы в медицине : мониторинг и поддержка принятия решений: сборник статей Б.А. Кобринский и др. 2016 г., 529 с.
4. Петряева, М.В. База наблюдений в области иммунологии и аллергологии - составляющая информационного наполнения банка медицинских знаний» / М.В. Петряева, М.Ю. Черняховская // Аллергология. – 2016. – № 2. – С.32 – 37.
5. http://dspace.susu.ru/xmlui/bitstream/handle/0001.74/10972/2016_294_tryakshinaey.pdf?sequence=1
6. Арутюнян, И. В. Разработка системы интеллектуальной поддержки принятия решений в детской аллергологии / И. В. Арутюнян // 1996 http://www.google.ru/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=3&ved=0ahUKEwin9Iz-28jWAhWCFZoKHakRC3cQFgggMAI&url=http%3A%2F%2Fdlib.rsl.ru%2Floader%2Fview%2F01000224580%3Fget%3Dpdf&usg=AFQjCNF_YI1jRvFUlf_erpF0OG8pPCAnBg

**МОДЕЛИРОВАНИЕ АДАПТАЦИОННЫХ АСПЕКТОВ РАЗНООБРАЗИЯ
КОЛОРИМЕТРИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ ЗАЩИТНОЙ ОКРАСКИ
RATUS NORVEGICUS**

Григорьев А.Я.¹, Порван А.П.², Печерская А.И.², Беспалов Ю.Г.², Петренко А.С.²

¹Харьковская государственная зооветеринарная академия, Харьков

²Харьковский национальный университет радиоэлектроники, Харьков

61166, Харьков, пр. Науки, 14, каф. биомедицинской инженерии, тел. (057) 702-14-64,

E-mail: andrii.porvan@nure.ua; факс (057) 702-11-13

The presence of a protective dismembering color in rats makes it difficult to control the state of populations of which in settlements with the use of video surveillance. Mathematical analysis of the variety the combinations of colorimetric parameters of such animals coloring, carried out with the help of discrete models of dynamic systems, gives grounds to interpret the diversity of combinations of colorimetric parameters as a variety of adaptation strategies. Unmasking of the rat against the background of vegetation can be carried out by dividing the image into segments, for each of which are determined and denoted by conventional colors, reflecting the ratio of productivity of photoautotrophs to their biomass and pigment diversity.

Экстремальные климатические изменения, имеющие в настоящее время глобальный характер, создают условия для нарушений экологического равновесия. Одним из примеров нарушения экологического равновесия являются вспышки численности животных – резервуаров опасных инфекционных заболеваний, создающих угрозы биобезопасности, в частности, биобезопасности водопотребления. К этим животным относятся и серые крысы (*Ratus norvegicus* Berk), контроль состояния популяций которых в населенных пунктах является актуальной проблемой, для решения которой могут быть использованы последние достижения математики и информатики [1].

Математический анализ многообразия комбинаций колориметрических параметров (МККП) защитной расчленяющей окраски (ЗРО) животных, проведенный с использованием дискретных моделей динамических систем (ДМДС), дает основания трактовать МККП как многообразие адаптационных стратегий [3]. Результаты этого анализа позволяют исследовать эти адаптационные стратегии с привлечением положений концепции оптимального многообразия, предложенной Е.Н. Букваревой с соавторами [4]. Речь идет о положениях этой концепции, описывающих отношения биоразнообразия на разных уровнях организации живой материи.

Предметом настоящей работы является исследование, с использованием ДМДС, аспектов МККП, конкретизирующих положения, описывающие отношения биоразнообразия на разных уровнях организации живой материи, следующим образом: на популяционном уровне МККП защитной окраски крыс имитирует МККП на уровне растительных сообществ местообитаний животных.

Вместе с тем, применительно к участкам в городской черте без растительности, оптимальной является ЗРО с максимумом значений МККП, позволяющая уменьшить контрастность силуэта животного на любом фоне. В практическом плане это означает, в частности, что демаскировка крысы на фоне растительности может быть осуществлена путем разбиения изображения на сегменты, для каждого из которых определяются и обозначаются условными цветами параметры МККП, заметно различающиеся для ЗРО и растительности. Результаты математического моделирования показывают, что это могут

быть колориметрические параметры, отражающие отношение продуктивности фотоавтотрофов к их биомассе и пигментное разнообразие.

При демаскировке крыс на фоне лишенной растительности участков местности при обработке изображений следует учитывать, что МКПП крыс может быть как выше МКПП фона (бетон, асфальт), так и ниже (на очень пестром фоне, МКПП которого выше такового для ЗРО, имитирующей МКПП растительности, которое имеет определенные ограничения, обусловленные спектральными параметрами фитопигментов).

Вывод о том, что полученные результаты позволяют предложить перспективные подходы к решению как фундаментальных проблем адаптационной функции биоразнообразия на разных уровнях организации живой материи, так и практических задач контроля численности животных – потенциальных источников угроз биобезопасности с учетом вышесказанного представляется обоснованным.

Литература:

1. Visotska, O. Mathematical Model for Aspects of Spatial Structure Population Gray Rat / O. Visotska, A. Grigoriev, Yu. Bepalov, A. Porvan, V. Belous // *Nauka i studia. Techniczne nauki.* – 2015. – № 12(143). – P. 56–60.
2. Zholtkevych, G.N. Discrete Modeling of Dynamics of Zooplankton Community at the Different Stages of an Antropogeneous Eutrophication / G.N. Zholtkevych, Y.G. Bepalov, K.V. Nosov, M. Abhishek // *Acta Biotheor.* 2013. – vol. 61. – no. 4. – pp. 449–465.
3. Bepalov, Y. Discrete dynamical model of mechanisms determining the relations of biodiversity and stability at different levels of organization of living matter / Y. Bepalov, K. Nosov, P. Kabalyants // *bioRxiv.* – 2017. – doi:10.1101/161687.
4. Букварева, Е.Н. Оптимизация разнообразия надорганизменных систем как один из механизмов их развития в экологическом, микроэволюционном и эволюционном масштабах / Е.Н. Букварева, Г.М. Алещенко // *Успехи совр. биол.* – 2010. – Т. 130. – № 2. – С. 115–129.

АНАЛІЗ ФАКТОРІВ РИЗИКУ РОЗВИТКУ ОЖИРІННЯ

Доброгородня Г.С.

Харківський національний університет радіоелектроніки
61166, м. Харків, пр. Науки, 14, кафедра Біомедичної інженерії
Тел.: (057) 702-13-64, e-mail: hanna.dobrorodnia@nure.ua

In this paper, risk factors for the development of obesity were analyzed. The main indicators involved in the pathogenetic cascade of obesity development were identified. The obtained indicators can be used in the development of new methods and models for determining the severity of the condition of patients with the pathology in question.

Вступ. Поширеність ожиріння у всьому світі розглядається сучасною пандемією, оскільки в останні десятиліття неухильно зростає число людей з цим захворюванням. За даними ВООЗ, поширеність ожиріння в світі складає в середньому 30%, а у високорозвинених країнах - до 50%. Лідером за поширеністю надмірної маси тіла та ожиріння є США, а в Європі - Італія.

В Україні стандартизований за віком показник поширеності надлишкової маси тіла становить 33% для чоловіків і 27% для жінок. Встановлено, що кількість людей, які страждають ожирінням, збільшується кожні 10 років на 10%. Очікується, що до 2025 року ожиріння матимуть 40% чоловіків і 50% жінок, що живуть на планеті [1].

Сутність. Ожиріння, будучи метаболічним захворюванням, негативно впливає на гомеостаз організму людини в цілому, і розглядається одним з основних факторів ризику розвитку інсулінорезистентності (ІР), гіперглікемії, гіпертригліцеридемії і артеріальної гіпертензії (АГ), які з'єднані в один патогенетичний ланцюг. Це пов'язано з ендокринологічною активністю гіпертрофованих адипоцитів, які змінюють свою морфологічну і функціональну активність при ожирінні.

Функціональна перебудова клітин жирової тканини призводить до виділення багатьох біологічно активних молекул, які на молекулярному рівні втручаються в механізми порушень обміну ліпідів, вуглеводів і формують синдром інсулінорезистентності тканин. Звідси випливає, що одним з ключових факторів ризику розвитку ожиріння є ІР. Наявність ІР можна встановити за допомогою індексу НОМА та Саго. Значення вище 2,77 ум. од. індексу НОМА і менше 0,33 ум. од. індексу Саго свідчать про наявність ІР.

В умовах ІР при абдомінально-вісцеральному ожирінні, внаслідок зміни активності ліпопротеїнази і печінкової тригліцеридліпази, сповільнюється розпад ліпопротеїдів, багатих тригліцеридами, розвивається гіпертригліцеридемія (рівень тригліцеридів більше 1,7 ммоль/л), що призводить до збагачення тригліцеридами ліпопротеїнів високої щільності (ЛПВЩ) і ліпопротеїдів низької щільності (ЛПНЩ); відбувається збільшення концентрації дрібних щільних частинок ЛПНЩ і зниження рівня холестерину ЛПВЩ плазми. Надмірне надходження вільних жирних кислот в печінку сприяє посиленню синтезу тригліцеридів і секреції ліпопротеїдів дуже низької щільності та аполіпопротеїну В (АпоВ).

АпоВ може замінити холестерин ЛПНЩ, але він не може дати додаткову інформацію в оцінці серцево-судинного ризику. З проаналізованої літератури можна зробити висновок, що АпоВ такий же біомаркер, як і холестерин ЛПНЩ [3].

В цілому дисліпідемія при абдомінально-вісцеральному ожирінні характеризується: підвищенням рівня вільних жирних кислот, гіпертригліцеридемією, зниженням холестерину ЛПВЩ, підвищенням холестерину ЛПНГ, збільшенням вмісту дрібних щільних частинок ЛПНЩ, підвищенням рівня АпоВ, збільшенням співвідношення холестерину ЛПНЩ / холестерину ЛПВЩ, вираженим постпрандіальним підйомом рівня ліпопротеїдів, багатих тригліцеридами [4].

Збільшення рівня загального холестерину і холестерину ЛПНЩ у пацієнтів з надмірною масою тіла слід розглядати як першу ознаку зміненого ліпідного обміну при збереженні вуглеводного і білкового обміну в межах норми.

Особлива роль у виникненні ІР належить цитокінам, які продукуються адипоцитами – ФНП- α , інтерлікіном-6 (ІЛ-6), лептином. Відомо [5], що концентрація ІЛ-6 в жировій тканині прямо пропорційна масі тіла, порушення толерантності до глюкози і ІР. Це вказує на важливу роль цього цитокіну в механізмах розвитку метаболічних порушень при ожирінні.

До теперішнього часу немає єдиної думки щодо того, які саме чинники призводять до розвитку ожиріння.

У разі коморбідності різних супутніх захворювань з ожирінням на патогенетичні ланки формування цих захворювань впливає безліч факторів, зі складними механізмами взаємовпливу. Пошук інформативних маркерів і розуміння механізмів прогресування ожиріння і коморбідних патологій залишаються предметом наукових дискусій.

Висновки

Аналіз факторів ризику розвитку ожиріння показав, що таку патологію як ожиріння необхідно розглядати в сукупності з супутніми з нею патологіями. Як видно з вище описаного тексту, основними показниками, які беруть участь в патогенетичному каскаді ожиріння, є інсулін, глюкоза, загальний холестерин, систолічний і діастолічний тиск, тригліцериди, АпоВ, ІЛ-6 і індексу інсулінорезистентності CARO.

Література

1. Фадеенко Г. Д. Ожирение и риск сердечно-сосудистых заболеваний / Г. Д. Фадеенко, А. Е. Гриднев // Ліки України. – 2009. – №7(133). – С.55-64.
2. Елисеева А. Ю. Неалкогольная жировая болезнь печени при ожирении и сердечно-сосудистые: автореф. на соиск. учен. степени. канд. мед. наук: спец.: 14.01.02 «Эндокринология» / А. Ю. Елисеева. – Москва, 2012. – 26 с.
3. Рекомендации Европейского Общества Кардиологов. Европейских клинические рекомендации по профилактике сердечно-сосудистых заболеваний (Пересмотр 2012 г.) // Российский кардиологический журнал. – 2012. – 4(96). – приложение 2. – С. 1-84.
4. Соколова Л. К. Метаболический синдром и ассоциированные с ним заболевания: критерии диагностики, принципы терапии. Обзор литературы и собственные данные / Л. К. Соколова // Ліки України. – 2012. – 10(166). – С.14-19.
5. Таранушенко Т. Е. Нарушения углеводного обмена и инсулинорезистентность при ожирении у детей / Т. Е. Таранушенко, У.С. Ооржак, А.Б. Салмина, Н.Г. Киселева // Эндокринология. – Спецвыпуск 2017. – С. 37-45

ОСОБЕННОСТИ ТЕЛЕМОНИТОРИНГА СОСТОЯНИЯ ПОСТРАДАВШИХ В ЧРЕЗВЫЧАЙНЫХ УСЛОВИЯХ

¹Бойко В.В., ¹Замятин П.Н. ²Колесник К.В., ²Шишкин М.А., ²Голдобин С.Н.

¹ГУ «Институт общей и неотложной хирургии им. В.Т. Зайцева НАМН Украины»
61103 г. Харьков, въезд Балакирева, 1

²Национальный Технический Университет «Харьковский Политехнический Институт»
61002, Харьков, ул. Кирпичева 2, каф. Промышленная и биомедицинская электроника
E-mail: kolesniknet@ukr.net, petrzamiatin@gmail.com

The development of electronics and telecommunications means providing effective and prompt medical care to patients, including those who are outside the medical institutions. The use of microelectronics and nanotechnology has changed qualitatively the methods and approaches in solving many social problems, including in the healthcare sphere. Authors are carried out to optimize the construction of radio-technical telemonitoring systems for patients in special application conditions, taking into account their influence on the transmission of biometric information using various communication channels.

Бурное развитие электроники и средств телекоммуникаций на современном этапе обусловили значительные изменения в возможности обеспечения экстренной и эффективной медицинской помощи пациентам, в том числе и находящимся вне лечебных учреждений. Применение микроэлектроники и нанотехнологий, существенное снижение массогабаритных показателей и стоимости изделий, развитие новых современных технологий, а также многие другие факторы научно-технического прогресса качественно изменили методы и подходы в решении многих социальных задач, в том числе и в сфере здравоохранения.

Появление на этой волне телемедицины значительно расширило возможности своевременного и качественного медицинского обслуживания пациентов, позволяя осуществлять телемедицинский скрининг, телемониторинг состояния пациентов, находящихся за пределами лечебных учреждений, телеконсультирования и т.д.

Особенно актуальны методы телемедицины в чрезвычайных условиях: при авариях на производствах, техногенных катастрофах, при ликвидации последствий массовых бедствий и терактов, а также в зоне проведения АТО и др. В этих случаях пациенты зачастую оказываются в условиях, когда качественная и своевременная диагностика являются решающим фактором в сохранении их здоровья, а зачастую и жизни.

Наиболее распространенными случаями, с точки зрения необходимости экстренных медицинских действий, в чрезвычайных условиях являются: множественные переломы ребер и грудины с наличием гемопневмоторакса, разрывы полых и паренхиматозных органов на фоне массивной кровопотери, множественные переломы длинных костей конечностей, переломы тазовых костей с повреждением внутритазовых органов и забрюшинных структур с распространенными забрюшинными кровоизлияниями и гематомами. Для дистанционной диагностики перечисленных выше повреждений и дальнейшего телемониторинга состояния пострадавших необходимо иметь первичные данные о пострадавших, а также данные их объективного и дополнительного обследования [1-3].

По вполне понятным причинам, к мониторингу состояния пациентов, оказавшихся в чрезвычайных условиях, предъявляются повышенные требования. К ним относятся: оперативная и точная диагностика текущего состояния пациента, дистанционное консультирование особо сложных ситуаций, возможность экстренных медицинских действий на месте, и оптимизация доставки пациента в необходимую клинику [4-5].

Средства телемедицины, используемые при решении этих задач должны обладать определенными характеристиками, такие как: повышенная надежность, автономность в электропитании и обслуживании, универсальность в применении, повышенная

помехозащищенность и стойкость в климатическом и механическом нагрузкам, удобный дизайн и простые алгоритмы управления.

В общем случае, система дистанционного мониторинга состояния пациентов в чрезвычайных условиях имеет вид Рис.1.

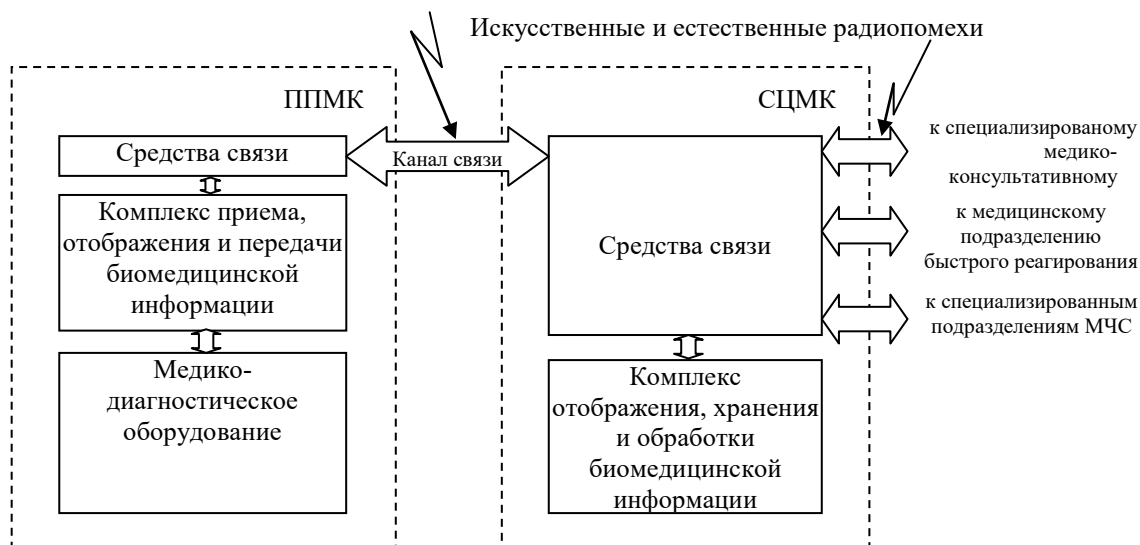


Рис. 1. Система телемедицинского мониторинга пациентов

Оборудование передвижного пункта медицинского контроля (ППМК) и стационарного пункта медицинского контроля (СЦМК) соединены каналом связи, а в некоторых случаях и несколькими каналами - для обеспечения общего резервирования. Также имеются средства телекоммуникации со специальными службами различного назначения, которые также в общем случае могут подвергаться влиянию помех различного характера. Задача обеспечения надежной и качественной диагностики во многом зависит от возможности получения и обработки биометрической информации достаточной информативности, и решается путем применения комплекса мер с учетом специфики диагностического биометрического сигнала.

Как видно, система телемедицинского мониторинга пациентов в чрезвычайных условиях является достаточно разветвленной телекоммуникационной системой с микропроцессорным управлением процессами получения, обработки и хранения диагностической информации, с возможностью передачи биометрических данных, их отображения, а также телеконсультирования медперсонала ППМК в реальном масштабе времени.

Для решения задачи обеспечения качества и надежности используемого для чрезвычайных условий телемедицинского оборудования применяются специальные меры предварительной обработки, сжатия и кодирования биометрической информации [5, 6].

Кафедрой промышленной и биомедицинской электроники НТУ ХПИ совместно с Институтом общей и неотложной хирургии им. В.Т. Зайцева НАМН Украины проводятся исследования по оптимизации построения радиотехнических систем телемониторинга состояния пациентов в чрезвычайных условиях, с учетом их влияния на передачу биометрической информации при использовании различных каналов связи [7, 8]. Особенное внимание уделяется разработке новых методик медицинской диагностики и способам получения, обработки и передачи биометрической диагностической информации.

Литература:

1. В.В. Бойко, П.Н. Замятин, В.М. Лихман, Ю.І. Мирошніченко, Л.В. Провар. Особливості діагностики і хірургічної тактики при пошкодженнях внутрішніх органів та заочеревних структур в умовах масивної крововтрати. – 2017. – С. 121-124.
2. В.В. Бойко, Д.П. Замятин, П.М. Замятин. Хирургія серцевих поранень / Клінічна та експериментальна патофізіологія. – 2017. №2 (дод.). – С. 34-41.
3. В.В. Бойко, П.Н. Замятин, А.И. Синельникова, Н.А. Дубровина. Теоритические предпосылки патогенитических и патофизиологических механизмов иммунной и эндокринной дисфункции посттравматического периода у пострадавших с политравмой / 36. доповідей II науково-практичної конференції з міжнародною участю «Природничі читання». – 2017. – С. 121-124.
4. Surgery of heart injuries. The features of modern doctrine / P. Labash, V. Boyko, P. Zamiatin, I. Polivenok, O. Buchneva, D. Zamiatin // Bratislava – Kharkiv/ pub. Komensky university in Bratislava». – 2017. – 248 p.
5. Prediction of outcome in victims with severe trauma by statistical models / J. Steno, R. Gerard, V. Boyko, P. Zamiatin, F. Sinelnikov, O. Gurov, D. Hladkykh, D. Zamiatin a.e. // Journal of Biometrics & Biostatistics». – 2017. – №2 (4) . – P. 111-116.
6. Шишкин М.А., Колесник К.В. Сравнительная оценка методов сжатия биотелеметрических сигналов для задач телемедицины // Вісник Національного технічного університету «ХПІ». Сбірник наукових праць Серія: «Нові рішення в сучасних технологіях» №36 (1079).— Харків: НТУ «ХПІ». — 2014.— С. 149-155.
7. Шишкин М.А., Колесник К.В. Нечеткая система определения параметров QRS-комплекса ЭКГ в телемедицине // Труды XVI Международной научно-практической конференции «Современные информационные и электронные технологии: СИЭТ-2015» .— т. I.— Украина, Одесса.— 2015.— С. 42-43.
8. Колесник К.В., Шишкин М.А., Кипенский А.В., Ситникова О.А. Использование мобильных радиотехнических комплексов в биотелеметрии и телемониторинге // Сборник научных трудов V Международного радиоэлектронного форума «Прикладная радиоэлектроника. Состояние и перспективы развития: МРФ-2014» .— т. III: конференция «Проблемы биомедицинской науки и технологии».— Украина, Харьков. — 2014.— С. 166-171.

РАЗРАБОТКА БАЗЫ ДАННЫХ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ВЛИЯНИЯ КЛИМАТА НА УРОЖАЙНОСТЬ СЕЛЬСКОХОЗЯЙСТВЕННОЙ ПРОДУКЦИИ

Зубкова Л.К.

Харьковский национальный университет радиоэлектроники
61166, г. Харьков, пр. Науки, 14, каф. биомедицинской инженерии, Тел.: (057) 702-13-64,
E-mail: lusenka1623@gmail.com

In the given work presents the results of modeling the organization of storage of information to determine the effect of climate on the yield of agricultural products. As the object of modeling there were selected data of the yield of grapes and the climatic conditions of their growth. A complete attributive model was developed that has an extensible structure and allows increasing the efficiency of work with agricultural information in the systems of ecological and agrarian monitoring.

Проблема изменения климата в последнее время требует большого внимания и является актуальной. Колебания температуры воздуха, суммы осадков, а также других метеорологических величин, оказывают огромное влияние на сельскохозяйственную деятельность человека. Климат меняется постоянно, но в последние столетия он стал более нестабильным по сравнению с предшествующим периодом, в результате чего встал острый вопрос о мониторинге, наблюдениях за тенденциями в изменении климата.

Климат существенно влияет на формирование урожая сельскохозяйственных культур. Он в значительной мере определяет средний уровень урожайности, ее межгодовую изменчивость и пространственную структуру национального и мирового сельскохозяйственного производства. Изменения климата и увеличение содержания CO₂ в атмосфере могут повлиять на ускорение развития растений, урожайность и стабильность производства продуктов питания, расширение (сокращение) посевной площади, изменение набора сельскохозяйственных культур и специализацию сельского хозяйства, изменение эффективности орошения и средств химизации [1].

Изменения климата влияют не только на урожайность сельскохозяйственных культур, но и на качество товарной продукции растениеводства. В результате агрометеорологических исследований выявлено большое число физико-статистических зависимостей между характеристиками условий погоды и показателями, определяющими качество сельскохозяйственной продукции. Этот научный потенциал до сих пор практически не используется для оценок влияния наблюдаемых и ожидаемых изменений климата на сельское хозяйство [1, 2].

