

**Матеріали науково-практичної конференції
з міжнародною участю
“СУЧАСНІ ЗДОБУТКИ МЕДИЧНОЇ
ІНФОРМАТИКИ”**

Київ, 13–14 червня 2013 року

КОНСТРУИРОВАНИЕ ИНТЕГРАЛЬНЫХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ КОЛИЧЕСТВЕННЫХ ПРИЗНАКОВ С ПОМОЩЬЮ ОДНОМЕРНЫХ И МНОГОМЕРНЫХ МЕТОДОВ МАТЕМАТИЧЕСКОЙ СТАТИСТИКИ

М. Ю. Антомонов, Е. В. Волощук

ГУ «Институт гигиены и медицинской экологии им. А.Н. Марзеева НАМН Украины»

The single- and multi-dimensional mathematical statistic methods apply at all stages the integral indicator calculation. Bat-dimensional techniques can be used for pre-processing and analysis of data for more efficient use of multivariate methods.

Актуальность разработки методов построения интегральных характеристик обусловлена отсутствием определенной математической модели, которая была бы одинаково эффективной для расчета интегральных характеристик здоровья на разных уровнях организации (как на индивидуальном, так и на популяционном) и на основе разных показателей: антропометрических, функционального состояния, адаптационных возможностей организма; рождаемости, заболеваемости, смертности, инвалидности и т.п.

Особенность существующих моделей состоит в том, что они разработаны преимущественно для решения узкого круга задач, и часто их вид зависит от типа обрабатываемых данных. С помощью же информационных технологий становится возможным разработка подходов к расчету унифицированных

оценок здоровья, элементами которых могут быть данные, имеющие разную значимость, вариабельность и размерность.

Основными задачами при формировании интегрального показателя являются следующие: определение информативности показателей с последующим сокращением их размерности; приведение показателей к единой шкале измерения с учетом их влияния на исследуемый объект (положительное/отрицательное); расчет весовых коэффициентов показателей; выбор математической модели для расчета интегрального показателя; верификация полученного результата.

Для решения перечисленных задач можно воспользоваться методами одномерной и многомерной математической статистики (табл. 1).

Таблица 1. Применение одно- и многомерных методов математической статистики при расчете интегрального показателя

Этап расчета интегрального показателя	Критерий / метод	Применение
Формирование перечня показателей		
Уменьшение размерности показателей	дисперсия	определение выбросов данных
	асимметрия	
	эксцесс коэффициент вариации	
	мода	определение однородности данных
	факторный анализ, дискриминантный анализ, кластерный анализ	группировка показателей; определение показателей с тесными взаимосвязями
Расчет безразмерных эквивалентов	среднее значение / медиана	определение нормы количественных / качественных показателей
Нормирование показателей	вариационная статистика	приведение значений показателей в диапазон измерения [0, 1]
Определение весовых коэффициентов показателей	факторный, регрессионный анализ	нахождение значений факторных загрузок и β -коэффициентов
Выбор математической формулы	кластерный анализ (метрики)	расчет интегрального показателя близости исследуемого объекта к эталону
Верификация интегрального показателя	среднеквадратическое отклонение, коэффициент корреляции	определение точности и качества интегрального показателя, тесноты связи с экспериментальными значениями
Принятие решений	дискриминантный анализ, нейронные сети	классификация, прогноз

© М. Ю. Антомонов, Е. В. Волощук

Применение одно- и многомерных методов математической статистики позволяет учитывать специфику данных при расчете интегральных показателей экологических, гигиенических и медицинских объектов и систем. При этом одномерные методы могут быть использованы в качестве основы (на первичных этапах расчета интегрального показате-

ля) для остальных случаев размерности расчетных данных. Определенную ценность для определения состояния биологических объектов представляют метрики кластерного анализа, которые при расчете интегральных показателей позволяют учитывать «норму» – наиболее важное понятие в биологии и медицине.

ПЕРСПЕКТИВЫ ПРОГРАММИРУЕМОЙ БИОМЕХАНИКИ В ВОСПРОИЗВЕДЕНИИ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНЫХ ФУНКЦИЙ БОЛЬНЫХ И ИНВАЛИДОВ

Ю. М. Барчина, О. А. Горбунов, Е. А. Осадчий

Киевская городская клиническая больница № 4

*Международный научно-учебный центр информационных технологий и систем НАН и
МОН Украины*

Киевский национальный университет имени Тараса Шевченко

Анотація. В роботі показана перспектива спільного застосування вітчизняного пасивного керованого екзоскелетону (ЕКС) з програмованою біомеханікою і засобів м'язової електростимуляції для відновлення опорно-рухових функцій хворих і інвалідів.

Одним из приоритетных направлений оптимизации процесса двигательной реабилитации больных, перенесших инсульт и спинальную травму, является совместное применение различных реабилитационных технологий. Программируемая электростимуляция нейромышечного аппарата во время выполнения естественного движения, например ходьбы, является эффективным методом двигательной реабилитации и способом коррекции патологических двигательных стереотипов данной категории пациентов (А. С. Витензон, К. А. Петрушанская, 2003).

Однако в связи с тем что у значительной части пациентов имеются стойкие двигательные нарушения, которые ограничивают возможность применения электростимуляции в движении, перспективным является применение ее в сочетании с ЭКС.

Для биомеханики отечественного аппарата «Экзоскелетон» характерна реализация активного человеко-машинного взаимодействия. Она достигается применением внешнего программируемого механического воздействия ЭКС на опорно-двигательный аппарат и костно-мышечную систему человека. Не менее важной является обратная управляющая функция со стороны супраспинальной центральной нервной системы (ЦНС) пользователя. Использование внешних приводов и средств компьютерного управления в аппаратах класса пассивный управляемый экзоскелетон концептуально должны быть второстепенными, как и задача уменьшения опорно-двигательной нагрузки. И не только потому, что механическое воздействие является наиболее доступным в реализации, естественным, эффективным, надежным и распространенным. Не случайно человечество до сих пор успешно использует мобильные и стационарные устройства (кровать, стул, велосипед и проч.) и еще долго не сможет

от них отказаться. Потому что они успешно решают проблему опорно-двигательного отдыха и (или) тренировки, например, велосипед, костыль и другие. ЭКС с трансформируемыми свойствами является логическим продолжением развития такого класса устройств. Созданию гомологичных механически ориентированных ЭКС наконец стали уделять внимание и в развитых странах мира. Так, например, известна успешная попытка создания ЭКС такого класса студенческим конструкторским бюро при университете города Окинава. Хотя их успех связан в основном с использованием возможностей известного в механике эффекта рычага для увеличения размеров искусственного наружного скелета. Более существенным достижением можно считать сообщение о создании в Японии механических роботизированных протезов ног, которые без применения внешних энергоемких приводов обеспечивают шаговое перемещение человека. Особенно они эффективны при шаговом перемещении сверху вниз. Аналогичные технические решения используются и в отечественных ЭКС. Так, нами уже разработаны искусственные суставы, биомеханика которых позволяет использовать их в качестве управляемых шарнирных сочленений для протеза ноги. Исключительно с помощью механики, в том числе датчиков углового перемещения, они обеспечивают высокогомологичную функцию протеза. Это решение значительно проще, чем, например, применение искусственного интеллекта для роботизированных кибернетических протезов ряда известных фирм-разработчиков. Тем более, что проблемы целеуказания и пространственной ориентации все равно решаются ЦНС пользователя.

Приведем перечень основных опорно-двигательных функций многофункционального шарнирного со-

членения ЭКС, которые могут быть использованы в качестве альтернативных для нужд протезирования, например, в протезе коленного сустава:

– дозированное фрикционное сопротивление угловому перемещению рычагов при их изгибе и / или разгибе в интервалах от 0° до 120° в нужной плоскости движения сустава;

– свободное угловое перемещение рычагов при их изгибе (разгибе) в интервале от 0° до 24° с дискретностью 8° (16°) в нужной плоскости движения сустава;

– дозированное фрикционное сопротивление одностороннему угловому перемещению рычагов с дискретностью в 8° (16°) при изгибе (разгибе) в интервале от 8° (24°) до 120° в нужной плоскости движения сустава;

– жесткое ступенчатое сопротивление одностороннему угловому перемещению рычагов с дискретностью в 8° (16°) при изгибе (разгибе) в интервале от 8° (24°) до 120° в нужной плоскости движения сустава;

– ручная блокировка (разблокировка) с дискретностью в 8° (16°) фрикционного (жесткого) одностороннего углового перемещения рычагов при изгибе (разгибе) с дозированным усилием фиксации, в интервале от 8° (24°) до 120° в нужной плоскости движения сустава;

– автоматизированная, в опорный момент локомоции, под действием дозированного усилия мышц (массы тела), блокировка (разблокировка) с дискретностью в 8° (16°) фрикционного (жесткого) одностороннего углового перемещения рычагов при изгибе (разгибе) с дозированным усилием сдерживания фиксации, в интервале от 8° (24°) до 120° в нужной плоскости движения сустава.

Такие свойства ЭКС позволяют эффективно восстанавливать (усиливать) опорно-двигательные функ-

ции пациента и проводить занятия по восстановлению локомоторных функций. Для усиления эффекта дополнительно проводилась миоэлектростимуляция в движении. Это позволяло формировать физиологичный паттерн нейромышечной активности не только на уровне спинальных локомоторных структур, но и на более высоких уровнях иерархии центральной нервной системы.

Сеансы восстановительной терапии проводились с использованием клинического варианта ЭКС и электростимулятора Миоритм 186с синхронизированных с моментом отрыва стопы от поверхности. Нейрофизиологическая сущность такого метода заключается в точном временном соответствии искусственного (электрические импульсы) и естественного (движение) возбуждения мышцы в двигательных актах пациента. Таким образом, исследуемый метод совмещает в себе основные направления двигательной реабилитации: кинези-, физиотерапию и функциональное ортезирование.

Электроды накладываются на мышцы нижней конечности в зависимости от поставленной задачи и выбора зоны стимуляции. После наложения электродов на пациента надевается ЭКС, устанавливается датчик контакта с опорой. Затем проводится обучение пациента.

Предварительное практическое одновременное использование электростимуляции и ЭКС на пациентах показало повышение эффективности их обучения. Пациент чувствовал дополнительную устойчивость и уверенность, ходьба становилась более четкой и ритмичной.

Использование встроенной в ЭКС программируемой стимуляции открывает новые возможности для лечения пациентов с выраженными двигательными нарушениями, у которых применение электростимуляции в ходьбе невозможно или затруднено.

Литература

1. First experience in rehabilitation of patients with spinal board disorders with “Exoskeleton” device The International Conference of Traumatologists and Orthopaediecs of Azerbaijan devoted to the 60 th anniversary of the Scientific-Research Institute of Traumatology and Orthopaediecs of the Azerbaijan Republic / Fishenko V.I., Osadchyy Y. O., Vovk N. N., Barchina U. M. – Baki. – Abstract Book. – 25–26 may 2007. – P. 1.
2. Концепция построения и опыт медицинского применения аппарата “Экзоскелетон” / Е. А. Осадчий, А. Т. Сташ-

кевич, Н. Н. Вовк, О. А. Горбунов // Літопис травматології та ортопедії. – 2011. – (21–22) № 1-2. – С. 306.

3. Осадчий Е. О. Особенности создания информационной-трансформенной технологии для проведения кинезотерапии у больных с опорно-двигательными нарушениями / Осадчий Е. О., Горбунов О. А., Лаута А. // Матеріали щорічної наук.-техн. школи-семінару: Біологічна і медична інформатика та кібернетика. – К. : ФМШ Жукин, 21-24 черв. 2011 р. – ISBN 978-966-02-6046-7;3, [б. в.]. – 103 с.

ТЕЛЕМЕДИЦИНСКОЕ МОНИТОРИРОВАНИЕ ОРТОДОНТИЧЕСКИХ ПАЦИЕНТОВ ШКОЛЬНОГО ВОЗРАСТА В СИСТЕМЕ СПЕЦИАЛИЗИРОВАННОЙ ДИСПАНСЕРИЗАЦИИ

Е. А. Биднюк, Л. С. Годлевский, Н. Р. Баязитов, А. В. Ляшенко

Одесский национальный медицинский университет

У дітей, яким для усунення ортодонтичних захворювань застосовували брекет-системи, проводили моніторинг стану зубів за допомогою аналізу цифрових зображень. Встановлено можливість ранньої діагностики початкових форм карієсу, пародонтиту, контроль динаміки виправлення стану зубних рядів, скорочення загального терміну лікування в 1,5–2,5 раза та запобігання рецидивам у період після зняття брекет-системи.

Распространенность зубочелюстных аномалий и деформаций в различных регионах СНГ колеблется от 30,9 до 76,5 %, а необходимость применения брекет-технологий в период сменного прикуса имеет место у 42,0 % детей [2, 4]. Кроме того, около 80 % детей в возрасте до 12 лет имеют пораженные кариесом постоянные зубы, а к 15 годам распространенность данной патологии охватывает 88 % детей [1, 4, 6]. При этом более половины 15-летних подростков имеют признаки поражения тканей пародонта. Проблема профилактики заболеваний зубов в детском возрасте может быть решена на основе проведения профилактических диспансерных осмотров, которые сегодня проводятся в плановом порядке в организованных группах детей возрастом от 6 до 14 лет [4, 5, 6].

Целью настоящего исследования было изучение возможностей информационной телемедицинской технологии консультирования пациентов, которым проводили коррекцию зубных рядов с помощью брекет-технологий.

Сегодня профилактический стоматологический осмотр (диспансеризация) представляет собой периодически повторяющийся осмотр пациента, в том числе и детей, периодичность которого (дважды в год) базируется на средних показателях латентного периода формирования наиболее распространенного заболевания – кариеса зубов [1, 3]. Подобная периодичность, таким образом, не соответствует современным технологическим возможностям, которые позволяют проводить более регулярный, более тщательный сбор информации о пациенте. По-существу, речь сегодня должна идти о замене диспансерного наблюдения мониторингом состояния здоровья пациента на основе широкого внедрения современных средств удаленного контроля здоровья пациента.

Опыт работы телемедицинской сети Одесского региона за период 2009–2012 года по вопросам консультирования пациентов в рамках стоматологичес-

кой диспансеризации свидетельствует, что показания к проведению консультаций были следующими:

1. Наличие выраженной патологии твёрдых тканей зубов (множественный кариес и его осложнения КПУ $>/ 8$, гипоплазия эмали, флюороз).
2. Ортодонтическая патология средней и тяжёлой степени (прогенический, прогнатический, открытый, глубокий, перекрёстный прикус, ретенированные зубы, сверхкомплектные зубы, выраженная скученность зубов и т.д.).
3. Патология пародонта (гингивит, пародонтит).
4. Патология височно-нижнечелюстного сустава.
5. Наличие укороченных уздечек верхней губы, языка, мелкого преддверия полости рта, макроглоссии.
6. Наличие вредных привычек.
7. Патология ЛОР-органов.
8. Бруксизм.
9. Нарушение дикции.
10. Сопутствующая патология ЖКТ, ССС, опорно-двигательной системы, эндокринной системы.
11. Обсуждение и формирование тактики совместного ведения пациентов специалистами различных профилей.

После определения показаний к проведению телемедицинского консультирования средней медицинской работник телемедицинского кабинета стоматологической поликлиники оформляет направление-заявку на консультацию. В заявку включены: номер школы, класса, идентификационные данные ребенка, данные родителей, данные врача, который определил показания к телеконсультации. Указывают адрес ftp-сервера, где находятся данные – результаты обследования пациента.

Для каждого пациента с выраженными зубочелюстными деформациями, наличием сопутствующей патологии ССС, ЖКТ, эндокринной системы, тяжёлыми формами пародонтита, наличием патологии ЛОР-органов в обязательном порядке создают вре-

менное депо данных обследований. При этом пациентов и их родителей через учреждения образования информируют о целесообразности создания временного ftp-депо данных, которые необходимы для эффективного длительного наблюдения за пациентами. В направлении-заявку включают данные о характере консультации, которую предполагается получить (по какой специальности, синхронное, асинхронное, с участием или без участия пациента, а так же с участием родителей пациента). Заполняют также контактные данные сотрудника, который является ответственным за заполнение направления-заявки на телеконсультирование и достоверность указанных данных.

При оформлении направления-заявки на проведение телемедицинской консультации обязательным является дополнение к ней развернутой «Выписки из медицинской карты стоматологического больного для телемедицинской консультации». В этом документе указывают медицинские данные пациента, суть консультации, на которую рассчитывает лечащий врач, и данные специалиста или нескольких специалистов, от которых необходимо получить данную консультацию.

Література

1. Годлевский Л. С. Информационное обеспечение профилактического стоматологического осмотра детей / Л. С. Годлевский, Е. А. Биднюк, А. В. Ляшенко // Кибернетика и вычислительная техника. – 2011. – Вып. 165. – С. 40–46.
2. Максютенко А. С. Использование современных цифровых методов диагностики хронических периодонтитов и заболеваний слизистой оболочки полости рта при проведении телеконсультаций в стоматологии / А. С. Максютенко, Д. К. Калиновский // Украинский журнал телемедицины и медицинской телематики. – 2008. – Т. 6, № 2. – С. 133–136.
3. Організація телемедичної допомоги в закладах охорони здоров'я (методичні рекомендації) / М. В. Голубчиков, А. В. Владзимирський, В. Г. Климовицький [та ін.] // МОЗ

Консультации ортодонтических пациентов, которым проводили лечение с помощью брекет-систем, проводили следующие специалисты (в порядке убывания числа консультаций): ортодонты; хирурги-стоматологи; пародонтологи; гигиенисты; логопеды; педиатры; эндокринологи; хирурги-ортопеды; гастроэнтерологи; ревматологи; психологи; физиотерапевты.

Исследование эффективности телемониторинга ортодонтических пациентов показало возможность ранней диагностики начальных форм кариеса, пародонтита, возможность контроля динамики достижения требуемого эффекта, сокращение общего периода времени лечения – в 1,5 – 2,5 раза, в сравнении с традиционным применением брекет-системы. Кроме того, достигался эффект уменьшения рецидива после снятия брекет-системы.

Выводы. Полученные результаты свидетельствуют о том, что применение современных информационных систем обеспечивает возможность мониторинга детей, которым применены брекет-системы для устранения ортодонтических заболеваний, эти системы заменяют традиционный диспансерный осмотр и позволяют повысить эффективность лечения.

України. – К., 2008. – 70 с.

4. Организация стоматологической помощи населению : учебное пособие для врачей-стоматологов / под ред. А. С. Оправина, А. М. Вязьмина. – Архангельск : Северный государственный медицинский университет. – 2011. – 519 с.
5. Телемедицинские технологии в здравоохранении / Самченко И. А., Годлевский Л. С., Даирбеков О. Д. [и др.] // Республика Казахстан – Украина, Шымкент – Одесса : Білім, 2008. – 366 с.
6. First results of the implementation of telemedical service in the Odessa region / L. S. Godlevsky, S. V. Kalinchuk, N. R. Bayazitov [et al.] // Polish Journal of Medical Physics and Engineering. – 2007. – Vol. 13, № 2. – P. 105–114.

КОМП'ЮТЕРНІ ЗАСОБИ ДЛЯ ПРОВЕДЕННЯ СКРИНІНГОВИХ МЕДИЧНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ В РЕЖИМІ ВІДДАЛЕНОГО ДОСТУПУ

О. В. Бойко¹, О. І. Дорош², О. Ю. Степанюк³

Львівський національний медичний університет імені Д. Галицького¹

Національний університет «Києво-Могилянська академія»²

Національний медичний університет імені О. О. Богомольця³

Methods and facilities for realization of screening medical researches with the use of modern internet-technologies are considered. Methodology and results of screening researches of style and quality of student's life from different countries on the Moodle platform base are shown.

Важливою задачею сучасної медицини є проведення профілактичних заходів з метою запобігання виникненню захворювань, виявлення груп ризику серед різних категорій населення, оцінювання стану популяційного здоров'я, стилю та якості життя різних вікових груп тощо.

Одним з інструментів для рішення цих задач є скринінгові дослідження. Для їх проведення використовують різноманітні методи та засоби: профілактичні огляди, анкетування, лабораторні та інструментальні дослідження тощо. Впровадження інформаційно-комп'ютерних технологій дозволяє суттєво прискорити процес проведення таких досліджень, збільшити кількість вибірки, оптимізувати процедуру збереження та обробки великих масивів даних. Сучасні Інтернет-технології дозволяють проводити скринінгові дослідження у режимі віддаленого доступу, що надає змогу порівнювати результати досліджень у різних регіонах та країнах. Для проведення скринінгових досліджень використовуються різні програмні засоби: наприклад, система комбінованого скринінгу вагітних жінок PRISKA (дослідження результатів УЗД та біохімічних аналізів з метою виявлення аномалій розвитку плода), система САТІ (Computer Assisted Telephone Intervie), платформа MOODLE для проведення скринінгових досліджень на основі комп'ютерного опитування (анкетування) тощо. Програмний комплекс (платформа) Moodle є спеціалізованою системою управління навчанням (Learning management system – LMS). Moodle є системою з відкритим кодом і являє собою програмне середовище, розроблене на основі технології PHP+MySQL, що працює під управлінням web-сервера Apache (Denver). Moodle-сервер може бути встановлений як на платформі Windows, так і на UNIX(Linux)-платформах. Система має модульну структуру і містить навчально-методичні матеріали, завдання, тести, комунікаційні засоби, засоби для обліку та статисти-

ки. Програмний комплекс Moodle дозволяє проводити навчання та оцінювання знань медичного персоналу та студентів в on-line режимі. Результати контролю зберігаються у базі даних.