В свою очередь, исследования, направленные на определение влияния климата на урожайность сельскохозяйственной продукции требуют большого количества информации. Поэтому возникает потребность в автоматизации этого процесса. Использование вычислительной техники для повышения качества работы с сельскохозяйственной информацией невозможно без рациональной организации данных и обеспечения эффективного доступа к ним пользователей. От того, насколько актуальна информация и как эффективно она используется агрономами, производителями, управляющими органами, зависит качество сельскохозяйственной продукции, уровень жизни населения и уровень развития страны в целом [1, 3]. Таким образом, разработка базы данных (БД) для определения влияния климата на урожайность сельскохозяйственной продукции является актуальной практической задачей.

Разработанная БД содержит числовую и текстовую информацию, характеризующую данные о первичных климатических показателях, показателях урожайности данной сельскохозяйственной продукции (винограда), а также подробную характеристику региона.

БД предназначена для: отображения сведений, хранящихся в ней и связей между ними; отбора и обработки данных, представления их в удобном, структурированном виде; отображения и проведения операций, связанных с их анализом и классификацией.

Все данные представлены в виде сущностей, каждый атрибут которых содержит значение определенной характеристики объекта, а кортеж представляет собой описание

отдельного объекта. Информация, которая хранится в БД, была получена на основании климатических показателей при изменении влияния климата на урожайность сельскохозяйственной продукции.

На этапе концептуального проектирования были выделены следующие сущности:

1) «Region» содержит основные характеристики региона, области и населенного пункта выращивания сельскохозяйственной продукции, показатели посевной площади. Информация таких показателей важна для распознавания среды и климатических условий при определении влияния климата;

2) «Klimaticheskie pokazateli» содержит основные исходные показатели климата, полученные агрономом при сборе информации во время вегетационного и поствегетационного периода винограда;

3) «Harakteristiki uvlazhnennosti» содержит показатели индекса сухости, гидротермического коэффициента и коэффициента увлажнения, при использовании данных о температуре и осадках в соответствующем регионе, а также показатели биоклиматического потенциала;

4) «Uroжайnost» содержит непосредственно информацию о показателе урожайности винограда, а также о периоде фиксирования данных показателей урожайности;

5) «Modelirovanie» содержит показатели определения процесса авторегрессии и скользящего среднего, согласно которым происходит адаптивное прогнозирование влияния климата на урожайность винограда.

Схема концептуальной модели БД представлена на рис. 1

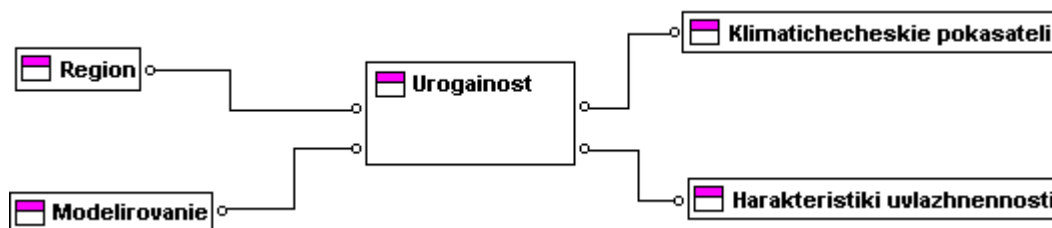


Рис. 1. Концептуальная модель базы данных

На этапе инфологического моделирования были определены идентифицирующие связи, а также организованы связи типа «один-ко-многим» и «многие-ко-многим».

Сущность БД «Region» имеет следующие атрибуты:

- ID Region – уникальный индекс, характеризующий запись об исследуемом регионе, имеет тип данных «счетчик»;
- Oblast – данные, характеризующие область данного региона;
- Nacellnui punkt – данные, характеризующие населенный пункт данного региона;
- Plochad – данные, характеризующие площадь данного региона.

Сущность БД «Klimaticheskie pokazateli» имеет следующие атрибуты:

- IDKlimaticheskie pokazateli – уникальный индекс, характеризующий запись показателей климата, имеет тип данных «счетчик»;
- Temperatura – данные, характеризующие показатели температуры;
- Osadki – данные, характеризующие показатели осадков.

Сущность БД «Uroжайnost» имеет следующие атрибуты:

- ID Uroжайnost – уникальный индекс, характеризующий запись показателей урожайности, имеет тип данных «счетчик»;
- God – данные, характеризующие период фиксирования данных показателей урожайности;
- Pokazatel uroжайnosti – данные, характеризующие показатели урожайности.

Сущность БД «Harakteristiki uvlazhnennosti» имеет следующие атрибуты:

- IDHarakteristiki uvlazhnennosti»– уникальный индекс, характеризующий показатели увлажненности территории, показатели биоклиматического потенциала, имеет тип данных «счетчик»;

- IC – данные, характеризующие показатели индекса сухости;
- GTK – данные, характеризующие показатели гидротермического коэффициента;
- KY – данные, характеризующие показатели коэффициента увлажненности;
- T – данные, характеризующие показатели среднесуточной температуры;
- r – данные, характеризующие показатели суммы осадков;
- BKP – данные, характеризующие показатели биоклиматического потенциала.

Сущность БД «Modelirovanie» имеет следующие атрибуты:

- ID Modelirovanie – уникальный индекс, характеризующий выполнение адаптивного прогнозирования, имеет тип данных «счетчик»;

-ARp – данные, характеризующие показатели авторегрессии;

-MAq – данные, характеризующие показатели расчета скользящего среднего.

На последнем этапе разработки логическая модель была преобразована к физическому виду для реализации в СУБД My SQL (рис.2).

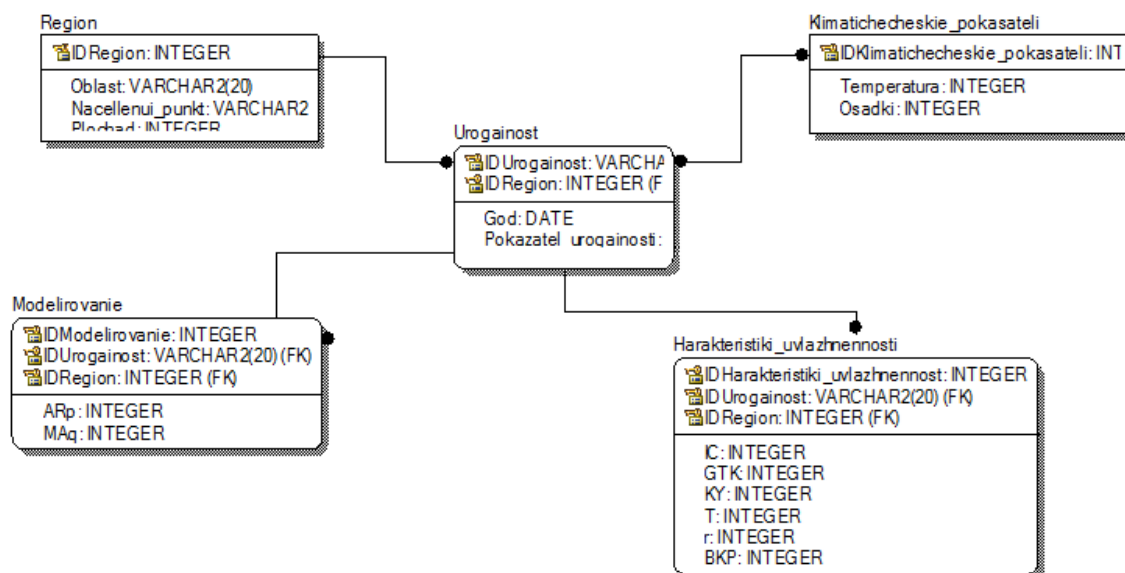


Рис. 2. Физическая модель базы данных

Таким образом, была разработана БД для определения влияния климата на урожайность сельскохозяйственной продукции с использованием CASE-средства проектирования баз данных Erwin. БД позволяет хранить метеорологическую информацию, данные о сельскохозяйственной продукции и прогнозные значения урожайности. Разработанная БД является наращиваемой и понятной для конечного пользователя.

Литература::

1. Ходаков В.Е. Природно-климатические факторы и социально-экономические системы: монография / В. Е. Ходаков, Н. А. Соколова. – Херсон: ХГМА, 2016. – 604 с.
2. Показатели урожая и урожайности сельскохозяйственных культур – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: http://studopedia.ru/2_83462_pokazateli-urozhaya-i-urozhaynosti-selskohozyaystvennih-kultur.html/
3. Lobell, D. B. Global scale climate-crop yield relationships and the impacts of recent warming / D. B. Lobell, C. B. Field // Environ. Res. Lett. – 2007. – Vol. 2. – pp. 1-7.

**МАТЕМАТИЧНІ МЕТОДИ ПРОГНОЗУВАННЯ РОЗВИТКУ УСКЛАДНЕНЬ У
ПАЦІЄНТІВ З АРТЕРІАЛЬНОЮ ГІПЕРТЕНЗІЄЮ**

Іванова Є.С.

Науковий керівник - проф. Висоцька О.В.

Харківський національний університет радіоелектроніки

61166, Харків, пр. Науки, 14, каф. біомедичної інженерії,

Тел.: (057) 702-13-64, E-mail: lizaies@ukr.net

The problem of predicting the development of complications in patients with arterial hypertension is considered. To solve this problem, a large number of mathematical methods are currently being developed. However, they are all highly specialized. Therefore, it is necessary to develop information systems combining various prognostic methods that are able to analyze incoming information, find regularities in it, identify prognostic factors and determine the probability of development of complications in patients with arterial hypertension.

На сьогоднішній день проблема розвитку ускладнень у пацієнтів з артеріальною гіпертензією (АГ) дуже розповсюджена. Постійне підвищене гемодинамічне навантаження є провокуючим фактором розвитку багатьох патологічних біологічних процесів у серці, що визначають розвиток та прогресування різноманітних ускладнень. Згідно статистики, часто на фоні АГ розвиваються такі ускладнення, як гіпертрофія міокарда лівого шлуночка, порушення карбідного та ліпідного обміну, порушення серцевого ритму (аритмії), ураження печінки та ін. Для своєчасної профілактики можливих ускладнень та підвищення якості життя пацієнтів з АГ необхідно якнайраніше прогнозувати розвиток ускладнень.

Для визначення ризику розвитку ускладнень у пацієнтів з АГ та їх прогнозування використовуються різні математичні методи, серед яких особлива місце займає метод логістичної регресії. На основі методу бінарної логістичної регресії: побудована модель вірогідного середньострокового прогнозування розвитку летальних виходів пацієнтів з АГ старших вікових груп з урахуванням основних геріатричних синдромів; проводиться прогнозування вірогідності розвитку фібриляції передсердь; здійснюється прогнозування потовщення комплексу інтима-медіа загальної сонячної артерії в порівнянні з поло-річної нормою у пацієнтів з АГ залежно від віку пацієнта, тривалості АГ, стану, факту паління, СКФ (MDRD), значення НОМА-IR. З допомогою логіт-регресійного аналізу розроблена методика прогнозування сумарного числа інсультів, інфарктів міокарда та летальних виходів протягом 2 років [1].

При оцінці результатів лікування АГ [2] застосовано мультифрактальний флуктуаційний аналіз короткочасних рядів варіабельності серцевого ритму. Отримані результати значень ширини мультифрактального спектру двох функціональних станів (нозологічних станів) пацієнтів аналізували за допомогою алгоритму нечеткої кластеризації. Зміни центрів кластерів дозволяють ідентифікувати відмінності нозологічних станів пацієнтів на основі даних для рядів варіабельності серцевого ритму, отриманих при виконанні пасивної ортостатичної проби. Ці нозологічні статуси відповідають характеристикам здорових та хворих пацієнтів II-III ступенів артеріальної гіпертензії, у яких спостерігається клінічно доказане поліпшення стану після проходження курсу лікування.

Ефективним, компактним і інтуїтивно зрозумілим способом подання знань, пов'язаних з невизначеністю, є байєсовська мережа, яку автори [3] застосували в диференціальній діагностиці АГ. Байєсовська мережа відображує ймовірнісні залежності множин змінних і дозволяє провести ймовірнісний вивід за допомогою цих змін.

Для прогнозування розвитку ускладнень можна використовувати нейромережевий підхід, який автори [4] застосували для оцінки прогнозу гіпотензивного ефекту у хворих з артеріальною гіпертензією в умовах муніципального здоров'я. В якості прогнозних факторів використовуються: піддані зміні біологічні характеристики (рівень в крові ліпідів, глюкози, артеріальний тиск), стан навколишнього середовища, особливості

образу життя (паління, низька фізична активність, зловживання алкоголем). Недоліком цього підходу є те, що такий аналіз може проводитися тільки у пацієнтів з АГ II і III ступенів.

Для моделювання функціонування організму пацієнта з АГ розроблена динамічна модель з використанням мережі Петри-Маркова, заданої структурно-параметричною парою [5].

Відомі методи дозволяють визначити ризик розвитку рецидивів і прогнозувати розвиток конкретних ускладнень у пацієнтів з АГ, але не враховують особливості взаємозв'язку факторів для прогнозування всіх можливих ускладнень.

Програми комплексного ведення хворих на АГ з ураженням органів-мішеней, повністю не вирішують проблеми, пов'язані з високою смертністю та інвалідизацією. Тому особливу увагу заслужить розширення втручань у патологічний процес за рахунок створення нових та вдосконалення відомих математичних моделей, методів та засобів для впливу на фактори ризику прогресування ускладнень, формування груп високого ризику ускладнень захворювання, з'ясування профілактичної модифікуємості факторів ризику розвитку АГ та ускладнень.

Точне і своєчасне прогнозування ускладнень у пацієнтів з АГ дозволить знизити частоту повторних госпіталізацій, ефективно розподіляти ресурси серед груп ризику, попередньо виявляти предиктори розвитку несприятливих результатів.

Література:

1. Еременко, Е.Ю. Гипертоническое ремоделирование миокарда как фактор риска развития фибрилляции предсердий у пациентов с артериальной гипертензией / Е.Ю.Еременко, Е.А.Егорова, Л.А.Соколова // Вестник аритмологии. – 2011. – № 64. – С. 24 – 29.
2. Борисов, В.И. Применение мультифрактального анализа кратковременных рядов variability сердечного ритма при оценке результатов лечения артериальной гипертензии / В.И. Борисов, В.С. Кубланов // Прикаспийский журнал: управление и высокие технологии. – 2014. – № 3 (27). – С. 134-143.
3. Димитрова, Л. К. Применение байесовской сети в дифференциальной диагностике артериальной гипертензии / Л. К. Димитрова, О. А. Голубева // Технические науки в России и за рубежом: материалы III Междунар. науч. конф. (г. Москва, июль 2014 г.). – М.: Буки-Веди, 2014. – С. 4-14.
4. Сусликова, А.Д. Использование нейросетевого анализатора neugorго 0.25 для оценки прогноза гипотензивного эффекта у больных с артериальной гипертензией в условиях муниципального здравоохранения /А.Д. Сусликова, Г.С. Маль // Фундаментальные исследования. – 2010. – № 1 – с. 87-90.
5. Оленская, Т. Л. Прогнозирование развития летальных исходов у пациентов с артериальной гипертензией старших возрастных групп в концепции гериатрических синдромов /Т. Л. Оленская // Современные проблемы науки и образования. – 2015. – №1-1. – С. 1309-1314.

ОПРЕДЕЛЕНИЕ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ЗДОРОВЬЯ ПОДРОСТКОВ В ЗАВИСИМОСТИ ОТ НАЛИЧИЯ И ЧАСТОТЫ ФИЗИЧЕСКИХ НАГРУЗОК

Казимиров Н.А.¹, Печерская А.И.¹, Рак Л.И.²

Харьковский национальный университет радиоэлектроники,
61166, г. Харьков, пр. Науки, 14, каф. биомедицинской инженерии, тел. (057) 702-14-64,

² ГУ «Институт охраны здоровья детей и подростков НАМН Украины»,
61153, г. Харьков, пр. Юбилейный, 52-А, отделение педиатрии и реабилитации

E-mail: mykyta.kazymyrov@nure.ua; тел. (099) 266-97-72

The purpose of this study is to identify physiological parameters depending on the presence and frequency of physical exertion. Physical exertion means attending physical education classes and sports sections. The urgency of the work is to identify the parameters of the body of adolescents, which is affected by the lack of physical activity. This work will help adolescents with heart disease to optimally choose physical exercises for themselves. 96 adolescents participated in the study. Statistical processing of the obtained parameters was carried out with program SPSS 21 for Windows. It was revealed that adolescents who do not attend physical education lessons have increased importance of anthropometric parameters, heart rate and hormones. Similar studies were carried out for adolescents, divided on the basis of visits to sports sections.

Регулярные физические нагрузки являются основой поддержания здоровья человека. Особенно они актуальны для подростков, чей организм еще развивается. Для подростков 13-17 лет рекомендуются физическая активность ежедневно, причем 3 раза в неделю она должна быть связана с высокой нагрузкой, чтобы сопутствовать укреплению костей и мышц.

Постоянно возрастающие нагрузки для подростков 15 лет могут оказывать как тренирующее воздействие, так и травмирующее, а неадекватные возрасту и физическим данным ребенка – к срыву адаптационных возможностей организма. Из-за неодновременности развития различных органов в период интенсивного роста ребенка, сосудистая система может не успевать за развитием костей и мышц. Подобная ситуация нередко приводит к развитию кардиопатии и нарушениям артериального давления, которые впоследствии грозят формированием сердечной недостаточности.

Целью нашего исследования есть выявление зависимостей параметров организма от наличия и частоты физических нагрузок, включая уроки физкультуры и спортивные секции.

Актуальность работы заключается в постоянно снижающемся состоянии здоровья подростков, которые записываются в спортивные секции и занимаются физкультурой с последующим ущербом для себя. С другой стороны, полное отсутствие физических нагрузок также негативно сказывается на организме подростков, ухудшая их адаптационные возможности. Поэтому необходимо выявить зависимость между уровнем физической активности и параметрами состояния организма, чтобы можно было определить оптимальную допустимую нагрузку, не отрицательно, а положительно влияющую на здоровье.

В исследовании принимало участие 96 подростков с артериальной гипертензией и вторичной кардиомиопатией, находившихся на лечении в ГУ «Институт охраны здоровья детей и подростков НАМН Украины». Средний возраст исследуемых подростков

составляет $15,22 \pm 0,14$ лет. Были получены и проанализированы значения антропометрических параметров и гормонов.

Статистическая обработка проводилась с использованием программы SPSS 21 for Windows. Согласно критерию Колмогорова-Смирнова распределение значений анализируемых показателей не соответствовало нормальному закону, поэтому для сравнения были рассчитаны медианы и интерквартильный размах, а для проверки значимости различий применен критерий Манна-Уитни.

У подростков, не посещающих уроки физкультуры, выявлено достоверное повышение систолического индекса (СИ на ЭКГ), некоторых антропометрических параметров (окружности грудной клетки, талии и плеча), частоты сердечных сокращений (ЧСС) после ходьбы и уровня кортизола по сравнению с теми, кто регулярно посещал эти занятия.

Также было определено влияние фактора посещаемости спортивных секций на состояние здоровья подростков с сердечно-сосудистыми нарушениями. По критерию Краскела-Уоллиса было обнаружено влияние этого фактора на ЧСС, продолжительность интервалов PQ, QT (по данным ЭКГ), окружность талии и бедер, аэробный показатель Робинсона, диастолическое артериальное давление (ДАД) в покое и в ортопробе, ЧСС после нагрузки, систолическое артериальное давление (САД) в покое, результаты теста «6-минутная ходьба» (расстояние в м, ЧСС, САД, ДАД), адаптационный потенциал (по Баевскому), размер корня аорты, толщину межжелудочковой перегородки, показатели диастолической функции левого желудочка и диаметр плечевой артерии.

Таким образом, наличие и частота физических нагрузок оказывают существенное влияние на организм подростков с сердечно-сосудистыми заболеваниями. Занятия физкультурой положительно влияют на функциональные характеристики сердца (СИ, ЧСС), стройность подростка и уровень гормона стресса – кортизол. Систематические занятия спортом приводят к изменению морфофункциональных параметров сердца. Поэтому при планировании уроков физкультуры в школе и/или разрешении занятий спортом необходимо обязательно учитывать наличие сердечно-сосудистых патологий у школьников и регламентировать уровень физических нагрузок для них.

**ВИКОРИСТАННЯ ІНФОРМАЦІЙНИХ ТЕХНОЛОГІЙ У ВІДДІЛЕННІ
РЕАБІЛІТАЦІЇ ОПІКОВИХ РЕКОНВАЛЕСЦЕНТІВ САНАТОРІЮ**

Килівник В.С.

Вінницький національний медичний університет ім. М.І. Пирогова
21018, м. Вінниця, вул. Пирогова, 56, кафедра медичної реабілітації
та медико-соціальної експертизи, тел. (0432) 570360

E-mail: VS.Kulivnuk@ukr.net

Data on the development of information technologies in medicine and in the conditions of the department of medical rehabilitation of a sanatorium are given.

Інформаційна технологія (ІТ) — процес, що використовує сукупність засобів і методів збору, накопичення, обробки та передачі даних для отримання інформації нової якості.

На сьогодні розроблено та впроваджено низку медичних інформаційних технологій

(МІТ), направлених на оптимізацію всіх рівнів організації охорони здоров'я аж до рівня АРМів окремих медичних спеціалістів [1, с. 148-149, 2, с. 12-13, 3, с. 152-154].

Наразі, в літературі відсутні дані про використання МІТ в умовах відділення реабілітації опікових реконвалесцентів в санаторних умовах. Хоча, перші дані про можливість застосування ІТ для лікування опікових хворих опубліковані ще в 60-70-х рр. XX ст. (Гублер Є.В. з співавт.). Досвід застосування інформаційних технологій в санаторії «Авангард» ЗАТ «Укрпрофоздоровниця» та інформаціологічного підходу для прийняття ефективних клінічних рішень нами описані в роботах [4, с. 161-162, 5, с. 213-218].

При подібності підходів, зазначених у вищезазначених літературних джерелах, які застосовуються при формуванні інформаційних потоків для збору та обробки даних про стан хворого, в роботі відділення реабілітації опікових реконвалесцентів є свої відмінності, які обумовлені як особливостями структури відділення, так і особливостями його функціонування. Так, структура МІС відділення включає в себе АРМи лікарів: комбустіолога, терапевта, невролога, психотерапевта, фізичного реабілітолога, фізіотерапевта, дієтолога, лаборанта, УЗД, лікаря-методиста, які функціонально зв'язані з сервером бази даних, інформаційно-аналітичним відділом та реєстратурою.

Вдосконалення інформаційних технологій санаторію «Авангард» сприяло швидкому та зручному обробленню клінічної інформації за мінімальних вимог до технічних ресурсів та мінімальних витрат на їх придбання. Цим створена нами МІС відрізняється від відомих «МЕДІАЛОГ», «УніМед», «Пацієнт» та ін.

Розроблена МІС відповідає всім вимогам до сучасних ІТ: дозволяє мати своєчасний прямий доступ до поточної інформації, забезпечує ефективну координацію через систему передачі даних, організовує ефективну взаємодію між персоналом відділення, вивільнює необхідний час на інші види діяльності.

Таким чином, розроблена на базі існуючих модулів МІС, яка поетапно впроваджується в санаторії «Авангард», оптимізує обробку клінічної інформації, суттєво впливає на прийняття клінічних рішень та покращання ефективності реабілітації опікових реконвалесцентів при мінімальних фінансових затратах на удосконалення існуючої локальної мережі.

Література:

1. Величко О.Н. Программный модуль для АРМ врача-ортопеда/ О.Н.Величко, Т.А.Кокорина // Конференция «Проблемы биомединженерии, наука и технологии».- Харьков, 2014.-Т.3.-С.148-149.
2. Прудиус П.Г. Інформаційне забезпечення лікувально-діагностичного процесу хворих на цукровий діабет / Автореф.дис.канд.меднаук.-К.:2013.-24с.
3. Высоцкая Е.В. Информационная технология принятия решений врача общей практики // Конференция «Проблемы биомединженерии, наука и технологии».- Харьков, 2014.-Т.3.-С.152-154.
4. Киливник В.С. Досвід використання інформаційних технологій в санаторії «Авангард»./В.С.Киливник, П.В.Цвень, І.В.Кузьмін//Конференція «Проблеми біомединженерії, наука і технології».-Харьков, 2014.-Т.3.-С.161-162.
5. Киливник В.С. Применение радиоэлектронных устройств и информациологического подхода для принятия клинических решений/В.С.Киливник, И.В.Кузьмин // 5-й «Международный международный форум. Прикладная радиоэлектроника и перспективы развития.». МРФ-2008.-Т.4. «Актуальные проблемы биомединженерии». - Харьков, 2008.-С.213-218.

**АНАЛИТИЧЕСКИЙ ОБЗОР БИМЕДИЦИНСКИХ СРЕДСТВ
ДИСТАНЦИОННОГО МОНИТОРИНГА ПАЦИЕНТОВ С АРТЕРИАЛЬНОЙ
ГИПЕРТЕЗИЕЙ**

¹Сокол Е.И., ¹Колесник К.В., ²Коваль С.Н., ²Снегурская И.А., ²Юшко К.А.

¹Национальный Технический Университет «Харьковский Политехнический Институт»
61002, Харьков, ул. Кирпичева 2, каф. Промышленная и биомедицинская электроника

² Национальный институт терапии имени Л.Т. Малой НАМН Украины

61039 м.Харків, пр. Любоми Малой, 2-а

E-mail: kolesniknet@ukr.net, kostyayu@ukr.net

In modern conditions, the problem of effective treatment of hypertension is of particular relevance. In this regard, there is a need to monitor the patient's condition not only in a hospital under the direct supervision of the attending physician, but also in the period between such stationary observations. An important role in the treatment of a patient can be provided by biomedical means of remote monitoring of patients with arterial hypertension, allowing controlling the basic parameters of the patient's body remote from the hospital. When creating such complexes, it is necessary to use the scientific and technical potential of modern medical devices. Their analytical review was carried out.

В современных условиях проблема эффективного лечения артериальной гипертензии (АГ) приобретает особую актуальность в связи с чрезвычайно большой распространенностью данного заболевания, которая уже приняла характер пандемии. Необходимость адекватного контроля АГ обусловлена также тем, что АГ — наиболее важный фактор риска сердечно-сосудистых заболеваний и смертности. В настоящее время очень высоки экономические потери вследствие временной нетрудоспособности, инвалидности и преждевременной смерти от АГ и ее осложнений. Контроль АД является наиболее легким и дешевым способом профилактики сердечно-сосудистых заболеваний и смертности [1-3].

При этом возникает необходимость контроля состояния пациента не только в условиях стационара под непосредственным наблюдением лечащего врача, но и в период между такими стационарными наблюдениями.

В этом случае важную роль в лечении пациента могут оказывать биомедицинские средства дистанционного мониторинга пациентов с АГ, позволяющие контролировать основные параметры организма пациента, удаленного от стационара, и предоставлять необходимую информацию лечащему врачу для текущего контроля его состояния и принятия необходимых врачебных действий [4].

В общем случае система телемедицинского мониторинга пациентов с АГ имеет вид (рис.1).

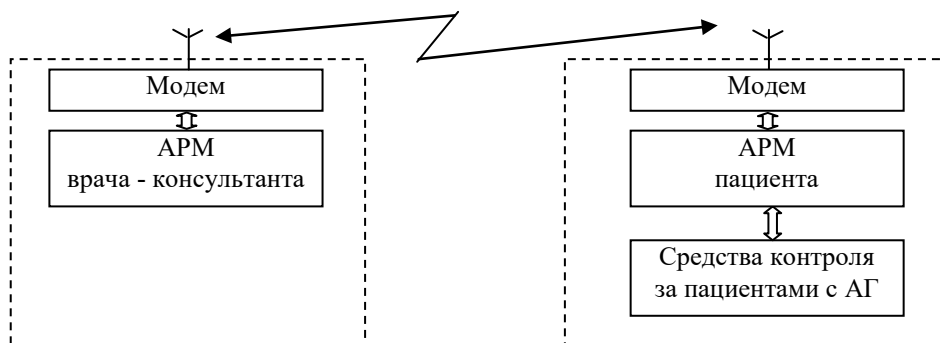


Рис. 1. Система телемедицинского мониторинга пациентов с АГ

Полученные при помощи средств контроля за гемодинамическими и функциональными параметрами пациента данные с обязательным соблюдением методики и алгоритма биометрических измерений передаются на автоматизированное рабочее место (АРМ) пациента, представляющий собой прибор с микроконтроллерным управлением, предназначенный для сбора, архивирования и передачи биометрической информации на АРМ врача-консультанта по выбранному телеметрическому каналу связи.

АРМ врача-консультанта предназначен для приема биометрической информации, составления базы данных по каждому пациенту и отображения ее в удобной для обработки и анализа форме [5].

Исходя из клинико-патогенетической характеристики АГ особое значение для телемедицинского мониторинга имеют следующие показатели: уровни офисного и домашнего АД, показатели СМАД (усредненные показатели систолического, диастолического, среднего АД и ЧСС за сутки, день, ночь; максимальные и минимальные значения АД и ЧСС за различные периоды суток; индекс времени нагрузки давлением; вариабельность АД и ЧСС в течение дня и ночи; суточный индекс (степень ночного снижения АД); утренний подъем АД (величина и скорость утреннего подъема АД); гипотонические эпизоды (индекс времени гипотонии, диагностика нарушений ритма и проводимости по данным одномоментного исследования ЭКГ в покое и данным суточного мониторирования ЭКГ).

С учетом вышеизложенного, можно определить основные медико-технические требования к медицинским средствам контроля за пациентами с АГ.

Прежде всего, данное медицинское оборудование должно обеспечивать качественный контроль биомедицинских показателей сердечно-сосудистой системы организма пациента. Причем особое значение имеет пролонгированные исследования, проводимые по заранее определенным алгоритмам (мониторирование показателей на протяжении фиксированного промежутка времени с оценкой нагрузок и условий проведения, на фоне применения медикаментозной терапии либо без таковой).

Такое оборудование должно иметь возможность гибкого микропроцессорного управления получением биометрической информации, возможность системной обработки, хранения, передачи и представления этой информации в удобной для анализа форме.

Кроме того, учитывая специфику применения такого медицинского оборудования: вне лечебного учреждения лично пациентом, или с помощью лиц, его обслуживающих (зачастую без специального медицинского образования) - данное оборудование должно быть простым в эксплуатации и с доступным интерфейсом.

Немаловажным требованием к такому оборудованию является его массогабаритные показатели и показатели надежности.

И, наконец, данное оборудование должно иметь достаточно надежный интерфейс для связи с медицинским учреждением, с использованием массовых доступных телекоммуникационных технологий.

В настоящее время ведутся разработки такого оборудования рядом научно-технических медицинских организаций и фирм как за рубежом, так и в Украине.

Примером устройств для телемониторинга за гемодинамическими и функциональными параметрами пациентов с АГ могут служить следующие устройства [6].

1. Продукция украинской фирмы «Биомед», Киев:

- электрокардиографы BE100 ... BE1200B (1-12 каналов, наличие портов LAN, USB, RS232, возможность загрузки ПО и т.д);

- мониторы пациента BM800A ... BM1000D (анализ 26 видов аритмии, ЭКГ, ЧСС, ЧП, RESP, HIAT, температуры, наличие портов: LAN, USB, RS232, возможность подключения к центральной станции мониторингу и т.д.);

- пульсоксиметры BP-10B, BP-10M (измерение частоты пульса и кислорода крови) и т.д.

2. Продукция украинской фирмы НПО «ДХ системы», Харьков: компьютерный электрокардиограф для комплексного исследования ССС пациента с возможностью нагрузочных проб CARDIOTEST (12 каналов, чувствительность 5, 10, 20 мм/мВ и т.д.).

3. Продукция украинской фирмы НПО «ХАИ-Медика», Харьков:

- электрокардиографы КАРДИОЛАБ (12 каналов, USB порт, Bluetooth, ЭКГ, векторкардиография, фонокардиография, спектральный и вейвлет анализ и др.);

- холтеровские мониторы КАРДИОСЕНС (3 канала, программа анализа ЭКГ, анализ нарушений ритма и др.);

- телемедицинский сервер ТЕЛЕКОМ (хранение и обработка телеметрической медицинской информации – АРМ врача-консультанта).

4. Продукция фирмы ASPEL, Польша - электрокардиографы AsCARD Mint, Topaz, Orang, Grey и др. (12 каналов, USB порт, автоматизированный анализ и интерпретация, миниатюрность и автономность и т.д.).

5. Продукция фирмы «Labtech», Угорщина - электрокардиографы EC-12RM, R, RT (12 каналов, телемедицинский прибор, память данных, ведение базы данных пациента, экспертная оценка ЭКГ, высокоточный анализ QRS и аритмии, USB и Bluetooth порты, миниатюрность и автономность и т.д.).

6. Продукция фирмы «Meditech», Угорщина:

- суточные мониторы ЭКГ АВРМ-05, арнеАВР (точный осциллометрический алгоритм, контроль давления, частоты пульса, насыщения крови кислородом, скорость кровотока, смена программ измерений, датчик активности и т.д.);

- холтеровская система ЭКГ CardioMega, CardioBlue, Card(X)plore (1-5 каналов для суточного мониторинга ЭКГ, удобный компактный дизайн, миниатюрность и автономность, донамичное ПО, USB и Bluetooth порты).

При анализе были рассмотрены более 40 различных устройств украинских и зарубежных производителей. Проведенный обзор показал, что на сегодняшний день имеется ряд современных и достаточно информативных телемедицинских средств, которые могут использоваться для дистанционного мониторинга контроля эффективности лечения пациентов с АГ. Однако существует потребность по совершенствованию данных устройств согласно требованиям вновь разрабатываемых телемедицинских средств и методик диагностики и контроля состояния пациентов.

В настоящее время кафедрой промышленной и биомедицинской электроники НТУ ХПИ совместно с Национальным институтом терапии имени Л.Т. Малой НАМН Украины проводятся исследования современных требований к повышению надежности и качества диагностики гемодинамических и функциональных нарушений у пациентов с АГ, а также разработка предложений по созданию более эффективных методов телемедицинского компьютерного контроля и диагностики данных нарушений на основании результатов измерения априори неопределенных биоэлектрических сигналов [7].

Результаты данных исследований планируются к внедрению в лечебных учреждениях Украины, в том числе и для повышения эффективности лечения пациентов с АГ и другими заболеваниями сердечно-сосудистой системы.

Литература:

1. Пшеницын А.И. Суточное мониторирование артериального давления / А.И. Пшеницын, Н.А. Мазур. – М. : Медпрактика-М, 2015. – 336 с.
2. Серцево-судинні захворювання. Класифікація, стандарти діагностики та лікування / Асоціація кардіологів України ; заред. акад. В.М. Коваленко. – К. : Моріон, 2016. – 192 с.
3. WHO Report on the Global Tobacco Epidemic, 2015: Country profile Ukraine [Електронний ресурс] // World Health Organization. – 2015. – Режим доступу: http://www.who.int/tobacco/surveillance/policy/country_profile/ukr.pdf?ua=1(05.10.2016).
4. European society of hypertension position paper on ambulatory blood pressure monitoring / E. O'Brien, G. Parati, G. Stergiou et al. // J. Hypertens. – 2013. – №9. – P. 1731–1768.
5. European society of hypertension practice guidelines for ambulatory blood pressure monitoring / G. Parati, G. Stergiou, E. O'Brien et al. // J. Hypertens. – 2014. – №7. – P. 1359–1360.
6. Интернет-ресурс
7. Колесник К.В., Шишкин М.А., Кипенский А.В., Ситникова О.А. Использование мобильных радиотехнических комплексов в биотелеметрии и телемониторинге // Сборник научных трудов V Международного радиоэлектронного форума «Прикладная радиоэлектроника. Состояние и перспективы развития: МРФ-2014» .— т. III:

**ОРГАНИЗАЦИЯ ХРАНЕНИЯ ИНФОРМАЦИИ ДЛЯ СИСТЕМЫ
ПРОГНОЗИРОВАНИЯ ИНТЕНСИВНОЙ ТЕРАПИИ У ПАЦИЕНТОВ С
САХАРНЫМ ДИАБЕТОМ**

Крутиенко А. Г.

Научный руководитель: к.т.н. Порван А.П.

Харьковский национальный университет радиоэлектроники

61166, г. Харьков, пр. Науки, 14, каф. биомедицинской инженерии, Тел.: (057) 702-13-64,

E-mail: alisa.krutiienko@nure.ua

The paper provides a complete attributive model of information storage for the intensive care forecasting system for patients with diabetes mellitus, which will create a new information space in the practice of a practicing physician, reduce the number of medical errors, and shorten the time for making a diagnostic decision to improve the quality of determining therapeutic effects.

Сахарный диабет является одним из наиболее активно распространяющихся заболеваний. По оценкам специалистов, к 2030 году число больных сахарным диабетом 1 и 2-го типов возрастет до 366 миллиона человек и составит 4,4 % населения Земли (в 2010 году – 2,8 %). Сахарный диабет (СД) при отсутствии надлежащего лечения характеризуется высоким уровнем инвалидизации и смертности. Подходы к обеспечению больных СД необходимой медицинской помощью отличаются в разных странах. Их объединяет стремление к повышению эффективности первичного звена, а именно – увеличению количества случаев выявления заболевания на ранних стадиях.

Несмотря на широкую распространенность СД и большие расходы на терапию, все доступные меры и средства для эффективной борьбы с патологией требуют автоматизации, в частности, разработки специализированных баз данных (БД) ведения реестров пациентов. Ведение реестра больных СД обеспечит четкую статистику по количеству больных, динамику их выздоровления, эффективности лечения, структуры сахароснижающих средств, что в конечном итоге способствует уменьшению количества новых случаев регистрации заболевания и его осложнений, своевременную диагностику преддиабета и его последствий.

При организации хранения информации должна быть обеспечена поддержка широкого спектра форм, которые в ней могут храниться – в текстовом, числовом, графическом виде, а также как отдельные файлы данных. На данном этапе развития современных информационных технологий уже существуют БД для хранения информации о больных СД. Например, информационные системы «mHealth», «вДиабете», «НормаСахар», а также БД «dbees.com», «mySugr», «EUBIROD» (EUropean Best Information through Regional Outcomes in Diabetes – Оптимальная информация о распространенности сахарного диабета в ЕС). Все они содержат информацию о таких показателях, как количество сахара в крови, вес пациента, артериальное давление, инъекции инсулина, количество содержащихся в пище углеводов, белков, жиров, субъективные оценки состояния здоровья, дата рождения, дата установления диагноза, пол, тип заболевания, факторы риска (модифицируемые и немодифицируемые), осложнения. Современные сервисы загружают непосредственно как самим пациентом, так и его врачом получаемые данные на удаленный сервер, где они хранятся для дальнейшего использования. Это позволяет врачу получить определенный срез медицинской информации интересующего его профиля. Однако, существующие сервисы не учитывают информацию о клинико-лабораторных исследованиях, отражающих уровень метаболизма, белковый и углеводный обмены веществ и позволяющих идентифицировать и контролировать СД в условиях интенсивной терапии.

База данных организации хранения информации для системы прогнозирования интенсивной терапии у пациентов с СД, включающая в себя информацию, отражающую состояние здоровья больных находящихся как на амбулаторном лечении, так и в стационаре, и содержит данные текстового, числового и объектного вида.

Чтобы создать БД исследуемой предметной области нами в качестве родительских сущностей были определены: Пациент, Клинико-лабораторные исследования, Клинико-инструментальные исследования, Продукт, Реанимация. Целостность сущностей обеспечивается заданием первичных ключей, позволяющих предоставить одновременный доступ к данным для нескольких пользователей.

Для каждой сущности были определены атрибуты, позволяющие хранить необходимую для принятия решения информацию. Так, сущность «Пациент» содержит атрибуты ФИО (фамилия, имя, отчество), пол, возраст, номер истории.

Сущность «Клинико-лабораторные исследования» включает в себя дату и время проведения лабораторных исследований пациента на сахар крови, кетоновые тела, билирубин общий (прямой и непрямой), общий белок, мочевины, креатинин, аланинаминотрансферазу, аспартатаминотрансферазу, амилазу, гемоглобин, гематокрит, лейкоциты, сегментоядерные, палочкоядерные, лимфоциты, моноциты, эозинофилы, лейкоцитарный индекс, скорость оседания эритроцитов, время свёртываемости крови, протромбиновый индекс, калий, натрий, лактат, утилизацию кислорода, уровень артериального выброса кислорода, уровень венозного выброса кислорода.

Сущность «Клинико-инструментальные исследования» содержит атрибуты для хранения даты и времени проведения исследований, уровня сознания пациента, состояния пациента по шкале ком Глазго, значений частоты дыхания, систолического артериального давления, диастолического артериального давления, частоты сердечных сокращений, уровня диуреза, данных сатурация во время инвазивного мониторинга, уровня сатурации венозной крови, результатов ультразвуковой интроскопии и реографии (реографический индекс, время распространения пульсовой волны, диастолический индекс).

Сущность «Продукт» предназначена для хранения информации о наименовании продукта, который входит в рацион питания, количестве белков, жиров и углеводов, калорийности продукта. Также предполагает хранение информации о суточной дозе каждого из продуктов в пересчете на хлебные единицы.

Сущность «Реанимация» включает в себя дату поступления и перевода из реанимационного отделения, состояние на момент поступления и перевода из реанимационного отделения.

На основе родительских сущностей была определена дочерняя сущность «Посещение». Она описывает свойства процесса ведения терапии в условиях амбулаторного и стационарного лечения и содержит такие атрибуты, как вес, дата поступления и дата выписки, а также внешние ключи родительских сущностей.

Так как между родительскими и дочерними сущностями могут возникать неопределенности интегративного характера, введем дополнительные сущности «Диагноз» и «Рацион питания». Данные сущности описывают хранение информации о типе СД, осложнениях, назначениях препаратов, типе физической нагрузке, основном рационе питания и его типе, продуктах и их суточном потреблении в норме.

Документирование разработанной модели проводилось в соответствии с нотациями представления данных с использованием CASE-средства ErWin. Между всеми сущностями были установлены отношения, правила ссылочной целостности типовых операций работы с данными на уровне ограничения удаления или обновления экземпляров родительской сущности и полного удаления или обновления экземпляров дочерней сущности, ссылающийся на удаленный экземпляр родительской сущности.

Таким образом, нами разработана полная атрибутивная модель организации хранения информации для системы прогнозирования интенсивной терапии для больных сахарным диабетом, которая позволит создать новое информационное пространство в деятельности практикующего врача, уменьшит количество врачебных ошибок, сократить время на принятие диагностического решения с целью улучшения качества определения терапевтических воздействий.

**ВИЗНАЧЕННЯ ВИМОГ ДО ПРОГРАМНОЇ СИСТЕМИ ДІАГНОСТИКИ ТА
ВІДЛАГОДЖЕННЯ КОМП'ЮТЕРИЗОВАНОЇ СИСТЕМИ УПРАВЛІННЯ
РЕНТГЕНІВСЬКОЮ УСТАНОВКОЮ**

Малахова М.О., Рева С.М., Стервоєдов М.Г.
Харківський національний університет ім. В.Н. Каразіна
61022, Харків, майдан Свободи, 6, тел. (057) 707-56-59,
E-mail: maryna.malakhova88@gmail.com.

The work is devoted to the problem of formulating requirements to develop a computerized management system for radiodiagnostic equipment in accordance with accepted international Glossary of software engineering ITIL V3.

Вступ. Актуальність. На сьогоднішній день рентгенографічні методи активно використовуються в якості засобів неруйнівного контролю у виробництві, в процесі експлуатації, під час митного контролю, в криміналістиці тощо [1]. Найбільш затребувана рентгенологія в медицині, щорічно в світі збільшується кількість проведених рентгенодіагностичних процедур при постановці або уточненні діагнозу. Такі напрямки як травматологія або онкологія важко собі уявити без цього інструменту.

У сучасній медицині одним з найпоширеніших і значущих методів діагностики є рентгенівські дослідження. За оцінками фахівців постановка більше ніж 80% діагнозів, які вимагають серйозного медичного втручання, виконується з використанням рентгенівських знімків, результатів рентгеноскопії та рентгенівської томографії. Рентгенівські знімки є основним інструментом для діагностики і контролю процесу лікування в травматології.

Крім ургентних практичних обстежень в Україні існують також профілактичні рентгенівські обстеження, що проводяться з метою своєчасного виявлення хвороб органів дихання (активного туберкульозу і його залишкових змін, злоякісних новоутворень, а також неспецифічних захворювань легенів), скелета грудної порожнини [2].

Метою дослідження є підвищення точності визначення параметрів комп'ютеризованої системи управління рентгенівською установкою.

Завдання дослідження. Сформулювати основні вимоги до програмної системи визначення параметрів, діагностики та відлагодження комп'ютеризованої системи управління рентгенодіагностичною установкою.

Сутність. Програмну систему визначення параметрів, діагностики та відлагодження комп'ютеризованої системи управління рентгенодіагностичних установкою можна віднести до категорії «критичного програмного забезпечення з точки зору безпеки» (Safety-Critical Software – «критичне програмне забезпечення»). До даної категорії відносять програмне забезпечення, яке впливає на поведінку систем, збій яких може спричинити ризик для здоров'я людини і його життя. Даний вид програмного забезпечення, в першу чергу, повинен адекватно реагувати на можливі збої комп'ютерної системи управління рентгенодіагностичним комплексом. Крім того, складові програмної системи розробляються відповідно до спеціальних стандартів, прийнятих для критично важливих областей, і проходять сертифікацію державними установами.

Невід'ємною частиною життєвого циклу програмної системи визначення параметрів, діагностики та відлагодження комп'ютеризованої системи управління рентгенодіагностичною установкою є збір і аналіз вимог до системи. Відповідно до стандарту розробки вимог ISO/IEC 29148, вимога – це твердження, яке ідентифікує експлуатаційні, функціональні параметри, характеристики або обмеження проектування продукту чи процесу, яке є однозначне та його можна перевірити та виміряти [3]. Згідно загальноприйнятого міжнародного глосарію термінів програмної інженерії ITIL V3 [4] під вимогою розуміється документоване подання деякої умови, якій повинна відповідати програмна система, що розробляється, або можливість, якою вона повинна володіти, для досягнення поставлених цілей, а також обмеження, специфікації або стандарти, яким вона повинна задовольняти. Вимоги повинні мати наступні характеристики:

- **одиночність** – кожна вимога відноситься до однієї й тільки однієї речі;
- **завершеність** – в кожній вимозі визначена і присутня вся необхідна інформація;
- **послідовність** – вимоги не суперечать одна одній та чинним нормативним актам;
- **атомарність** – ніяка вимога не може бути розділена на безліч інклюзивних вимог;
- **відстежуваність** – кожна вимога відображає ділові потреби заявлених зацікавлених осіб і організацій та весь життєвий цикл вимоги має бути задокументовано;
- **актуальність** – вимога не стане застарілою в середньостроковій і довгостроковій перспективі;
- **здійсненість** – вимога є здійсненою в процесі розробки програмної системи;
- **недвозначність** – вимога допускає одну і тільки одну її інтерпретацію. При формулюванні вимог не допускається використання нечітких формулювань, технічного жаргону, акронімів та інших прихованих формулювань;
- **обов'язковість** – кожна вимога відображає певну характеристику, що була визначена зацікавленою особою чи організацією, ігнорування якої веде до неповноцінності продукту, що розробляється;
- **перевіряємість** – повинні існувати шляхи перевірки повноти реалізації кожної вимоги.

Сформулюємо основні вимоги до програмної системи визначення параметрів, діагностики та налагодження комп'ютеризованої системи управління рентгендіагностичних обладнанням. Програмна система визначення параметрів, діагностики та налагодження повинна:

- мінімізувати ймовірність виникнення збоїв при роботі з комп'ютеризованою системою управління рентгендіагностичних обладнанням;
- вчасно виявляти і ідентифікувати збої, локалізувати їх вплив на роботу програмної і комп'ютеризованої систем, забезпечувати адекватне реагування на збої і продовження операцій;
- представляти собою (імітувати) систему реального часу для комп'ютеризованої системи управління рентгендіагностичним обладнанням;
- здійснювати командне управління будь-яким живильним пристроєм серії ІЕС в командному режимі відповідно до переліку команд, наведеному в описі пристрою живлення;
- запитувати і отримувати інформацію про тип пристрою живлення, версії програмного забезпечення мікроконтролера, серійний номер і дату випуску; значення системних лічильників, результати перевірки контрольних сум в банках пам'яті мікросхеми зовнішнього ОЗП;
- зберігати поточні налаштування комп'ютеризованої системи управління рентгенівською установкою в енергонезалежній пам'яті комп'ютеризованої системи;
- налаштовувати (визначати коефіцієнти передатних функцій) вимірювального каналу контролю напруги мережі живлення;
- налаштовувати драйвер обертання анода рентгенівської трубки;
- виконувати процедуру перевірки системи розжарення катода рентгенівської трубки;
- здійснювати калібрування рентгенівської трубки;
- виконувати функції пульта управління рентгенівською установкою;
- надавати оператору можливість перегляду осцилограм;
- генерувати команду програмного перезапуску комп'ютеризованої системи управління;
- надавати можливість проведення комплексних діагностичних та пуско-відлагоджувальних робіт шляхом створення механізму одночасної взаємодії декількох сервісних додатків (компонентів) програмної системи визначення та діагностики з комп'ютеризованою системою управління рентгенівською установкою;
- бути побудованою за модульним принципом;

- бути розширюваною.