Для проведення скринінгових досліджень у режимі віддаленого доступу в рамках проекту транскордонного співробітництва в Політехнічному університеті м. Білосток (Польща) було розроблено систему з розширеною базою тестових питань на базі платформи Moodle. Питання в анкеті передбачають вибір відповідей з множини або введення текстової інформації у відповідні поля. Анкети адаптовано для користувачів з різних країн (Польща, Білорусія, Україна, Росія, Литва). Представникам кожної з країн надавався відповідний пароль доступу до системи. На рисунку 1 показано вікно вибору анкет.

На базі розробленої системи комп'ютерного анкетування були проведені скринінгові дослідження серед учнів та студентів різних країн з метою порівняльного аналізу якості їх життя та виявлення змін у стилі життя студентів протягом навчання в університеті. На кафедрі медичної інформатики Львівського медичного університету ім. Д. Галицького було проведено скринінгові дослідження «Стиль життя – Україна 2012–13». В анкетуванні також брали участь студенти інших українських вишів. Результати опитування були опрацьовані у середовищі електронних таблиць Excel з графічною візуалізацією результатів.

На рисунку 2 наведено приклад порівняльної оцінки результатів опитування серед студентів різних країн.

На основі проведених досліджень було, наприклад, встановлено, що соціально раціональний спосіб життя ведуть студенти з України та Білорусії, оскільки приблизно 90 % з них ніколи не вживали наркотиків, близько 60 % не палять. В той же час лише 62 % респондентів із Польщі відчувають стрес, тоді як 91 % українців та білорусів скаржаться на цей психоемоційний стан.

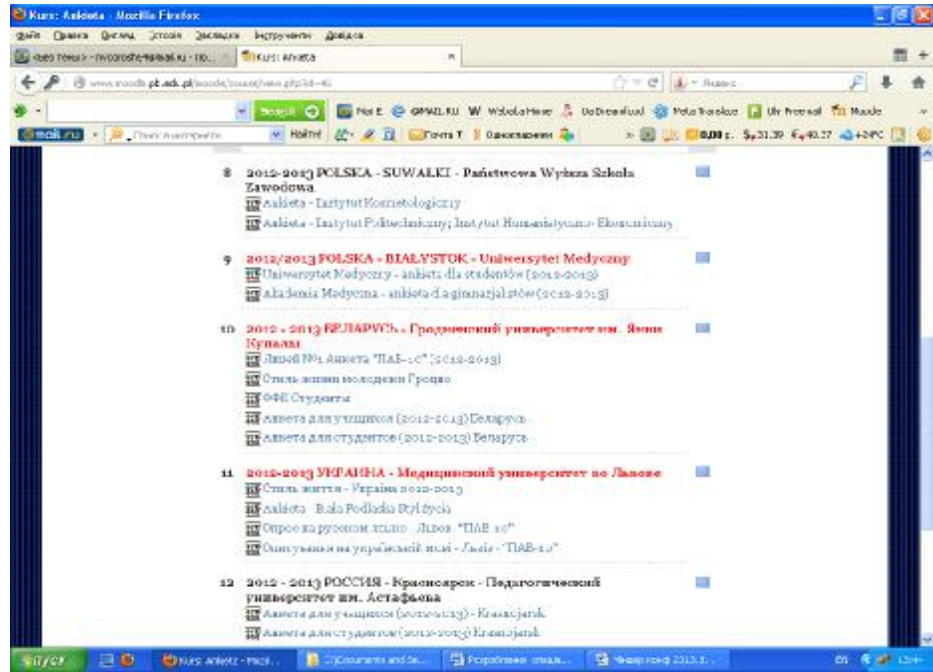


Рис. 1. Вікно вибору анкет для опитування студентів.

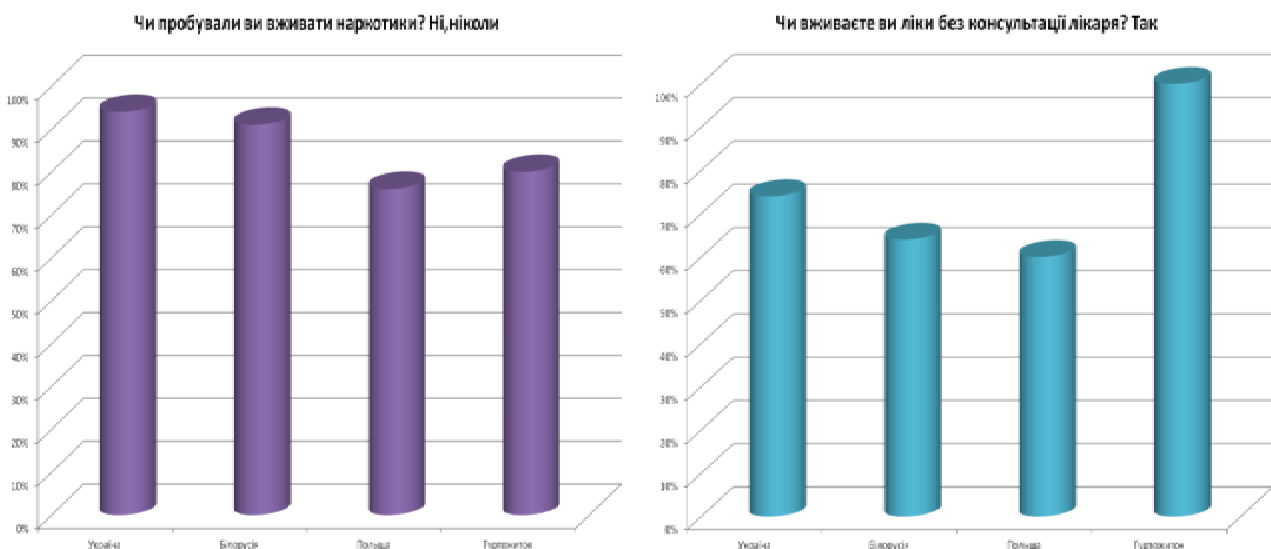


Рис. 2. Порівняльна характеристика результатів скринінгових досліджень.

Перспективним напрямком є розроблення інформаційно-аналітичних систем, які дозволять сумістити різні методи скринінгових досліджень, а також

проводити комплексний аналіз фізіологічних та психологічних показників стану здоров'я різних груп населення (наприклад, система INANS).

ВДОСКОНАЛЕННЯ МЕТОДИК АНАЛІЗУ БІОСАСЕПТОМЕТРИЧНИХ СИГНАЛІВ

В. М. Будник, В. Є. Васильєв, М. М. Будник

Інститут кібернетики ім. В. М. Глушкова НАН України

Предложены количественные показатели, характеризующие сигналы магнитной восприимчивости биологических объектов. Эти показатели тестировались на экспериментальных данных от калибровочной катушки и образцах нанопорошков оксидов железа. Показано линейность экспериментальных зависимостей, что подтверждает способность созданного биосептометра для количественных измерений наноманитных материалов, перспективных для биомедицинских применений.

Раніше за проектом УНТЦ № 3074 (2006–2008) було виготовлено СКВІД-септометричну систему [1]. На сьогодні за її допомогою проводяться вимірювання розподілу магнітних наночастинок (МНЧ) у тілі лабораторних щурів [2, 3]. Але кількісні показники біосептометрії не були знайдені та не обчислювались автоматично програмним забезпеченням.

Аналіз сигналів від зразків МНЧ. Прилад та експериментальна методика вимірювань детально описані в [1]. Для розуміння методики обробки на рисунку 1 наведено вигляд карти магнітного поля (КМП), звідки видно, що для карти № 2 з набору поле в максимумі $B_{MAX} = 3972$ відліків АЦП, а в мінімумі $-B_{MIN} = 3759$. Інформативний (корисний) сигнал септометра від МНЧ, поміщеними в поле намагнічування, та калібрувальний сигнал СКВІД-магнітометра описуються принципово різними виразами.

Області, в яких концентруються МНЧ в тілі малих лабораторних тварин та калібровані зразки МНЧ мають відносно малі розміри (декілька см), тому їхній розподіл поля на КМП подібний до дипольного, тобто має два сильних екстремуми поля, B_{MAX} та B_{MIN} (позначені знаком «+» та «-» на рис. 1).

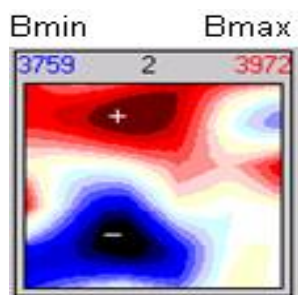


Рис. 1. КМП № 2.

Інформативним параметром є різниця поля між цими екстремумами Δ (розмах КМП, 1), тому що вона, як відомо, пропорційна моменту магнітного диполя:

$$\Delta = B_{MAX} - B_{MIN} \quad (1)$$

У септометрії поле намагнічування змінюється за синусоїдальним законом. Отже, максимальний відгук від МНЧ буде мати місце 2 рази за період –

на максимумі та мінімумі поля намагнічування. Проте значення різниць (1) можуть трохи відрізнятися в цих точках за рахунок: 1) впливу магнітних перешкод; 2) похибки струму в котушках (шуми генератора струму, дрейф опору індукційних котушок чи параметрів електроніки внаслідок нагрівання та ін.); 3) неточності визначення моментів екстремумів намагнічування програмою.

Тому для зменшення похибки розмах КМП усереднюють:

$$\Delta_{CEP} = \frac{\Delta(+)+\Delta(-)}{2}, \quad (2)$$

де $\Delta(+/-)$ – розмах КМП, яка відповідає максимуму / мінімуму намагнічування. Також відомо, що сигнал септометра пропорційний полю, а, отже, і струму намагнічування, тому його необхідно нормувати на струм:

$$S_{INF} = \frac{\Delta_{CEP}}{I_K}, \quad (3)$$

де I_K – амплітуда струму в індукційних котушках.

Аналіз сигналів при калібруванні. Калібрування виконують за допомогою міри магнітної індукції (ММІ) 3-го розряду, повіреної в Харківському центрі СМС. Амплітуду розмаху каліброваного поля від ММІ у відліках АЦП оцінюють згідно (4) як різницю середніх значень на двох КМП:

$$S_K = B_{CEP}(+) - B_{CEP}(-), \quad (4)$$

де $B_{CEP}(+/-)$ – середній сигнал на КМП, який відповідає максимуму / мінімуму сигналу намагнічування. Останній знаходять як середнє арифметичне від значень поля в екстремумах КМП:

$$B_{CEP} = \frac{B_{MAX} + B_{MIN}}{2}. \quad (5)$$

Програмна реалізація. Для автоматизації обчислень було вдосконалено програму аналізу. На рисунку 2 наведено частину вікна програми, де відображені усереднені сигнали. У окремому вікні (справа зверху) наведені різні дані, отримані при обробці сиг-

налів. У нижній половині цього вікна видно середній сигнал на КМП, який відповідає максимуму $B_{СЕР}(+) = 16059$ та мінімуму намагнічування $B_{СЕР}(-) = -16025$ (5), а також максимальний розмах (1) на КМП для

позитивної частини $D(+) = 90$ та для негативної частини $D(-) = -128$ усередненого сигналу. Показники (1-5) розраховуються за формулами у програмі MS Excel.

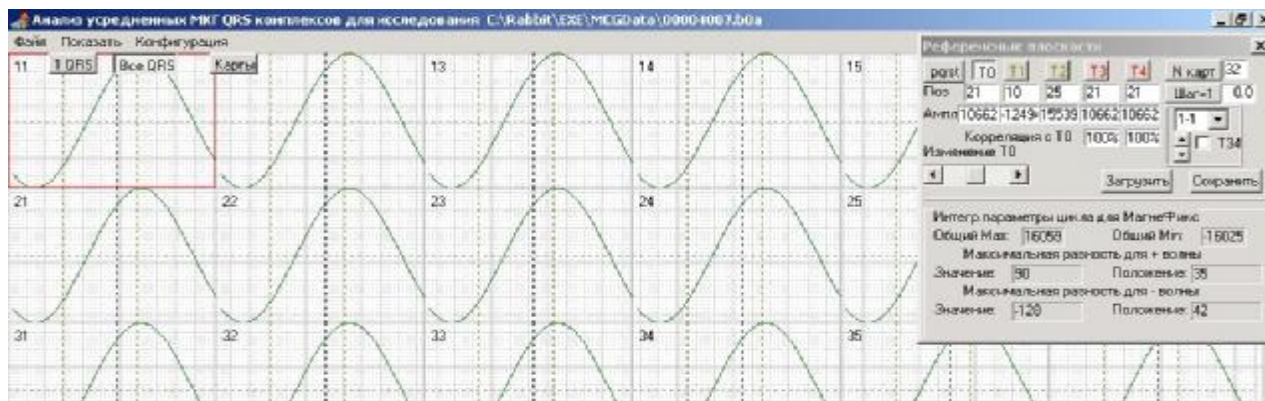


Рис. 2. Частина вікна програми аналізу усереднених сигналів.

Калібрування СКВІД-магнітометра. Спеціально виготовлену калібрувальну котушку, повірену як міру магнітної індукції (ММІ) з коефіцієнтом передачі 4,19 пТл/мкА, одягають на хвостовик криостата. На частоті 110 Гц у котушку з генератора поспідовно подають калібрований струм прямокутної форми амплітудою 0,4, 1, 2 та 4 мкА. Нульове зна-

чення вихідного сигналу СКВІД-магнітометра отримуємо при відсутності струму в калібрувальній котушці. При кожному значенні струму на основі відомого коефіцієнта передачі ММІ обчислюють магнітне поле на вході СКВІД-магнітометра. Результати калібрування показано на рисунку 3.

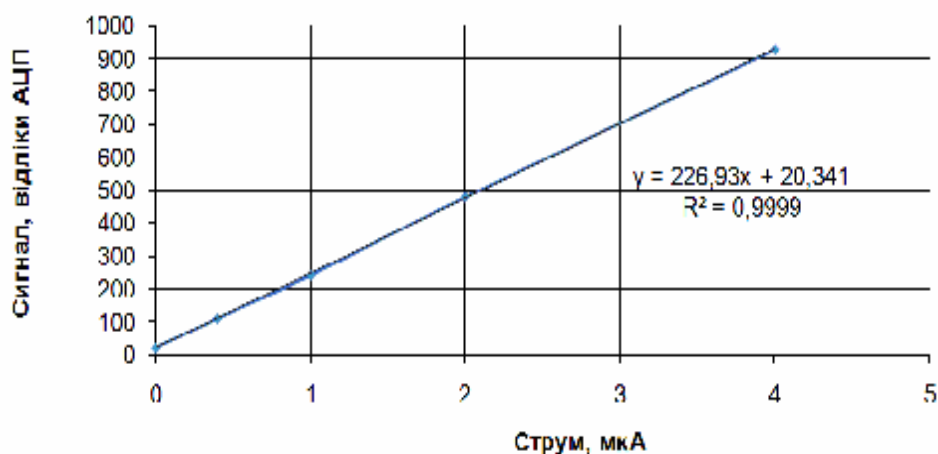


Рис. 3. Калібрувальна залежність (4) СКВІД-магнітометра.

З рисунка 3 видно, що вихідний сигнал пропорційний струму, а отже і магнітному полю. Для отримання якісної калібрувальної залежності потрібно провести балансування вхідної антени магнітометра та не застосовувати «нормування» сигналу у ПЗ. Отримана калібрувальна залежність підтверджує лінійність між вхідним та вихідним сигналами з дуже великою точністю, що підтверджено високою точністю лінійної регресії з коефіцієнтом $R^2=0,9999$.

Дослідження зразків МНЧ. Під час досліджень

використано МНЧ виробництва фірми Sigma Aldrich у вигляді нанопорошків Fe_2O_3 діаметром 20–25 нм та Fe_3O_4 діаметром 20–30. Для досліджень виготовлено набори каліброваних зразків, вагою 1, 2, 4, 6, 8 мг. Їх досліджено при наступних умовах: струм 1,2 А, частота намагнічування 87,1 Гц, зразок розміщено вертикально в центрі, відстань до дна криостата 2 мм, висота зразка 8 мм.

З рисунка 4 видно, що для зразків масою 1 мг є достовірна лінійна залежність ($R^2 > 0,9$).

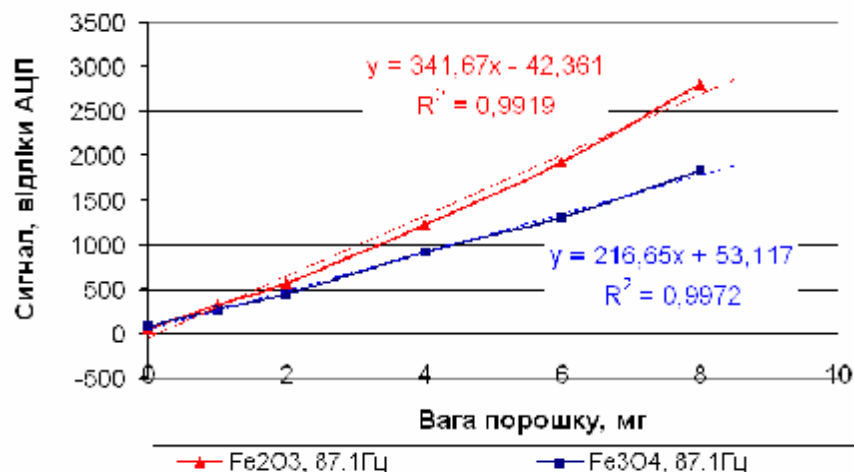


Рис. 4. Залежності інформативного сигналу (3) для зразків Fe₂O₃ і Fe₃O₄.

Висновки. Вдосконалено методику аналізу даних від зразків МНЧ та сигналів калібрування. Модернізовано ПЗ для автоматичного обчислення кількісних показників: $B_{СЕР}$ (+), $B_{СЕР}$ (-), Д(+), та Д(-). Ілюстрація коректності показників та методик обробки продемонстрована на прикладі аналізу експерименталь-

них даних, а саме калібрування магнітометра та дослідження зразків МНЧ. Показано, що калібрувальна залежність магнітометра лінійна з великою точністю ($R^2=0,999$). Знайдено, що для порошкових зразків масою 1 мг є достовірна лінійна залежність ($R^2 > 0,9$).

Література

1. Розробка СКВІД-магнітометричної системи для дослідження МНЧ у тілі лабораторних тварин / Риженко Т., Войтович І., Мінов Ю. [та ін.] // Електроніка і зв'язок. – 2008. – № 3–4. – С. 164–168.
2. Виявлення здатності СКВІД-магнітометрії до візуалізації магніточутливого комплексу на основі наночасток оксиду заліза та доксорубіцину у тілі щурів-пухлиноносіїв / Будник В., Будник М., Орел В. [та ін.] // Електроніка і зв'язок. – 2010. – № 2. – С. 137–141.
3. Неинвазивный метод определения накопления железа в

- печени крыс со свинцовой интоксикацией / Лубянова И., Краснокутская Л., Дитруха Н. [и др.] // Український журнал з проблем медицини праці. – 2011. – № 3(27). – С. 43–46.
4. Дослідження характеристик та калібрування СКВІД-септометра на основі зразків магнітних наночастинок / Будник В., Сутковий П., Мінов Ю., Будник М. // Біологічна і медична інформатика та кібернетика (БМІК-2012) : матеріали щорічної науково-технічної школи-семінару, ФМШ Жукин, – К. : НАН України, Інститут кібернетики імені В. М. Глушкова. – С. 94–100.

НЕКОТОРЫЕ АСПЕКТЫ РАЗРАБОТКИ ИНФОРМАЦИОННОЙ СИСТЕМЫ ПОДДЕРЖКИ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ ВРАЧА ОБЩЕЙ ПРАКТИКИ

Е. В. Высоцкая

Харьковский национальный университет радиоэлектроники

У роботі розглянуті деякі аспекти розробки інформаційної системи підтримки прийняття рішень лікаря загальної практики. Застосування запропонованого підходу дозволить лікарю загальної практики використовувати існуючі медичні інформаційні ресурси, їх функції та дані без спеціального обладнання, спеціальних програмних засобів та знань.

Повсеместное присутствие компьютеров в обществе, потребность в технологиях для выполнения нормативных требований приводит к обязательному использованию информационных систем во всех учреждениях здравоохранения.

Достойное место среди существующих медицинских информационных систем занимают системы поддержки принятия решений (Clinical Decision Support System, CDSS).

На сегодняшний день информационные системы поддержки принятия решений представляют собой, как правило, изолированные программы, рассчитанные на применение в рамках отдельно взятого медицинского учреждения и ориентированные на обеспечение частных функций и задач. Отсутствие единого подхода при их развитии в процессе эксплуатации привело к возникновению серьезных проблем. В результате, информационные ресурсы, методы работы с ними, программные средства, созданные в одном научном коллективе, редко становятся достоянием широких заинтересованных кругов. Это приводит к неоправданному дублированию, как при проведении научных исследований, так и при финансировании дорогостоящих работ (разработка программного обеспечения и др.).

Важным шагом на пути преодоления отмеченных недостатков являются интеграция и коллективное использование разнородных информационных ресурсов. Особое значение эти процессы имеют при разработке новых информационных технологий и систем поддержки принятия решений врача общей практики.

Эффективное решение врача общей практики основывается на высочайшем уровне концептуального понимания, действия по его практическому выполнению часто должны носить максимально оперативный характер. Кроме того, принимая решение, врач общей практики анализирует большое количество информации, так как для комплексной оценки состояния здоровья ему часто требуется взаимодей-

ствие со специализированными звеньями системы здравоохранения.

С целью использования уже разработанных программных продуктов для врачей-специалистов различных специализаций мы предлагаем использовать централизованную установку системы поддержки принятия решения врачом общей практики в «частном» облаке с подключением неограниченного количества врачей-консультантов, медицинских баз данных и АРМ врачей-специалистов.

Предлагается следующая типовая схема внедрения «Облачной системы» поддержки принятия решений врача общей практики:

– при возникновении необходимости обслуживать много (50 и выше) АРМ врачей создавать один общий центр обработки данных (ЦОД) для работы «частного облака системы».