Наведений вище список відображає лише основні вимоги до програмної системи визначення, діагностики та відлагодження комп'ютеризованої системи управління рентгенівською установкою. Насправді до системи, що розробляється, пред'являється широкий спектр вимог, серед яких можна виділити і вимоги до функціональності (Functionality), і до застосування (Usability), і до надійності (Reliability), продуктивності (Performance), експлуатаційної придатності (Supportability). Існують також і певні вимоги до інтерфейсу, що дозволяє говорити про можливість застосування в даному випадку моделі FURPS +.

Висновки. Програмна реалізація системи визначення параметрів, діагностики та відлагодження комп'ютеризованої системи управління рентгенівською установкою підвищує точність визначення параметрів комп'ютеризованої системи, що є одним із шляхів поліпшення ситуації з дозовим навантаженням населення від штучних джерел іонізуючого випромінювання підчас виконання медичних рентгендіагностичних процедур. Чітке формулювання вимог до програмного забезпечення на стадії розробки технічного завдання дозволяє значно скоротити обсяг та кількість доробок і час виходу програмного продукту на рівень промислової експлуатації, а також є запорукою відповідності системи до потреб замовників.

Література.

1. Sanjeevareddy Kolkoori, Norma Wrobel, Uwe Zscherpel, Uwe Ewert, A new X-ray backscatter imaging technique for non-destructive testing of aerospace materials // NDT & E International. – March 2015. – Volume 70. – pp. 41-52.
2. Інструкція про періодичність рентгенівських обстежень органів грудної порожнини певних категорій населення України [Текст]: затверджено наказом МОЗ України від 17.05.2008 № 254: зареєстровано в Міністерстві юстиції України 12 червня 2008 року за №524/15215 // Офіційний вісник України від 01.07.2008 : стаття 1475 : код акту 43372/2008. – 2008. – № 45. – С. 41.
3. International Standart ISO/IEC/IEEE 29148 // First edition 2011-12-01 - Режим доступа: <https://www.iso.org/obp/ui/#iso:std:iso-iec-ieee:29148:ed-1:v1:en>
4. ITIL Version 3 Service Improvement – Режим доступа http://www.pc-freak.net/files/ITIL_v3_books/ITIL%20v3-Continual%20Service%20Improvement.pdf

МЕТОДИКА КОНТРОЛЯ ПСИХОФИЗИЧЕСКОГО СОСТОЯНИЯ МАШИНИСТА ЖЕЛЕЗНОДОРОЖНОГО ТРАНСПОРТА ПО ПАРАМЕТРАМ РЕЧЕВОГО СИГНАЛА

Мещанинов С.К.; Гупало Ю.Ю.

Днепропетровский государственный технический университет

51918, Украина, Днепропетровская обл., Каменское

E-mail: sergey.meshaninov@gmail.com (066)402-95-79

The technique of contactless control of a psychophysiological state of a locomotive driver according to speech parameters is described. The suggested technique presupposes an autocorrelation analysis of the speech signal and its comparison with the reference, taken at the initial moment of time by the "individual" speech signal of this particular person (driver). The set of controllable parameters necessary for the control of the psychophysiological state of the driver.

Введение. Распознавание и контроль психофизического состояния (ПФС) человека является одним из прогрессивных направлений в науке и развитии техники. Вопросом обеспечения техническими устройствами для анализа и идентификации ПФС человека занимаются на протяжении многих лет и с появлением новых технологий меняются взгляды и мнения на решение данной проблемы. В современном мире существует несколько наиболее приближенных и распространенных методов [1] анализа ПФС человека, а именно: электроэнцефалографический метод (ЭЭГ), виброизображение. В последнее время активно изучается метод виброизображения, основанный на сопоставлении вестибулярных рефлексов с эмоциональным поведением человека путём взаимосвязи между вестибулярной системой и сенсорной физиологией [2]. Благодаря этому методу, становится возможным не только фиксировать сложные микроперемещения объекта [3] непрерывно, а и находить определенные критерии оценки поведения на фоне вестибулярных рефлексов. Но данный метод имеет и ряд ограничений, преимущественный из которых является отсутствие возможности быстрой передачи информации о ПФС на отдаленные расстояния [4].

Постановка задачи исследований. Необходимость контроля ПФС машиниста считается актуальной. Причиной является множество субъективных и объективных факторов, влияющих на профессиональную составляющую жизни. Прежде всего, это динамизм транспортных ситуаций, принятие решений в экстренных случаях, четкость выполнения регламента и монотонность на фоне устойчивых эмоциональных стрессов. Кроме этого, профессия машиниста требует наличия специальных психологических свойств и качеств организма. Считаем обязательным также отметить, что в течении рабочей смены машинист подвергается ряду вредных факторов (шум, вибрация, неблагоприятный микроклимат, электромагнитные поля, инфракрасное излучение и т.д.), которые негативно воздействуют на здоровье человека. Решением этой проблемы является создание метода контроля психофизического состояния человека в режиме реального времени без применения, каких-либо контактных датчиков. Таким образом, **целью настоящей работы** является определение информационных показателей системы контроля ПФС, создание подсистемы «Голос» и вывод оценочного показателя.

Основная часть. Для создания подсистемы основным фактором рассмотрения выступает голос. Голос является одним из сложных физических процессов. Формально вся информация проходит через мозг, которые подает команды произношения того или иного слова. После выхода (пропускания) воздуха из лёгких, он проходит через голосовые связки, а остальное формирование происходит через губы, зубы и язык. На речь может повлиять любой фактор извне, соответственно и на его ПФС.

В связи с этим, актуальным представляется следующее:

- идентификация голоса машиниста, с помощью метода определения частоты основного тона;

- определения критериев речевого сигнала для установки ПФС машиниста;
- вывод оценочного показателя голоса с помощью анализа данных.

Для этого необходимо применение следующего алгоритма контроля ПФС машиниста.

Голос рассматриваем как звуковое колебание множества гармоник с определённой частотой.

$$g(t) = \sum_{i=1}^N g_i(t) \quad (1)$$

Для выполнения данной методики необходимо выполнить следующую последовательность действий:

1. Запись речевого материала машиниста перед рабочей сменой. После получения материала всю речь машиниста мы разбиваем на равные интервалы.

$$f_{sl} = \frac{g(t)}{N} \quad (2)$$

Для этого существенно составить матрицу бинарных предпочтений $A = \|a_{ij}\|_{m \times m}, m = |f_{sl}| :$

Оценка происходит следующим образом: если слог открытый, то реакция системы $\xi=1$, если слог закрытый, то реакция системы $\xi=0$.

Определяется цена каждой составляющей путем суммирования булевых переменных по строке матрицы:

$$a_i = \sum_{j=1}^n a_{ij}, i = 0 \dots n \quad (3)$$

Находим ячейку a_i , которой отвечает $\max_{\forall i} a_i$. Искомый вес ячейки определяющий относительную важность будет равен:

$$V_n = a_i / (N - m) \quad (4)$$

где N – количество элементов в строке матрицы при сравнение с одним элементом; m – количество сравненных элементов относительно самих себя ($a_i = a_j$).

Для проведения фактической оценки гласного звука после выбора нужного фрагмента речи необходимо найти диапазон фрагмента, так называемые тональные высоты. С помощью автокорреляционного анализа речевого сигнала (рис. 1), способствующего нахождению периодов колебания сигнала, которые из-за наложения шума или колебаний сигнала на других частотах не представляется возможным, вычисляем фактическую оценку частоты основного тона.

Учитывая тот факт, что исследованный объект – «машинист» находится не в идеальной среде, а на него влияет ряд неблагоприятных факторов, основными из которых являются шум и вибрация. Поэтому рассматриваем каждое слово из регламента машиниста, как гармонический сигнал с наложением шумов.

$$w(t) = \sum_{j=1}^n w_j(t) + \sum_{i=1}^n L_i(t) \quad (5)$$

2. Для контроля ПФС машиниста необходимо выбрать ряд параметров, которые помогут определить состояния оператора в течении рабочей смены. Граничные значения устанавливаются путём записи голоса машиниста перед рабочей сменой и сравнения эталонных с полученными данными. По нашему мнению, анализировать нужно следующие параметры:

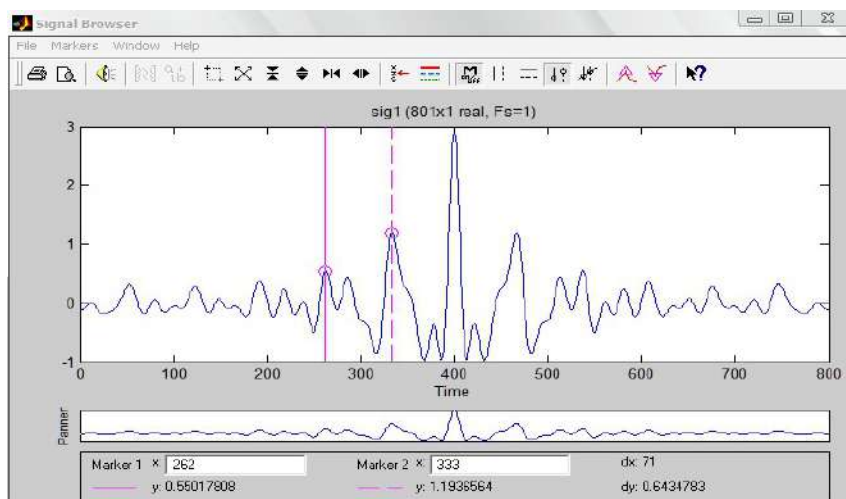


Рис.1 – Фактическая оценка частоты основного тона (реализовано в среде Matlab)

- высота тембра голоса. В течение определенного интервала времени измеряются показания машиниста. От максимального значения («порогового») тембра голоса $Q_{\max}$ отнимается погрешность δ_Q , получаем эталонное или сравнительное значение Q_{cr}

$$Q_{cr} = Q_{\max} - \delta_Q \quad (6)$$

где δ_Q - погрешность показаний измерения.

Если при сравнении значений $Q < Q_{cr}$, это свидетельствует о том, что ПФС отклонено от нормы, в следствии усталости и работника необходимо заменить.

Если при сравнении данных $Q > Q_{cr}$, это означает, что машинист находится в перевозбужденном состоянии или в состоянии алкогольного опьянения и его необходимо отстранить от работы.

- темп речи. В течение определенного интервала времени измеряются показания машиниста. От максимального значения («порогового») скорости речи $G_{\max}$ отнимается погрешность δ_G , получаем эталонное или сравнительное значение G_{cr} .

$$G_{cr} = G_{\max} - \delta_G \quad (7)$$

где δ_G - погрешность показаний измерения.

Если $G < G_{cr}$, то можно судить о плохом самочувствии машиниста, усталости, рассеянности внимания.

Если же $G > G_{cr}$, то можно говорить о повышенном агрессивном состоянии или о неустойчивости психического состояния.

При условии $G = G_{cr}$, при сравнение информации выходит, что состояние машиниста соответствует норме и он может выполнять поставленные задачи.

- интенсивность звучания. В течение определенного интервала времени измеряются показания машиниста. Полученное усредненное значение I_{sr} сравнивается с заданными эталонными значениями.

$$I_g = I_{sr} - \delta_I \quad (8)$$

Если же $I < I_g$, то можно говорить о рассеянности внимания машиниста или о его подавленном состоянии.

Если же $I > I_g$, то можно говорить о повышенном агрессивном состоянии или о неустойчивости психического состояния или о состоянии алкогольного опьянения.

- мелодика речевого сигнала машиниста. В течение определенного интервала времени измеряются показания машиниста. Для этого необходимо сравнить частоту основного тона, полученную перед рабочей сменой с данной частотой в процессе выполнения регламентных команд.

Если $f_{0з} < f_{0т}$, то можно сделать вывод, что машинист находится в подавленном состоянии.

Если $f_{0з} > f_{0т}$, это свидетельствует о том, что машинист находится в перевозбужденном или агрессивном состоянии.

Данные параметры заметны на графике не только по величине размаха голоса, а и по крутизне пиковых высот и спадов.

3. После сравнения с эталонными данными числовые значения заносятся в базу данных, где хранятся кратковременно. Считаем необходимым найти искомые веса каждого из параметров для определения оценочной характеристики голоса.

Все анализирующиеся значения заносим в матрицу $B = \|b_{ij}\|$, где m – контролируемые параметры, n – временные промежутки.

Для точной оценки составляется модифицированная матрица следующим образом:

$$B_{ij} = m - b_{ij} \quad (9)$$

Затем находим суммарные оценки по каждому параметру:

$$B_i = \sum b_{ij} \quad (10)$$

Полученные суммарные оценки требуются для вычисления искомых весов параметров:

$$W_{mi} = \frac{B_i}{\sum B_i} \quad (11)$$

Искомые веса способствуют нахождения предпочтения одного над другими характеристиками и показывают позиции каждого. Принимаем $\sum_{i=1}^N m_i = 1$, тогда на каждый параметр максимальная оценка будет составлять $m_i = 1/N$.

С учётом заданного условия и значений искомых весов определяем оценочный показатель голоса:

$$V_{ps} = \sum_{i=1}^n \frac{(m_i * W_{mi})}{N} \quad (12)$$

Выводы. Разработана методика контроля психофизического состояния с помощью подсистемы «Голос», которая способна идентифицировать личность и контролировать состояние в течение рабочей смены. Обоснован набор контролируемых параметров необходимых для контроля ПФС машиниста.

Литература:

1. Полонников Р.И. На пути к постижению сущности электрических проявлений сознания./ Полонников Р.И. - РАН СПбИИА, СПб, 2007.- 57с.
2. Aw S. T. Effects of Unilateral Vestibular Deafferentation on the Linear Vestibulo-Ocular Reflex Evoked by Impulsive Eccentric Roll Rotation./ Todd M. J., McGarvie L. A., Migliaccio A. A., Halmagyi G. M.. //J Neurophysiol. 2003. Feb. Vol. 89. p. 969-978.
3. Минкин В.А. Виброизображение. / Минкин В.А – СПб.: Реноме, 2007. – 108с.
4. Экман П. Узнай лжеца по выражению лица / Пер. с англ./ Экман П. – СПб.: Питер, 2013 – 272с.

**РАЗРАБОТКА БАЗЫ ДАННЫХ ИНФОРМАЦИОННОЙ СИСТЕМЫ
ДИАГНОСТИКИ КАРДИОМИОПАТИИ У ПОДРОСТКОВ**

Моргун Н.К., Печерская А.И.

Научные руководители – д.т.н., проф., Высоцкая Е.В., д.мед.н., проф. Рак Л.И.

Харьковский национальный университет радиоэлектроники

61166, г. Харьков, пр. Науки, 14, кафедра биомедицинской инженерии

Тел.: (057) 702-13-64, факс (057) 702-11-13

e-mail: mykola.morhun@nure.ua

The problem of diagnostics the cardiomyopathies in adolescence is considered. Physiological changes that occur in the body during puberty, do not allow the use of mathematical methods, information technology and systems developed for children or adults. The structure of the database of the information system for diagnosis of cardiomyopathy in adolescents is proposed, which is characterized by the completeness of information about the patient and used diagnostic methods. As a result of system analysis of the domain at the stage of database conceptual modeling, 10 entities were identified.

Актуальность изучения кардиомиопатий определяется их клиническим разнообразием, высоким удельным весом в структуре заболеваемости и смертности в подростковом возрасте [1]. Кардиомиопатии являются одними из наименее изученных кардиологических заболеваний, являясь объектом активно развивающейся области современной кардиологии. Проблема совершенствования диагностики сердечно-сосудистых заболеваний, особенно на начальных этапах, привлекает многих исследователей, так как в итоге ее решение позволит свести к минимуму вероятность летального исхода.

Медицина и медицинская диагностика являются одной из предметных областей применения информационных технологий. В частности, целесообразно использование автоматизированных рабочих мест, информационных систем и систем поддержки принятия решений в качестве ассистирующих или консультационных при диагностике заболеваний. Использование инструментов такого рода позволяет: а) получать более точные результаты, б) использовать значительные объемы накопленных знаний, в) повышать квалификацию медицинских работников[2].

В области кардиологической диагностики разработано большое количество математических методов, информационных технологий и систем. Известны подходы к диагностике поражений сердечной мышцы у детей и взрослых. Однако, данные подходы не позволяют диагностировать кардиомиопатию у тинейджеров, поскольку в подростковом возрасте в организме происходят особенные физиологические изменения: быстрый, неравномерный рост и развитие организма, в том числе и неравномерное развитие сердца и кровеносных сосудов. Таким образом, на сегодняшний день не разработана система, предназначенная для поддержки диагностических решений врача при выявлении кардиомиопатий у подростков.

Одним из основных модулей любой информационной системы является база данных (БД), которая должна отображать реалии предметной области, предоставлять возможность хранить как клинико-диагностическую, так и информацию о математическом аппарате, используемом для поддержания врачебных решений.

В результате системного анализа предметной области на стадии концептуального моделирования БД были выделены 10 сущностей (рис. 1):

- «Patient» содержит общую информацию о пациенте;
- «Address» содержит информацию о месте жительства и контактных данных пациента;
- «Doctor» содержит общую информацию о врачах и режиме их работы;
- «Visit» содержит ключевую информацию опосещения, установленный диагноз и рекомендации врача;
- «Analyze_name» содержит описание методик проведения анализов и используемого оборудования;

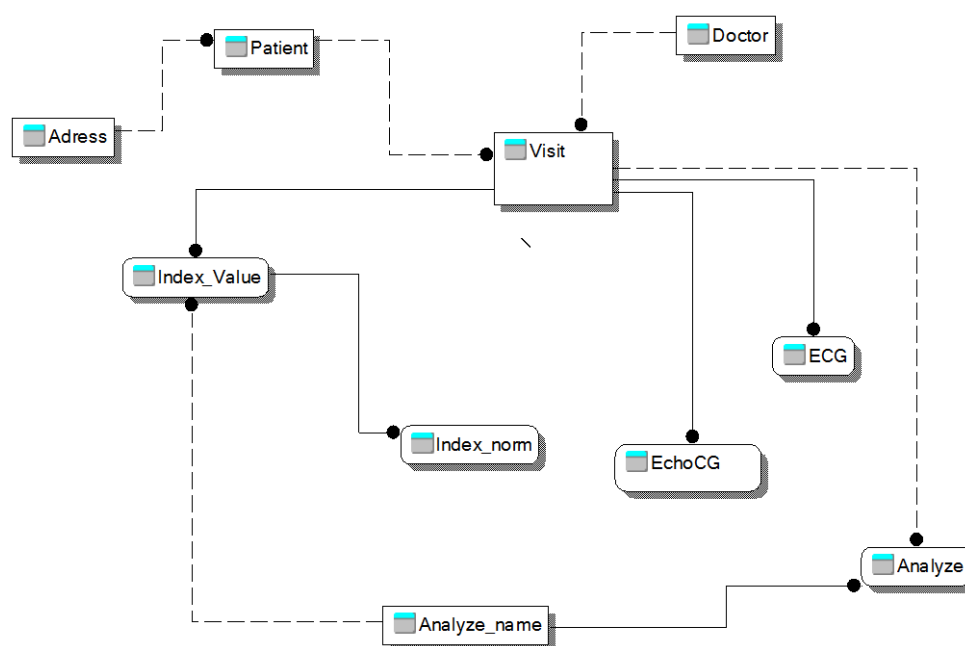


Рис. 1. Концептуальная модель базы данных информационной системы диагностики сердечно-сосудистых нарушений у подростков

- «Index_Value» содержит информацию о значениях показателей полученных в результате клинко-лабораторного исследования и их динамике;
- «Index_norm» содержит значения норм показателей в зависимости от пола и возраста пациента;
- «ECG» содержит электрокардиограмму пациента в цифровой форме;
- «EchoCG» содержит результаты ультразвукового исследования сердечно-сосудистой системы;
- «Analyze» содержит результаты математического анализа, позволяющего верифицировать состояние подростка и спрогнозировать его динамику, а также значения всех необходимых коэффициентов и характеристик применяемых математических моделей.

Сущности «Index_norm», «ECG», «EchoCG» и «Analyze» являются родительскими, а сущности «Address», «Doctor», «Analyze_name» - дочерними. Остальные сущности - «Patient», «Visit», «Index_Value» - являются одновременно родительскими по отношению к одним и дочерними для других. Между всеми сущностями были установлены отношения по типу «один-ко-многим».

Таким образом, разработанная структура БД может быть ядром новой информационной системы диагностики кардиомиопатии у подростков. Ее практическое применение позволит максимально полно описать сердечно-сосудистый статус подростка и структурировать клинко-диагностическую информацию, необходимую для выявления сердечно-сосудистых нарушений тинейджеров.

Литература:

1. Гасанов, А.Г. Молекулярные механизмы генетических повреждений миокарда при кардиомиопатиях / А.Г. Гасанов, Т.В. Бершова, Е.Н. Басаргина, М.И. Баканов // Биомедицинская химия. – 2010. – Т. 56. – Вып. 3. – С. 319-328.
2. Patel V. L. et al. The coming of age of artificial intelligence in medicine // Artificial intelligence in medicine. – 2009. – Т. 46. – №. 1. – С. 5-17.

МЕТОДИ ДІАГНОСТИКИ ВРОДЖЕНИХ ПАТОЛОГІЙ ОПОРНО-РУХОВОГО АПАРАТУ У ДІТЕЙ

Овченко А.С.

Наукові керівники: Висоцька О.В., Подпружніков П.М.
Харківський національний університет радіоелектроніки
(61166, Харків, пр. Леніна, 14, каф. біомедичної інженерії,
тел. (057) 702-13-64), e-mail: alinka.ov4enko@yandex.ua.

In recent years, there has been a significant increase in the defect of the musculoskeletal system in newborns. Many of these children, despite improving methods of treatment, remain severely disabled and need constant external help. The most common anomalies in the development of the musculoskeletal system are: hip dysplasia or congenital dislocation, congenital clubfoot, congenital torticollis. Early and accurate diagnosis of the abnormalities of the musculoskeletal system will allow to achieve correct anatomical and functional development.

В останні роки спостерігається значне зростання вад опорно-рухового апарату (ОРА) у новонароджених. Нерідко виникає необхідність в їх тривалій ортопедичній корекції. Багато з таких дітей, незважаючи на вдосконалення методів лікування, залишаються інвалідами і потребують постійної сторонньої допомоги. Тому актуальною проблемою є своєчасна діагностика порушень ОРА у дітей. Порушення функцій опорно-рухового апарату можуть носити як вроджений, так і набутий характер. Виділяються наступні види патології опорно-рухового апарату: дитячий церебральний параліч (ДЦП), поліомієліт, вроджений вивих стегна, кривошия, клишоногість та інші деформації стоп, аномалії розвитку хребта, недорозвинення і дефекти кінцівок, артрогрипоз (вроджене каліцтво).

Попри всю різноманітність уроджених вад опорно-рухового апарату у більшості дітей спостерігаються подібні проблеми. Провідним в клінічній картині є руховий дефект (затримка формування, порушення або втрата рухових функцій). Найбільшої уваги і своєчасної діагностики вимагають патології пов'язані з нервовою системою і вроджені вади, оскільки їх діагностування захворювання на ранній стадії сприяє успішному лікуванню і корекції патології.

ДЦП - це поліетіологічне, але монопатогенетичне захворювання, яке виникає внаслідок ураження головного мозку в період внутрішньоутробного розвитку, під час пологів або в перші тижні життя. Ця патологія характеризується відсутністю прогресування. Вона проявляється руховими, мовними і психічними порушеннями.

Поліомієліт - дитячий спинномозковий параліч, гостре, висококонтагіозне інфекційне захворювання, обумовлене ураженням сірої речовини спинного мозку поліовірусом і яке характеризується переважно патологією нервової системи. Виявлення захворювання здійснюється за допомогою лабораторної діагностики (вірусологічні методи, серологічний метод).

В основі системних вроджених захворювань ОРА у дітей лежать генетично обумовлені хромосомні аберзації, що мають спадковий характер. Дефекти первинної закладки та порушення різних періодів розвитку ембріона ведуть до недосконалого хондро- і остеогенезу, а це призводить до виникнення системних вроджених вад.