– на каждом рабочем месте врача создавать свою инфраструктуру (сети, ПК, принтеры), организовать выделенный (желательно – оптический) канал связи от врача к ЦОДу, а также предусмотреть резервный канал связи.

– В ЦОДе установить централизованный стек серверного оборудования и систему хранения данных. В них специальными средствами для каждого АРМа создавать свои «виртуальные» разделы (серверы) для обслуживания серверной части системы поддержки принятия решений семейного врача. В каждом таком разделе будет функционировать своя «виртуальная» система, обслуживающая только данного врача. За счет сепарации отдельных инсталляций системы достигается надежная защита медицинских данных от несанкционированного доступа других лиц.

Также предполагается функционирование выделенного виртуального сервера для обслуживания общего информационного ресурса (ОИР). Т.к. физически сервер ОИР располагается в ЦОДе, то обмен данными между врачом и ОИР осуществляется максимально быстро и надежно. Также скорость

обмена данными между врачами высока за счет консолидации виртуальных серверов АРМ врачей в одном ЦОДе, а в силу того что передача данных между врачами по открытым каналам фактически отсутствует, защита от несанкционированного перехвата данных существенно упрощается.

Как средство обеспечения совместимости различных медицинских информационных ресурсов предполагается использование медицинских технологических стандартов – моделей медицинских услуг, норм и нормативов, систем классификации и кодирования медицинской информации.

Так как в разрабатываемой системе предполагается использовать уже существующие информационные ресурсы, часть из которых создавалась и развивалась как автономные системы, для использования их функций и данных в разнообразных аспектах при принятии решений семейным врачом, необходимо применение информационного шлюза, который позволит создать высокопроизводительную специализированную сеть, объединяющую системы хранения и обработки данных из уже существующих информационных ресурсов. Ее внедрение позволит реализовать концепцию «централизованное хранение/

распределенная обработка данных», которая имеет ряд существенных практических преимуществ. Использование шлюзов позволит приложениям оперировать базами данных в «чужом» формате так, как будто это собственные базы данных. Цель шлюза – организация доступа к унаследованным базам данных. Информационный шлюз служит для решения задач согласования форматов баз данных при переходе к какой-либо одной системе управления базами данных.

Выводы. Использование предлагаемого подхода к разработке информационной системы поддержки принятия решений семейного врача позволит осуществить взаимодействие различных медицинских информационных систем, даст возможность компьютерным сетям, устройствам, приложениям или компонентам обмениваться информацией между собой и использовать эту информацию. Врач общей практики сможет использовать информацию из большого числа источников, вне зависимости от того, на каких устройствах и при помощи каких программных средств эта информация создана, без специального оборудования, специальных программных средств и специальных знаний о настройках таких систем.

ТРАНЗИСТОРНИЙ ВИМІРЮВАЛЬНИЙ ПЕРЕТВОРЮВАЧ БІОМЕДИЧНОГО ДИФЕРЕНЦІЙНОГО СКАНУЮЧОГО КАЛОРИМЕТРА

Р. Л. Голяка, О. В. Бойко, Н. В. Дорош, В. Ю. Ільканич

Львівський національний медичний університет ім. Д. Галицького
Національний університет «Львівська політехніка»

Based on transistors the measurement transducer for biomedical differential scanning calorimetry sensor is proposed. The differential temperature measurements are provided by a differential n-p-n transistor stage and an ADuC834 24-Bit MicroConverter. The circuit and software of the sensor device developed are described. The main features of the sensor are: difference temperature measurement ranges – A) $\pm 10^\circ\text{C}$, B) $\pm 30^\circ\text{C}$; difference temperature measurement resolution – better than $0,001^\circ\text{C}$; temperature measurement ranges – from 40°C to 100°C ; supply voltage $-5\text{ V} \pm 10\%$; interface – USB.

Диференціальна скануюча калориметрія (ДСК) базується на вимірюванні кількості енергії, поглиненої або виділеної зразком, при неперервному підвищенні чи зниженні температури. Цей метод є одним з найефективніших способів структурного аналізу, включаючи визначення області склування, значення температур плавлення й кристалізації, фазових переходів полімерів, температури термічної деструкції тощо. Застосування методу ДСК також дозволяє судити про наявність або відсутність антиоксиданта в полімері, антистатиків, поглиначів ультрафіолетового випромінювання, модифікаторів ударної міцності матеріалу [1]. Серед сучасних пристроїв, що забезпечують автоматизацію ДСК є, зокрема, диференціальний скануючий калориметр Diamond DSC компанії PerkinElmer. Первинними вимірювальними перетворювачами таких пристроїв є терморезистори або термопари [2].

За останній час ДСК знайшла своє використання в сенсорах біомедичного призначення. З їх допомогою проводять якісний та кількісний аналіз фармацевтичних засобів, білків, кісткової тканини, м'язів тощо [3, 4]. На жаль, існуючі пристрої ДСК не в повній мірі відповідають вимогам біомедичної сенсорики. Особливістю останньої є необхідність зменшення мінімально допустимої маси досліджуваної речовини (до декількох грам і менше), підвищення точності вимірювання, а також, відповідність вимогам сучасної біомедичної мікроелектроніки.

В рамках даної роботи вирішена задача підвищення експлуатаційних характеристик ДСК біомедичного призначення шляхом заміни вищезгаданих терморезисторів чи термопар на транзисторні вимірювальні перетворювачі. Сучасні транзистори характеризуються гранично малими розмірами (від декількох мікрометрів і до міліметра), а сигнальні перетворювачі диференціальних термометрів на їх ос-

нові, що реалізуються схемою диференціального каскаду, забезпечують суттєво вищу, у порівнянні з терморезисторами чи термопарами, температурну чутливість [5].

Диференціальний каскад описується системою рівнянь

$$\begin{cases} I_{C1} = \alpha_1 I_{E1} \\ I_{C2} = \alpha_2 I_{E2} \\ I_{E1} + I_{E2} = I_{\Sigma E} \end{cases},$$

де: I_{C1} , I_{E1} – колекторний та емітерний струми транзистора T_1 ; I_{C2} , I_{E2} – аналогічно для транзистора T_2 ; a_1 , a_2 – коефіцієнти передачі струму цих транзисторів

(типово $a = 0,99..0,995$); $I_{E1} = I_{SE10} \exp\left(\frac{V_{BE1}}{m_1 \varphi_T} - 1\right)$;

$I_{E2} = I_{SE20} \exp\left(\frac{V_{BE2}}{m_2 \varphi_T} - 1\right)$ – залежності емітерних

струмів транзисторів від напруги V_{BE1} , V_{BE2} їх емітерно-базових p-n переходів; I_{SE10} , I_{SE20} , m_1 , m_2 – відповідно, струми насичення та коефіцієнти неідеальності цих p-n переходів; $\varphi_T = kT/q$ – температурний потенціал; k – стала Больцмана; T – абсолютна температура; q – заряд електрона; I_{SE} – сумарний струм, що втікає в емітерні p-n переходи транзисторів і типово задається або стабілізуючим резистором емітерних кол транзисторів, або джерелом стабільного струму в цих колах.

Інформативним сигналом різниці температур диференціального каскаду є різниця колекторних струмів $DI_C(T) = I_{C2}(T) - I_{C1}(T)$ транзисторів, що обумовлена відповідною різницею їх температур. Температурно залежними параметрами транзисторів, що визначають інформативний сигнал є $I_{SE0}(T)$, $j_T(T)$, $a(T)$.

Диференційний каскад розроблено в рамках роботи транзисторного вимірювального перетворювача біомедичного диференційного скануючого калориметра побудовано на n-p-n транзисторах у мікрокорпусному конструктиві SOT23 з розмірами приблизно 1 x 2 x 3 (мм). Для дослідження параметрів транзистори змонтовані на зонди, зовнішній вигляд яких наведено на рисунку 1. З метою подальшого зменшення розмірів можуть використовуватися безкорпусні транзистори у «підвішеному» конструктивному виконанні чи з MEMs конструктивно-технологічний базис, зокрема мембранну конструкцію структури.

Функціональна блок-схема вимірювального перетворювача наведена на рисунку 2, а його програмне забезпечення – на рисунку 3. Крім диференційного каскаду (транзистори T1, T2, резистори R1, R2, R3) в склад вимірювального перетворювача входить сигнальний підсилювач (операційні підсилювачі OA1, OA2, резистори R4, R5, R6), 24-розрядний аналого-цифровий перетворювач з вбудованим мікроконтролером типу ADuC834 (24-Bit MicroConverter), USB інтерфейс (USB Interface) та персональний комп'ютер (PC).

Основними експлуатаційними характеристиками розробленого транзисторного вимірювального пере-

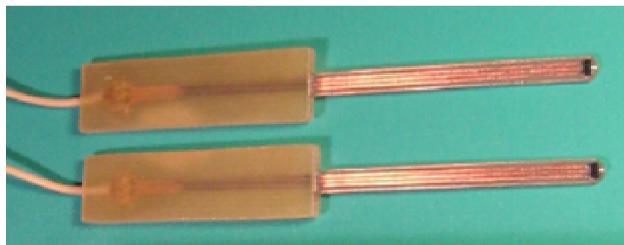


Рис. 1. Зонди диференційного скануючого калориметра.

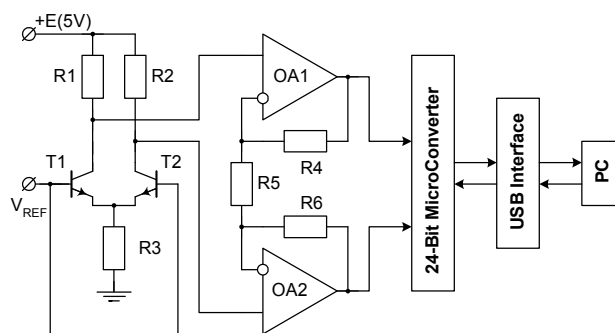


Рис. 2. Функціональна блок-схема вимірювального перетворювача.

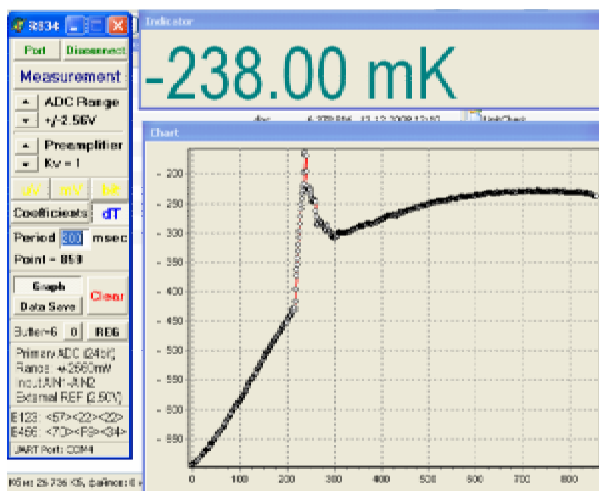


Рис. 3. Вид програмного забезпечення диференційного скануючого калориметра.

творювача є: діапазон вимірювання різниці температур: А) $\pm 10^{\circ}\text{C}$, Б) $\pm 30^{\circ}\text{C}$; роздільна здатність вимірювання різниці температур: не гірше $0,001^{\circ}\text{C}$; робочий діапазон: від мінус 40°C до плюс 100°C ; напруга живлення: $5\text{ V} \pm 10\%$; інтерфейс: USB.

Література

- Behme Robert Heat of Fusion measurement of a low melting polymorph of carbamazepine that undergoes multiple phase changes during DSC analysis / Behme Robert, Brooke Dana // J. Pharm Sci. – 2006. – Vol 80. – Issue 10. – P. 986–990.
- Bruce Cassel Modulated Temperature DSC and the DSC 8500: A Step Up in Performance / Bruce Cassel, Robert Packer // PerkinElmer, Inc. <http://las.perkinelmer.com/>.
- Левицкий Д. И. Применение метода дифференциальной сканирующей калориметрии для структурно-функциональных исследований мышечных белков // Успехи биоло-

- гической химии. – 2004 – Т. 44 – С.133–170.
- Жнякина Л. Е. Система дифференциальной сканирующей калориметрии для исследования лекарственных объектов / Жнякина Л. Е., Мощенский Ю. В., Ткаченко М. Л. // Химико-фармацевтический журнал – 2005. – № 11. – С.46–49.
- Дифференциальный термометр с высокой разрешающей способностью / Готра З. Ю., Голяка Р. Л., Павлов С. В. [и др.] // Технология и конструирование в электронной аппаратуре – 2009 – № 6 – С. 19–23.

НЕІНВАЗИВНЕ ВИМІРЮВАННЯ ПАРАМЕТРІВ ГЕМОДИНАМІКИ МІКРОЦИРКУЛЯТОРНОЇ ЛАНКИ СИСТЕМИ КРОВООБІГУ

В. І. Дегтярук

Інститут кібернетики ім. В. М. Глушкова НАН України

Описано способ и устройство для неинвазивного измерения параметров гемодинамики микроциркуляторного отдела системы кровообращения, основанный на фотометрическом методе.

Пропонований підхід базується на явищі поглинання світла молекулами гемоглобіну. Спектральна інтенсивність I світла, що пройшла крізь шар розчину товщиною d , описується формулою, яка базується на законі Бугера-Ламберта-Бера:

$$I = I_0 \exp(-kd) \quad (1)$$

де I_0 – спектральна інтенсивність світла на вході в розчин;

k – коефіцієнт поглинання світла в розчині;

T – коефіцієнт пропускання кювети з прозорим розчином.

Якщо розчин включає один барвник:

$$K = k_{mol} c, \quad (2)$$

де k_{mol} – молярний коефіцієнт поглинання барвника;

c – його молярна концентрація.

Вимірюючи спектральні інтенсивності I_0 та I_B в смугі поглинання барвника, пропускання кювети T та знаючи k_{mol} та d за формулами (1, 2) можна обчислити концентрацію барвника.

При проходженні світла крізь живу тканину воно послаблюється не лише через поглинання, а й в результаті розсіювання. Тому замість формули (2) маємо

$$K = K_p + k_{mol} c, \quad (3)$$

де K_p – коефіцієнт послаблення, зумовлений розсіюванням світла.

Авторами вибрана двоххвильова схема вимірювань «на відбивання» де в якості інформаційного параметра використовують зворотно розсіяне світло.

Спектральні інтенсивності світла, яке виходить з тіла, описуються рівняннями

$$I_O = T_O I_{R,O} \exp[-(K_{p,O} + K_{B,O} + k_{hb,O} c_{hb})d] \quad (4)$$

$$I_B = T_B I_{B,O} \exp[-(K_{p,B} + K_{B,B} + k_{hb,B} c_{hb})d] \quad (5)$$

Індекси «О» та «В» вказують на опорну I_0 та вимірювальну довжину хвилі I_B .

$I_{R,O}$, $I_{B,O}$ – спектральні інтенсивності світла на вході в тканину.

T_O , T_B – коефіцієнти пропускання світла тканиною;

$K_{p,O}$, $K_{p,B}$ – коефіцієнти розсіювання, задаються в M^{-1} ;

$k_{B,O}$, $k_{B,B}$ – коефіцієнти поглинання світла компонентами тканини, задаються в M^{-1} ;

$k_{hb,O}$, $k_{hb,B}$ – молярні коефіцієнти поглинання світла гемоглобіном, задаються в $M^2/моль$;

c_{hb} – молярна концентрація гемоглобіну, моль/ M^3 ;

d – усереднена довжина шляху, який проходить у тканині світло, що потрапляє на фотоприймач, м.

Довжини хвиль I_O , I_B вибираються так, щоб розсіювання та фонове поглинання світла для них були майже однакові (тобто $K_{p,O} \gg K_{p,B}$, $k_{B,O} \gg k_{B,B}$), а молярні коефіцієнти поглинання гемоглобіном суттєво відрізнялись ($k_{hb,B} \gg k_{hb,O}$).

Один з варіантів обробки результатів вимірювання отримують, якщо вираз (4) поділити на вираз (5).

$$I_O / I_B = (T_O I_{R,O} / T_B I_{B,O}) \exp[(k_{hb,B} - k_{hb,O})c_{hb}d] \quad (6)$$

Вирішивши це рівняння відносно c_{hb} , отримаємо:

$$c_{hb} = [\ln(I_O / I_B - \ln(T_O I_{R,O} / T_B I_{B,O}))] / [(k_{hb,B} - k_{hb,O})d] \quad (7)$$

Величини T_p , T_B , $I_{p,O}$, $I_{B,O}$ та d константи приладу і визначаються конструкцією вимірювальної головки приладу та каналом обробки сигналів.

Таким чином, визначається усереднена концентрація гемоглобіну в тканині. Знаючи площу фотоприймача S та довжину шляху d , який пройшло світло в тканині, можна вирахувати об'єм тканини, для якої визначається концентрація гемоглобіну:

$$V = Sd \quad (8)$$

Знаючи об'єм тканини та концентрацію гемоглобіну визначається її кровонаповнення:

$$P = V \cdot c_{hb} \quad (9)$$

Реалізація способу виконується за допомогою приладу «Гемодин», розробленого в інституті кібернетики ім. В. М. Глушкова НАН України.

Дослідження проводиться на дистальних фалангах пальців. Вибір місця дослідження зумовлений тим що найменші порушення кровообігу мікроциркуляторної ланки насамперед відбуваються в периферійних ділянках тіла людини. Зовнішній вигляд приладу представлено на рисунку 1.

Принцип дослідження пояснюють рисунки 1, 2. Пацієнт займає на сидінні зручне положення. Руку,



Рис. 2. Зовнішній вигляд приладу для вимірювання параметрів гемодинаміки.

на якій виконують вимірювання, розташовують в розслабленому стані на лабораторному столі.

На основу пальця одягають компресійну манжету, виконану у вигляді кільця. Величину тиску P_x лікар вибирає за допомогою меню в залежності від артеріального тиску пацієнта та мети досліджень. На дистальну фалангу пальця одягаються вимірювальну голівку, виконану у вигляді слабо напруженої кліпси. Після завершення підготовчих операцій з клавіатури подається команда «пуск» і починається процес вимірювання.

Після закінчення операції балансування включається мікрокомпресор і тиск в манжеті підвищується до заданого значення, яке вище діастолічного P_c . Цей тиск передається на всі кровоносні судини під манжетою. Коли тиск стає вищим за тиск у венах, відтік крові припиняється, а кровонаповнення пальця з моменту t_0 зростає. Інтервал перетискання задається лікарем і також визначається метою досліджень.

Результати вимірювання відображаються на рідкокристалічному екрані в реальному масштабі часу у вигляді графіка. Швидкість наростання сигналу пропорційна $ctg\alpha$, або кількості притоку крові до пальця, отже може бути характеристикою величини об'ємного кровотоку в пальці.

Оскільки тиск в манжеті фіксований, то максимальне значення сигналу A_M тим більше, чим вища еластичність кровоносних судин пальця.

Кількісна характеристика еластичності кровоносних судин називається компліансом. Вимірюють його в л/Па.

Трансмуральний тиск всередині судин під дією переміщення досягає величини P_M . Зовнішній атмосферний тиск залишається незмінним, його значення прий-

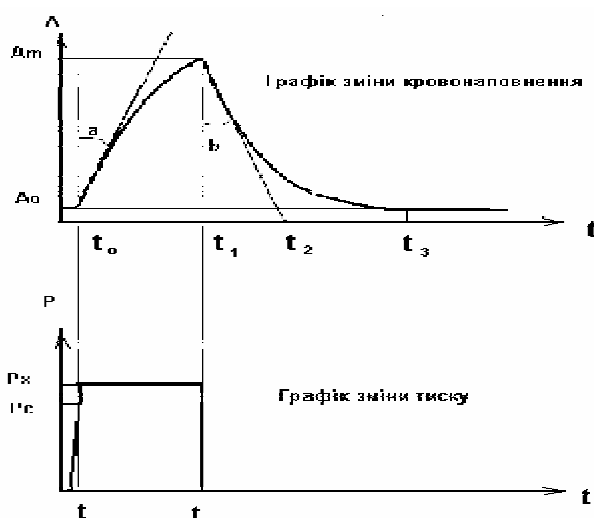


Рис. 3. Графік зміни кровонаповнення та тиску.

мається за нуль. Об'єм крові в мікроциркуляторному руслі зростає на величину:

$$DV = C_e \cdot P_M \quad (10)$$

де C_e – сумарний компліанс судин на досліджуваній ділянці тіла, кровонаповнення якої зростає на величину

$$Dk = DV/V \cdot 100\% \quad (11)$$

де V – об'єм досліджуваної ділянки тіла.

Враховуючи вирази (10, 11) можна розрахувати питомий компліанс судин мікроциркуляторного русла:

$$P = V \cdot c_{hb} \quad (12)$$

В шкірі та тканині пальців капілярна сітка не дуже густа, але кількість капілярів на 1 мм^2 поверхні шкіри в нігтьовому ложі від 20 до 55, на зворотній поверхні долоні – до 65. До кожного шкірного сосочка підходить 3–4 капіляри, які утворюють петлі завдовжки 200–400 мкм. Артеріальна частина петлі має діаметр 7–13 мкм, а венозна 9–20 мкм.

Площа чутливого елемента фотоприймача кілька мм^2 . Так, фотоприймачі OPT-101, OPT-301 фірми BURR-BROWN Corporation, які використовували автори, мають площу $5,2 \text{ мм}^2$. Отже, інформація сприймається більше ніж від 300 капілярів і стількох посткапілярних венул.

Після закінчення інтервалу перетискання t_1 кровонаповнення досягає рівня A_M , спрацьовує декомпресійний клапан і тиск у манжеті падає до нуля. Починається процес відновлення кровообігу. Кровонаповнення пальця починає зменшуватись. Початкова швидкість зменшення сигналу залежить від гідравлічного опору судин відтокові крові:

$$dk/dt = DA/(C \cdot R) \quad (14)$$

де $DA = A_M - A_0$ – амплітуда зміни кровонаповнення, R – питомий гідравлічний опір судин відтоку крові.

Висновки. Динаміка зміни кровонаповнення на низхідній ділянці характеристики дозволяє визначити питомий гідравлічний опір мікросудин відтокові крові, тобто венозної частини. Відповідно визначається гідравлічний опір артеріальної частини мікросудин притокові крові після перетискання, тобто на

висхідній ділянці графіка. Момент часу t_3 визначає повернення досліджуваної ділянки мікроциркуляторної ланки системи кровообігу до вихідного стану, а інтервал t_3-t_1 -час відновлення кровообігу і характеризує ефективність регуляторних механізмів.

Література

1. Чернух А. М. Микроциркуляция / А. М. Чернух, П. Н. Александров, О. В. Алексеев. – М. : Медицина, 1984. – 432 с.
2. Патент на винахід № 98366 Спосіб неінвазивного визна-

чення параметрів гемодинаміки системи кровообігу / Войтович І. Д., Дегтярук В. І., Брайко Ю. О. [та ін.]. – Опубл. 10.05.2012. – Бюл. № 9.

ДОСЛІДЖЕННЯ МОЖЛИВОСТЕЙ МЕТОДУ ПОЛІНОМІАЛЬНОЇ АПРОКСИМАЦІЇ ДЛЯ ВИЯВЛЕННЯ ГЕНДЕРНИХ ВІДМІННОСТЕЙ НА ST-T ІНТЕРВАЛІ ЕКГ

О. О. Заярна¹, Ю. О. Фролов², М. М. Будник^{1,2}, І. А. Чайковський²

Київський національний університет імені Тараса Шевченка
Інститут кібернетики імені В.М. Глушкова НАН України

Разработан и программно реализован алгоритм аппроксимации ЭКГ сигнала. Представлены результаты полиномиальной аппроксимации на интервале ST-T. Найдено оптимальную степень полинома, диагностические параметры групп здоровых мужчин и женщин.

З метою автоматизації процесу спостереження даних ЕКГ, розрізнення морфології, фільтрації тощо протягом останніх десятиріч з середини ХХ століття були проведені дослідження щодо параметризації ЕКГ. В роботах [1, 2] було розглянуто проблеми параметризації ЕКГ з використанням рядів Фур'є та параметризацію функціями Лагера [3] і виявлено спільний суттєвий недолік – недостатня точність параметризації при виправданій кількості параметрів. В роботі [4] розглянуто розбиття ЕКГ-циклу на інтервали та розкладання кожного циклу в ряди Фур'є, але спосіб дає недостатню точність параметризації 16–18 параметрів для досягання точності апроксимації 2 %. Апроксимація гаусовими імпульсами та кускове задання ЕКГ-інтервалу в роботі [5] показано, що для достатньої точності необхідно 3–5 імпульсів, тобто до 20 параметрів, що є суттєвим недоліком. Виходячи з розглянутих способів в даній роботі було обрано параметризацію на основі апроксимації поліномами методом найменших квадратів, оскільки доцільність методу не може вважатися вивченою та дослідженою.

Метою роботи є відшукання інформативних параметрів для діагностики кардіологічних захворювань на основі поліноміальної апроксимації ST-T інтервалу ЕКГ та дослідження наявності гендерної різниці між чоловіками та жінками.

Матеріали та методи дослідження. Проводилося обстеження клінічно здорових осіб та запис ЕКГ сигналу, за допомогою електрокардіографа з 16-розрядним АЦП, в кожному з 12 стандартних відведень. Вихідні дані були отримані у вигляді бінарних файлів ЕКГ обстеження здорової людини (групи пацієнтів). В якості вхідних даних для досліджень слугували дані, викладені на сайті Німецького національного інституту метрології (Physikalisch-Technische Bundesanstalt, РТВ)[5], що базувалися на обстеженнях, виконаних Берлінською кардіологічною клінікою

імені Бенджаміна Франкліна. База даних РТВ викладена у вільному доступі та складається з 549 ЕКГ досліджень 294 пацієнтів. Була розроблена програма-конвертер, яка перетворювала бінарні файли у текстові. Програма викладена у вільному доступі та не потребує додаткового опису. Дані з бази були розділені на групи залежно від статі.

Методика. 1. Конвертувати файли ЕКГ з бінарного в текстовий формат.

2. Переконвертовані текстові файли розділити на групи залежно від статі.

3. Виділити ST-T інтервали для кожного пацієнта з відповідної групи в програмі SCPEXtractor.

4. Внормувати та усереднити вибірки клінічно здорових чоловіків та жінок в програмному пакеті Excel.

5. Створити три текстові файли, до яких занести усереднені дані для трьох груп: жінки, чоловіки та всі обстежені разом.

6. Апроксимувати отримані дані поліномами різних ступенів за допомогою програми Phantasiia.

7. Побудувати залежності нормованого СКВ апроксимації від ступеня апроксимуючого полінома для всіх груп.

8. Отримати набір інформативних параметрів.

Програмна реалізація. Виділення ST-T інтервалів для кожної обстеженої людини відбувалось в програмі SCPEXtractor, яку реалізовано в програмному середовищі Delphi7. Робоче вікно програми наведено на рисунку 1. Програма дає можливість завантаження даних з файлу, масштабування зображення сигналу для полегшення сприйняття оператором, можливість виділення ST-T інтервалу оператором, можливість бачити у відповідному вікні загальні відомості пацієнта, збереження всіх результатів, обчислених в автоматичному режимі, в окремий файл (та окремо зберігається сам ST-T інтервал).

Потім апроксимували отримані дані поліномами різних ступенів за допомогою програми Phantasiia, ро-



Рис. 1. Вікно програми SCPEXtractor.

боче вікно якої зображене на рисунку 2. Після апроксимації дані зберігаються у файл. У файлі (SAVEs.xls) записуються (дописуються) назва відкритого файлу, значення початку та кінця виділеного з кардіограми

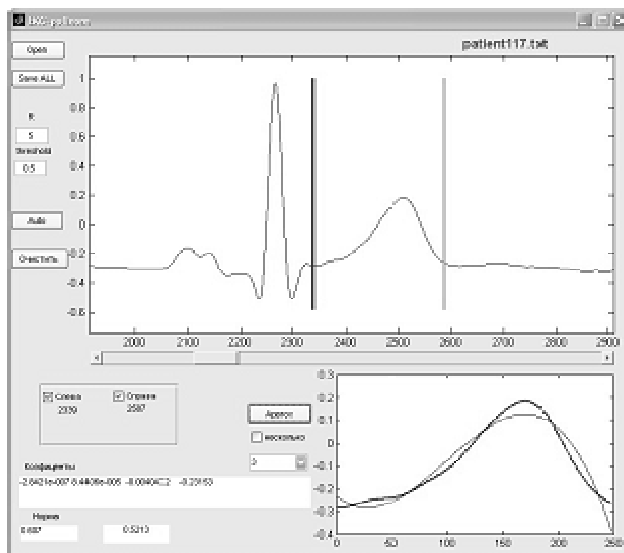


Рис. 2. Робоче вікно програми Phantasia.

ST-T інтервалу, коефіцієнти апроксимації та показники точності апроксимації для поліномів ступенів від 0 до 10 включно. Також вказано квадратичне відхилення (КВ) апроксимації поліномом кожного ступеня, наведене нормоване на розмах амплітуди ST-T інтервалу та кількість відліків КВ в процентах – НСКВ (рис. 3). Подальші рядки таблиці заповнені коефіцієнтами апроксимації відповідно для ступеня доданка. Кількість коефіцієнтів завжди на одиницю більша, ніж показник ступеня полінома. Записуються обидві межі виділеного інтервалу, відраховуючи від початку кардіограми.

Результати й обговорення. В якості критерію точності апроксимації було обране НСКВ, оптимальним прийнятий рівень – 10 %. Проаналізувавши отримані дані можна зробити висновок, що достатню точність апроксимації для групи жінок має апроксимуючий поліном ступеня не менше ніж 6, для чоловіків та всієї групи здорових – не нижче 7 ступеня. Було встановлено, що інформативними параметрами для 3 груп здорових, отриманих на основі апроксимації, є коефіцієнти при цих поліномах (табл. 1).



Рис. 3. Залежність точності апроксимації від ступеня апроксимуючого полінома.

Таблиця 1. Набір значень інформативних параметрів – коефіцієнтів полінома для трьох груп пацієнтів

	Жінки	Чоловіки	Всі
A ₀	-3,40E-02	-6,70E-03	-2,76E-02
A ₁	7,64E-03	-1,89E-03	8,43E-03
A ₂	-6,28E-05	1,23E-03	3,15E-04
A ₃	-3,05E-06	-5,71E-05	-2,38E-05
A ₄	1,14E-07	1,23E-06	6,32E-07
A ₅	-1,03E-09	-1,29E-08	-7,20E-09
A ₆	2,77E-12	6,30E-11	3,65E-11
A ₇		-1,17E-13	-6,81E-14

Висновки. 1. Створено комп'ютерну програму, яка дозволяє візуалізувати ЕКГ сигнал, імпортувати файли з масиву даних та виділяти інтервал кардіоциклу з подальшим збереженням даних у текстовий файл.

2. Оброблено (конвертовано, усереднено та апроксимовано поліноміальними функціями різних ступенів) файли з записами ST-T інтервалів 68 здорових

пацієнтів: жінок, чоловіків і всіх здорових разом.

3. Знайдено інформативні показники для всіх трьох груп – це коефіцієнти апроксимантів, для жінок 7 коефіцієнтів полінома 6 ступеня, для чоловіків та загальної групи здорових 8 коефіцієнтів полінома 7 ступеня. Знайдено відмінність у формі ST-T інтервалу між чоловіками та жінками.

Література

1. Berson A. S. Computer Analysis of the Electrocardiogram / Berson A. S. Pipberger H. V. // Engeniring. – Baltimor, 1967.
2. Cady L. D. A method for Electrocardiogram / Cady L. D., Woodbury M. A. // Wave Pattern Estimation, 1967.
3. Слепян Л. В. Труды Института физиологии им. И.Бериташвили. – Т. 6, Тбилиси, 1945.

4. Абрамов М. В. Аппроксимации экспонентами временного кардиологического ряда на основе ЭКГ // Вестник кибернетики. – 2009. – № 9.
5. Режим доступу: <http://www.physionet.org/physiobank/database/ptbdb/>.

**ДИАГНОСТИЧЕСКИЙ КОМПЛЕКС ОЦЕНКИ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО
СОСТОЯНИЯ ОРГАНИЗМА ЧЕЛОВЕКА, ОСНОВАННОЙ НА ТЕОРИИ
УЛЬТРАСТАБИЛЬНОСТИ ЖИВЫХ СИСТЕМ****В. Н. Ильин, Л. И. Черкес***Национальный университет физического воспитания и спорта*

For the first time in a hardware-software complex alongside with the traditional approaches the method based on a concept about human organism behaving like an ultrastable system is applied for an estimation of a functional state of an organism.

Целью работы является создание диагностического комплекса, предназначенного для оперативной автоматизированной оценки функционального состояния организма человека с повышенной прогностической точностью, основанной на теории ультрастабильности живых систем [1, 4].

Диагностический комплекс представляет совокупность классических электронных узлов, выполненных на базе операционных усилителей. Интегративная оценка состояния организма производится по данным математического анализа вариаций ритма сердца и дыхания. Датчик сердечного ритма располагается на мочке уха и использует принцип регистрации отраженной световой волны инфракрасного диапазона. В комплексе применен канал измерения частоты дыхательных циклов. Датчик дыхания устанавливается возле носа в месте максимального воздушного потока. Он выполнен на базе терморезистора, который разогревается постоянным током до температуры 60–70°C. Частота дыхательного цикла f_b используется для идентификации частотного дыхательного диапазона $f_b \pm G$ (G – среднеквадратичное отклонение) при проведении спектрального анализа ряда кардиоинтервалов. В отличие от ранее применяемого подхода к идентификации частотного спектра дыхательных волн, используемый метод позволяет избегать неопределенности при определении границ диапазонов медленных, дыхательных быстрых, и сверхбыстрых периодических компонент в ритме сердца и повышает достоверность ритмокардиографической оценки функционального состояния организма человека.

В программе реализован метод вариационной пульсометрии, сущность которого состоит в изучении закона распределения кардиоинтервалов как случайных величин в исследуемом ряду их значений. При этом строится гистограмма и определяются различные ее характеристики. Программа также рассчитывает и выводит на экран графики скатерограммы, автокорреляционной и спектральной функций.

Спектральный анализ производится по методу быстрого преобразования Фурье. Определяются все спектральные максимумы в следующих диапазонах; сверхмедленный диапазон (VLF) – от 0 до 0,04 Гц; диапазон медленных волн второго порядка (LF_2) – от 0,04 до 0,08 Гц; диапазон медленных волн первого порядка (LF_1) – от 0,08 до 0,15 Гц; диапазон дыхательных (быстрых) волн (BF) – от 0,15 до 0,40 Гц; диапазон сверхбыстрых волн (VHF) – от 0,40 до 1,00 Гц. Дополнительно рассчитываются спектральные индексы (могут принимать четыре значения 0, 1, 2 и 3 в зависимости от количества частотных диапазонов в спектре мощности ритмокардиограммы, в которых присутствуют максимумы) и волновые числа (количество спектральных линий в сверхмедленном диапазоне – α_1 ; количество спектральных линий в диапазоне медленных волн второго порядка – α_2 ; количество спектральных линий в диапазоне медленных волн первого порядка – α_1 ; количество спектральных линий во всем диапазоне медленных волн (0–0,15 Гц) – $\alpha = \alpha_1 + \alpha_2 + \alpha_1$; количество спектральных линий в диапазоне дыхательных (быстрых) волн – β ; количество спектральных линий в диапазоне сверхбыстрых волн – γ ; общее количество спектральных максимумов – $L = \alpha + \beta + \gamma$), а также соотношение площадей спектра в медленном, дыхательном и высокочастотном диапазонах.

Для оценки функционального состояния организма в диагностическом комплексе наряду с традиционными представлениями о регуляторных системах организма впервые применен метод, основанный на положении о том, что организм человека представляет собой ультрастабильную систему, которая может находиться только в дискретных состояниях. При внешних воздействиях или спонтанно переход между состояниями происходит скачкообразно по определенным правилам. Эти состояния и правила перехода классифицированы и описаны с помощью спектральных формул и индексов, волновых чисел и комплекса математико-статистических показателей

ритма сердца [2, 3]. Спектральная формула представляет собой последовательность символов, описывающая характеристики спектральных линий в спектре анализируемого ряда кардиоинтервалов. Живой организм, как ультрастабильная система, может находиться в равновесном состоянии только при определенных соотношениях спектральных компонентов. Стационарными или равновесными состояниями будут те, у которых в спектрах мощности ритмокардиограмм отсутствуют максимумы в диапазоне сверхбыстрых быстрых волн (VHF) – от 0,40 до 1,00 Гц. Организм может находиться в таких состояниях длительное время. Квазистационарные состояния возникают за счет активации процессов, связанных с накоплением или расходом энергии. Основным признаком квазистационарного состояния является наличие в спектрах мощности ритмокардиограмм сверхвысокочастотного компонента VHF. Предполагается, что сверхбыстрые компоненты являются отражением деятельности в живом организме быстродействующих ступенчатых механизмов, которые при выводе организма из равновесно-

го состояния (отклонения значений существенных переменных за физиологические нормы) воздействуют на системы регуляции, которые либо удерживают организм в исходном состоянии, либо переводят его по определенным правилам в новое равновесное состояние. Квазистационарные состояния характеризуются наличием спонтанных переходных процессов в организме и время нахождения в них организма ограничено.

Для общей характеристики активности регуляторных систем, классификации функциональных состояний организма и диагностики донозологических и преморбидных состояний применяется интегральный критерий – модифицированный показатель активности регуляторных систем (ПАРС). Абсолютная величина ПАРС представляет собой сумму условных баллов оценки суммарного эффекта регуляции, функции автоматизма, устойчивости регуляции ритма сердца, устойчивости регуляции, активности подкорковых нервных центров, вегетативного гомеостаза и типа состояния (стационарного и квазистационарного).

Литература

1. Ильин В. Н. Организм человека как ультрастабильная система / В. Н. Ильин, А. Б. Иванов // Известия КБНЦ РАН. – 1999. – № 2. – С. 69–74.
2. Ільїн В. М. Структурно-лінгвістичний підхід до оцінки функціонального стану організму людини / В. М. Ільїн, В. В. Кальниш, Х. А. Курданов // Доп. НАНУ. – 2001. – № 6.

- С. 185–189.
3. Ильин В. Н. Применение теории ультрастабильных систем для оценки функционального состояния организма человека / В. Н. Ильин // УСиМ. – 2000. – № 1. – С. 14–19.
4. Конструкция мозга / У. Р. Эшби. – М.: Изд. иностранной литературы, 1962. – 398 с.

СТРУКТУРНО-ЛІНГВІСТИЧНА МОДЕЛЬ ОПИСУ НАДІЙНОСТІ
ОПЕРАТОРСЬКОЇ ДІЯЛЬНОСТІВ. В. Кальниш¹, А. В. Швець²*Інститут медицини праці НАМН України¹
НДІ проблем військової медицини ЗС України²*

In article the original approach for operators' activity reliability research using methods of the structurally-linguistic analysis that allow to receive the additional information concerning formation of operator's chronoalgorithm behavioral reactions under different intensity of information processing and rising a fatigue level has been offered. It has been analyzed seven types of incorrect human reactions using characteristics of their "uniqueness", "variety" and "generality". The relation of this errors' typology from fatigue level and information overloading has been established. The randomness increasing in actions both with fatigue increasing can lead to occurrence of absolutely unpredictable situations at the occupational activity realization by operator and decrease the freedom degrees in decision-making at time deficiency conditions has been revealed.

З позицій структурної лінгвістики, в основі надійності системи «людина-машина» лежить особливість переробки інформації, що обумовлена обмеженістю як інтелектуальних ресурсів людського організму (зокрема мозку), так і виникаючих в результаті професійної діяльності сценаріїв. В силу обмеженості своїх ресурсів, будь-яка інтелектуальна система змушена все спрощувати («узагальнювати»), вишукувати вже відомі явища або їх частини (образи), приводячи тим самим цю інформацію до раніше знайденого виду, «зручного» для зберігання і «дешифрування». При цьому вона знаходить «зміст» і «образ» там, де його, можливо, і немає. Такий процес постійного перетворення системою інформації призводить до вироблення певного сценарію її взаємодії з середовищем. В багатьох публікаціях нами було здійснено спробу застосувати структурно-лінгвістичний підхід для характеристики надійності професійної діяльності. Так, проаналізовано особливості типології помилкових реакцій в гендерному аспекті, в інших публікаціях було здійснено оцінку надійності професійної діяльності з використанням логістичного аналізу. Показано також необхідність врахування не тільки інформаційної, але й енергетичної складової організму для прогнозування надійності професійної діяльності психофізіологічними засобами. Однак, детальної характеристики появи різних типів помилкових реакцій як умовної «мови» взаємодії людини з машиною протягом тривалого часу (добы) в умовах виконання професійної діяльності проведено не було.

Тому метою роботи є застосування структурно-лінгвістичної моделі для характеристики особливостей появи різних типів помилок в операторів.

Матеріали та методи досліджень. У якості об'єкта досліджень була обрана група чоловіків опера-

торів-радіотелеграфістів (32 особи) віком 18–23 роки, які виконували професійні обов'язки – операторську діяльність – безперервно протягом доби. Психофізіологічні характеристики реєстрували з допомогою спеціального апаратно-програмного комплексу, який був розроблений в Харківському національному університеті радіоелектроніки. Стан ЦНС визначали за показниками функціональної рухливості нервових процесів (ФРНП, мс) при дії зорових сигналів різної модальності. Діагностування ФРНП здійснено за модифікованою методикою М. В. Макаренка, реалізованою зі зворотним зв'язком.

Дослідження стану ЦНС цих осіб проводили в ранковий час (з 8⁰⁰ до 9⁰⁰ години) до заступання на добу чергування та безпосередньо після нього. З допомогою кластерного аналізу було виділено 2 підгрупи осіб з різними величинами зміни працездатності після добового чергування. Першу підгрупу склали 57 % осіб з менш вираженими ознаками втоми за іншими психофізіологічними показниками. Другу підгрупу осіб склали оператори, які мали достовірно вищі ознаки втоми. В даному дослідженні проведено аналіз характеристик надійності діяльності саме цих груп операторів: підгрупа I – особи з помірною втомою та підгрупа II – з сильно вираженими ознаками втоми.

Аналіз «розмаїття», «унікальності» та «спорідненості» різних типів помилок людини здійснювався в трьох діапазонах інформаційного навантаження в залежності від показника ФРНП (до 30 %, тобто від ФРНП до ФРНП+0,3×ФРНП – «високе» інформаційне навантаження; від 30 до 60 % – «низьке» інформаційне навантаження та більше 60 % ФРНП – «наднизьке» інформаційне навантаження) з урахуванням їх зв'язку з характеристикою відносного зсуву ФРНП

після добового чергування, що певним чином віддзеркалює рівень розвитку втоми кожного оператора в процесі добового чергування.

Статистичний аналіз результатів проводився за допомогою методів варіаційної та непараметричної (критерій Манна-Уїтні) статистики, кластерного та кореляційного аналізу з використанням пакета програм STATISTICA 8.0. та методів структурного аналізу.