Рання діагностика системних захворювань утруднена, оскільки дитячий скелет має багато хрящових елементів, ще недостатньо осифікований, і ознаки захворювання, як правило, проявляються в процесі росту дитини. На першому році життя виявляють лише хондродистрофію, недосконалий остеогенез і гіперостоз.

Відомий метод визначення порушень розвитку ОРА у плода з використанням рентгенологічних методів дослідження, застосування яких в деяких випадках дозволяє виявити порушення цілісності або зміну кількості кісток у плода. До недоліків методу можна віднести ризик для здоров'я плоду і вагітної і загрозу переривання вагітності. Тому

методи, засновані на рентгено- та фетоскопії, використовуються лише тоді, коли ризик виникнення вад у плода перевищує ризик виникнення ускладнень після їх застосування.

Перерахованих недоліків позбавлені ультразвукові методи дослідження аномалій плода. Так, відомий спосіб ранньої діагностики стану тазостегнових суглобів плода в II-III триместрі вагітності, що включає якісну оцінку сонограми суглоба і кількісне визначення індексу стабільності положення головки стегнової кістки в вертлюжній западині [1]. Якщо індекс дорівнює 45-50, діагностують зрілий суглоб. Недоліками цього методу є низька точність діагностики, наявність суб'єктивного фактора (особливо на ранніх термінах вагітності), обмеженість методу тазостегновими суглобами, можливість діагностики або прогнозу лише на пізньому терміні вагітності (26-38 тижнів), що виключає профілактичне лікування вагітної з метою корекції опорно-рухового апарату плода.

Авторами [2] розроблена система діагностики і комплексного лікування порушень ОРА у дітей з мультифакторною патологією, в тому числі вродженою, в якій з метою вивчення можливості прогнозування порушень ОРА на ранній стадії розвитку був проведений аналіз клінічної симптоматики і вивчені ступінь і характер впливу м'язової сили і тону на формування ортопедичної патології з використанням дискримінантного аналізу. М'язовий тонус і м'язова сила є маркерами функціональних порушень опорно-рухового апарату і дозволяють прогнозувати структурні зміни. При відсутності патогенетичного лікування «спастичний» варіант порушень опорно-рухового апарату може сформувати кіфоз, «гіпотонічний» - сколіоз, а «змішаний» - кіфосколіоз.

Відома система обстеження ОДА у дітей rGALS, яка розроблялася з метою діагностики запальних захворювань суглобів, але в ряді досліджень було показано, що вона може бути корисною і в інших областях медицини: в ортопедії (сколіоз, гіпермобільність та ін.), в області системних і спадкових патологій (мукополісахаридози), неврології (інсульт), в разі інфекції (сепсис).

Відомий тест, що дозволяє здійснити ранню і своєчасну діагностику вродженого вивиху стегна (з перших днів життя дитини). До недоліків тесту відносять його недостатню переконливість. Буває так, що при відведенні стегна стегнова головка так плавно зісковзує нижнім краєм вертлюжної западини, що це не супроводжується «кляцанням», і тому стегно здається нормальним.

Підсумувавши вищевикладене, можна зробити висновок, що своєчасна діагностика і виявлення патологій опорно-рухової системи у дітей дозволить підвищити якість лікування та реабілітації на ранніх стадіях розвитку захворювань. Така ситуація диктує необхідність розробки нових підходів до діагностики вроджених патологій ОРА у дітей, заснованих на принципах системності, універсальності, прогностичності, інноваційності а також використанні сучасних інформаційних технологій.

Література:

1. Чернышева, И.Н. Особенности ортезирования детей с нервно-мышечными заболеваниями / И.Н. Чернышева // Ортопедия, травматология и протезирование. – 1990. – N 1. – С. 14-17.
2. Патент RU 2105978C1. Спосіб прогнозування внутрішньоутробного розвитку опорно-рухового апарату плода / В. Г. Климовицкий, Т.Я. Усикова, Л. И. Донченко // Власник патенту: Климовицкий В. Г. Опубл. 27.02.1998.

ІНФОРМАЦІЙНІ ТЕХНОЛОГІЇ ПІДТРИМКИ ПРИЙНЯТТЯ РІШЕНЬ ПРИ ПРОВЕДЕННІ ДІАГНОСТИЧНО-ЛІКУВАЛЬНИХ ЗАХОДІВ

Поворознюк А.І., Мумладзе Г.Р.

Національний технічний університет «Харківський політехнічний інститут»

61024, Харків ул.Пушкинская 79\5 тел. +38 (050) 2 691 691

E-mail: gr.mumladze@gmail.com

The Formalized stages diagnostic-medical process at development computer decision support system in medicine. Transition from the traditional space of marks to the medical action space is offered to minimize the risk. The use of hierarchical clustering with the criterion of minimum aggregate relations (the search for the minimum cut) in the medical action space for the synthesis of the decision tree provides minimum risk of decision-making in integrated assessment of diagnostic and medical action.

Вступ

В даний час є широкий спектр комп'ютерних діагностичних систем в різних предметних областях медицини [1], в яких використовуються різноманітні математичні методи підтримки прийняття рішення (детермінована логіка [2], імовірнісний похід [3], нечітка логіка [4], нейронні мережі і т.д.) і сучасні інформаційні технології, включаючи телемедицину. Так як значна частина діагностичної інформації містять біомедичні сигнали і зображення, то методам їх обробки з метою визначення діагностичних ознак приділяється велика увага. Інформатизація лікарських дій (ЛД) обмежується медичними довідниками, в тому числі у вигляді інформаційно-пошукових систем. У сучасних комп'ютерних системах підтримки прийняття рішень в медицині завдання діагностики і ЛД розглядаються незалежно один від одного, при діагностиці мінімізується ризик неправильної постановки діагнозу без урахування етапу лікувальних заходів, тому актуальною є задача мінімізації ризику лікарської помилки при комплексній оцінці всіх етапів діагностично-лікувальних заходів (ДЛЗ).

Комплекс діагностично-лікувальних заходів складається з двох взаємопов'язаних етапів: діагностики захворювань і лікування виявлених патологій, причому після діагностики і призначення лікувальних процедур необхідний моніторинг поточного стану пацієнта з метою оцінки ефективності процесу лікування та, при необхідності, його корекції. Для лікування того чи іншого захворювання необхідно надання певних лікарських дій на організм пацієнтів (хірургічне втручання, фармакологічне, лікувально-терапевтичний вплив, реабілітаційні заходи).

Формалізація і інформаційна технологія реалізації етапів ДЛЗ

У формалізованому вигляді завданням діагностики є класифікація стану i -го пацієнта D_i при аналізі вектора діагностичних ознак X_i . ЛД представляються моделлю $M_a = \langle T_p, F, SI \rangle$, де M_a – множина ВД; $T_p = \{t_{pi}\}$ – множина терапевтичних дій (ТД), $F = \{f_i\}$ – множина фармакологічних дій (ФД), $SI = \{si_i\}$ – множина видів хірургічного втручання.

Призначення ЛД при відомому D_i складається з визначення їх типу (T_p, F, SI , або їх комбінацій) і перелік конкретних дій. Вибір типу ЛД є завданням многокритеріального вибору альтернатив, для вирішення якої використовується метод аналізу ієрархій (МАІ). Для кожного з допустимих для даного діагнозу D_i типу ЛД формується підмножина необхідних ЛД, після чого визначається їх реалізація з урахуванням індивідуальних особливостей пацієнта, протипоказань до окремих ЛД і багатокритеріального вибору аналогів.

Формалізовані наступні етапи перетворення інформації в комп'ютерних системах підтримки прийняття рішень в медицині: $F1: x(t) \rightarrow X$, $F2: x(j,k) \rightarrow X$ – структурна ідентифікація біосигналів і медичних зображень відповідно; $F3: D \rightarrow S_D$ – синтез ієрархічної структури діагностованих станів (дерево рішень); $F4: X \rightarrow S_z$ – синтез структури діагностичних ознак; $F5: X_i \rightarrow D_i$ – синтез діагностичних вирішальних правил

(ВП) при взаємодії S_D и S_z .

Аналогічним чином запишемо етапи перетворення інформації на етапі ЛД:
 $F6: D_i \rightarrow ma_{D_i}$ – визначення підмножини необхідних ЛД при відомому D_i ; $F7: ma_{D_i} \rightarrow Y_i$ – реалізація ЛД.

Для комплексної оцінки етапів ДЛЗ і мінімізації ризиків ЛП розглянемо більш докладно перетворення F3 и F5. Перетворення F3 виконується процедурою ієрархічної кластеризації множини діагностованих станів $\{D_i\}_n$ за критерієм мінімуму помилки кластеризації в просторі ознак X . Результатом перетворення є бінарне дерево рішень S_D , коренем якого є повна множина діагнозів $\{D_i\}_n$ в заданій предметній області, в гілках розташовуються кластери діагнозів, а листям є окремі діагнози. В процесі діагностики i -го пацієнта при відомому векторі X_i відбувається рух по дереву рішень, в кожній k -й вершині якого виконується диференційна діагностика станів D_q и D_l , шляхом обчислення ВП і прийняття рішення на користь D_q або D_l . Ризики неправильного прийняття рішення на етапі діагностики: α – помилка прешого роду і β – помилка другого роду, визначаються розташуванням еліпсоїдів розсіювання об'єктів навчальної вибірки в просторі ознак X_i без урахування їх впливу на етап вибору необхідних ЛД і їх подальшої реалізації.

Для мінімізації ризику неправильних медичних заходів, які виникають при помилковій діагностики, шукається залежність між помилкою при діагностиці (D_q замість D_l), і їх наслідками при реалізації ЛД (Y_q замість Y_l). Так як реалізація ЛД повинна забезпечити множину необхідних ЛД $Y_q \rightarrow ma_{D_q}$, а $Y_l \rightarrow ma_{D_l}$, то ризик в кінцевому підсумку визначається різницею компонент множин ma_{D_q} и ma_{D_l} , і для його мінімізації в роботі пропонується перехід від традиційного простору ознак X у простір ЛД M_a . У найпростішому випадку компоненти $ma_i \in M_a$ представляються бінарними змінними (0 – відсутня, 1 – присутня), тоді кожен діагностуємий стан D_i в просторі ЛД представляється точкою в i -й вершині гіперкуба.

Тому в данному випадку для виконання кластеризації діагностуємих станів в просторі M_a зручно представити структуру D_i потоковою моделлю, в якій кожний D_i представляється вершиною повнозв'язного графа, а кожний дузі графа приписується певні числові значення, які характеризують ступінь близькості між двома вершинами.

Так як ЛД є дихотомічними величинами, то в якості міри близькості вибране зважену відстань Хеммінга :

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

де $ma_{ki}, ma_{kj} \in [0,1]$ – k -е ЛД i -го і j -го діагнозів відповідно; g – розмірність простору M_a ;

w_{ij} – коефіцієнт, який забезпечує збільшення відстані, в разі присутності конфліктуючих ЛД.

Застосування ієрархічної кластеризації за критерієм мінімуму сумарної зв'язку (пошук мінімального розрізу) в просторі M_a для синтезу дерева рішень S_D забезпечує мінімум ризику прийняття рішення при комплексній оцінці ДЛЗ.

Для реалізації імовірнісного ВП (перетворення F5) в в роботі реалізується метод синтезу уточнюючого діагнозу [1], який є модифікацією методу послідовного аналізу (методу Вальда) і заснований на аналізі взаємодії ієрархічних структур діагностичних ознак S_D . На кожній i -м етапі ВП, при диференційній діагностиці між двома станами D_q и D_l , аналізується чергова ознака x_i і вираховується відношення правдоподібності

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

яке порівнюється з порогами $\Theta > A$, $\Theta < B$, де A і B – верхня і нижня межі невизначеності, необхідні для прийняття рішення.

При виконанні однієї з умов приймається рішення про діагноз D_q або D_l відповідно і виконується перехід на більш низький рівень ієрархії діагнозів з метою уточнення діагнозу. При невиконанні обох нерівностей необхідно додати наступну $i + 1$ ознаку і процедура повторюється.

У послідовному аналізі кордону прийняття рішень A і B пов'язані з помилками класифікацій α і β наступними відносинами :

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

Слід зазначити, що в (2, 3), умовні імовірності і помилки α і β визначаються в просторі ознак. Для комплексної оцінки ризиків лікарських помилок, які виникають на обох етапах ДЛЗ, в роботі пропонується метод корекції кордонів інтервалу невизначеності $[A, B]$, враховуючи помилки, які виникають на етапі реалізації ЛД. Якщо прийняти $\alpha = 0$ і $\beta = 0$ – детермінований зв'язок, при якому еліпсоїди розсіювання класів l і q не перетинаються, то отримуємо: $A = (1-0)/0 = \infty$, $B = 0/(1-0) = 0$.

Розглянемо діапазони зміни $[A, B]$. У разі збігу багатовимірних функцій розподілу класів (класи не помітні) $\alpha = \beta = 0,5$. $A = (1-0,5)/0,5 = 1$, $B = 0,5/(1-0,5) = 1$.

У просторі ВЛ помилки α і β однозначно визначаються мінімальним розрізом R_i в кожному i -м узлі дерева рішень, що складається з p_i діагностованих станів. Значення R_i визначається як сумарна вага дуг, які належать мініальному розрізу графа D_i на підграфи D_q і D_l :

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

Слід зазначити, що r_{jk} враховують вагові коефіцієнти в (1), і є асиметричними, тобто $r_{jk} \neq r_{kj}$. Нормоване значення $\overline{R}_i$ виражається формулою: $\overline{R}_i = R_i / \sum_j \sum_k r_{jk}$, де R_i визначається по (4), а в знаменнику сумарна вага усіх дуг повнозв'язного графа із p_i вершин.

Отриманне $\overline{R}_i$ змінюється в діапазоні $[0, 1]$: якщо $\overline{R}_i = 0$, то два стани D_q і D_l в просторі ЛД не розрізняються (два діагнози не відрізняються методами лікування, тому навіть максимальна помилка не призводить до лікарської помилки, тобто $\alpha = \beta = 0,5$). Якщо $\overline{R}_i = 1$, то D_q і D_l максимально відрізняються один від іншого (вершини знаходяться на головній діагоналі гіперкуба), і до помилок кластеризації необхідно застосовувати найжорсткіші вимоги, тобто $\alpha = \beta = 0$.

Виходячи з вище викладеного, знаходиться зв'язок між α , β і $\overline{R}_i$:

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

Визначені за допомогою (5) похибки задають пороги A і B , які визначаються по (3) і використовуються в ВП (2).

Висновки

Розроблено інформаційні технології підтримки прийняття рішень при проведенні ДЛЗ на основі формалізації етапів проведення ДЛЗ при їх комплексній оцінці, що дозволяє мінімізувати ризики лікарських помилок, підвищити достовірність і обґрунтованість рішень.

Для комплексної оцінки етапів діагностично лікувального процесу з метою мінімізації ризиків лікарських помилок у разі переходу з традиційного простору діагностичних ознак в простір лікарських дій.

Аналіз діагнозів в просторі лікарських дій дозволив вирішити наступні завдання: мінімізувати ризики неправильного прийняття рішення на етапі діагностики з урахуванням їх наслідків на етапі ЛД при синтезі дерева рішення; розробити метод корекції кордонів інтервалу невизначеності в діагностичному вирішальному правилі.

Література:

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.
2. Кобринський, Б. А. Ретроспективний аналіз медичних експертних систем / Б. А. Кобринський // Новини штучного інтелекту. – 2005. – № 2. – С. 6–18.
3. Sadegh-Zadeh K. The Logic of Diagnosis / K. Sadegh-Zadeh // Philosophy of Medicine – 2011. – P. 357–424.
4. Innocent P.R. Fuzzy Methods and Medical Diagnosis / P.R. Innocent, R.I. John, J.M. Garibaldi // The Centre for Computational Intelligence Department of Computer Science De Montfort University, Leicester, UK. – 2004. – С. 4–17.

ОБРАБОТКА СИГНАЛА ЭМГ НА ОСНОВЕ ЧАСТОТНО-ВРЕМЕННОГО МЕТОДА ДЛЯ ТЕРАПИИ

Прасол И.В., Ерошенко О.А.

Харьковский национальный университет радиоэлектроники
61166, Харьков, пр. Науки 14, каф. биомедицинской инженерии, тел. (057) 702-13-64,
E-mail: olha.yeroshenko@nure.ua

It is proposed to use the information frequency-time method of EMG analysis to obtain a qualitative and quantitative assessment of the human neuromuscular system state for selecting the optimal parameters of stimulating effects during electrotherapeutic massage procedures. It allows to increase the effectiveness of therapy and reduce the duration.

Введение. Широкое распространение травм у населения, спортсменов, а также определенной категории работников обуславливает необходимость подбора соответствующих каждому конкретному случаю реабилитационных процедур с последующим контролем их эффективности. В данной работе предлагается использовать информационный частотно-временной метод анализа электромиограммы (ЭМГ) для получения качественной и количественной оценки состояния нервно-мышечной системы человека с целью выбора оптимальных параметров стимулирующих воздействий при проведении электротерапевтических процедур, что в конечном счете позволяет повысить их эффективность.

Основная часть. Один из основных методов исследования нервно-мышечной системы человека - электромиография, которая основывается на регистрации биоэлектрических сигналов мышц с помощью накожных электродов. Сигнал ЭМГ имеет низкочастотный характер (наименее искаженный и достоверный сигнал ЭМГ находится в диапазоне частот 15–150 Гц), крайне мал, требует значительного усиления (от 10^4 до 10^6 раз) и содержит различные помехи – аддитивные (синфазные и дифференциальные) и мультипликативные, большинство шумов сигнала высокочастотны. Компьютерные системы измерения и обработки медико-биологической информации, использующие современные программные средства, существенно расширяют диагностические возможности современной медицины.

Биоэлектрическая активность мышцы в состоянии изометрического напряжения представлена электромагнитными колебаниями функционирующих в ней двигательных единиц. Запись поверхностной (глобальной, интерференционной) электромиограммы представляет собой суммарную разность биоэлектрических потенциалов всех мышечных волокон, расположенных в проекции накожного электрода. В начале сокращения амплитуда может несколько увеличиваться вместе с вовлечением и синхронизацией максимального количества двигательных единиц, затем, по мере развития утомления, амплитуда постепенно снижается. Таким образом, частота и амплитуда сигнала изменяются в зависимости от степени напряжения мышцы [1].

Успешность решения поставленной задачи во многом определяется степенью достоверности расшифровки биопотенциалов мышцы при планируемом движении. Точной классификации типа движения препятствует низкое отношение сигнал/шум в измерительной системе.

Сигнал ЭМГ способствует выявлению патологии со стороны мышечной и нервной ткани, а также места соединения мышцы и нерва (нейромышечный синапс). К этой патологии относится грыжа межпозвоночного диска, амиотрофический боковой склероз, миастения гравис. Также, электромиография способствует определению причины слабости, паралича или подергивания мышцы. Нарушения со стороны мышц, нервов, спинного мозга или отдела головного мозга, которые могут вызывать такие изменения.

Для того чтобы использовать данные электромиографии не только для диагностики возможных нарушений в нервно-мышечной системе, но и для контроля в процессе терапевтических процедур необходимо получать параметры сигнала, которые явно свидетельствуют о патологии и ее степени.

Традиционно полученные сигналы оцениваются визуально специалистом, по расчетам статистических параметров или спектральным анализом. Однако, это требует квалифицированного медперсонала и не учитывает нестационарный характер ЭМГ сигнала. Это не дает возможности использовать их для подбора оптимальных стимулирующих воздействий в адаптивных электромассажных аппаратах.

В то же время, известен метод частотно-временного представления сигналов в режиме реального времени. Он основан на быстром оконном преобразовании Фурье в соответствии с формулой:

$$S_x^w(\tau_k, f) = \int [x(t) \cdot w^*(t - \tau_k)] \cdot e^{-j2\pi f t} dt,$$

где $x(t)$ - сигнал ЭМГ; τ_k - сдвиг во времени (k – номер сдвига); f – частота; w^* - оконная и ее комплексно-сопряженная функции [2].

Участок спектрограммы для текущего окна:

$$X^w(t) = |S_x^w(\tau_k, f)|^2.$$

Скользящие окна во времени позволяют получить результирующую спектрограмму в виде матрицы, размерность которой определяется выбранными временным и частотным диапазонами. Элементами матрицы являются амплитудные значения ЭМГ $U(f, t)$.

При проведении количественного анализа сигнала определяются такие параметры как граничные частоты, медианная частота, средняя амплитуда сигнала и др.

В качестве количественного критерия для оценки функционального состояния нервно-мышечного аппарата человека целесообразно использовать показатель отношения средней амплитуды ЭМГ-сигнала к эффективной ширине спектра $U_{cp}/\Delta f$, мкВ/Гц. Такой амплитудно-частотный критерий в норме должен существенно превышать показатели при патологии [2].

Спектрограмма обладает достаточной информационной емкостью, позволяет оценить качественно и количественно функциональное состояние нервно-мышечной системы, а также в определенных случаях выбрать такие параметры стимулирующих воздействий терапии, которые адекватны конкретному пациенту или рассматриваемой группе мышц.

Выводы. Частотно-временной метод анализа ЭМГ-сигнала позволяет учесть его нестационарность и получить количественный показатель функционального состояния нервно-мышечного аппарата человека. Он позволяет выявлять патологии и их развитие, что особенно важно при терапии, в частности, при электростимуляции или при проведении электромассажных процедур, т.к. возможен индивидуальный подбор оптимальных в определенном смысле стимулирующих воздействий, приводимый к эффективной реабилитации.

Литература:

1. Скиданов А. Г., Спектральный анализ электромиограмм мышц спины при дегенеративных заболеваниях позвоночника // А.Г. Скиданов, Д.Р. Дуплий, В.А. Колесниченко, В.А. Радченко ISSN 0030-5987. Ортопедия, травматология и протезирование. – 2015. – № 1 – С. 98-105.
2. Меженная М.М., Осипов А.Н., Метод частотно-временного анализа суммарной электромиограммы в оценке функционального состояния нервно-мышечного аппарата человека // Проблемы физики, математики и техники, № 1 (10), 2012. С. 105 – 112.

МЕТОД ВЫЯЛЕНИЯ ФАКТОРОВ РИСКА ЭМОЦИОНАЛЬНЫХ НАРУШЕНИЙ ДЛЯ ПРОВЕДЕНИЯ ПСИХОКОРРЕКЦИИ

Рисованая Л.М.

Харьковский национальный университет радиоэлектроники
(61166, Харьков, пр.Науки, 14, каф. БМИ, тел. (057)7021364
e-mail: rluba@mail.ru

The paper presents a method for identifying the risk factors that cause emotional disorders for psychocorrection. Using the method of correlation pleyades, the relationships between the indices of psychological tests that allow revealing emotional disorders in various groups are analyzed. When developing the method, a mathematical model was obtained for assessing the likelihood of the occurrence of emotional disorders, which made it possible to identify the main signs of emotional disorders in patients with cerebrovascular pathology of chronic form. Using the obtained mathematical model, the signs were identified, when the impact on which psychocorrection is carried out. This method can be useful for psychiatrists, neuropathologists, and for medical psychologists.

Проблема хронической цереброваскулярной патологии хронической формы (ЦВПХФ) в связи с высокой ее распространенностью, с преимущественным поражением на начальном этапе заболевания лиц трудоспособного возраста, а также тяжелыми медико-социальными последствиями, занимает одно из ведущих мест в отечественной неврологии и психиатрии [1]. Негативная динамика роста психоэмоциональных нарушений, которые часто сопровождаются органическими и симптоматическими психическими расстройствами на фоне ЦВПХФ с сопутствующими нарушениями различной степени выраженности, нарастающими по мере прогрессирования заболевания, остается на сегодняшний день одной из основных проблем современной медицины. Решение данной проблемы является важным и имеет несомненное медицинское и социальное значение. Корректная диагностика и лечение ЦВПХФ относится к числу основных задач, направленных на предупреждение прогрессирования заболевания и снижение риска развития деменции [2-4].

В современной Украине на государственном уровне практически не рассматриваются причины, приводящие к эмоциональным нарушениям (ЭН), поэтому цереброваскулярные заболевания часто заканчиваются смертельным исходом или приводят к инвалидизации пациента в различных социальных группах и различных возрастов. Поэтому выявление факторов риска, вызывающих эмоциональные нарушения и их коррекция, являются актуальной задачей.

В ходе исследования нами были проанализированы данные двух групп пациентов с ЦВПХФ. т.е. дисциркуляторной энцефалопатией. В первую группу вошли пациенты, не имеющие ЭН на фоне ЦВПХФ (226 чел.). Вторую группу - пациенты с ЭН при таком же заболевании (418 чел.). По всем показателям проводились сравнения групп и исследовались взаимосвязи показателей.