Результати власних досліджень та їх обговорення. Якщо розглядати взаємодію людини з машиною з точки зору структурної лінгвістики, можна вважати, що їх «спілкування» відбувається з допомогою специфічної мови, аналіз якої дасть можливість визначити ті ситуації, які сприяють успішному виконанню

роботи чи виникненню помилок. Фрагменти реакцій людини та машини як самостійні одиниці спостереження формують певну структурно-лінгвістичну модель, що може описати надійність роботи оператора. Вибір тих чи інших ділянок представлення інформації про часову послідовність дій пов'язаний з гіпотезою про те, як розподілена ця інформація на кривій, що віддзеркалює взаємодію людини з машиною. Тому при здійсненні аналізу даної взаємодії слід провести сепарацію окремих інформативних ділянок, які віддзеркалюють поведінку людини та машини, а також класифікувати їх. Розглядання ефекту появи помилок дало можливість виділити сім типів («літер») помилок (табл. 1).

Таблиця 1. Типи помилкових реакцій

1	відсутність реакції після правильної відповіді на збуджувальний подразник;
2	відсутність дії після правильної реакції на гальмівний подразник;
3	помилкова дія після відсутності реакції на збуджувальний сигнал;
4	повторна відсутність реакції на збуджувальний сигнал;
5	відсутність дії на збуджувальний сигнал після помилкової реакції на збуджувальний сигнал;
6	помилкова дія після правильної реакції на гальмівний подразник;
7	помилкова дія після правильної реакції на збуджувальний подразник

У даному випадку доцільно розглянути деякі особливості та закономірності появи «літер», що визначаються помилковими діями оператора у цій «мові». Для проведення такого аналізу були застосовані три характеристики появи помилкових дій: «унікальність» (відображає вірогідність виникнення цієї дії людини в процесі виконання завдання у відповідному діапазоні інформаційного навантаження), «спорідненість» (реально існуюча сукупність помилкових дій оператора, що поєднується їх стійкими зв'язками, утвореними в результаті конкретної діяльності, а також їх взаєминими, які відрізняються відносною цілісністю та мають ряд спільних ознак, що надають їм певну своєрідність), та «розмаїття» (свідчить про те, яка кількість типів помилок присутня в гіпотетичній колекції помилок, де вони усі мають рівномірні частоти при умові, якщо вона має таке ж розмаїття, як дана колекція помилок).

Узагальнюючи інформацію, отриману при аналізі «спорідненості» помилок у осіб з меншим і більшим рівнями втоми потрібно зауважити, що як до чергування (висока працездатність), так і після чергування (розвинута втома) на «спорідненість» багатьох типів помилок впливає темп інформаційного навантаження. «Спорідненість» помилок у представників різних підгруп суттєво вища при «низькому» темпі роботи та зменшується при його підвищенні, особливо при зростанні ознак втоми. Така закономірність,

за окремими випадками, не простежується для 4, 5 та 6 типів помилок до початку робочої зміни оператора, проте, з'являється після роботи (розвиток втоми) для 4 та 5 типів помилок. Помилкові дії після правильної реакції на збуджувальний подразник (тип б) мають високий рівень «спорідненості» як до, так і після роботи. Залежність «спорідненості» від рівня втоми (потенційного) простежується за декількома типами помилок – 1, 2, 3, 5, 6 і сконцентровано в діапазонах, що характеризують надвеликі та дуже низькі рівні інформаційного навантаження (дані отримані до роботи оператора). Тут можна припустити, що оператори, у яких об'єктивно існують різні механізми розвитку втоми, неоднаково будують свій хроноалгоритм діяльності навіть після відпочинку. Цю особливість взаємодії з машиною можна буде застосовувати при розробці заходів щодо завчасного запобігання їх ненадійній роботі.

Ще однією особливістю динаміки «спорідненості» помилок є те, що тільки після зміни, в основному, у дуже втомлених осіб (підгрупа II) стають помітними трансформації «спорідненості» помилок (за типами помилок 4, 6, та 7). Це свідчить про інформативність цих показників до проявів вже розвинутої втоми.

Трансформація показника «унікальності» помилок свідчить про наявність певних закономірностей, які віддзеркалюють процеси переробки інформації оператором. Виявлені суттєві односпрямовані зміни рівня

«унікальності» помилок при збільшенні темпу інформаційних навантажень на оператора як до, так і після роботи. Такі зміни для деяких типів показників зустрічаються у обох підгрупах (помилки 1 та 2 типів). Певні показники таким же чином змінюються тільки у осіб підгрупи I (помилки типу 3), а також у осіб підгрупи II (помилки типу 5, 6 та 7). Всі інші трансформації рівня «унікальності» помилок мають або «∩», або «∪» характер. Все це свідчить про наявність залежності «унікальності» помилок від темпу роботи та рівня прояву втоми операторів. Взагалі, можна зазначити, що при дії зовнішніх (температура роботи) та внутрішніх (рівень розвитку втоми операторів) факторів у радіотелеграфістів відбувається відповідна трансформація поведінкових реакцій, що забезпечують надійність виконання завдань. Ця трансформація свідчить про спрямовані перебудови хроноалгоритму оператора, що сприяють підтримці високої надійності діяльності.

Надійність діяльності оператора вдало описується структурно-лінгвістичною моделлю, що дає додаткову цінну інформацію, що допомагає виявленню особливостей впливу трудового середовища і функціонального стану працівників на якість виконання ними виробничих завдань.

Висновки. 1. Дослідження надійності операторської діяльності з побудовою її структурно-лінгвістичної моделі дає додаткову інформацію щодо формування хроноалгоритму його поведінкових реакцій при різній інтенсивності переробки інформації та різних рівнях розвитку втоми. 2. Показано, що характеристика «спорідненості» певних типів помилок є важливою для диференціації операторів за темпом інформаційного навантаження та залежить від механізму розвитку втоми при здійсненні добового чергування. 3. Виявлено наявність загальної тенденції до збільшення «розмаїття» помилок людини після добової роботи в діапазоні високої та середньої інтенсивності переробки інформації, що залежить від проявів втоми та свідчить про зниження ступенів свободи в прийнятті рішень оператором в умовах дефіциту часу. 4. Виявлено суттєві односпрямовані зміни рівня «унікальності» помилок при збільшенні темпу інформаційних навантажень на оператора як до, так і після роботи у підгрупах з різним проявом втоми (відсутність реакції після правильної відповіді на збуджуючий чи гальмівний подразник), а також наявність інших специфічних особливостей трансформації рівня «унікальності» помилок, що залежить від темпу інформаційного навантаження та проявів втоми.

ОЦІНКА ВАРІАБЕЛЬНОСТІ СЕРЦЕВОГО РИТМУ ПРИ ВИКОНАННІ ТЕСТОВИХ ЗАВДАНЬ З ПІДТРИМКИ ВЕРТИКАЛЬНОЇ ПОЗИ

Ю. Є Лях, Ю. Г. Вихованець, А. М. Черняк, В. І. Остапенко, О. В. Ляхно

Донецький національний медичний університет ім. М. Горького

Исследованиями установлено, что при выполнении различных двигательных задач при поддержании вертикальной позы изменяется тонус вегетативной нервной системы. Характер изменения изучаемых показателей вариабельности сердечного ритма при проведении тестов в различных условиях сенсорного контроля зависит от функционального состояния обследуемых. На основе полученных данных разработана методика прогнозирования риска возникновения неблагоприятных функциональных состояний.

При вивченні механізмів регуляції вертикальної пози (ВП) важливою задачею є оцінка показників, що характеризують діяльність різних функціональних систем організму які приймають участь у формуванні рухів людини [1,3,5]. Загальновідомо, що значну частку у формуванні функціональних станів людини займають процеси вегетативної регуляції, які оцінюють за показниками варіабельності серцевого ритму (ВСР). Парасимпатичний і симпатичний відділи вегетативної нервової системи, взаємодіючи між собою, здійснюють регуляцію серцевого ритму, який, як відомо, може змінюватись при захворюваннях серцево-судинної системи, різних функціональних розладах. Це доводить необхідність вивчення ВСР у осіб з різним функціональним станом. Для оцінки процесів регуляції серцевого ритму при виконанні тестових завдань з підтримки вертикальної пози (ВП) проводилася реєстрація показників варіабельності серцевого ритму (ВСР). Необхідно додати, що при проведенні цифрової реєстрації R-R інтервалів можуть виникати проблеми, пов'язані з дією різноманітних фізичних факторів на якість цифрового запису сигналів, що значно ускладнює проведення їх аналізу [1]. Тому важливою задачею є розробка методики фільтрації та аналізу кардіосигналів.

Метою досліджень було удосконалення методики фільтрації і аналізу біосигналів та оцінка показників ВСР у осіб з різним функціональним станом при проведенні стабілометричних тестів.

Дослідження проводили на базі психофізіологічної лабораторії кафедри медичної, біологічної фізики, медичної інформатики і біостатистики ДоНМУ ім. - М. Горького. Реєстрацію електрофізіологічних показників (стабілограм, електрокардіограм) здійснювали з використанням комп'ютерного комплексу «Поліграф» [4, 6]. Проводили стабілометричні тести в різних умовах сенсорного навантаження. Для цього було проведено тестування, що складалося з трьох частин: зі штучним зворотним зв'язком (ШЗЗ), з відкри-

тими очима (ВО) та із заплющеними очима (ЗО). Оцінка варіабельності серцевого ритму здійснювалася за даними кардіоінтервалограм, отриманих при проведенні стабілометричних тестів. Перешкоди, що утворюються при проведенні цифрових записів ЕКГ, усували за допомогою смугового фільтра, побудованого на основі розкладання сигналу в ряд Фур'є. Розкладання сигналу в цей ряд проводили за алгоритмом швидкого перетворення Фур'є, що дозволяло обробляти сигнал і в режимі реального часу. Кожен запис включав більше 100 кардіоінтервалів. Програмно проводився розрахунок наступних показників: стандартне відхилення всіх RR-інтервалів (SDNN); квадратний корінь із середньої суми квадратів різниць між сусідніми RR-інтервалами (RMSSD); кількість пар послідовних інтервалів (NN50); відсоток NN50 від загальної кількості послідовних пар інтервалів, що розрізняються більше, ніж на 50 мілісекунд, отриманих за увесь період запису (PNN50 (%)); індекс напруження регуляторних систем (ІН); індекс вегетативної рівноваги (ІВР); вегетативний показник ритму (ВІР); показник адекватності процесів регуляції (ПАПР); загальна кількість R-R інтервалів (N); середній період кардіоциклів (Т); частота серцевих скорочень (F).

Було обстежено 269 осіб віком від 17 до 70 років, серед яких виявилось 116 досліджуваних жіночої статі і 153 – чоловічої. З них було сформовано дві групи: контрольну та дослідну. У контрольну групу увійшли практично здорові особи, які не мали на момент досліджень гострих та загострень хронічних захворювань. У дослідну групу увійшло 105 осіб (чоловіків – 72, жінок – 33) з різними пограничними станами, у структурі яких головне місце займали захворювання нервової системи та системи кровообігу в стадії клінічної ремісії.

При тестуванні в умовах з ШЗЗ у чоловіків контрольної групи частота серцевих скорочень (F) (Me ± m (25; 75%) ум. од.) коливалась у межах від 74,9±3,5

(68,5; 90,7) до $87,6 \pm 9,4$ (82,7; 90,9) хв⁻¹. У дослідній групі F змінювалась від $71,6 \pm 6,9$ (65,6; 79,9) до $83,0 \pm 7,3$ (62,5; 95,1) хв⁻¹. Статистично значущих відмінностей між групами за F не виявлено. Загальна потужність спектра RR-інтервалів (SDNN) у чоловіків контрольної групи змінювалась від $49,9 \pm 3,8,3$ (23,7; 94,0) до $98,6 \pm 9,7$ (29,2; 137,5) мс. У дослідній групі SDNN коливався в межах від $42,5 \pm 3,9$ (32,2; 110,5) до $165,0 \pm 16,9$ (48,2; 251,7) мс. Дослідженнями встановлено збільшення SDNN у осіб, які страждають на захворювання системи кровообігу, у порівнянні з контрольною групою ($p < 0,05$). Індекс напруження регуляторних систем (ІН) у чоловіків контрольної групи змінювався від $46,2 \pm 5,5$ (35,6; 62,2) до $87,2 \pm 11,5$ (69,7; 127,6) ум. од. У дослідній групі він коливався в межах від $51,6 \pm 6,2$ (31,6; 76,0) до $138,5 \pm 15,3$ (62,5; 175,2) ум. од. Встановлено збільшення ІН у осіб, які мають захворювання нервової системи, у порівнянні з контрольною групою ($p < 0,05$).

У жінок контрольної групи F коливалась у межах від $77,2 \pm 5,7$ (67,8; 92,3) до $98,9 \pm 7,1$ (78,7; 102,0) хв⁻¹. У дослідній групі F змінювався від $59,9 \pm 4,3$ (59,3; 74,7) до $81,6 \pm 7,9$ (76,4; 90,6) хв⁻¹. Показник SDNN у жінок контрольної групи змінювався від $74,7 \pm 3,8$ (43,1; 150,8) до $201,4 \pm 10,6$ (73,9; 315,3) мс. У дослідній групі він коливався в межах від $84,6 \pm 3,9$ (37,4; 94,5) до $281,6 \pm 20,7$ (217,6; 437,0) мс. Встановлені значущі відмінності ($p < 0,05$) за SDNN між контрольною групою та особами, які мають захворювання нервової системи і системи кровообігу. Дослідженнями вста-

новлено збільшення SDNN у осіб із захворюваннями нервової системи та системи кровообігу, у порівнянні з контрольною групою ($p < 0,05$). Індекс напруження регуляторних систем у жінок контрольної групи змінювався від $50,9 \pm 4,6$ (45,4; 85,3) до $66,7 \pm 5,2$ (38,8; 136,8) ум. од. У дослідній групі він коливався в межах від $35,8 \pm 3,8$ (35,3; 87,4) до $54,5 \pm 4,3$ (38,9; 67,1) ум. од. Аналогічні закономірності при аналізі ВСР були отримані при проведенні стабілометричних тестів з відкритими та заплющеними очима.

Висновки. При виконанні рухових задач з підтримки ВП змінюється тонус ВНС в залежності від типу тестування та функціональних і органічних порушень, що підтверджується результатами оцінки показників ВСР. У дослідженнях із ШІЗЗ встановлено збільшення значень SDNN, ІН, ПАПР у чоловіків із захворюваннями нервової системи та кровообігу, у порівнянні з контрольною групою ($p < 0,05$). Виявлено збільшення SDNN, ПАПР у жінок, які мають захворювання нервової системи та кровообігу у порівнянні з контрольною групою ($p < 0,05$). Аналогічні закономірності при аналізі показників ВСР були отримані при виконанні тестів з відкритими та заплющеними очима.

На основі отриманих показників здійснюється прогнозування ризику появи небажаних ФС при проведенні скринінгових обстежень населення, поточного та щорічного медичного огляду працівників підприємств, а також для індивідуалізації навчального процесу на основі моніторингу ФС студентів у навчальних закладах.

Література

1. Автоматизированная система выделения и анализа R-R интервалов при цифровой записи ЭКГ / Ю. Е. Лях, В. Г. Гурьянов, Ю. Г. Выхованец [и др.] // Архив клинической и экспериментальной медицины. – 2002. – Т. 11, № 3. – С. 318–320.
2. Анализ стабилограмм у лиц с нарушениями координации движений / Ю. Е. Лях, Ю. Г. Выхованец, О. Г. Горшков, С. А. Реброва // Университетская клиника. – 2009. – Т. 5, № 1–2. – С. 99–102.
3. Аналіз регуляції вертикальної пози при стоянні на нерухомій платформі / Ю. Є. Лях, Ю. Г. Вихованець, В. Г. Гур'янов, А. М. Черняк // Нейронауки: теоретичні та клінічні аспекти. – 2010. – Т. 6, № 1. – С. 96–100.
4. Вихованець Ю. Г. Комп'ютерний комплекс для кількісної біомедичної оцінки / Ю. Г. Вихованець // Вестник гигиены и эпидемиологии. – 2008. – Т. 12, № 1. – С. 176–180.
5. Выхованец Ю. Г. Оценка антропометрических и физиологических показателей у лиц с различными функциональными и органическими нарушениями / Ю. Г. Выхованец // Вестник гигиены и эпидемиологии. – 2010. – Т. 14, № 1. – С. 159–164.
6. Програмно-апаратний комплекс для біомедичних досліджень / Ю. Є. Лях, Ю. Г. Вихованець, В. Г. Гур'янов, А. М. Черняк // Медична інформатика та інженерія. – 2008. – № 1. – С. 9–13.

ІНФОРМАТИВНЕ ЗНАЧЕННЯ ІНДЕКСУ КЕРДО ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ РІВНЯ ПОРУШЕНЬ ВЕГЕТАТИВНОЇ РЕГУЛЯЦІЇ ПРИ ОСТЕХОНДРОЗІ ШИЙНОГО ВІДДІЛУ ХРЕБТА

В. П. Марценюк, Д. В. Вакуленко, Л. О. Вакуленко

ДВНЗ „Тернопільський державний медичний університет імені І. Я. Горбачевського”

В работе оценено информативное значение индекса Кердо у больных с нарушениями вегетативной регуляции при остеохондрозе шейного отдела позвоночника. Количество информации в следующих показателях: содержание адреналина и норадреналина в моче, активность ацетилхолинэстеразы в капиллярной крови, систолическое, диастолическое давление и частота сердечных сокращений у больных с неврологическими синдромами остеохондроза шейного отдела позвоночника оказались большими, чем значение количества информации в индексе Кердо при соответствующих патологии. Нам не удалось выявить достаточную информативность индекса Кердо для определения уровня и направленности нарушений вегетативной регуляции у больных с неврологическими синдромами остеохондроза шейного отдела позвоночника.

Остеохондроз хребта – найпоширеніше хронічне захворювання людства. Особливо багатий неврологічною симптоматикою остеохондроз шийного відділу хребта (ОШВХ). За даними світової літератури, його частка сягає 31–34 %. З віком кількість хворих з даною патологією зростає та стає максимальною в 45–64 роки [1]. Обов’язковою ланкою ланцюга патогенезу ОШВХ є вегетативні порушення [1, 2, 3]. Діагностика вегетативних вертеброгенних порушень є важливим завданням, оскільки від їх характеру та тяжкості проявів залежить перебіг основного захворювання та ефективність лікування.

Наукові дослідження Я. Ю. Попелянського [3], М. К. Бротмана, Г. С. Юмашева, М. Є. Фурмана [4, 5] показали, що в центрі вегетативних синдромів при шийному остеохондрозі знаходиться іритативний стан симпатичної ланки вегетативної нервової системи. Спектральний аналіз варіабельності серцевого ритму у хворих з неврологічними синдромами ОШВХ дав можливість ряду авторів [6, 7] підтвердити переважний вплив симпатичного відділу ВНС на їх серцевий ритм. Активація симпатичного відділу ВНС є відображенням зниження адаптаційно-приспосувальних можливостей організму та причиною виникнення рефлекторних (судинних, трофічних, м’язово-тонічних) змін у хворих на ОШВХ [3, 4, 5].

Індекс Кердо застосовують для оцінки вегетативного тону, який вираховується на основі окремо взятих показників, що інтегрують практично всі життєві функції організму, а саме – кровообігу. Метод базується на клінічних спостереженнях Кердо [8], які дали можливість прийти до висновку, що діастолічний тиск і число ударів серця за хвилину у стані вегетативної рівноваги приблизно рівні, а їх зміни пов’язані із зміною вегетативного тону. Відхилення показників індексу від нульового значення в бік його

позитивних значень свідчить про підвищення тону симпатичної ланки вегетативної нервової системи, у бік негативних – парасимпатичної.

Метою нашого дослідження стало вивчення можливості використання простого та доступного індексу Кердо для визначення вегетативного тону у хворих з вертеброгенними синдромами ОШВХ. У літературних джерелах вдалось знайти окремі роботи, присвячені даному питанню. Одні автори (В. В. Поворознюк, Т. В. Орлик [9]) указують, що за показниками індексу Кердо при вертебральному больовому синдромі до лікування у хворих переважає парасимпатичний тонус вегетативної нервової системи. В той же час, О. Юрик [10] відмічає, що у перші 3–4 дні загострення захворювання домінують симпатикотонічні прояви вегетативних реакцій. Особливо чітко ці ознаки проявлялися у осіб з неврологічними проявами остеохондрозу хребта на шийному рівні, на що вказували показники індексу Кердо. В процесі лікування вони швидко змінюються на парасимпатикотонічні”. Дослідження, проведені Г. І. Сиротинською [7], дали можливість автору прийти до висновку, що традиційні вегетативні показники (індекс Кердо та хвилинний об’єм крові) виявилися недостатньо інформативними для визначення рівня та спрямованості порушень вегетативної регуляції при ОШВХ.

Матеріал і методи дослідження. Нами обстежено 78 хворих з неврологічними синдромами ОШВХ віком 45–65 років в період загострення захворювання (основна група). У 40 з них був установлений компресійно-рефлекторний синдром хребтової артерії, у 10 – нейродистрофічний синдром, у 28 – компресійно-корінцевий. Давність захворювання 5–15 років. В контрольну групу було включено 20 практично здорових осіб того ж віку.

Для визначення індексу Кердо вивчали частоту

серцевих скорочень (ЧСС) та артеріальний тиск (діастолічний, АД). Стан вегетативної нервової системи оцінювали за результатами біохімічних досліджень (вміст адреналіну і норадреналіну в добовій сечі (А. М. Бару, 1962) та активністю ацетилхолінестерази в капілярній крові (колориметричний метод Hestrin, 1949, в модифікації Сйдельмана, 1963).

Результати досліджень та їх обговорення. *Вегетативний індекс Кердо.* Середні показники діастолічного артеріального тиску виявились вищими від частоти серцевих скорочень. Індекс Кердо при усіх неврологічних синдромах має від'ємне значення, що свідчить про перевагу функціонального стану парасимпатичної ланки вегетативної нервової системи. Найбільші негативні значення були притаманні хворим з компресійно-рефлекторним синдромом хребтової артерії, найменші – з нейродистрофічним.