Для исследования разных по силе зависимостей мы применили метод корреляционных плеяд [5], который позволил выделить группы признаков с сильными и средними связями, задав пороговое значение коэффициента корреляции $r=0,3$.

Было выявлено, что ядром плеяды первой группы является показатель удовлетворенности браком, который имеет сильные корреляционные связи с показателями: любовь ($r=0,514$), симпатия ($r=0,593$), эмоциональное притяжение ($r=0,501$); средние связи с показателями: понимание ($r=0,340$), авторитетность ($r=0,329$), выход из трудных жизненных ситуаций ($r=0,423$), реализация ($r=0,333$). Теснота связей ядра с перечисленными показателями составила 3,033 [3].

Анализ полученных данных второй группы показал, что ядром плеяд является показатель общей интернальности, который имеет очень сильную обратную корреляционную связь с показателем тревожность/приспособляемость ($r=-0,727$), сильную связь с показателем тревоги ($r=-0,559$) и средние связи с показателями:

регрессия ($r=-0,318$), гиперкомпенсация ($r=-0,337$), эмоциональная стабильность ($r=0,371$), робость/смелость ($r=0,396$), доверчивость/подозрительность ($r=-0,402$), спокойствие/тревожность ($r=-0,357$), расслабленность/напряженность ($r=-0,350$), интро/экстраверсия ($r=0,406$), самоуважение ($r=0,403$), самопринятие ($r=0,459$), принятие агрессии ($r=0,356$), депрессия ($r=-0,362$), депрессия по госпитальной шкале ($r=-0,444$). Теснота связей ядра второй группы с перечисленными показателями психологического состояния составила 6,244 [3].

Проведя анализ корреляционных плеяд двух разных групп, были выявлены основные признаки, влияющие на возникновение эмоциональных нарушений у пациентов с дисциркуляторной энцефалопатией. Однако, в ходе исследования, не было выявлено мишени психокоррекции для каждого пациента.

Для этого далее ключевой задачей, поставленной перед нами, стало построение математической модели, позволяющей определить вероятность возникновения эмоциональных нарушений, что дало возможность уменьшить вероятность возникновения ЦВПХФ. Для оценки этой вероятности могут применяться различные статистические модели, но в последнее время большее распространение на практике получила модель логистической регрессии [4].

Тесты и опросники, с которыми работали пациенты, были разбиты на пять основных блоков: личностный блок, блок психоэмоционального состояния, блок самореализации, блок семейного кризиса, блок удовлетворенности браком. Так для отбора наиболее информативных признаков было проанализировано 89 психологических показателей.

Было выделено 7 значимых для классификации признаков: доверчивость-подозрительность, прямолинейность-дипломатичность, интро-экстраверсия, тревога, депрессия, психосоциальный стрессовый показатель и тревожность-приспособление, позволяющих определить наличие или отсутствие кризиса в межличностных отношениях [4].

Полученная математическая модель позволила на основе определения различных психологических показателей оценить вероятность возникновения эмоциональных нарушений на фоне ЦВПХФ с точностью 94,9% [4].

Была рассчитана прогностическая ценность модели, которая составила 95,3%.

Далее для определения признаков, требующих первоочередной коррекции, с помощью метода линейного масштабирования было проведено нормирование показателей, вошедших в математическую модель оценки вероятности ЭН, что позволило все признаки привести к однородной шкале.

Значение нормированных психологических показателей варьировались от 0 до 1. При этом 0 соответствовали лучшие показатели (отсутствие ЭН), а 1 - показатели, которые играли решающую роль в развитии эмоциональных нарушений в каждом рассматриваемом случае, поэтому, на следующем этапе метода, полученные показатели ранжировали и отсекали те, уровень которых составил от 0 до 0,5.

Далее, для определения показателей психоэмоционального состояния пациента, требующих первоначальной коррекции для предупреждения ЦВПХФ, рассчитывалось произведение значения каждого признака на его чувствительность.

Затем был определен приоритет показателей для коррекции психологического состояния пациента с ЦВПХФ.

Таким образом, разработанный метод выявления факторов риска эмоциональных нарушений в целях проведения психокоррекции, позволил выявить наиболее значимые для эмоционального нарушения признаки, сократить время на диагностику и коррекцию психоэмоционального состояния пациента.

Своевременная коррекция психоэмоционального состояния пациента позволит прогнозировать развитие цереброваскулярных патологий хронической формы и предупредить их инвалидизацию и, даже, смертность.

Литература:

1. Мокина, Т.В. Оптимизация лечения астенического синдрома у больных дисциркуляторной энцефалопатией [автореферат] / Т.В. Мокина // Нижний Новгород. – 2009. – 25 с.
2. Пуршев, В.Ю. Цереброваскулярная патология с позиций психосоматической медицины. [Текст] / В.Ю. Пуршев // Медицинский альманах. – 2009. – №4 (9). – С. 182-185.
3. Vysotskaya E.V. Using the method for detection correlation pleyades association between indicators of cerebrovascular disease. / E.V. Vysotskaya, L.M. Risovanaya, R.V. Alekseenko // Системи обробки інформації. – Харків: Харківський Університет Повітряних Сил ім. І. Кожедуба, 2017. – Випуск 1 (147). – С. 131-134.
4. Rysovana L. Family Crisis Investigation on the Basis of Regression Analysis. / L. Rysovana, O. Vysotska, A. Porvan, R. Alekseenko // The problems of empirical research in psychology and humanities: Roland Barthes VIII International Scientific Conference (to the 100th anniversary of the birth of Roland Barthes). Europejskie Studia Humanistyczne: państwo i społeczeństwo №2. – Krakow, 2016. – P. 83 – 91.
5. Веремчук, Л.В. Метод корреляционных плеяд в определении структуры зависимости заболеваемости выделительной системы с факторами окружающей среды. [Текст] / Л.В. Веремчук, А.В. Вязова // Вестник новых медицинских технологий. – 2005. – Т. XII, №3-4. – С. 39-41.

ПОДХОД К ОПРЕДЕЛЕНИЮ СОСТОЯНИЯ ДЕТЕЙ С АТОПИЧЕСКИМ ДЕРМАТИТОМ

Трубицын А.А.

Харьковский национальный университет радиоэлектроники
61166, г. Харьков, пр. Науки 14, кафедра биомедицинской инженерии
altr287@gmail.com, 0979494287

The article considers the problem of assessing the condition of a patient with atopic dermatitis during treatment

Атопический дерматит (АД) является одним из наиболее распространенных воспалительных заболеваний кожи. По данным разных авторов, распространенность АД колеблется в пределах 1—30% у детей и 2—10% у взрослых. Согласно официальным статистическим данным Министерства здравоохранения Украины, показатель распространенности этой патологии составляет 8,43 на 1000 детей. АД является серьезной медико-социальной проблемой. Начинаясь с первых месяцев жизни, у 20% больных АД сохраняет свои клинические признаки на протяжении многих лет, влияя на качество жизни как самого ребенка, так и его родителей. Непрерывно рецидивирующее течение АД неблагоприятно влияет на физическое и психическое развитие детей, приводя к инвалидизации.

На сегодняшний день еще не до конца изучены у детей с АД пути направленного воздействия для синхронизации взаимообусловленных отношений морфофункциональных образований целостной системы их взаимодействия.

В клинической практике для унификации и объективизации состояния детей с АД используется шкала SCORAD (Scoring of Atopic Dermatitis). При этом лечащим специалистом оцениваются такие показатели, как площадь поражения кожи, оценка морфологических элементов сыпи, оценка субъективных показателей (зуд, нарушение сна). Шкала SCORAD используется для оценки состояния пациентов в возрасте после семи лет, потому как в более раннем возрасте сложно оценить субъективные показатели заболевания, информацию о которых сообщает сам больной. Для оценки состояния детей более раннего возраста врачами используется шкала EASI (Eczema Area and Severity Index), которая включает такие показатели, как: площадь поражения кожных покровов, оценка морфологических проявлений сыпи. Для оценки эффективности терапии при проведении научных исследований используется индекс IGA (Investigator's Global Assessment). Данный показатель учитывает только характер морфологических поражений кожных покровов. Существуют еще ряд систем: BCSS (Basic Clinical Scoring System), ASCO (The Clinical Severity Score) и др., но они не позволяют достичь желаемых результатов в рамках обеспечения терапевтического эффекта и практически не используются в Украине.

Для оценки состояния больного с АД в процессе лечения предлагается использовать комплексный показатель, включающий в себя информацию об объеме лечебной нагрузки, интенсивности проводимой терапии, а также учитывать информацию об отягощенной наследственности и различных факторах, негативно влияющих на течение болезни (1-3):

$$W = \frac{\mu}{\alpha} \times (\sqrt{k+y} - \sqrt{k})^2 \quad (1)$$

$$d_{kp} = \frac{0,1 \times y}{k+y} \quad (2)$$

$$d_0 = \mu \times \left(1 - \sqrt{\frac{k}{k+y}}\right) \quad (3)$$

где W – комплексный показатель состояния больного

d_0 – показатель оптимального объема лечебного воздействия на организм больного для достижения состояния ремиссии;

d_{kr} – показатель ухудшения состояния больного после прекращения лечебной терапии;

Y – показатель совокупности факторов, негативно влияющих на состояние больного (неудовлетворительные социально-экономические условия, реакция на медикаменты, сезонные ухудшения состояния);

α – показатель совокупности факторов отягощенности заболевания (наличие аллергических заболеваний у близких родственников, наличие сопутствующих хронических заболеваний);

k – индекс SCORAD;

μ – показатель интенсивности потока лечебной нагрузки.

Таким образом, предложен подход, позволяющий на основании разработанного показателя, который отражает развитие процесса АД у детей, создать метод диагностики рассматриваемой патологии, что позволит определить те особенности формирования и протекания заболевания, которые сложно выявить в прямых эмпирических исследованиях, а также количественно выразить и объективизировать изменения функционального состояния больных с различной степенью тяжести АД, выявить влияние различных факторов, сопутствующих заболеванию, на интенсивность восстановительных процессов организма. На основании полученных результатов лечащий врач получит возможность своевременно анализировать изменения в состоянии своих пациентов, что позволит рационализировать терапевтическое воздействие.

**АВТОМАТИЗАЦИЯ ПРОЦЕССА ВЫЯВЛЕНИЯ РАДИКУЛОИШЕМИИ НА
РАННЕЙ СТАДИИ РАЗВИТИЯ**

Черкасова Е.А.

Научный руководитель: к.т.н. Порван А.П.

Харьковский национальный университет радиоэлектроники

61166, Украина, Харьков, пр. Науки, 14,

e-mail: hodor7hodor@gmail.com

We offer to create a system for the automation of the development of radiculo-ischemia in the early stages of the development of the disease by using modern methods and means. The structure of the offered system is developed using UML modeling standards, that implies further use of structured programming and client-server technologies SQL. As an environment for the development Visual Studio's object-oriented design system is planned to be selected.

Количество случаев регистрации заболеваний, связанных с поясничным отделом позвоночника, возрастает с каждым годом. В той или иной степени болям в нижней части спины подвержены более чем 80% трудоспособного населения планеты. Почти для 25% населения болевой синдром приводит к временной нетрудоспособности. Подобная статистика говорит о том, что данная патология представляет собой не только медицинскую, а и социальную проблему. Именно поэтому остро стоит вопрос о качественной диагностике заболеваний позвоночника на ранних стадиях развития. Это позволит оказать своевременную медицинскую помощь и избежать дальнейшей инвалидизации населения.

Среди огромного количества заболеваний, связанных с поясничным отделом позвоночника, следует выделить радикулопатии, и в частности радикулоишемический синдром. Данная патология является одной из наиболее сложно диагностируемых на ранних этапах развития по сравнению с другими патологиями крестцово-поясничного отдела позвоночника. Так же она вызывает едва ли не наибольший дискомфорт в своей острой форме.

На сегодняшний день диагностика данного вида заболевания и его предшественников происходит на базе характерных клинических проявлений непосредственно врачом-невропатологом [1,2,3]. Однако данный подход не позволяет дифференцировать предполагаемый диагноз с другими возможными причинами болей, такими как новообразования или травмы спинного мозга. Поэтому, для уточнения диагноза часто прибегают к дополнительным методам исследований: электромиографии, электромиографии, рентгенографии, магнитно-резонансной томографии и компьютерной томографии. Однако для методов функциональной диагностики (ЭНГ, ЭМГ) существенным недостатком является малоинформативность получаемых данных, которые так же могут иметь схожие признаки с другими заболеваниями крестцово-поясничного отдела позвоночника.

В то же время, использование средств интроскопии при диагностике заболевания на ранней стадии редко имеет практическое значение. В данном случае, при интерпретации данных визуализации важно учитывать, что примерно для 2/3 лиц, никогда не испытывавших боли в спине, определяются те или иные морфологические изменения в пояснично-крестцовом отделе позвоночника на четвертой – шестой неделе выраженного болевого синдрома [2].

По мнению отечественных и зарубежных ученых альтернативой данным методам могут выступать результаты биохимического анализа жидкостей организма, изменения значений которых уже на ранних стадиях позволяет выявлять тонкую структуру взаимосвязи между метаболическим и ферментативным обменами веществ, проходящими в организме человека. Это позволяет определить процесс развития радикулопатии на начальном (донозологическом) этапе .

Таким образом, разработка методов и средств выявления радикулоишемии на ранней стадии развития по результатам биохимического анализа биологических жидкостей является актуальной.

Разработка и экспериментальное обоснование новых подходов к автоматизации данного процесса является необходимым и оправданным, так как применение существующих автоматизированных средств не всегда приводит к желаемым результатам дифференциальной диагностики.

Так, с целью улучшения качества выявления радикулоишемии на ранней стадии развития некоторыми авторами разрабатываются и применяются в клинической практике различные автоматизированные системы и комплексы. Например, системы MedElement (Казахстан), CS Polibase (Россия), «АРМ врача-невропатолога» (Украина). Так же существуют информационные системы поддержки диагностических решений на основе нейросетевых технологий [5].

Все упомянутые системы призваны автоматизировать работу врача-невропатолога, упростить доступ к базам данных пациентов, а так же осуществить поддержку принятия врачебных решений, что способствует своевременной постановке диагноза. Однако общим недостатком рассмотренных систем является достаточно большой объем диагностической информации, зачастую дублирующей друг друга, необходимой для восприятия специалистом при диагностике того или иного состояния.

Таким образом, автоматизация процесса выявления радикулоишемии на ранней стадии развития является актуальной с точки зрения своевременной и квалифицированной медицинской помощи.

Для автоматизации выявления радикулоишемии на ранних стадиях развития предлагается структура информационной системы.

Структура предлагаемой системы разработана с использованием стандартов моделирования UML, что предполагает дальнейшее использование структурного программирования и клиент-серверных технологий SQL. В качестве среды разработки планируется выбрать систему визуального объектно-ориентированного проектирования Visual Studio.

Процесс автоматизации определения радикулоишемии на ранней стадии развития можно описать следующим образом. На первом этапе происходит сбор информации, включающий в себя проведение осмотра пациента и регистрацию паспортной, антропометрической и клинической информации о пациенте с использованием модуля ввода информации. Далее полученная информация поступает в модуль хранения (базу данных) с предварительным процессом шифрования. Процесс определения радикулоишемии на ранней стадии развития проводится с использованием аналитического модуля, в котором на основании метода бинарной логистической регрессии определяются вероятность развития радикулоишемии по результатам клико-лабораторных исследований. На следующем этапе происходит формирование диагностического заключения с последующей передачей специалисту через модуль вывода информации для окончательного принятия решения.

Использование данной системы позволит:

- обеспечить быстрое введение и надежное хранение информации, а также увеличить скорость доступа и обработки отдельных информационных блоков;
- хранить информацию, как о единичном клиническом случае, так и о динамике, отслеженной при повторном обращении пациента;
- облегчить ведение врачебной документации посредством формирования и вывода на бумажный носитель индивидуальных и групповых отчетов, как для пациентов, так и для медицинских учреждений.

Таким образом автоматизация процесса определения радикулоишемии на раннем этапе развития позволит повысить эффективность работы специалиста, унифицировать данные, необходимые для дифференцирования данной патологии, а так же улучшить документооборот в отделении.

Литература:

1. Левин, О. С. Вертеброгенная пояснично-крестцовая радикулопатия: современные подходы к диагностике и лечению [Текст] / О. С. Левин. // Эффективная фармакотерапия. Неврология. – 2015. – №3. – С. 40–44.
2. Левин О. С. Диагностика и лечение вертеброгенной пояснично-крестцовой радикулопатии / О. С. Левин. // НейроNEWS Психонейрология и нейропсихиатрия. – 2010. – №8.
3. Погорелов В.В Структурно-метаболічні порушення та їх механізми у розвитку компресійно-ішемічної радикуломієлопатії та патогенетичне обґрунтування принципів їх ранньої діагностики і корекції: анотація дис.. д-ра мед. наук. Харківська медичка академія післядипломної освіти, Харків 2017
4. Злепко, С.М. Автоматизоване робоче місце дитячого лікаря-невролога перинатального центру [Текст] / С.М. Злепко, , Лепьохіна, Г.С., Азаров, О.Ю. // Вісник наукових досліджень. – 2016. – №2. – С. 94-98.
5. Shin H, Electrodiagnosis support system for localizing neural injury in an upper limb [Text] / Shin H, Kim KH, Song C // . Journal of the American Medical Informatics Association. – 2010. - №3. – 345-347.

**ФУНКЦІОНАЛЬНА МОДЕЛЬ ІНФОРМАЦІЙНОЇ СИСТЕМИ ПРОГНОЗУВАННЯ
РЕЗУЛЬТАТУ ІНФАРКТУ МІОКАРДА**

Якубовська С.В.

Харківський національний університет радіоелектроніки
61166, Харків, пр. Науки, каф. Біомедичної інженерії, тел. (057) 702-10-00,
E-mail: sofya.yakubovska@nure.ua

The given work is devoted to the functional model of the information system for predicting the outcome of myocardial infarction is proposed, based on author's methods for predicting the development of postmyocardial infarction syndrome and recurrent myocardial infarction. The constructed functional model provides a detailed representation of the process of functioning of the information system, and also allows to realize the process of predicting the outcome of myocardial infarction.

В сучасному світі інфаркт міокарда (ІМ) є найпоширенішою причиною смертності та інвалідизації населення працездатного віку. Незважаючи на успішне застосування в області кардіології сучасних лікувально-діагностичних технологій смертність від ІМ до сих пір займає лідируюче місце. Даний аспект визначає необхідність подальшого вдосконалення та розробки нових ефективних і доступних методів та засобів його вторинної профілактики. Для вирішення цього важливого завдання необхідним є об'єктивне прогнозування розвитку захворювання і загрози летального результату для пацієнтів, які перенесли ІМ, із використанням різних засобів автоматизації цього процесу.

На сьогоднішній день у всьому світі розробляються різні засоби автоматизації прогнозування кінцевих станів кардіологічних патологій, в тому числі ІМ. Так, наприклад, відома функціональна модель автоматизованого процесу оцінки тяжкості стану пацієнтів, що базується на методах побудови класифікаторів з навчальної інформації, геометричній інтерпретації структури даних, формування композицій класифікаторів, а також алгоритм спільного використання методів побудови класифікаторів та їх композицій [1].

Також, існує експертна система для прогнозування результату захворювань серця, в основі якої лежить технологія інтелектуального аналізу даних та агентний підхід. У запропонованій системі інструментом для створення агентів є платформа Java Agent Development Framework (JADE). Вхідні дані про пацієнта надходять до агента-збирачеві інформації та передаються в навчальний блок для прогнозування результату хвороби [2].

В системі прогнозування можливого ризику розвитку серцевих захворювань [3] в якості процедури аналізу даних використовується алгоритм, який базується на методі Байєса, нейромережових технологіях, методі К-середніх, алгоритмах асоціативної класифікації та ін.

В роботі [4] представлений підхід до автоматизованого прогнозування дисфункції шлуночків після перенесення ІМ. Даний підхід оснований на аналізі асоціативних генних мереж на основі методів теорії графів і дискретної математики, які спрямовані на виявлення особливостей їх структурно-функціональної організації.

Також відома інформаційно-моделююча система динамічного моніторингу «Cardio Vita». Функціональна модель підсистеми підтримки прийняття рішень медичним фахівцем базується на відборі інформативних ознак з метою динамічної каскадно-гібридної діагностики і прогнозування результату серцево-судинних захворювань, в тому числі ІМ [5].

На жаль, не дивлячись на інформаційне середовище, що постійно розвивається, інструментарій та сформовані принципи не дозволяють ефективно здійснювати оцінку стану пацієнтів з ІМ без залучення нових інформаційних моделей прогнозування результату даного захворювання. Відомі методи прогнозування розвитку постінфарктних ускладнень не володіють достатньою чутливістю прогнозу.

Зазначеними причинами обумовлюється необхідність, своєчасність і актуальність розробки нової функціональної моделі інформаційної системи, яка дозволить реалізувати процес прогнозування результату ІМ, підвищить його якість, здійснить оцінку стану пацієнтів з ІМ для визначення подальшого розвитку захворювання.

Таким чином, метою роботи є розробка функціональної моделі інформаційної системи прогнозування результату інфаркту міокарда.

Для створення моделі ІС прогнозування результату ІМ в даний час використовуються різні методології опису процесів і відповідні їм CASE-засоби. Основою таких засобів побудови моделей бізнес-шару і системного шару архітектури є методології структурного (SADT, IDEF0, DFD) та об'єктно-орієнтованого аналізів для проектування систем (IDEF3).

Так, при проектуванні ІС прогнозування результату ІМ була обрана методологія IDEF0, що володіє рядом незаперечних переваг, у порівнянні з іншими: елементи моделей кожного з етапів розробки мають свої відображення в моделях наступних етапів, а зміни, що вводяться на етапах верхнього рівня, адекватно відображаються на всіх інших моделях. При цьому всі етапи розробки «прозорі», тобто очевидні і не потребують пояснення.

Відповідно до поставленого завданням було розроблено функціональну модель процесу прогнозування результату ІМ (рис. 1) з використанням демонстраційної версії CASE-засобу All Fusion Process Modeler 7 (BPwin), що підтримує методологію IDEF0 (функціональна модель), IDEF3 (WorkFlowDiagram) і DFD (DataFlowDiagram).

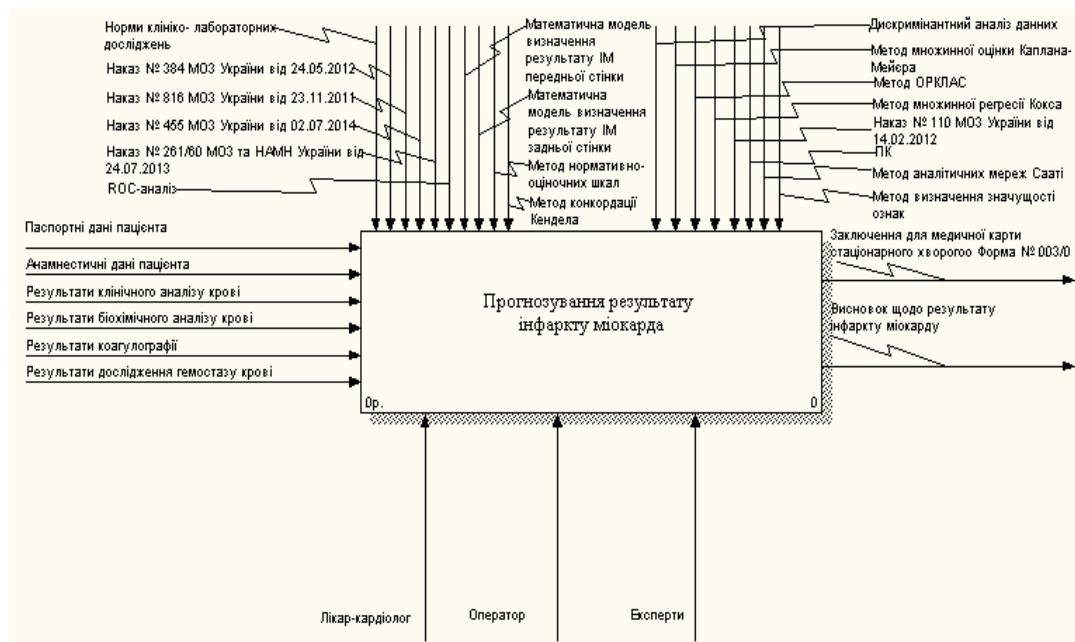


Рис. 1. Схема функціональної структури інформаційної системи прогнозування результату ІМ (контекстна діаграма)

Для бізнес-процесу, представленого на рис. 1, необхідні: персональний комп'ютер; методи аналізу даних (дискримінантний аналіз, вербальний аналіз рішень, методи аналізу виживаності); результати клініко-лабораторних досліджень та нормативно-довідкові документи (наказ № 384 МОЗ України від 24.05.2012 «Про затвердження та впровадження медико-технологічних документів зі стандартизації медичної допомоги при артеріальній гіпертензії», наказ № 816 МОЗ України від 23.11.2011 «Про затвердження та впровадження медико-технологічних документів зі стандартизації медичної допомоги на засадах доказової медицини», наказ № 455 від

02.07.2014 «Про затвердження та впровадження медико-технологічних документів зі стандартизації медичної допомоги при гострому коронарному синдромі з елевацією сегмента ST», наказ № 261 / 60 МОЗ України та НАМН України від 24.07.2013 «Про систему кардіологічної допомоги в закладах охорони здоров'я»).