Кількість інформації у значеннях індексу Кердо є найменшою, порівняно зі значеннями діастолічного тиску та частоти серцевих скорочень.

Біохімічні дослідження. Були вивчені активності адренергічних процесів у хворих. Можна зробити висновки, що обстеженим хворим з неврологічними синдромами ОШВХ притаманне значне підвищення вмісту адреналіну (на 126 %) та в меншій мірі – норадреналіну (на 46,1 %) в сечі. Деяко більшими були показники у хворих з нейродистрофічним синдромом. Виявлені зміни вказують на активацію гормональної ланки симпатoadреналової системи.

Кількість інформації у показниках адреналіну та норадреналіну є більшою для відповідної патології, порівняно з кількістю інформації, що міститься у Індексі Кердо.

Отримані результати збігаються з даними досліджень Кердо [8], який після ін'єкцій адреналіну у обстежуваних реєстрував зниження АД та зростання

ЧСС, що приводило до зміщення вегетативного індексу в бік позитивних значень. Аналогічні дані відносно співвідношення АД та ЧСС на фоні впливу адреналіну чи інших симпатичних впливів знайдені і рядом інших авторів (Moller, 1947, Curry, 1949, Hofmeister, 1949) [7].

Кількість інформації у показнику активності ацетилхолінестерази крові у хворих на остеохондроз шийного відділу хребта залежно від неврологічних синдромів є більшою для відповідної патології, порівняно з кількістю інформації, що міститься у показниках Індексу Кердо.

Висновки. Від'ємні показники вегетативного індексу Кердо дають можливість прийти до висновку, що у хворих з неврологічними синдромами остеохондрозу шийного відділу хребта переважає тонус парасимпатичної ланки вегетативної нервової системи.

Вивчення вмісту адреналіну і норадреналіну в добовій сечі та активності ацетилхолінестерази в капілярній крові. Ці дані збігаються з результатами спектрального аналізу варіабельності серцевого ритму у хворих з неврологічними синдромами остеохондрозу шийного відділу хребта, проведеними Г.І. Сиротинською та іншими дослідниками [7]. Підтвердити отримані результати за допомогою індексу Кердо нам не вдалося.

Розраховані значення кількості інформації у наступних показниках: вміст адреналіну і норадреналіну в добовій сечі, активність ацетилхолінестерази в капілярній крові, систолічний, діастолічний тиск та частота серцевих скорочень у хворих з неврологічними синдромами остеохондрозу шийного відділу хребта. Вони виявились більшими, ніж значення кількості інформації у індексі Кердо при відповідних патологіях. Вважаємо, що індекс Кердо виявився недостатньо інформативним для визначення рівня та спрямованості порушень вегетативної регуляції у хворих з неврологічними синдромами остеохондрозу шийного відділу хребта.

Література

1. Минцер О. П. Медицинские информационные системы: пути развития и перспективы в реальной жизни / О. П. Минцер // Кибернетика и вычислительная техника. – 2001. – № 2. – С. 37–60.
2. Marzeniuk V. P. System analysis methods of medical and biological processes / Marzeniuk V. P., Nakonechny A. G. – Ternopil : Ukrmedknyha, 2003. – 241 p.
3. Попелянский Я. Ю. Ортопедическая неврология (вертебрология): руководство для врачей / Я. Ю. Попелянский. / – М. : МЕДпресс-информ, 2003. – 244 с.
4. Вегетативные расстройства ; под ред. А. М. Вейна. – М. : Медицинское информационное агентство, 2003. – 752 с.
5. Юмашев Г. С. Остеохондрозы позвоночника. – 2-е изд. / Юмашев Г. С., Фурман М. Г. – М. : Медицина, 1984 – 384 с.
6. Баевский Р. М. Вариабельность сердечного ритма: теоретические аспекты и возможности клинического применения / Р. М. Баевский, Г. Г. Иванов // Ультразвуковая и функциональная диагностика. — 2001. — № 3. — С. 106–127.
7. Сиротинська Г. І. Вегетативні порушення у хворих з нейро-рефлекторними проявами остеохондрозу хребта / Г. І. Сиротинська // Проблеми остеології. – 1998. – № 2–3. – С. 122–126.
8. Kerdo I. Ein aus Daten der Blutzirkulation kalkulierter Index zur Beurteilung der vegetativen Tonuslage // Acta neurovegetativa, 1989, Bd.29. – № 2. – P. 250–268.
9. Поворознюк В. В., Орлик Т. В. в кн. : Сучасні принципи діагностики, профілактика та лікування захворювань кістково-м'язової системи в людей різного віку ; за ред. В. В. Поворознюка — К. : Карбон-сервіс, 2008. – С. 148–151.

ПРОБЛЕМА ВІДНОВЛЕННЯ РУХІВ З ПОГЛЯДУ ФУНКЦІОНАЛЬНОЇ СИСТЕМИ

О. М. Підпригора, М. І. Вовк

*Міжнародний науково-навчальний центр інформаційних технологій та систем
НАН и МОН України*

С позиции функциональных систем рассмотрено структуру отдельного двигательного акта. На основе нейропластичности нервной системы обоснована технология восстановления движения с помощью электронных устройств как внешних контуров управления.

В наш час захворювання нервової системи займають друге місце за інвалідизацією хворих. На особливу увагу заслуговує порушення рухів, що призводить до значного обмеження працездатності та самообслуговування. 70–80 % хворих, які перенесли ГПМК, стають інвалідами, 20–30 % потребують стороннього догляду, 80 % мають рухові розлади. Щорічно реєструється 100–300 випадків захворювання на 100000 населення. Рухова активність є важливою потребою організму, фактором, який обумовлює забезпечення повноцінної життєдіяльності. Серед пацієнтів, які перенесли ГПМК, великий відсоток інвалідизації пов'язаний з порушенням рухів паретичної кінцівки. Ефективною технологією тренування і відновного лікування рухів є біоінформаційна технологія ТРЕНАР і апарати Тренар-01 та Тренар-02, які реалізують технологію. Електронні пристрої Тренар, які засновані на програмній електростимуляції м'язів і використанні біологічного зворотного зв'язку (зорового і слухового) як зовнішні контури керування рухами утворюють разом з власною системою керування нову функціональну систему [1] та виконують роль недостатньої ланки у формуванні нового рухового стереотипу замість спотвореного патологією [2, 3]. У формуванні нового рухового стереотипу, відновленні рухів, велику роль відіграє нейропластичність нервової системи [4].

Метою дослідження є розглянути рух з позиції функціональної системи та обґрунтувати технологію відновлення рухів за допомогою електронних пристроїв як зовнішніх контурів керування на основі нейропластичності нервової системи.

Матеріал і методи дослідження. Предметом дослідження є керовані довільні рухи людини, їх аналіз на різних ланках побудови руху та відновлення пошкодженої функції за рахунок приєднання зовнішнього контуру керування, центральною ланкою якого є електронний пристрій. Теоретичні дослідження руху як функціональної системи. Розрізняють два основ-

них види руху: довільні та не довільні рухи. До не довільних рухів відносять прості автоматичні рухи, які виконуються за рахунок сегментарного апарату спинного мозку та стовбура мозку за типом простого рефлекторного акту. Довільні цілеспрямовані рухи – це акти рухової поведінки людини. Спеціальні довільні рухи (поведінкові, трудові) виконуються за провідною участю кори головного мозку, а також екстрапірамідної системи та сегментарного апарата. Також виконання довільних рухів тісно пов'язане з пірамідною системою [4]. При цьому проведення імпульсу нейрона з кори головного мозку до м'язів проходить по ланцюгу, який складається з двох нейронів: центрального та периферійного. Довільні рухи належать до найскладніших психічних функцій людини. Фізіологічний підхід, розроблений Н. А. Бернштейном, полягає в особливості аферентних систем. При виконанні руху основна ланка зміщується від аферентних до еферентних систем, сигналізуючи як про положення кінцівки в просторі, так і про стан м'язового апарата, враховуючи «модель потрібного майбутнього». Ця система зворотної аферентації включає в себе зорову аферентацію, систему кінестетичних сигналів, контроль над виконанням дії та корекцію помилкових дій. Внаслідок надходження аферентних сигналів відбувається порівняння параметрів результату дії з наміром (акцептор результату дії за П. К. Анохіним). У людини задні відділи сенсомоторної кори, забезпечуючи еферентну організацію рухів, виділились в постцентральну ділянку. А передні, що беруть участь в еферентній організації рухів, в моторну та премоторну ділянку. А. Р. Лурія ввів додаткове поняття «руховий аналізатор», в склад якого входять не тільки моторні, але й сенсорні та асоціативні кіркові поля. Тому прийнято виділяти аферентну та еферентну сторони в організації рухів [4].

Найдокладніше модель структури поведінки викладено в концепції функціональних систем П. К. Анохіна.

Вивчаючи фізіологічну структуру поведінкового акту, П. К. Анохін прийшов до висновку про необхідність розрізняти часткові механізми інтеграції, коли вони вступають у взаємодію між собою та утворюють складну координовану взаємодію. Вони об'єднуються, інтегруються в систему більш складного порядку, в поєднану архітектоніку пристосовницького, поведінкового акту. Тому функціональна система виділяється як динамічна, саморегульовальна організація, вибірково поєднуючи структури та процеси на основі нервових та гуморальних механізмів регуляції для досягнення корисних системі та організму пристосувальних результатів. П. К. Анохін застосував цей принцип на структуру будь-якої цілеспрямованої поведінки. З цих позицій може бути розглянута структура окремого рухового акту.

Функціональні системи мають розгалужений морфологічний апарат, який забезпечує за рахунок присутніх в ній закономірностей як ефект гомеостазу, так і саморегуляції. Існує два типи функціональних систем.

Функціональні системи другого типу використовують зовнішній ланцюг саморегуляції. Вони забезпечують пристосованість за рахунок виходу за межі організму через зв'язок з зовнішнім середовищем. Саме системи другого типу полягають в основі різних поведінкових актів та різних типів поведінки. Рух людини належить до другої функціональної системи [1].

Структура функціональних систем, які обумовлюють цілеспрямовані поведінкові акти різної складності має такий вигляд: аферентний синтез, акцептор результатів дії, еферентний синтез, формування дії, оцінка отриманого результату [5]. При перенесенні ГПМК з наслідками в вигляді порушення функції рухів пошкоджуються рухові центри кори головного мозку, внаслідок чого страждає еферентний шлях, функціональна система побудови руху не працює – втрачається ланка формування дії. Зовнішній контур керування вимушеними рухами під впливом програмної електростимуляції м'язів, стимулює потік зворотної аферентації, який «запускає до дії» інші ланки функціональної системи.

Розглядаючи рух з позиції функціональної системи найменшою ланкою на клітинному рівні є нейрон. Він здатний до структурно-функціональної перебудови. Змінюється функціональна активність його синапсів, їх кількість, проходить формування нових синапсів,

змінюється їх конфігурація та розмір активних зон. Встановлено, що повторна стимуляція пресинаптичної мембрани сприяє посиленню або зменшенню впливу на постсинаптичний нейрон. Цей процес дозволяє здійснити динамічний контроль над потоком інформації в нейрональних системах і пояснити наступний феномен, як довготривала потенціація [6]. Довготривала потенціація – це тривале збільшення синаптичної активності після короткочасної інтенсивної стимуляції. В певних випадках така стимуляція викликає різке посилення синаптичної активності з наступним, швидко знижуючим до відправного, рівня активності. Цей механізм є присутнім в гіпокампі та відіграє важливу роль в навчанні та запам'ятовуванні, формуванні навичок. Довготривала потенціація потребує синтезу нових протеїнів та росту нових синаптичних з'єднань, що в свою чергу бере участь в перетворенні «німих» синапсів в активні. При тривалій стимуляції постсинаптична клітинна мембрана генерує новий дендритний шип. Все це є одним з основних механізмів нейропластичності у формуванні клітинної відповіді на пошкодження ЦНС [6]. Таким чином, при зовнішній біоелектростимуляції ми створюємо умови для запуску механізмів пластичності нервової тканини, що, в свою чергу, прискорює відновні процеси та формує акцептор результату дії.

При порівнянні результатів відновлення хворих, які перенесли ГПМК з порушенням рухових функцій, із застосуванням біоелектростимуляції в комплексі реабілітаційних заходів відновлення в дослідній групі проходило в на 40 % більшому об'ємі, ніж у контрольній. Дослідження проведено на базі неврологічного відділення № 1 Київської міської клінічної лікарні № 3.

Висновки. Рух є складною функціональною системою, яка утворилась за рахунок тривалого філогенезу та онтогенезу. Важливим завданням при відновленні рухів є не тільки відновлення сили, але й відтворення втраченого рухового навичку. Вивчення складових руху з позицій функціональних систем та феномена нейропластичності на макро- та мікроскопічних рівнях дасть змогу керувати потенціалом нервової системи, спрямованим на відновлення рухових функцій, дозволить вдосконалити терапевтичні тактики щодо відновлення втрачених функцій та поліпшення якості життя пацієнтів з захворюваннями та травмами нервової системи.

Література

1. Анохин П. К. Очерки по физиологии функциональных систем. – М. : Медицина, 1975. – 447 с.
2. Вовк М. И. Биоинформационная технология управления движениями человека // Кибернетика и вычислительная техника. – 2010. – Вып. 161. – С. 42–52
3. Гриценко В. И. *ТРЕНАР* инновационная технология восстановления движений / Гриценко В. И., Вовк М. И. // Матеріали Міжнародного науково-практичного форуму «Наука і бізнес – основа розвитку економіки», 11–12 жовтня 2012 року, м. Дніпропетровськ. – С.204–206.
4. Бернштейн Н. А. Современные искания в физиологии нервного процесса / Н. А. Бернштейн. – М. : Смысл, 2003. – 330 с.
5. Репина Н. В. Основы клинической психологии / Н. В. Репина, Д. М. Ворнцов, И. И. Юматова. – М. : Высшее образование, 2003. – 216 с.
6. Кадыков А. С. Реабилитация неврологических больных / А. С. Кадыков, Л. А. Черникова, Н. В. Шахпаронова. – М. : МЕДпресс-информ, 2009. – 509 с.

ВИМОГИ ДО МЕДИЧНОЇ ІНФОРМАЦІЙНОЇ СИСТЕМИ З ПОЗИЦІЇ ЛІКУВАЛЬНОГО ЗАКЛАДУ

О. М. Стадник, О. Б. Блавацька

Львівська обласна клінічна лікарня

Львівський національний медичний університет ім. Данила Галицького

The present development of the IT industry and the undeniable benefits of new technologies application in all spheres of human activity, the needs for introduction and improvement of modern information technologies in medicine become obvious. There is no doubt, that this, in turn, would improve the quality of health services, reduce the cost of treatment and diagnostic process, speed up the collection, processing and analysis of statistical data, facilitate cooperation between medical institutions. Nowadays in Ukraine there are several problems, which complicate the development and implementation of health information systems: the lack of legal support, high cost of software products for medical institutions, the lack of a unified functional product, recommended for use.

На сьогодні в Україні продовжується активна робота щодо запровадження електронних реєстрів і документів, зокрема медичних, для оптимізації їх обліку та можливості ширшого і швидшого застосування при наданні медичної і фармацевтичної допомоги. Це особливо актуально у зв'язку з першими кроками у відшкодуванні вартості фармакотерапії, а також лікування при медичному страхуванні (МС).

Проте на практиці виникають численні проблеми в рамках експериментальних пілотних проєктів. Це, насамперед, незацікавленість і навіть опір медичного персоналу лікувально-профілактичних установ (ЛПУ) через незрозуміння ефективності від впровадження медичних інформаційних систем (МІС), дороговартісні програмні продукти, а також цілком обгрунтована недовіра через фактичну незахищеність інформації. Крім того, ще можна зазначити певну несумісність інформаційних систем, як в технічних аспектах, так і в медичних, соціальних та фінансових нормах і правилах.

У процесі вивчення проблеми визначено 5 основних ключових аспектів, які мала б забезпечувати ефективна та функціональна медична інформаційна система (МІС). *Якими є основні напрямки розвитку інформаційної системи?*

Юридичний: відповідність існуючій законодавчій базі, що регулює створення, облік та життєвий цикл електронного документообігу [2]; забезпечення конфіденційності медичної інформації [1]; захист персональних даних пацієнтів [3]; ведення державною мовою.

Організаційний: сумісність програмного забезпечення; робота комп'ютерної мережі в режимі on line; наявність автоматизованого робочого місця (АРМ) для лікарів, медсестер, статистиків, інших медичних працівників; автоматичне формування графіків прийому всіх спеціалістів в стаціонарах, поліклініці, діагностичних та

лікувально-допоміжних відділах, лабораторіях, графіків проведення оперативних втручань тощо [7].

Статистичний: дистанційний збір статистичної інформації; автоматичне формування облікових та звітних форм, їх друкування; формування аналітичних таблиць в усіх необхідних розрізах; створення бази даних пацієнтів з метою пошуку інформації стосовно стану здоров'я, часу перебування в лікувальній установі тощо, починаючи з приймальних відділень, через структурні підрозділи, де ця інформація вводиться, та закінчуючи сервером у інформаційному центрі; створення бази медичних даних з метою пошуку статистичної інформації [8].

Медичний: формування стандартизованих протоколів обстеження, лікування, оперативного втручання із записом в усі необхідні документи, виведення даних в усі облікові та звітні форми; формування медичної документації; можливість порівняння клінічних даних в динаміці упродовж тривалого часу; накопичення наукової інформації, проведення її аналізу, можливість обміну з іншими медичними установами, ВУЗами, інститутами; можливість створення медичного інформаційного центру, де зберігатиметься інформація щодо новітніх методик лікування, оперативних втручань, мультимедійні та графічні дані, медична бібліотека, статті тощо.

Фінансовий: проведення калькуляції та розрахунків кошторису медичних послуг; розрахунок вартості медикаментів, розхідних матеріалів, можливість дистанційного замовлення необхідних медикаментів; можливість проведення розрахунків зі страховими компаніями за надані послуги; можливість калькуляції вартості лікування пацієнтів з інших областей чи країн.

В межах ЛПУ використання даної системи повинно бути вигідним та ефективним для усіх її учасників.

Якими є очікувані результати впровадження інформаційної системи?

Для пацієнтів: скорочення термінів надання невідкладної допомоги; зменшення часу обстеження хворих при планових відвідуваннях поліклініки і/або при поступленні в стаціонар; автоматизований запис на прийом до спеціалістів з метою консультації, для проведення обстеження, процедур; збільшення доступності консультативної спеціалізованої допомоги для пацієнтів віддалених місцевостей і/або при необхідності додаткових консультацій у складних діагностичних випадках; скорочення часу на проведення додаткових досліджень чи обстежень; оперативна видача виписної та іншої медичної документації.

Для лікарів: ведення електронної версії «Медичної карти стаціонарного / амбулаторного хворого» в частині, що перебуває в компетенції лікуючого лікаря; оперативна передача даних про пацієнта в процесі його перебування у стаціонарі у відповідну медичну документацію; автоматизоване внесення / надходження інформації про пацієнта в частині, що перебуває в компетенції іншого медичного персоналу – медсестер, лікарів-діагностів тощо; формування стандартизованих протоколів обстеження, лікування, оперативного втручання із записом у відповідні документи; можливість порівняння клінічних даних в динаміці протягом тривалого часу; збільшення часу на обслуговування пацієнтів за рахунок скорочення часу, що витрачається на передачу даних чи документації, висновків консультацій чи результатів проведених обстежень; автоматичне формування графіків прийому всіх спеціалістів в стаціонарах, поліклініці, діагностичних відділах, лабораторіях, графіків проведення оперативних втручань тощо; накопичення інформації та можливість обміну нею з метою проведення наукових чи клінічних досліджень; впровадження в практику нових методів діагностики та лікування; друкування необхідної виписної та облікової документації.

Для адміністрації: здійснення взаємозв'язку усіх структурних підрозділів безпосередньо через комп'ютерну мережу в режимі on line; структурування хаотичного потоку хворих між стаціонарними відділеннями та діагностичними підрозділами; фор-

мування облікової документації, звітних даних; оперативний аналіз статистичної інформації з можливістю прийняття ефективних управлінських рішень; проведення контролю діяльності кожної служби on line чи за результатами певного звітного періоду; економія коштів на закупівлю паперових носіїв документації; впровадження калькуляції медичних послуг; розрахунок вартості медикаментів, розхідних матеріалів; можливість дистанційного замовлення необхідних медикаментів для стаціонарних хворих; сприяння впровадженню МС з використанням автоматизованого підрахунку витрат на утримання та лікування хворих; можливість проведення розрахунків зі страховими компаніями за надані послуги.

Опрацювання всіх названих проблемних питань повинні бути обов'язковим елементом розробки спеціалізованого програмного забезпечення для закладів охорони здоров'я.

За багато років, упродовж яких нам пропонують програмні продукти, так і не враховано взаємозв'язків лікувальних і фармацевтичних закладів щодо медикаментозного забезпечення лікувально-діагностичного процесу, фінансові обґрунтування, можливі нюанси страхових випадків [4, 5, 6]. Для повноцінного запровадження страхової медицини необхідне чітке функціонування єдиної МІС, яка уможливить не тільки соціальний та страховий моніторинг, а й комплексне використання баз даних, стандартів лікування та результатів фармакоекономічного аналізу, зокрема, впливу на бюджет.

Висновки. Як свідчить досвід російських колег, процес розробки та впровадження єдиної МІС не може бути поспішним [9]. Усі проблеми треба і можна вирішувати. У практичних менеджерів ОЗ є бачення стосовно досягнення поставлених завдань з метою забезпечення ефективності та функціональності медичної інформаційної системи, є бажання до співпраці з виробниками спеціалізованого програмного продукту. Крім того, можна із впевненістю стверджувати, що є усвідомлення необхідності такого прикладного застосування інформаційних технологій. Результатом цього, поза сумнівом, буде підвищення соціальних стандартів та якості життя населення.

Література

1. Закон України № 80/94-ВР від 05.07.1994р. «Про захист інформації в інформаційно-телекомунікаційних системах» ВР України. Режим доступу: <http://zakon4.rada.gov.ua/laws/show/80/94-%D0%B2%D1%80>.
2. Закон України № 851-IV від 22.05.2003 – «Про електронні документи та електронний документообіг» ВР України.

- Режим доступу: <http://zakon2.rada.gov.ua/laws/show/851-15>.
3. Закон України № 2297-VI від 01.06.2010 року «Про захист персональних даних». ВР України. Режим доступу: <http://zakon4.rada.gov.ua/laws/show/2297-17/page>.
 4. Качмар В. Медичні інформаційні системи – стан розвитку в Україні // Український журнал телемедицини та ме-

дичної телематики. – Донецьк. – 2010. – Т.8, № 1.

5. Коваленко А. Проблемы стандартизации в области медицинских информационных технологий / А. Коваленко, А. Пезенцали, Е. Царенко // Клиническая информатика и телемедицина. – 2011. – Т. 7, № 8. – С.111–113.

6 Ковтонюк П. Медичні інформаційні системи: яка підходить вам? / Ковтонюк П., Бондаренко К. // PRO-менеджмент в охороні здоров'я. – Київ – № 3. – 2012. – С. 32–39.

7 Наказ МОЗ України №127 від 21.05.1998 р. «Про створення Єдиного інформаційного поля системи охорони здоро-

в'я України» Режим доступу: <http://zakon.nau.ua/doc/?code=v0127282-98>.

8. Наказ МОЗ України №330 від 05.07.2005 р. «Про запровадження ведення електронного варіанту облікових статистичних форм в лікувально-профілактичних закладах». Режим доступу: http://www.moz.gov.ua/ua/portal/dn_20050705_330.html.

9. Схема информатизации здравоохранения: что мы получим за 100 млрд. рублей // С-NEWS. – Москва. – 2013. – № 66. – С. 30–42.

ВИКОНАННЯ НАУКОВИХ ДОСЛІДЖЕНЬ ЗА ЕЛЕКТРОННИМ РЕЄСТРОМ ПАЦІЄНТІВ

Ю. Н. Таращенко, М. Ю. Болгов

ДУ «Інститут ендокринології та обміну речовин ім. В. П. Комісаренка НАМН України»

Розробка медичних інформаційних систем є складним та багатоступеневим завданням. Як правило, так звані «вихідні форми» (в яких, зокрема, передбачається аналіз даних) плануються ще на етапі проектування системи. Безумовно, вони в подальшому неодноразово змінюються та доповнюються. Але механізми автоматичного формування запитів в медичних інформаційних системах не є поширеними, а якщо і закладаються у функціонал системи, то переважно створюються як стандартний механізм із заздалегідь визначеними можливостями налаштування.

Водночас великі обсяги медичних даних, які підтримуються за допомогою медичних інформаційних систем, є прекрасним підґрунтям для виконання наукових досліджень. Так, в клініці інституту ендокринології, електронний реєстр хворих працює вже понад 10 років та містить більше 180 тис. амбулаторних карток пацієнтів з результатами багаточисленних обстежень та оперативних втручань. В запропонованому дослідженні розглянуто можливості медичної інформаційної системи TherDep для виконання наукових досліджень на прикладі проведення ретроспективного аналізу даних, зокрема стосовно результатів спостереження за доброякісними вогнищевими утвореннями щитоподібної залози. На цьому прикладі наочно демонструються підходи до автоматизованого аналізу даних, переваги та проблеми на цьому шляху.

Треба зауважити, що база даних електронного реєстру пацієнтів побудована на основі реляційних таблиць. У вершині структури знаходиться таблиця амбулаторних карток. Принципово вся інформація може бути збережена або в цій таблиці, або в підлеглих, по відношенню до неї. Такими є таблиці діагнозів, обстежень, аналізів, госпіталізацій, операцій тощо. Для збереження параметрів користувачів (до яких належить вся нестандартна, зокрема вузькопрофільна організаційна та наукова інформація) використовуються так звані таблиці «номінацій», які є підлеглими до відповідних таблиць даних (амбулаторних карток, госпіталізацій, обстежень тощо). Разом із механізмом автоматичного додавання номінацій (за ключовими фразами у текстових графах), такий підхід дозволив в режимі реального часу створити формалізо-

ваний масив даних, зокрема пацієнтів з вогнищевою патологією щитоподібної залози. Наприклад, якщо за результатами сонографічного дослідження щитоподібної залози було визначено наявність вогнищевих утворень правої частки діаметром 15 мм, то в автоматичному, фоновому, режимі (без жодних додаткових дій користувача) створюється номінація «Вузол правої частки» та заноситься у числовому вигляді значення «15». Подібним чином зберігається інформація про об'єми часток, формалізуються цитологічні та патогістологічні висновки.

Зазначені механізми забезпечили весь обсяг роботи зі створення формалізованих даних, готових для проведення автоматизованого аналізу. Для його проведення в медичній інформаційній системі TherDep є окрема утиліта під назвою "TherDep SQL", яка дозволяє створення довільних вибірок даних за всіма наявними графами, формування списків, таблиць та розрахунку статистичної достовірності за критерієм Стьюдента. Подібних за можливостями утиліт в інших медичних інформаційних системах нами не знайдено.

Використовуючи можливості "TherDep SQL" було відокремлено групу пацієнтів із доброякісними (за даними цитологічних досліджень) вогнищевими утвореннями щитоподібної залози та простежено динаміку змін розмірів вогнищевих утворень впродовж довготривалого спостереження (максимум 13 років). Крім того, виявлено всі випадки встановлення злоякісності у цих додаткових утвореннях (при їх хірургічному лікуванні в подальшому). За ознаками відсутності щитоподібної залози чи її часток було також виявлено випадки хірургічного лікування цих пацієнтів за межами клініки інституту. Слід зазначити, що за всіма проаналізованими пацієнтами було взято до уваги лише ті строки спостереження, які мали фіксацію у базі даних. Якщо пацієнт більше не потрапляв на обстеження (такі випадки мають місце внаслідок низки причин), то термін спостереження враховувався лише той, за який ми мали наявні дані.

На основі отриманих даних планується створення алгоритму ведення пацієнтів з доброякісними вогнищевими утвореннями щитоподібної залози, як такого, що базується на суттєвій доказовій базі довгост-

рокового ретроспективного аналізу. Також планується визначення більш чітких (ніж прийняті на сьогодні світовою ендокринологічною спільнотою) показань до хірургічного лікування доброякісних вогнищевих утворень щитоподібної залози.

Висновки. Практичне використання наявних в медичній інформаційній системі TherDer можливос-

тей щодо проведення наукових досліджень довело їх адекватність та достатність. Це дозволяє рекомендувати використання зазначеної системи для зберігання та обробки медичних даних у тих лікувальних установах, де поряд з практичним наданням медичної допомоги проводяться аналітичні наукові дослідження.

КЛИНИЧЕСКАЯ КИБЕРНЕТИКА В КОНТЕКСТЕ РАЗРАБОТКИ НОВЫХ ИНФОРМАЦИОННЫХ ТЕХНОЛОГИЙ НА ПРИМЕРЕ ТЕХНОЛОГИЙ АНАЛИЗА ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ СЕРДЦА

И. А. Чайковский, И. Д. Войтович

Институт кибернетики им. В.М. Глушкова НАН Украины

This article focuses on clinical cybernetics as the basis of new information technologies development on the example of analysis of the heart electrical activity. A scheme of clinical information technology elaboration, which consists of 12 sequential steps is proposed, functions of medical specialist in clinical cybernetics is discussed.

Эффективная диагностика болезней сердца остается одной из главных задач современной медицины. Это обусловливается большой распространенностью и социально-экономической важностью таких заболеваний, прежде всего ишемической болезни сердца (ИБС), которая в последние десятилетия приняла характер пандемии. Особенно высок уровень заболеваемости и смертности от заболеваний сердца в Украине. Если в большинстве стран Европы на 1000 населения приходится не более 3 случаев смерти от сердечно-сосудистой патологии, то в Украине – более 9 случаев.

Понятно, что велика потребность в усовершенствовании методов диагностики заболеваний сердца, прежде всего неинвазивных методов, как наиболее доступных и безопасных. Анализ электрической активности сердца по-прежнему является наиболее распространенным, доступным и дешевым методом объективного обследования сердца. Однако чувствительность и специфичность обычного электрокардиографического обследования недостаточно высоки. Известно, что ЭКГ покоя, оцениваемая по общепринятым критериям, остается нормальной приблизительно у 50 % больных с хронической ишемической болезнью сердца, в том числе во время эпизодов дискомфорта в грудной клетке.

На протяжении многих лет в Институте кибернетики НАН Украины разрабатываются ряд современных информационных технологий на основе новых программно-аппаратных комплексов (ПАК), призванных увеличить эффективность анализа электрического генератора сердца. Среди этих комплексов следует отметить магнитокардиографические системы, системы ЭКГ 4-го поколения. Помимо этого разрабатываются и комплексы для оценки гемодинамики и микроциркуляции.

Клиническая кибернетика, как научная дисциплина, является основой создания этих современных средств функциональной диагностики и, в особенно-

сти, имплементации их в практику лечебно-профилактических учреждений.

В этой связи надо заметить, что определение термина «клиническая кибернетика», как раздела медицинской кибернетики, не является устоявшимся.

Поскольку кибернетика – наука об общих законах управления и связи в организационных системах любой природы (машинах, живых организмах и обществе), то на наш взгляд, адекватным было бы следующее определение: клиническая кибернетика – это научная дисциплина, предметом которой является разработка и применение автоматизированных информационных систем и технологий, поддерживающих принятие всех возможных типов врачебных решений, а именно диагностических, прогностических, тактических (т.е. связанных с тактикой ведения больных в широком понимании этого слова), которые имеют место в клинической медицине.

Таким образом, центральным элементом дисциплины «клиническая кибернетика» являются клинические информационные технологии (ИТ), т.е. совокупность методов и программно-технологических средств, объединенных в технологическую цепочку, обеспечивающую сбор, хранение, предварительную обработку, интерпретацию, вывод и распространение информации. На выходе технологии образуется информационный продукт в форме, отвечающей потребностям конкретной предметной области, и с использованием «словаря» этой предметной области. В информационных технологиях, относящихся к клинической кибернетике, такой продукт – это автоматизированное диагностическое заключение, прогностический вывод или рекомендация по тактике ведения больного, в т.ч. медикаментозному или немедикаментозному лечению.

Как уже упоминалось, ИТ анализа электрического генератора сердца включают и разработку технических средств в виде программно-аппаратных комплексов.

Последовательность шагов (этапов) в рамках «технологической цепочки» современной информационной технологии анализа электрического генератора сердца представляется нам следующим образом.

Прежде всего, следует определить клиническую проблему, для решения которой создается ИТ. Понятно, что затрачивать интеллектуальные и материальные ресурсы для решения тривиальной задачи нецелесообразно. Поэтому ИТ создается для решения «трудных» клинических, прежде всего диагностических задач. Настоящая работа не ставит целью детальное обсуждение вопроса о том, что такое «трудная» диагностическая задача. Предложим здесь лишь неформальное определение такой задачи – это задача, для которой существующие диагностические алгоритмы имеют ограниченную точность, сложны или излишне трудоемки в реализации, или слишком дороги. Отсюда вытекает, что следующим шагом в развитии информационной технологии является прогнозная оценка ее реализуемости (feasibility) и экономических характеристик с точки зрения цена / эффект. Исходя из такой оценки составляется техническое задание для программно-аппаратного комплекса, в котором описываются требования как к аппаратной, так и к программной части комплекса. Следующий этап заключается в реализации предложенного технического задания. Важно отметить, что в программном обеспечении, как правило, необходимо реализовать не только общепринятые, но и оригинальные показатели (биомаркеры), которые по замыслу их авторов обладают наибольшей информативностью в отношении решаемой задачи.

Следующим этапом развития ИТ является опытная эксплуатация нескольких разработанных экспериментальных образцов в лечебно-профилактических учреждениях. Затем наступает этап обратной связи, когда по результатам этой эксплуатации проводится доработка разработанной технологии во всех аспектах, среди которых, кроме чисто технических, надо отметить структуризацию отображения и вывода информации для того, чтобы добиться наибольшей наглядности и удобства для пользователя. Затем следует этап информационной технологии, который можно назвать «аналитическим». Он подразумевает осмысление места разработанной технологии в имеющихся диагностических алгоритмах, ее «полезности» с точки зрения решения заявленной задачи, например уменьшения неопределенности при принятии диагностического решения. Также имеет смысл повторно провести анализ

технологии с точки зрения соотношения цена / эффект с учетом реальных затрат и достигнутой диагностической точности. Отдельно следует выделить этап формирования официальных методических рекомендаций по применению информационной технологии. Он знаменует собой принятие медицинским сообществом инновации, которую представляет собой разработанная информационная технология. Следующим этапом развития клинической ИТ является этап ее более или менее широкого использования в практике лечебно-профилактических учреждений. Конечно, этот этап также включает элемент обратной связи.

Если разработанная технология используется успешно и достаточно массово, она на следующем этапе может быть включена в национальные стандарты диагностики и лечения тех или иных заболеваний. Например, если речь идет о новых технологиях анализа электрической активности сердца, они могут стать частью стандартов диагностики тех или иных кардиологических заболеваний, прежде всего ИБС.

Наконец, завершающими этапами развития клинической информационной технологии, предназначенной для анализа электрического генератора сердца, могут стать международные многоцентровые исследования, опубликование метаанализов по результатам этих исследований, а затем положительная оценка новой информационной технологии авторитетными профессиональными организациями и/или страховыми компаниями, анализирующими новые клинические технологии и определяющими политику в области клинической медицины (такими как NICE (Великобритания), Aetna (США) и другие), а также включение разработанной технологии в международные руководства по должной клинической практике (Good Clinical Practice – GCP).

Предлагаемая схема, состоящая из 12-ти последовательных шагов, конечно, не является исчерпывающей и неоспоримой. Однако, на наш взгляд, она удобна тем, что позволяет оценить степень зрелости любой клинической информационной технологии. Технологии, прошедшие этапы с первого по третий, должны быть классифицированы как находящиеся на начальной стадии разработки, с четвертого по восьмой – как находящиеся в промежуточной стадии, девятый или десятый этап – как зрелые, т.е. пригодные для практического использования и наконец, технологии, находящиеся двух заключительных этапах – как представляющие особую ценность. Примером зрелой клинической технологии, разрабо-

танной в Институте кибернетики, является технология диагностики хронической ишемической болезни сердца с помощью магнитокардиографии.

В заключение целесообразно обсудить особенности функций врача – специалиста по клинической кибернетике. Этот специалист должен сочетать в себе профессиональные знания в области медицинской кибернетики и информатики с владением одной из клинических специальностей, в нашем случае – кардиологии или функциональной диагностики. Исходя из

этого его естественная роль – быть инициатором создания клинической информационной технологии, выступать постановщиком задач на этапе формирования технического задания, предлагать оригинальные биомаркеры. Также он является ключевой фигурой на «аналитическом» этапе, этапе формирования методических рекомендаций. Иными словами, врач-кибернетик является неотъемлемой составной частью «коллективного конструктора» всегда имеющей междисциплинарную природу клинической ИТ.

ИЗМЕРЕНИЕ ДИНАМИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ ЧЕЛОВЕКА

В. В. Чернецкий

Институт кибернетики им. В. М. Глушкова НАН Украины

Розглянуто фонендоскопічний метод вимірювання тиску потоку крові на стінки кровоносних судин і визначення швидкості цього потоку.

Сердечно-сосудистая система (ССС) предназначена для выполнения транспортной функции доставки крови к каждой клетке организма и обеспечивает пространственно-временную реализацию главных физических и физиологических процессов в организме человека. В движение поток крови приводится силами, которые генерируются сердцем. Поддержание непрерывности потока крови – основная функция ССС. Сила $F(t)$ непосредственно создается мускулатурой сердца и образует поток крови, который описывается транспортной функцией $V(t)$. Изложенное представляет собой теорию работы ССС человека.

Система кровоснабжения человека представляет собой сложный механизм, состояние которого оценивается в настоящее время электрокардиограммой или фонограммой. Однако электрокардиограмма отражает только электрическую активность сердечной мышцы, а функциональная способность сердца в качестве насоса определяется по ЭКГ косвенным способом. Достоверное представление движения крови в ССС может дать только прямое приборное измерение физических параметров потока крови в сосудах с последующим его отображением. Оптимальным может быть неинвазивное измерение мгновенных значений давления частиц крови на стенки сосудов в выбранной точке, расположенной близко к поверхности тела. В ССС сила F действует в форме давления P_k , которое равномерно распределено по площади S кровеносного сосуда $F = P_k S$. Частицы крови в этом сечении приводятся в движение со скоростью V_k . Параметры P_k и V_k являются основными динамическими параметрами ССС.

В Институте кибернетики разработано устройство для измерения и отображения динамических параметров ССС P_k и V_k , которое реализует фонендоскопический метод измерения мгновенных значений давления крови на стенки сосудов. Задача определения параметров движения крови в сосудах решена посредством измерения процесса $F(t) = P_k(t)S$. До недавнего времени непосредственное измерение

давления $P_k(t)$ было невозможно по причине отсутствия средств измерения необходимой чувствительности и быстродействия. Аппаратное измерение $P_k(t)$ выполняется устройством на основе цифрового микрофона давления, имеющего цифровую чувствительность существенно более высокую, чем стандартный порог слышимости $P_o = 2 \cdot 10^{-5} \text{ Н/м}^2$. В свою очередь проблема создания цифрового микрофона давления потребовала разработки способа измерения интенсивности выходных сигналов измерительного преобразователя давления, амплитуда которых существенно ниже уровня теплового шума на входе микрофонного усилителя. Успех этой работы обеспечен изобретением электромагнитного усилителя подшумовых сигналов [1], который имеет чувствительность к входному сигналу на несколько порядков выше, чем у обычных полупроводниковых усилителей, а также разработкой полевых функциональных преобразователей аналоговых гармонических сигналов в цифровую форму через преобразование их амплитуды в интервал времени. Работа усилителей и преобразователей основана на едином принципе управления магнитным полем формой электрического тока в проводниках [2]. В разработке использован наиболее эффективный путь достижения максимальной чувствительности, который состоит в исполнении цифрового измерительного преобразования, основанного на временном развертывающем преобразовании магнитного сопротивления и квантовании интервала времени.

Для преобразования измеряемых величин в интервал времени, который задается разностью фаз низкочастотных гармонических сигналов, используется процесс накопления энергии магнитного поля в магнетике и процесс ее преобразования в тепло в проводнике, индуктивно связанном с магнетиком. Высокая чувствительность способа измерения перемещения мембраны цифрового микрофона с магнитной индукцией достигается благодаря тому, что модуляция магнитного сопротивления магнитопровода перемещением мембраны микрофона и преоб-

разование ее в фазовый сдвиг тока относительно фазы э.д.с. направлены на реализацию резонансного преобразования энергии электрического поля внешнего источника гармонической э.д.с. в энергию магнитного поля проводника, а последней в тепло. Если выполняется условие равенства процессов резонансного преобразования энергии, то в проводнике с током отсутствует фазовый сдвиг между током и э.д.с. В таком режиме происходит полное преобразование электромагнитной энергии в теплоту и достигается максимальная цифровая чувствительность измерения перемещения мембраны микрофона, которая обусловлена тем, что небольшая модуляция магнитного потока перемещением мембраны вызывает максимальную фазовую модуляцию тока в проводнике.

Для определения давления потока крови на стенки кровеносных сосудов в устройстве для измерения динамических параметров ССС используется фонендоскопический метод измерения. Устройство содержит точечный фонендоскоп, цифровой микрофон, интерфейсный блок и микропроцессор. Цифровой микрофон содержит мембрану из магнитомягкого материала, расположенную между двумя чашкообразными ферритовыми магнитопроводами. Акустический канал фонендоскопа нагружен на мембрану микрофона. В одной и другой чашках микрофона расположены катушки индуктивности, которые вместе с двумя первичными обмотками трансформатора образуют мост, питающийся гармоническими сигналами возбуждения магнитного поля в промежутке между ферритом и мембраной.

При измерении фонендоскоп располагается над кровеносным сосудом, в котором необходимо определить давление потока крови на его стенки. Поток крови деформирует стенку сосуда, которая вместе с прилегающими к ней тканями служит мембраной фонендоскопа. Акустический сигнал фонендоскопа передается на вход цифрового микрофона, который выдает в интерфейсный блок информационные сигналы о величине давления с частотой возбуждения микрофона. Акустическое давление на мембрану микрофона пропорционально давлению потока крови на стенки сосуда. В интерфейсном блоке на базе полевого сигнального процессора осуществляется преобразование информационных гармонических сигналов в коэффициенты Фурье в течение одного периода гармонического сигнала возбуждения цифрового микрофона. Дальнейшая математическая обработка результатов измерения возложена на микропроцессор и его программно ориентированное обес-

печение. Цифровые отсчеты давления потока крови на стенки сосудов отображаются в виде циклограммы давления $P_k(t)$ (рис. 1,а). Также в реальном времени выполняется цифровое интегрирование циклограммы давления, и результат вычисления отображается в виде циклограммы скорости потока крови $V_k(t)$ (рис. 1,б). Данные измерения и вычисления допускают параметризацию интенсивности процессов $P_k(t)$ и $V_k(t)$ по их продолжительности. На циклограмме давления отмечаются максимальное давление P_m , соответствующее максимальному давлению в сосуде и, соответственно, в желудочке сердца, а также максимальное давление торможения потока крови P_T , соответствующее максимальному давлению клапана желудочка. Система параметров, служащих для диагностики работы ССС, имеет такую структуру. Ее физической величиной, образующей систему измеряемых и вычисляемых параметров, являются давление или сила, приведенная к единице площади, скорость потока крови, а также порядок и продолжительность фаз силового взаимодействия потока крови с мышцами сердца и стенками кровеносных сосудов.