На вхід контекстної діаграми надходять паспортні та анамнестичні дані пацієнта, результати клінічного аналізу крові (рівень вмісту еритроцитів, лейкоцитів, лімфоцитів і моноцитів, кількість паличкоядерних і сегментоядерних нейтрофілів, рівень гемоглобіну і швидкість осідання еритроцитів), біохімічного аналізів крові (рівень ферментів аланінтрассферази, аспартаттрассферази, концентрація сечовини, кількість вільного і зв'язаного білірубину), результати коагулографії і результати дослідження гемостазу крові (вміст фібриногену Б, значення протромбінового індексу і показник часу рекальцифікації плазми). Анамнестичні дані пацієнта включають: відомості про наявність анемії; тип ІМ, виді серцевої недостатності, ступеня гіпертонії, наявності супутніх захворювань, вид болювого синдрому.

Для більш детального опису інформаційної системи визначення результату ІМ було розроблено діаграму декомпозиції першого рівня (рис. 2), яка включає в себе шість найважливіших процесів: «Збір інформації», «Обробка інформації про пацієнта і його захворювання», «Визначення результату ІМ передньої і задньої локалізації», «Визначення ймовірності розвитку постінфарктного синдрому», «Прогнозування рецидивуючого ІМ», «Формування діагностичного звіту».

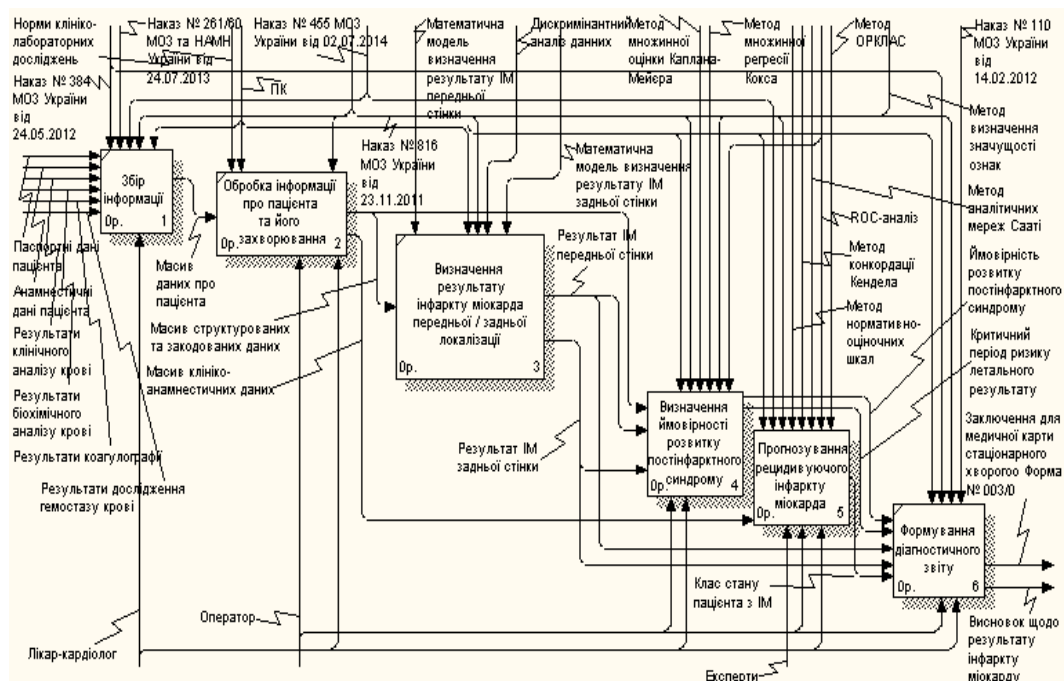


Рис. 2. Схема функціональної структури інформаційної системи прогнозування результату ІМ (декомпозиція 1-го рівня)

На основі отриманих результатів пропонується розробка інформаційної системи прогнозування результату ІМ, яку буде реалізовано за допомогою об'єктно-орієнтованої оболонки Visual Studio з підключенням системи управління базами даних MySQL.

Таким чином, розроблена функціональна модель ІС прогнозування результату ІМ забезпечує повне і несутеречливе відображення процесу постановки діагнозу і ведення пацієнта з перенесеним ІМ. Вона дозволяє реалізувати підходи до ефективного медичного обслуговування, розробити структуру системи і її окремих елементів,

визначити функціональне наповнення, уникнути помилок на стадії реалізації і функціонування, що значно знизить тимчасові витрати на визначення можливого розвитку негативних наслідків ІМ і дасть можливість підвищити ефективність лікувально-профілактичних заходів .

Література:

1. М. Н. Нессонова Информационная технология оценки степени тяжести состояния пациентов // Scientific Journal «ScienceRise». – 2014. - №2 (2). - С. 37-43.
2. Dr. P.Uma Clinical Decision Support System for Diagnosing Heart Disease // International Journal of Innovative Research in Computer and Communication Engineering (An ISO 3297: 2007 Certified Organization) Vol. 2, Special Issue 3, July 2014 Copyright to IJIRCCE www.ijircce.com.
3. Ramandeep Kaur, Prabhsharn Kaur A Review - Heart Disease Forecasting Pattern using Various Data Mining Techniques // Ramandeep Kaur et al, International Journal of Computer Science and Mobile Computing, Vol.5 Issue.6, June- 2016, pg. 350-354. Available Online at www.ijcsmc.com
4. Isabel Nepomuceno-Chamorro¹, Francisco Azuaje, Yvan Devaux, Petr V. Nazarov, Arnaud Muller, Aguilar-Ruiz and Daniel R. // Wagner Prognostic transcriptional association networks: a new supervised approach based on regression trees // Vol. 27 no. 2 2011, pages 252–258 doi:10.1093/bioinformatics.
5. Г.В. Дзяк, Т.В. Колесник и др. Информационная технология системы динамического мониторинга для диагностики сердечно-сосудистых заболеваний // Клиническая информатика и телемедицина, 2009, том 5, Вып.6. С.52-57

Секция 5
Бионанотехнологии и биоматериаловедение

ВИЗНАЧЕННЯ ПРОСТОРОВОЇ ОРІЄНТАЦІЇ МОЛЕКУЛ РУБРЕНУ У ПЛІВЦІ ЛЕНГМЮР-БЛОДЖЕТТ

Бані-Халед Г.Ф.Х., Кукоба А.В., Білаш Е.Н., Музика К.М.

Харьковский национальный университет радиоэлектроники

Украина, Харьков, 61166, пр. Науки 14, каф. Биомедицинской инженерии

E-mail: kateryna.muzyka@nure.ua

Визначено спектр ймовірних просторових орієнтацій (значення відстаней і кутів атомів у молекулі рубрену) в бінарному розчині поліметилметакрилат (ПММА) / рубрен. Наведено міжатомні кути в молекулі рубрену, розраховані при орієнтації, коли площа проекції на Ленгмюрівський моношар становить $A_{\text{RUB}}=1,35 \text{ нм}^2$. Експериментально визначено максимальну концентрацію рубрену в моношарі ПММА, яка не призводить до фазового розподілу в бінарній системі ПММА / рубрен.

Вступ. Електрохемілюмінесцентний (ЕХЛ) метод визначення органічних сполук, що поєднав в собі кращі властивості люмінесцентного і електрохімічного методів аналізу, є одним з найчутливіших [1]. Для зменшення кількості речовини, що визначають, від об'ємних ЕХЛ-сенсорів перейшли до тонкошарових, в яких відстань між робочим і допоміжним електродами складає сотні і навіть десятки мікрометрів. Проте таке технічне рішення зробило неможливим використання режиму потенціостаткування робочого електроду, що вимагає розміщення між двома електродами – робочим і допоміжним – третього електроду порівняння, мініатюризація якого виявилася складним завданням. Використання тонкошарового ЕХЛ-сенсора в двоелектродному варіанті понизило точність управління потенціалом робочого електроду і, як наслідок, селективність визначення. Іншим істотним недоліком традиційного підходу є застосування апротонних розчинників замість доступної дистильованої води, в якій далеко не усі аналіти є розчинними.

Подолати перелічені недоліки та збільшити чутливість аналізу до 10^{-13} молей поліаценів у зразку можна за рахунок сучасних нанотехнологічних методів модифікації поверхні електроду-сенсору, коли практично весь обсяг сполуки, що визначається, переноситься на поверхню робочого електроду нанотехнологічного ЕХЛ-сенсору. Моделювання просторової орієнтації та ленгмюрогенності молекул рубрену у ленгмюр-блджеттівській плівці на поверхні електроду дасть можливість оцінити щільність пакування молекул рубрену в моношари і їхнього входження в бінарний ленгмюрівський моношар.

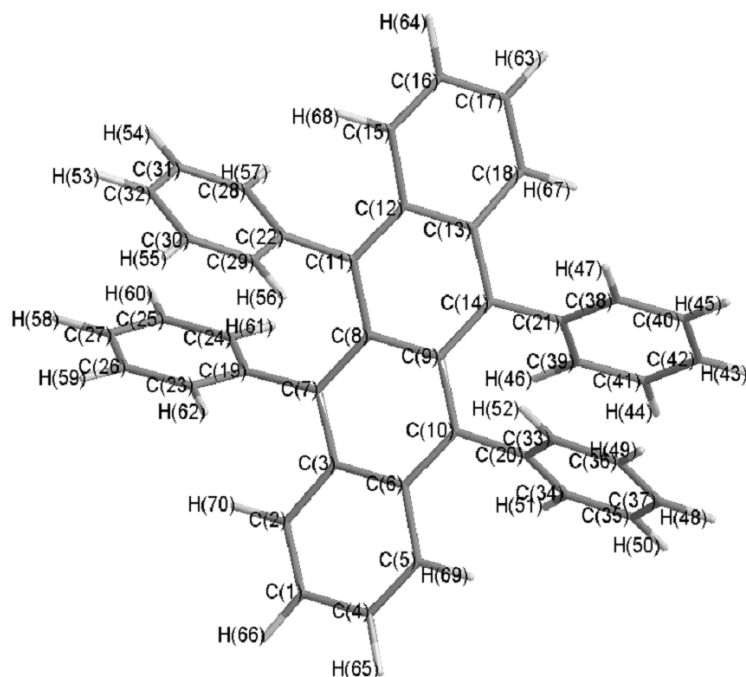
Результати і обговорення. У якості модельних поліаценів-скотоксинів обрано рубрен, який має високу квантову ефективність. Молекули рубрену не є амфіфільними і самостійно нездатні утворювати Ленгмюрівські моношари на поверхні водної субфази.

Запропоновані методи, які забезпечують підвищення ленгмюрогенності і формування Ленгмюрівських моношарів вказаних модельних речовин-поліаценів. У випадку рубрену, який не розчиняється у воді, ленгмюрогенність забезпечується формуванням бінарного розчину рубрену і амфіфільного полімеру – поліметилметакрилату, здатному утворювати стабільні Ленгмюрівські моношари [2, 3].

З метою обмеження об'єму розрахунків проведено попередні експериментальні дослідження залежності поліморфізму моношарів ПММА від концентрації рубрену, іммобілізованого в Ленгмюрівський моношар.

Експериментально визначена максимальна концентрація рубрену (20% молярних часток), за якої відсутній фазовий розподіл в бінарній системі ПММА / рубрен.

Проведено моделювання просторової орієнтації молекул рубрену і макромолекул ПММА. Визначено спектр ймовірних орієнтацій рубрену у ПММА. Обчислено відповідні площі, які можуть займати молекули рубрену в бінарному моно шарі. Максимальна площа, рівна $1,1 \text{ нм}^2$, відповідає орієнтації, представленій на рис. 1,а, а мінімальна – $0,3 \text{ нм}^2$, наведена на рис. 1,б (молекула рубрену виштовхується лінійно впорядкованими макромолекулами ПММА на поверхню моношару).



(а) – вид у напрямку нормалі до площини підкладки;
(б)- вздовж Ленгмюрівського моношару

Рис. 1. Модель молекули рубрену з орієнтацією, яка відповідає максимальній площі на молекулу в Ленгмюрівському моно шарі

Висновки. З експериментальних ізотерм стиснення (π -А ізотерм) обчислені граничні площі, що займає рубрен у бінарному моношарі ($A_0=0.36 \text{ нм}^2$, при $C=20\%$). З урахуванням моделювання орієнтацій молекули рубрену у бінарному моношарі і відповідних площ проєкцій на площину моношару, визначена найбільш ймовірна орієнтація молекул рубрену.

Проведено оцінку щільності пакування молекул рубрену в моношари при концентрації 20% мольних часток і їхньому входженні в бінарний Ленгмюрівський моношар – $N \approx 10^{14} \text{ см}^{-2}$.

Література:

1. Liu, Z., Qi W., Xu G. Recent Advances in Electrochemiluminescence. // Chem. Soc. Rev. - 2015. - Vol. 44. - P. 3117–3142.
2. К.Б. Водолажский, Н.И. Воронкина, А.В. Толмачев. Влияние 2-гептадецил-5-(П-бифенил)-оксадиазола-1,3,4 на параметры состояния монослоев ПММА и ПВК// Вестник Харьковского национального университета.- Т. 549. Химия. Вып.8(31) С. 1-7.
3. Zholudov Y., Snizhko D., Kukoba A., Bilash O., Rozhitskii M. Aqueous electrochemiluminescence of polycyclic aromatic hydrocarbons immobilized into Langmuir–Blodgett film at the electrode // Electrochimica Acta. - 2008. - vol. 54(2). - P. 360–363.

**APPARATUS “SPARK” FOR LUMINESCENT AND
ELECTROCHEMILUMINESCENT MEASUREMENT**

Snizhko D.V., Bani Khaled G.F.H., Bilash O.M., Kukoba A.V.

Kharkiv National University of Radio Electronics,

Laboratory of Analytical Optochemotronics

Nauki ave. 14, Kharkiv, 66116 Ukraine

E-mail: rzh@kture.kharkov.ua; тел./факс (057) 702-03-69

The paper is devoted to development of novel analytical instrumentation for integraton photodetector with a current output to measurement system. Developed apparatus “Spark” includes current-to-voltage convertor, output filter and source of high voltage, that sufficient for combining photomultiplier tube with other analytical instrumentation. The developed apparatus “Spark” easy to use control device for realize luminescent measurement of a weak light by utilization PMT as a photo detector. It can be used in different analytical tasks, include main purpose to join commercial electrochemical instrumentation and phonon registration instrumentation to electrochemiluminescent analytical system. Application of apparatuse “Spark” in union with CHI 800C electrochemical station and photon counting tube CR-105 by Hamamatsu Photonics are shown.

Introduction

Electrochemical characterization methods are very attractive in analytics as sensitive, selective, quick, and quite simple technics. Electrochemiluminescence (ECL) is powerful analytic method which is wide used in immunochemistry. Possibility of sensitive and selective analysis of small and medium organic compounds in different samples is attractive to discover this method to different analytical systems. Routine analysis by this method is characterized by weak light registration during electrolysis of a sample. So a photomultiplier tubes (PMT) are frequently used as detector in commercial ECL analyzers. To conduct electrochemiluminescent analysis is needed combination of luminescent and electrochemical instrumentation. Different electrochemical potentiostats support data collection in an additional channel, therefor attractive possibilities to use them as a base for an ECL analyzer in a combination with a sensitive detector as PMT. Technician problem of direct connection of PMT to data acquisition system is nneeding in additional data processing, because initially at PMT output current signal is, that asks also correspondent data processing for signal integrity in an analytical system.

In the work it was developed the apparatus for realization electrogenerated chemiluminescent method (ECL), his view is at Fig. 1. “Spark” is purposed for operation with PMT (photomultiplier tube with a current output) for powering and signal processing. It also is a possible utilization as a high voltage source or transimpedance amplifier with an output low pass filter. Parameters of both independent parts see in Table 1 “Technical Characteristics”.



Fig. 1. Front and back views on apparatus “Spark”

Table 1

Technical Characteristics	
Parameter	Value
Current to voltage convertor	
Input current ranges	0.1, 1, 10, 100 μ A,
Input bias current	1.5 pA (typical)
Filter	
Integration time constant	variable*
Output filter	
Order	2 nd
Type	low-pass
Maximum output voltage	± 11.84 V
Maximum output current	50mA
High voltage source	
Output voltage	Variable
Output voltage range	0...-1500V
Voltage setting absolute precision	0.1%
Voltage setting repetition precision**	0.0015%/°C
Time stability	0.1%/h (after 30 min preheating)
Temperature stability	0.1%/°C
General	
Dimensions (width $\times$ length $\times$ height)	165 mm $\times$ 220 mm $\times$ 95 mm
Mass	1 kg
Power net parameters	190 ... 250V, 50...60 Hz
Power	less than 10W

Main part. The developed device structure contains next principal units: a current-to-voltage convertor, a 2nd order Butterworth filter, a high voltage source, a front control panel and a back panel with connectors. All units are placed in a small case.

All control buttons are placed at front panel. The controls have next functionality.

“Power” – use to a general switch on/off the device. Lightning of the button indicates operation.

Controls for a current-to-voltage convertor are at left part of the front panel.

“Sensitivity” – buttons control conversion factor for signal (100, 10, 1, 0.1 μ A/V correspondently). Highest sensitivity is 100 – most left button, lowest sensitivity 0.1 – most right button. Use higher sensitivity for a weak signal, use lower sensitivity for intense (bright) signal.

“Response” – buttons control integration time during current-to-voltage conversion by setting capacitor in a feedback (0.01, 0.1, 1, 10 nF correspondently). Smallest capacitance is 0.01 nF – most left button, biggest capacitance is 10 nF – most right button. Use lower capacitance for fast variable signal, use higher capacitance for slow variable signal or if needed to suppress spikes or pulsation in a signal.

“Filter” – buttons control a bandwidth of output low pass filter (300, 150, 30, 15Hz). Widest bandwidth is 300 Hz – most left button, narrowest bandwidth is 15 Hz – most right button. A wider bandwidth is for a fast data acquisition of a fast variable signal, a narrower bandwidth is for a slower data acquisition of a slow variable signal.

High Voltage source controls is at right part of the front panel.

Indication of settings directly is indicated at LED display. To change settings is use rectangle red and green buttons. Both buttons is inactive when high voltage is switch on. To change value high voltage source should be switch off. “HV on/off” – button switches on and switches off the high voltage source. Lightning of the button indicates high voltage at output. When the high voltage is switch on a value of a high voltage is saved in memory of device. The next turn on the device recall this settings but default state of the high voltage source is switch off in any way.

All connectors are placed at the back panel. A purpose each of them is next.

“In” – input signal from PMT. Current from this signal will be processed by the device according settings. Type of connector is BNC.

“Out” – output signal to a potentiostat or other signal acquisition device. This is voltage output for signal after processing in device. Type of connector is BNC. To connect CHI potentiostat was uses BNC-DB9 cable.

“High voltage” – negative high voltage source output is used for PMT powering. Type of connector is SHV.

“Power net” – input for the device powering. Recommendation is to use 3-lines connection. Grounding of the device is sufficient for noise suppression and electrical safety.

Recommendations for current-to-voltage convertor operation are.

To small noised signal you can able use fastest “Response” (0.01 nF – more left button). Setting “0.01 nF” for “Response” is equal that this function is inactive.

Settings of “Response” at equal or smaller position than “Sensitivity” save signal in widest bandwidth for data processing. It is mean a signal will be limited only by the output filter. A good choice use pairs “Response”- “Sensitivity” at same position (100 $\mu\text{A/V}$ – 0.01 nF, 10 $\mu\text{A/V}$ – 0.1 nF, 1 $\mu\text{A/V}$ – 1nF, 0.1 $\mu\text{A/V}$ – 10 nF). It's equal to time integration constant 1ms at all ranges.

Testing of device was done on combination PMT CR-105 (Hamamtsu Photonics, Japan) with potentiostat CHI 800C (CH instrument, China). A test solution for ECL experiment was 10 μM tris(2,2'-bipyridyl)dichlororuthenium(II) hexahydrate in 2 ml of phosphate buffer solution pH = 7.0 and 1 mM tripropylamine. Results is shown on Fig. 2.

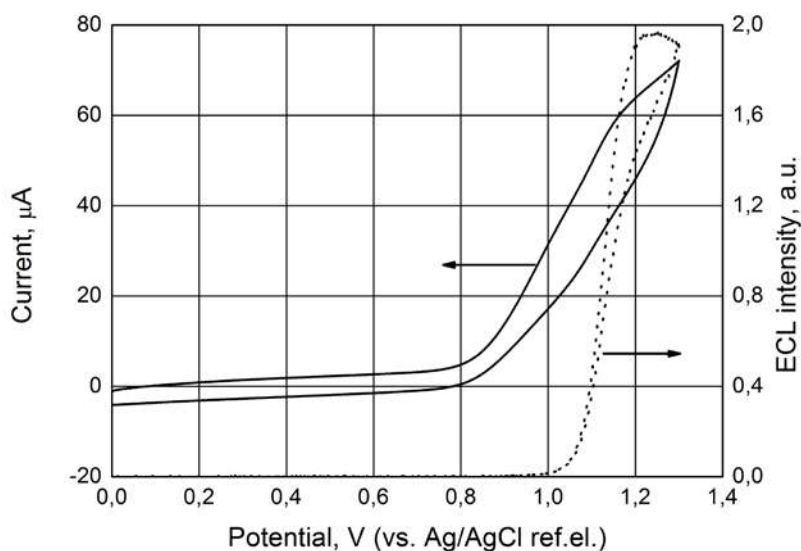


Fig. 2. Electrochemical current and synchronously registered ECL emission intensity for test solution.

Conclusion. The developed apparatus “Spark” for integration photo registration devices with electrochemical instrumentation showed is irreplaceable to construct an analytical system based on electrogenerated chemiluminescent method. Simplicity in its utilization makes its very usable. Signal processing realized in the apparatus satisfies to application with many electrochemical stations. Using of ECL as method can transform analytical instrumentation for electrochemical assays to instrumentation that supports a powerful analytical method as ECL.

**ELECTROGENERATED CHEMILUMINESCENCE FROM FILM MODIFIED
ELECTRODES WITH TETRAPHENYLBORATE COREACTANT FOR DETECTION
OF OXIDANTS**

Zholudov Yu.T., Bani-Khaled G.F.H.

Kharkiv National University of Radio Electronics

61166, Kharkiv, Nauka Ave., 14, phone (057) 702-03-69

E-mail: yurets.zh@gmail.com

Here we report a new electrochemiluminescent system based on 9,10-diphenylanthracene/ polyvinyl butyral film modified glassy carbon electrode that efficiently reacts with tetraphenylborate anion coreactant in aqueous solutions. Due to high sensitivity of tetraphenylborate detection using this method and its ability to interact with a number of cations and inorganic oxidants the system is applicable as an analytical platform for their detection using quenching of electrogenerated chemiluminescence.

Introduction

Electrogenerated chemiluminescence (ECL) is an analytical technique that allows very sensitive detection of different substances in chemistry, pharmacy, clinical and environmental assay etc. It is based on a phenomenon of light generation in the course of electrochemical and following chemical reactions. Current interest towards this detection technique is rapidly growing with the search of new efficient ECL systems and application of existing ones being the key directions of efforts [1].

Tetraphenylborate anion (TPB^-) was previously studied in a form of its sodium salt and was reported as an ECL coreactant working both in aqueous and nonaqueous media according to oxidative reduction mechanism [2]. This gives a good opportunity for its direct and sensitive ECL detection considering that sodium tetraphenylborate can be used as an analytical reagent for certain inorganic and organic cations causing their precipitation in water. At the same time its direct ECL detection using common $\text{Ru}(\text{bpy})_3^{2+}$ fluorophor is inconvenient due to formation of $\text{Ru}(\text{bpy})_3^{2+}$ - TPB^- complex. This causes saturation of ECL calibration curve at rather low TPB and $\text{Ru}(\text{bpy})_3^{2+}$ concentrations. Also the kinetics of complex formation gives another factor making ECL experiment less reproducible. The use of efficient and nonionic fluorophores of polycyclic aromatic hydrocarbons class deposited on the electrode surface within polymer films can solve this problem [3].

Results and discussion

In this work we have studied aqueous ECL from 9,10-diphenylanthracene (DPA) fluorophor in reaction with TPB^- coreactant. The fluorophor was incorporated into polyvinyl butyral film (PVB) on the surface of glassy carbon electrode deposited using spin-coating technique. Electrochemical and ECL experiments were conducted using cyclic voltammetry and square wave voltammetry (rectangular potential pulses) methods. It was found that observed ECL effect strongly depends on film deposition parameters, its content and electrochemical excitation mode, so thorough study and optimization of those parameters has been performed.

Obtained modified electrodes give strong double peak ECL using cyclic voltammetry excitation (Fig. 1). Such non common behavior is explained by efficient reaction of both oxidized cation of DPA^+ and doubly oxidized dication DPA^{2+} with TPB coreactant [2]. The later is very uncommon assuming low stability of dications of most polycyclic hydrocarbons.

In case of pulsed excitation the ECL response appears to be much higher than in the case of cyclic voltammetry. This behavior is in a good agreement with the mechanism of TPB coreactant ECL that was proposed before [2]. High ECL response in the case of pulsed excitation mode allows obtaining broad linear range of TPB^- detection with the detection limit as low as 1 nM (Fig. 2).

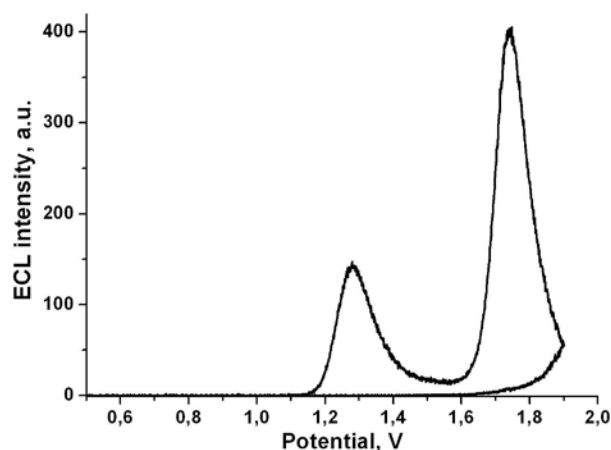


Fig. 1 - ECL response during cyclic potential scan for 5% DPA/PVB film modified glassy carbon electrode

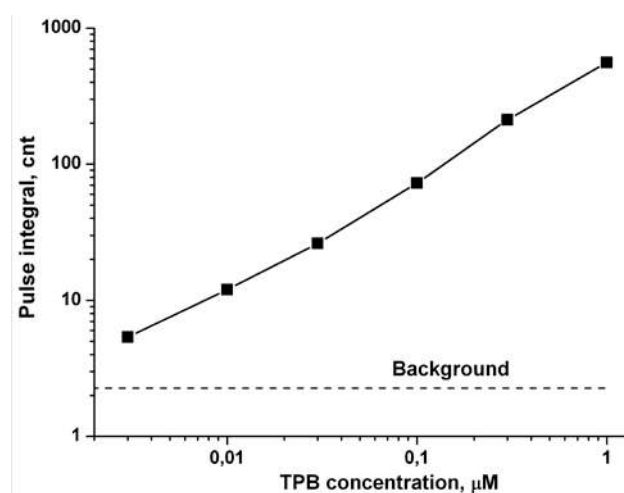


Fig. 2 - Dependence of ECL pulse integral versus TPB concentration (b) for 5% DPA/PVB film modified glassy carbon electrode

Our experiments indicate that a number of oxidants, in particular oxygen, may interfere with strong reducing agent produced after TPB ion oxidation and thus causes ECL quenching. Fig. 3 shows the effect of sodium hypochlorite ion and hydrogen peroxide on the ECL in reaction with 1 μM of TPB coreactant. As it is seen from the Fig., both substances cause essential decay of ECL response, e.g. the addition of 0.33 mM of ClO^- leads to almost 20 times decrease of ECL emission whereas hydrogen peroxide effect is less prominent.

Conclusion

Observed ECL from PVB/DPA films in reaction with TPB has 2 distinct waves attributed to reaction with DPA^+ and DPA^{2+} . Since oxidation of TPB at the electrode do not contribute to ECL emission but only decreases its concentration near the electrode, the use of pulsed excitation mode gives strong enhancement in emission intensity. The presence of PVB film also reduces electrochemical consumption of coreactant. Observed ratio of both ECL waves strongly depends on DPA content within the film, TPB concentration and potential scan rate and is caused by available coreactant concentration during first and second oxidation waves of fluorophore.

Proposed approach to the development of ECL assay technique based on spin-coated PVB/DPA films on glassy carbon electrode can be successfully used for sensitive ECL detection of TPB anion in aqueous solutions. The developed detection technique offers a number of advantages over common homogeneous reaction with $\text{Ru}(\text{bpy})_3^{2+}$, namely higher ECL response and sensitivity, saving of expensive luminophors. The system showed a potential to be used as a sensitive platform for detection of substances capable to interfere with reducing agent formed in the course of TPB oxidation by luminophor.

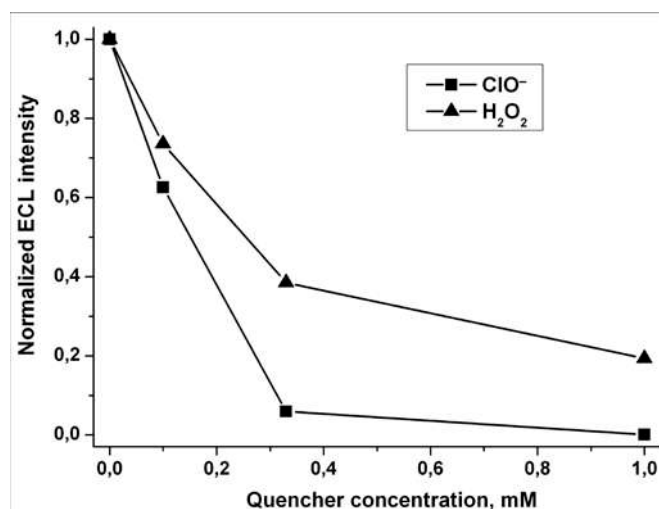


Fig. 3 - Decay of ECL emission due to addition of NaClO and H_2O_2 . 5% DPA/PVB film modified glassy carbon electrode

Further work should be focused on the study of applicability of other polymers and common nonaqueous luminophors, ability to detect other important analytes and optimization of their detection conditions.

This work was supported by Chinese Academy of Sciences President's International Fellowship Initiative for visiting scientists and The Ministry of Education and Science of Ukraine project for young scientists.

References:

1. Liu, Z., Qi W., Xu G. Recent Advances in Electrochemiluminescence. // Chem. Soc. Rev. - 2015. - vol. 44. - P. 3117–3142.
2. Zholudov Y., Bilash O., Kukoba A., Rozhitskii M. Electrogenerated chemiluminescence in systems with tetraphenylborate anion as a co-reactant // The Analyst. - 2011. - vol. 136(3). - P. 598–604.
3. Zholudov Y., Snizhko D., Kukoba A., Bilash O., Rozhitskii M. Aqueous electrochemiluminescence of polycyclic aromatic hydrocarbons immobilized into Langmuir–Blodgett film at the electrode // Electrochimica Acta. - 2008. - vol. 54(2). - P. 360–363.

СОДЕРЖАНИЕ

ПРОГРАММНЫЙ КОМИТЕТ КОНФЕРЕНЦИИ	3
ПЛЕНАРНОЕ ЗАСЕДАНИЕ	5
НОВЫЕ ОЗОДОВЫЕ ТЕХНОЛОГИИ ДЛД МЕДИЦИНСКОЙ ПРАКТИКИ Кипенский А.В., Глухенькая Т.А., Назаров Е.И., Король Е.И.	7
Секция 1	11
Методы и средства обработки и анализа медицинских сигналов и изображений	
3D-BIOPRINTING SYSTEM FOR FABRICATION OF ALGINATE MICROFIBERS Avakian A.	13
ТЕЛЕМЕДИЦИНСКИЙ WI-FI КОМПЛЕКС МОНИТОРИНГА ФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ ЧЕЛОВЕКА Батаченко С.Н., Колесник К.В.	16
НЕКОТОРЫЕ АСПЕКТЫ РАЗРАБОТКИ СПОСОБА ПОВЫШЕНИЯ ОБЪЕКТИВНОСТИ ОЛЬФАКТОМЕТРИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ Носова Я.В., Шапошникова В.И.	19
РОЗРОБКА ГРАФІЧНОГО ІНТЕРФЕЙСУ КОРИСТУВАЧА В ГАЛУЗІ БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ Оржинська М.С.	21
ТОМОСИНТЕЗ ПРИ ДІАГНОСТИКЕ РАКА МОЛОЧНОЇ ЖЕЛЕЗЫ Рыбальченко Н.С.	23
ПРОГРАММНОЕ СРЕДСТВО ДЛЯ ГЕОМЕТРИЧЕСКОГО АНАЛИЗА ФАЗОВЫХ ПОРТРЕТОВ ЭМГ Топчий В.С., Шпакович Ю.С.	26
БИОМЕДИЦИНСКИЙ ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЧЕСКИЙ КОМПЛЕКС Шпакович Ю.С., Носова Т.В., Жемчужкина Т.В.	30
ИЗМЕНЕНИЯ В МОЗГОВОЙ АКТИВНОСТИ ВО ВРЕМЯ ОБОНЯТЕЛЬНОЙ СТИМУЛЯЦИИ Воропай В.С., Шураев А.А.	33
Секция 2	35
Клиническая инженерия	
ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ЭЛЕКТРОМАГНИТНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ ТКАНЕЙ ЖИВОТНЫХ ДЛЯ ДИСТАНЦИОННОЙ ДІАГНОСТИКИ ИХ СОСТОЯНИЯ РАДИОМЕТРИЧЕСКИМ ПРИЁМНИКОМ Гуцол Т.Д.	37
ВОЗМОЖНОСТИ ИСКУССТВЕННЫХ ГОЛОСОВЫХ АППАРАТОВ Мукановская И.В., Дацок О.М.	39
ИНДИВИДУАЛЬНЫЙ ЭЛЕКТРОМАССАЖНЫЙ ТЕРАПЕВТИЧЕСКИЙ АППАРАТ Прасол И.В., Ерошенко О.А.	43

СИСТЕМА ДЛЯ РЕГИСТРАЦИИ ВЫЗВАННЫХ ПОТЕНЦИАЛОВ В ЖИДКИХ БИОЛОГИЧЕСКИХ СРЕДАХ	45
Томашевский Р.С., Доценко З.А., Викарий Е.Г.	
БЛОК КОНТРОЛЯ ТЕМПЕРАТУРЫ ПОВЕРХНОСТИ КОЖИ УСТРОЙСТВА ДЛЯ ПИЛИНГА С ПОМОЩЬЮ ИК ТЕРМОМЕТРА	49
Черненко Т.И.	
Секция 3	53
Математическое моделирование и методы исследований в биологии и медицине	
О МАГНИТОАКУСТИЧЕСКИХ СВОЙСТВАХ БИОЛОГИЧЕСКОЙ СРЕДЫ	55
Бондаренко И.С.	
ИНДИВИДУАЛИЗАЦИЯ КОМПЬЮТЕРНОГО ПЛАНИРОВАНИЯ РАДИОНУКЛИДНОЙ ТЕРАПИИ КОСТНОЙ МЕТАСТАТИЧЕСКОЙ БОЛЕЗНИ	58
Долгопятенко А.Д.	
СТРУКТУРА И МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ КАНАЛА РАСПРОСТРАНЕНИЯ И РЕГИСТРАЦИИ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ	61
Кипенский А. В., Хоменко Е. В., Литвиненко С. В., Романов О. И., Безгинова О. Н.	
ОБОБЩЕНИЕ ТРАДИЦИОННОГО УРАВНЕНИЯ КОЛЕБАНИЙ ДЛЯ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО МАТЕМАТИЧЕСКОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ ГОМЕОСТАТИЧЕСКОЙ САМОРЕГУЛЯЦИИ УРОВНЯ ГЛИКЕМИИ	67
Лапта С.С., Сокол Е.И.	
МЕДИЧНЕ ДІАГНОСТУВАННЯ НА ОСНОВІ НЕЙРОННОЇ МЕРЕЖІ MADALINE	72
Мірошніченко Н.С., Бражнікова Є.М.	
О НЕКОТОРЫХ ПРОБЛЕМАХ СВЯЗАННЫХ С ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНЫМ АППАРАТОМ У БЕРЕМЕННЫХ ЖЕНЩИН	75
Самарский И. В.	
АНАЛИЗ ВЛИЯНИЯ АРТЕФАКТОВ УЖЕСТОЧЕНИЯ ПУЧКА В РЕНТГЕНОВСКОЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ НА ПЛАНИРОВАНИЕ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ	78
Самофалов И.А.	
ОСОБЕННОСТИ МОДЕЛИРОВАНИЯ СЕЛЬСКОХОЗЯЙСТВЕННЫХ БИОТЕХНИЧЕСКИХ СИСТЕМ ОБЛУЧЕНИЯ ЭЛЕКТРОМАГНИТНЫМ ПОЛЕМ	82
Смердов А.А., Рыжкова Т.Ю.	
МОДЕЛИРОВАНИЕ ДЕФИБРИЛЛЯЦИИ СЕРДЦА	85
Смердова Т.А.	
ВИЗНАЧЕННЯ РЕФЕРЕНТНИХ ВЕЛИЧИН МІНЕРАЛЬНОЇ ЩІЛЬНОСТІ СТРУКТУР СТЕГНОВОЇ КІСТКИ ДЛЯ РЕНТГЕНІВСЬКОЇ ОСТЕОДЕНСИТОМЕТРІЇ	89
Уданович Д.Г., Арсенідзе Т.О.	
ОБОБЩЕНИЕ ТРАДИЦИОННОГО УРАВНЕНИЯ КОЛЕБАНИЙ ДЛЯ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО МАТЕМАТИЧЕСКОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ ГОМЕОСТАТИЧЕСКОЙ САМОРЕГУЛЯЦИИ УРОВНЯ ГЛИКЕМИИ	91
Чмыхова О.В., Лапта С.С., Сокол Е.И.	

Секция 4	95
Информационные технологии и системы в медицине, биологии, фармакологии, психологии и экологии	
СТАТИСТИЧНИЙ АНАЛІЗ ДАНИХ ПРИ ВИЗНАЧЕННІ РОЛІ ЕОТАКСИНУ ЯК МАРКЕРА ТЯЖКОСТІ АТОПІЧНОГО ДЕРМАТИТУ У ДІТЕЙ РАНЬОГО ВІКУ	97
Ащеулов О.М., Клименко В.А.	
ВПЛИВ МУЗИКИ НА ОРГАНІЗМ ЛЮДИНИ	101
Бажан О.В.	
БІОЕТИЧНІ АСПЕКТИ ПРОФЕСІЙНОЇ ДІЯЛЬНОСТІ ФАХІВЦІВ З БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ ТА БІОІНФОРМАТИКИ	103
Висоцька О.В.	
ИССЛЕДОВАНИЕ СИСТЕМНЫХ АСПЕКТОВ ЗАЩИТНОЙ ОКРАСКИ СЕРОЙ КРЫСЫ	105
Высоцкая Е.В., Григорьев А.Я., Печерская А.И., Беспалов Ю.Г., Николенко М.С.	
СИСТЕМНЫЙ ПОДХОД К РЕШЕНИЮ ПРОБЛЕМЫ СНИЖЕНИЯ КАРДИОВАСКУЛЯРНОГО РИСКА	108
Герман Т.В., Печерская А.И.	
ВИКОРИСТАННЯ ІНФОРМАЦІЙНИХ ТЕХНОЛОГІЙ В АЛЕРГОЛОГІЇ	110
Гініятулліна О.А.	
МОДЕЛИРОВАНИЕ АДАПТАЦИОННЫХ АСПЕКТОВ РАЗНООБРАЗИЯ КОЛОРИМЕТРИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ ЗАЩИТНОЙ ОКРАСКИ RATUS NORVEGICUS	112
Григорьев А.Я., Порван А.П., Печерская А.И., Беспалов Ю.Г., Петренко А.С.	
АНАЛІЗ ФАКТОРІВ РИЗИКУ РОЗВИТКУ ОЖИРІННЯ	114
Добродня Г.С.	
ОСОБЕННОСТИ ТЕЛЕМОНИТОРИНГА СОСТОЯНИЯ ПОСТРАДАВШИХ В ЧРЕЗВЫЧАЙНЫХ УСЛОВИЯХ	116
Бойко В.В., Замятин П.Н., Колесник К.В., Шишкин М.А., Голдобин С.Н.	
РАЗРАБОТКА БАЗЫ ДАННЫХ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ВЛИЯНИЯ КЛИМАТА НА УРОЖАЙНОСТЬ СЕЛЬСКОХОЗЯЙСТВЕННОЙ ПРОДУКЦИИ	119
Зубкова Л.К.	
МАТЕМАТИЧНІ МЕТОДИ ПРОГНОЗУВАННЯ РОЗВИТКУ УСКЛАДНЕНЬ У ПАЦІЄНТІВ З АРТЕРІАЛЬНОЮ ГІПЕРТЕНЗІЄЮ	122
Іванова Є.С.	
ОПРЕДЕЛЕНИЕ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ЗДОРОВЬЯ ПОДРОСТКОВ В ЗАВИСИМОСТИ ОТ НАЛИЧИЯ И ЧАСТОТЫ ФИЗИЧЕСКИХ НАГРУЗОК	124
Казимиров Н.А., Печерская А.И., Рак Л.И.	
ВИКОРИСТАННЯ ІНФОРМАЦІЙНИХ ТЕХНОЛОГІЙ У ВІДДІЛЕННІ РЕАБІЛІТАЦІЇ ОПІКОВИХ РЕКОНВАЛЕСЦЕНТІВ САНАТОРІЮ	126
Килівник В.С.	

АНАЛИТИЧЕСКИЙ ОБЗОР БИМЕДИЦИНСКИХ СРЕДСТВ ДИСТАНЦИОННОГО МОНИТОРИНГА ПАЦИЕНТОВ С АРТЕРИАЛЬНОЙ ГИПЕРТЕЗИЕЙ	128
Сокол Е.И., Колесник К.В., Коваль С.Н., Снегурская И.А., Юшко К.А.	
ОРГАНИЗАЦИЯ ХРАНЕНИЯ ИНФОРМАЦИИ ДЛЯ СИСТЕМЫ ПРОГНОЗИРОВАНИЯ ИНТЕНСИВНОЙ ТЕРАПИИ У ПАЦИЕНТОВ С САХАРНЫМ ДИАБЕТОМ	132
Крутиенко А. Г.	
ВИЗНАЧЕННЯ ВИМОГ ДО ПРОГРАМНОЇ СИСТЕМИ ДІАГНОСТИКИ ТА ВІДЛАГОДЖЕННЯ КОМП'ЮТЕРИЗОВАНОЇ СИСТЕМИ УПРАВЛІННЯ РЕНТГЕНІВСЬКОЮ УСТАНОВКОЮ	134
Малахова М.О., Рева С.М., Стервєєдов М.Г.	
МЕТОДИКА КОНТРОЛЯ ПСИХОФИЗИЧЕСКОГО СОСТОЯНИЯ МАШИНИСТА ЖЕЛЕЗНОДОРОЖНОГО ТРАНСПОРТА ПО ПАРАМЕТРАМ РЕЧЕВОГО СИГНАЛА	137
Мещанинов С.К.; Гупало Ю.Ю.	
РАЗРАБОТКА БАЗЫ ДАННЫХ ИНФОРМАЦИОННОЙ СИСТЕМЫ ДИАГНОСТИКИ КАРДИОМИОПАТИИ У ПОДРОСТКОВ	141
Моргун Н.К., Печерская А.И.	
МЕТОДИ ДІАГНОСТИКИ ВРОДЖЕНИХ ПАТОЛОГІЙ ОПОРНО-РУХОВОГО АПАРАТУ У ДІТЕЙ	143
Овченко А.С.	
ІНФОРМАЦІЙНІ ТЕХНОЛОГІЇ ПІДТРИМКИ ПРИЙНЯТТЯ РІШЕНЬ ПРИ ПРОВЕДЕННІ ДІАГНОСТИЧНО-ЛІКУВАЛЬНИХ ЗАХОДІВ	145
Поворознюк А.І., Мумладзе Г.Р.	
ОБРАБОТКА СИГНАЛА ЭМГ НА ОСНОВЕ ЧАСТОТНО-ВРЕМЕННОГО МЕТОДА ДЛЯ ТЕРАПИИ	149
Прасол И.В., Ерошенко О.А.	
МЕТОД ВЫЯЛЕНИЯ ФАКТОРОВ РИСКА ЭМОЦИОНАЛЬНЫХ НАРУШЕНИЙ ДЛЯ ПРОВЕДЕНИЯ ПСИХОКОРРЕКЦИИ	151
Рисованая Л.М.	
ПОДХОД К ОПРЕДЕЛЕНИЮ СОСТОЯНИЯ ДЕТЕЙ С АТОПИЧЕСКИМ ДЕРМАТИТОМ	154
Трубицын А.А.	
АВТОМАТИЗАЦИЯ ПРОЦЕССА ВЫЯВЛЕНИЯ РАДИКУЛОИШЕМИИ НА РАННЕЙ СТАДИИ РАЗВИТИЯ	156
Черкасова Е.А.	
ФУНКЦІОНАЛЬНА МОДЕЛЬ ІНФОРМАЦІЙНОЇ СИСТЕМИ ПРОГНОЗУВАННЯ РЕЗУЛЬТАТУ ІНФАРКТУ МІОКАРДА	159
Якубовська С.В.	
Секция 5	163
Бионанотехнологии и биоматериаловедение	
ВИЗНАЧЕННЯ ПРОСТОРОВОЇ ОРІЄНТАЦІЇ МОЛЕКУЛ РУБРЕНУ У ПЛІВЦІ ЛЕНГМІОР-БЛОДЖЕТТ	165
Бані-Халед Г.Ф.Х., Кукоба А.В., Білаш Е.Н., Музика К.М.	
APPARATUS "SPARK" FOR LUMINESCENT AND ELECTROCHEMILUMINESCENT MEASUREMENT	167
Snizhko D.V., Bani Khaled G.F.H., Bilash O.M., Kukoba A.V.	
ELECTROGENERATED CHEMILUMINESCENCE FROM FILM	170

**MODIFIED ELECTRODES WITH TETRAPHENYLBORATE COREACTANT
FOR DETECTION OF OXIDANTS**

Zholudov Yu.T., Bani-Khaled G.F.H.

СОДЕРЖАНИЕ

173

ДЛЯ ЗАМЕТОК

ДЛЯ ЗАМЕТОК

ЗБІРНИК НАУКОВИХ ПРАЦЬ
6-го Міжнародного радіоелектронного форуму
«Прикладна радіоелектроніка. Стан і перспективи розвитку»
(МРФ – 2017)

МІЖНАРОДНА КОНФЕРЕНЦІЯ
«ПРОБЛЕМИ БІОМЕДІНЖЕНЕРІІ.
НАУКА І ТЕХНОЛОГІІ»

Відповідальні за випуск

Бих А. І., Печерська А. І.

*Матеріали збірника публікуються в авторському варіанті
без редагування*

Підписано до друку 30.09.2017 р.

Формат 60x84/16. Папір офсетний.

Друк цифровий.

Гарнітура «Times New Roman» Ум. друк. арк. 20,8.

Наклад 70 прим. Зам. № 3380

Видавництво «Точка»

61024, м. Харків, вул. Максиміліанівська, 11, оф. 4

Тел.: (057) 764-03-79

Свідоцтво суб'єкта видавничої справи:

серія ДК, №1790 від 19.05.2004 р.

Віддруковано в ТОВ «ДРУКАРНЯ МАДРИД»

61024, м. Харків, вул. Максиміліанівська, 11

Тел.: (057) 756-53-25

Свідоцтво суб'єкта видавничої справи

Серія ДК, № 4399 от 27.08.2012 р.

www.madrid.in.ua e-mail: info@madrid.in.ua