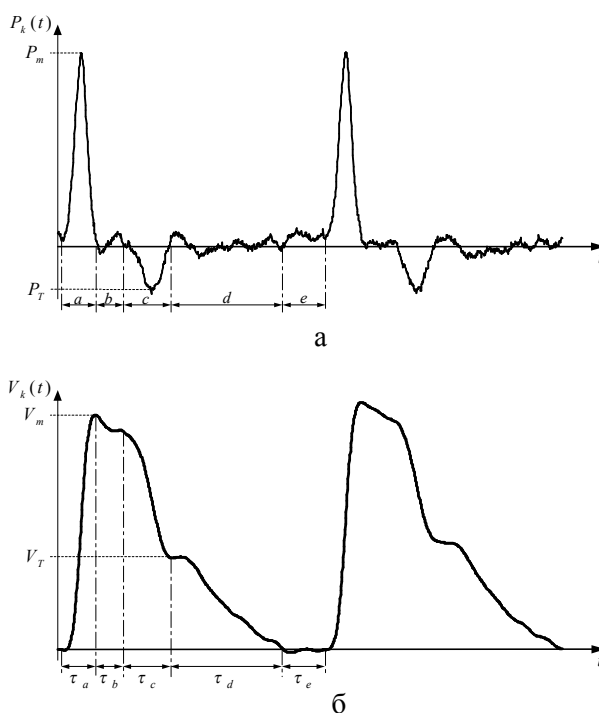


Рис. 1. Цифровые циклограммы давления и скорости потока крови.

Продолжительность фаз связана с важнейшими физиологическими процессами и дает достоверную диагностику работы сердечно-сосудистой системы по величине отклонения фазовых интервалов време-

ни от нормы. Благодаря цифровому измерению фазовых интервалов исключается влияние индивидуальных отклонений интенсивности влияния механических процессов на качество их диагностики. Для точного измерения силовых параметров имеет определяющее значение высокая цифровая чувствительность измерения силы, а для точности отображения динамики процесса – частота его дискретизации. Высокая чувствительность и временное разрешение дают возможность получить точные

значения измеряемых и вычисляемых параметров, которые исчерпывающим образом позволяют судить о физических процессах, происходящих в сердечно-сосудистой системе. Циклограмма скорости потока крови в сосуде соответствует графику пульсовой волны.

Визуализация силового действия сердца на поток крови в сосудах и скорости потока является объективной основой для диагностики заболеваний и наблюдения действия лекарств.

Литература

1. Патент № 87027. Україна. Електромагнітний підсилювач напруги / О. Д. Бех, В. В. Чернецький, В. В. Єлшанський. – Опубл. 10.06.2009. – Бюл. № 11.
2. Бех А. Д. Автоматический контроль физических пара-

метров монет / А. Д. Бех, В. В. Чернецкий, В. В. Елшанский // Комп'ютерні засоби, мережі та системи. – 2004. – № 3. – С. 24-34.

СОВРЕМЕННЫЕ АСПЕКТЫ ИНФОРМАТИЗАЦИИ СИСТЕМЫ ЭПИДЕМИОЛОГИЧЕСКОГО НАДЗОРА ЗА ИНФЕКЦИЯМИ

Т. А. Чумаченко¹, О. С. Радивоненко², Т. В. Корчак², В. И. Макарова¹

*Харьковский национальный медицинский университет¹
Национальный аэрокосмический университет им. Н.Е. Жуковского
«Харьковский авиационный институт»²*

In this paper problems of informatization in the field of epidemiological monitoring and surveillance for infectious diseases are considered. Methods for the evaluation the current epidemic situation, calculating of acceptable levels of morbidity, forecasting morbidity are described. The information system, which implements proposed principles and methods is presented.

На фоне непрерывного развития информационных технологий и информатизации общества в целом чрезвычайно важной и актуальной является задача автоматизации рутинных операций специалистов в области обработки и анализа информации медико-биологических систем, в результате чего удастся снизить непроизводительные расходы времени на регистрацию, поиск и оформление различных документов, автоматизировать формирование статистических таблиц расчетов, ввести безбумажные технологии учета и анализа показателей заболеваемости, визуализировать и сравнивать динамику проявлений эпидемического процесса инфекций для планирования, разработки и коррекции оптимальных управленческих решений, направленных на поддержание эпидемического благополучия населения.

Целью данного исследования является разработка информационной и функциональной модели информационной системы обработки, анализа и прогнозирования развития эпидемического процесса инфекций, а также разработка методик анализа данных, построения прогнозных значений на основе использования адаптивных методов прогнозирования, методики расчета комплексного показателя по выбранному процессу; методики определения допустимого уровня заболеваемости.

Для достижения поставленной цели использованы комплекс математических методов, оперативный и ретроспективный эпидемиологический анализ.

В результате анализа были выделены три основные задачи обработки оперативной информации в системе эпидемиологического надзора:

1. Оценка текущей эпидемической ситуации.
2. Определение допустимых (ординарных) уровней заболеваемости.
3. Краткосрочное и долгосрочное прогнозирование уровней заболеваемости.

Основываясь на подходе, описанном в работе [1], предлагается методика расчета основных показате-

телей комплексной оценки эпидемиологического состояния территории с использованием лингвистических описаний (<угрожаемая или чрезвычайная>, <напряженная или существенно напряженная>, <неудовлетворительная или относительно напряженная>, <удовлетворительная>).

При широко распространенных инфекционных заболеваниях, таких как грипп и острые респираторные инфекции или кишечные инфекции (дизентерия, сальмонеллез и др.) можно использовать следующую методику. Для определения допустимых уровней заболеваемости применяется метод расчета верхних толерантных пределов показателей неэпидемической заболеваемости, исходя из предположения их распределения по нормальному закону [2].

Пусть $X = \{X'_i\}$, $i = \{1..N\}$ – множество заболеваемости гриппом в каком-нибудь городе за i -тую неделю неэпидемического периода за N_i лет. Тогда верхняя толерантная граница рассчитывается по формуле:

$$X'_e = \bar{X}_i + Q_{N_i-2} \sqrt{\frac{N_i-1}{N_i-2 + Q^2_{N_i-2}}} \cdot S_i,$$

где \bar{X}_i – среднее значение заболеваемости; S_i – среднее квадратичное отклонение; Q_{N_i-2} – значение критерия Стьюдента для заданной доверительной вероятности с $N_i - 2$ степенями свободы.

Задачу прогнозирования эпидемических данных можно рассмотреть как задачу прогнозирования динамических рядов. Использование моделей и методов анализа, которые формализуются при помощи нечеткой логики, позволяет проводить анализ в условиях малых экспериментальных выборок, чем обусловлена применимость к решению данной задачи предложенного в работе [3] адаптивного мето-

да нейро-нечеткого прогнозирования временных рядов биомедицинских данных.

На основе рассмотренных методик предлагается структура информационной системы эпидемиологи-

ческого надзора. Системная структурно-информационная модель процесса обработки информации в системе эпидемиологического надзора приведена на рисунке 1.



Рис. 1. Системная структурно-информационная модель процесса обработки информации в системе эпидемиологического надзора за инфекциями.

Программное обеспечение реализовано с помощью объектно-ориентированного подхода на высокоуровневом языке C# и представляет собой Windows Forms приложение. Информационная система включает в себя три подсистемы: прогнозирование, оценка эпидемиологической ситуации и рас-

чет допустимого (ординарного) уровня заболеваемости.

На рисунке 2 показан результат расчета и оценки эпидемической ситуации по инфекциям на определенной территории в числовой и лингвистической форме.

	ИКЗ_гор	ИКЗ_обл	ИКЗ_см	КПЗ_г	КПЗ_обл	КПЗ_г	КПЗ_обл
Дзержинский	0.62428280...	0.70663235...	1.18706554...	0.905674...	0.94684895...	удовлетворител...	удовлетвори
Киевский	0.82450815...	0.97472682...	1.44343860...	1.133973...	1.20908271...	удовлетворител...	удовлетвори
Коминтернов.	1.18541822...	1.41738216...	1.51052367...	1.347970...	1.46395291...	удовлетворител...	удовлетвори
Ленинский	1.02748796...	1.18850018...	1.78100030...	1.404244...	1.48475024...	удовлетворител...	удовлетвори
Московский	1.11347231...	1.31947208...	1.47627345...	1.294872...	1.39787276...	удовлетворител...	удовлетвори
Октябрьский	0.84273195...	0.96923328...	1.27747649...	1.060104...	1.12335489...	удовлетворител...	удовлетвори
Орджоникидз.	1.28073001...	1.48099419...	1.39594826...	1.338339...	1.43847123...	удовлетворител...	удовлетвори
Фрунзенский	1.26145395...	1.46075653...	1.51889521...	1.390174...	1.48982587...	удовлетворител...	удовлетвори
Червонозав.	0.87238903...	1.02419485...	1.62903752...	1.250713...	1.32661618...	удовлетворител...	удовлетвори

Рис. 2. Окно вывода результата для оценки эпидемиологической ситуации по инфекциям на контролируемой территории в числовой и лингвистической форме.

Предложенный подход позволяет обеспечить эффективный и точный сбор поступающей информации о случаях инфекций и проявлениях эпидемического процесса, проводить качественный анализ и обработку данных с последующей установкой особенности

динамического ряда и определением факторов его формирования, что позволяет эксперту-эпидемиологу разработать эффективные, социально и экономически обоснованные, адекватные ситуации профилактические и противоэпидемические мероприятия.

Литература

1. Мелюк С. А. Комплексная оценка территорий по степени благополучия [Текст] / Мелюк С. А., Карпов Н. Л., Солоненко Н. А. // Здоровье населения и среда обитания. – 2003. – №3. – С.24–28.
2. Методические рекомендации по оперативному анализу и прогнозированию эпидемической ситуации по гриппу

- и острым респираторным инфекциям (ОРВИ). – М. СПб. : ГУ НИИ гриппа Российской АМН, 2006 – 72 с.
3. Epidemics Prediction with the use of Neuro-Fuzzy Methods for Time Series Processing under Uncertainty Conditions [Text] / O. Sokolov, O. Radyvonenko, T. Korchak, O. Gololobova // Journal of Health Sciences (JHealth Sci). – 2012. – №2 (6). – P. 64–70.

ІНФОРМАЦІЯ ДЛЯ АВТОРІВ ЖУРНАЛУ «МЕДИЧНА ІНФОРМАТИКА
ТА ІНЖЕНЕРІЯ»

Програмними цілями науково-практичного журналу «Медична інформатика та інженерія» є інформування працівників галузі охорони здоров'я України, науковців, викладачів медичних вищих навчальних закладів, співробітників науково-дослідних інститутів медичного і біологічного профілю та громадськості про результати фундаментальних і прикладних досліджень з медичної інформатики та інженерії, про сучасні тенденції й процеси інформатизації, що відбуваються в медичній галузі.

Журнал «Медична інформатика та інженерія» приймає до публікації статті, короткі повідомлення, листи до Редакції, які містять оригінальні матеріали досліджень, що стосуються наступних тем:

1. Інформатизація системи охорони здоров'я.
2. Медичні інформаційні, експертні та інтелектуальні системи.
3. Інформаційні технології системних досліджень в медицині та біології.
4. Проблеми управління в медичних та біологічних системах.
5. Госпітальні інформаційні системи.
6. Оптимізація управління процесами профілактики, діагностики, лікування та реабілітації хворих.
7. Телемедичні технології.
8. Математичне моделювання в медицині, фармакології та біології.
9. Доказова медицина.
10. Медична інженерія та електроніка.
11. Інформаційні технології отримання, збереження, передачі та аналізу медичної та біологічної інформації.
12. Отримання та аналіз медичних і біологічних зображень і сигналів.
13. Комп'ютерна діагностика захворювань і комп'ютерне прогнозування перебігу та наслідків патологічного процесу.
14. Розробка та використання біометричних методів.
15. Структуризація знань, бази знань, організація пошуку та обробки знань, розповсюдження знань.
16. Сучасні інформаційні технології в медичній та біологічній освіті. Засоби самоосвіти.
17. Теорія та практика дистанційної освіти.
18. Проблеми побудови «суспільства знань».
19. Інформатика, суспільство та національна безпека.
20. Тенденції розвитку медичної та біологічної інформатики та інженерії.

За рішенням редакційної колегії до друку також можуть прийматися огляди з актуальних питань медичної інформатики та інженерії, описи перспективних наукових досліджень, рецензії, довідкові та інформаційні матеріали, навчально-методичні матеріали, оголошення щодо наукових заходів і повідомлення рекламного змісту.

Рішення щодо публікації приймається редакційною колегією на підставі результатів рецензування статей. Редакція не бере на себе зобов'язань щодо роз'яснення причин відмови від публікації статті. Надіслані до редакції матеріали авторам не повертаються. Рукописи мають представляти матеріали, що не були опубліковані раніше та не були подані до інших видань.

Веб-сторінка журналу на порталі Наукова періодика України, Національна бібліотека України імені В.І. Вернадського:

http://www.nbuv.gov.ua/portal/Chem_Biol/Mii/index.html

Включення до переліку фахових видань ВАК України: Постанова Президії ВАК України від 27.05.2009, протокол № 1-05/2, Бюлетень ВАК України № 8, 2009, стор. 12.

Вимоги щодо підготовки рукопису

Рукописи повинні надсилатися в двох примірниках українською, російською чи англійською мовою і супроводжуватися файлами тексту (*.rtf або *.doc) та малюнками (*.jpg або *.tif) на диску. Електронна та паперова версії статті мають бути ідентичними. Електронна копія може бути надіслана також електронною поштою.

Обсяг оригінальної статті, включаючи таблиці, рисунки, список літератури, резюме, не повинен перевищувати 8 сторінок, обсяг проблемної статті, огляду літератури, лекції – 12 сторінок, короткого повідомлення, рецензії тощо – до 5 сторінок.

До рукопису необхідно додати: (а) супровідний лист від керівника закладу (підрозділу), в якому виконувалася робота з рекомендацією до друку та (б) експертний висновок, завірений печаткою, щодо можливості відкритої публікації матеріалів дослідження. За відсутності експертного висновку всю відповідальність за подану інформацію несуть автори. Вартість видавничих послуг відшкодовують автори. Всі автори мають поставити підписи на першій сторінці статті.

Статті, які містять оригінальні матеріали досліджень, мають бути структуровані відповідно до вимог п. 3 Постанови Президії ВАК України № 7-05/1 від 15.01.2003 р., оформлені з врахуванням рекомендацій ВАК України щодо публікації матеріалів дисертацій та з дотриманням основних вимог ДСТУ 3008-95 «Документація. Звіти у сфері науки і техніки. Структура і правила оформлення».

Усі одиниці фізичних величин слід наводити відповідно до Міжнародної системи одиниць (СІ) згідно з вимогами групи стандартів ДСТУ 3651-97 «Одиниці фізичних величин»; у разі обґрунтованого використання несистемних одиниць вимірювання слід представити приклад їх переведення в систему СІ. Медична термінологія має відповідати Міжнародній класифікації хвороб (МКХ-10). Назви фірм, приладів, реактивів і препаратів потрібно наводити в оригінальній транскрипції.

Титульний аркуш:

УДК – у верхньому лівому куті.

Назва статті (по центру, жирно, кегль – 16). У назві статті не допускається використання скорочень.

Прізвище (-а) та ініціали автора(-ів) (по центру).

Повна назва установи.

Анотація: до 200 слів.

Ключові слова: до восьми слів.

Основна частина статті містить наступні розділи: Вступ (постановка проблеми у загальному вигляді, її зв'язок із важливими науковими чи практичними завданнями, аналіз останніх опублікованих досліджень, в яких започатковано розв'язання даної проблеми, виділення невирішеної частини загальної проблеми, якій присвячена означена робота).

Мета дослідження. Матеріал і методи дослідження (викладення об'єкта дослідження і методик, опис яких повинен бути достатнім для розуміння їх доцільності і можливості відтворення. У випадку проведення експериментальних досліджень з тваринами слід вказувати вид, стать, кількість тварин, методи анестезії при маніпуляціях, пов'язаних із завданням тваринам болю, метод етаназії. Обов'язковим є зазначення методик статистичного аналізу з обґрунтуванням вибору критеріїв достовірності оцінок). Результати й обговорення (викладається основний фактичний матеріал, проводиться повне обґрунтування отриманих наукових результатів, висловлення власного судження щодо

одержаних результатів, його порівняння з тлумаченням подібних даних, наведеним іншими авторами). Висновки. Перспективи подальших досліджень (подається бачення автором перспективності подальших шляхів до розв'язання проблеми, висвітленої у роботі). Література (друкується в порядку згадування джерел у квадратних дужках).

Весь текст повинен бути надрукований через 1,5 інтервали, шрифт Times New Roman, кегль – 14, з одного боку листа на білому папері формату А4 (1800-2000 друкованих знаків на сторінці). Поля: зліва – 3 см, справа – 1,5 см, зверху та знизу – 2,5 см. Текст набирати в одну колонку. Прийнятні формати текстового файлу: MS Word (rtf, doc).

Підзаголовки повинні бути надруковані прописними літерами, жирно.

Рівняння необхідно друкувати у редакторі формул MS Equation Editor, що входить до складу текстового редактора MS Word.

Список літератури повинен формуватися послідовно, в порядку появи посилання в тексті статті. Для оформлення посилань слід використовувати національний стандарт ДСТУ ГОСТ 7.1:2006 “Бібліографічний запис. Бібліографічний опис. Загальні вимоги та правила складання”, що набув чинності 1 липня 2007 року.

Рисунки - шириною до 8 см або до 16 см кожен подаються на окремому аркуші. На зворотній стороні вказати номер рисунка, прізвище першого автора, підпис до рисунка (скорочено) та відмітки “Верх”, “Низ”. Усі рисунки повинні бути пронумеровані в порядку їх появи в тексті. Товщина осі на графіках повинна складати 0,5 pt, товщина кривої - 1,0 pt. Одиниці виміру на осях графіків повинні бути позначені після коми без дужок. Рисунки повинні бути якісні, розміри підписів до осей та шкали - 10 pt при вказаних вище розмірах рисунка. Прийнятні графічні формати для рисунків: TIF, JPEG. Рисунки, створені за допомогою програмного забезпечення для математичних і статистичних обчислень, повинні бути перетворені до одного з цих форматів.

Ілюстрації приймаються до друку тільки високоякісні. Підписи і символи повинні бути вдруковані. При скануванні слід забезпечити роздільну здатність зображення 300 dpi. Пріоритетним є надсилання оригіналів ілюстрацій. Невеликі за об'ємом ілюстрації можна розмішувати по тексту статті.

Фотографії повинні надаватися у вигляді оригінальних контрастних відбитків. У підписах до мікрофотографій вказувати збільшення і метод фарбування матеріалу. Не приймаються до друку негативи, слайди.

Таблиці повинні бути представлені на окремих аркушах. Таблиці повинні мати короткі заголовки і власну нумерацію. Відтворення одного і того ж матеріалу у вигляді таблиць і рисунків не допускається.

Діаграми, графіки бажано створювати у Microsoft Excel.

Підписи до рисунків і таблиць повинні бути надруковані в рукописі після списку літератури на окремому аркуші.

Розширена анотація до статті подається двома мовами (наприклад, якщо основний текст статті написаний українською мовою, то дві розширені анотації подаються російською та англійською); обсяг – до 1 сторінки; містить: (а) назву статті, (б) прізвища та ініціали авторів, (в) електронні адреси авторів, (г) повна назва установи, (д) реферат статті до 400 слів, (є) ключові слова.

Інформація про авторів - подається на окремому аркуші і містить наступні відомості про кожного: прізвище, ім'я, по-батькові, науковий ступінь, вчене звання, місце роботи, посада, службова адреса, телефон, факс і електронна пошта. Прізвище автора, з яким слід вести листування, має бути підкреслено.

Статті, оформлені без дотримання вищевказаних вимог, не реєструються. У першу чергу друкуються статті передплатників журналу, а також матеріали, замовлені редакцією. Редакція залишає за собою право виправляти термінологічні та стилістичні помилки; за погодженням з авторами усувати зайві ілюстрації та скорочувати текст.

Рукописи направляти за адресою:

вул. Дорогожицька, 9, м. Київ, 04112

Національна медична академія післядипломної освіти імені П.Л. Шупика, Редакція журналу «Медична інформатика та інженерія» (кафедра медичної інформатики)

Електронна пошта: k-minf05@nmapo.edu.ua;
mijournal@nmapo.edu.ua

Публікація статей **платна**. Для очних аспірантів знижка **50 %**.

Оплата здійснюється після отримання повідомлення про позитивне рішення щодо публікації статті.

Оплату за статті переказувати на розрахунковий рахунок:

Одержувач платежу:

ДВНЗ «Тернопільський державний медичний університет імені І. Я. Горбачевського»

ЄДРПОУ 02010830,

Р/р 31252273210444 у ГУДКУ в Тернопільській обл., МФО 838012

ІПН 020108319187, номер свідоцтва 100120564.

Призначення платежу: За друкування статті (П.І.П. автора вказувати обов'язково).

Квитанції про оплату надсилати на адресу:

Видавництво „Укрмедкнига”,

майдан Волі, 1, м. Тернопіль, 46001, тел.: (+380 352) 434956, факс: (+380 352) 528009.