

МЕДИЦИНСКАЯ ТЕХНИКА

НАУЧНО-ТЕХНИЧЕСКИЙ
ЖУРНАЛ

Выходит 6 раз в год

№ 2 (260) 2010

МАРТ–АПРЕЛЬ

Издается с 1967 г., г. Москва

ТЕОРИЯ И КОНСТРУИРОВАНИЕ

Л.М. Смирнова, З.М. Юлдашев, Р.Я. Иоффе, Е.А. Иоффе

КОМПЬЮТЕРНАЯ ПЛАНТОПОДОГРАФИЯ НА ПРОГРАММНО-АППАРАТНОМ КОМПЛЕКСЕ «СКАН-М» ПРИ СКРИНИНГОВЫХ ОБСЛЕДОВАНИЯХ ДЕТЕЙ ДОШКОЛЬНОГО ВОЗРАСТА

Аннотация

В статье обсуждается опыт использования нового программно-аппаратного комплекса при выездных плантоподографических обследованиях детей дошкольного возраста. Представлены результаты факторного анализа экспериментальных данных, направленного на выявление информативности плантографических и по-дометрических критериев оценки состояния стоп у детей.

Введение

Массовые инструментальные плантоподографические обследования могут помочь раннему доказательному выявлению начальных признаков деформации стоп, своевременному назначению лечебно-профилактических мероприятий и, при необходимости, ортопедического обеспечения для лечения патологии, предотвращения или замедления ее прогрессирования и развития вторичных нарушений.

С целью определения возможности и целесообразности проведения компьютерной плантоподографической оценки состояния стоп у детей дошкольного возраста, нами были выполнены обследования 120 детей (69 мальчиков и 51 девочка) детских садов г. Санкт-Петербурга. Самому младшему ребенку был 1 год 8 месяцев, а старшему – 7 лет 10 месяцев (рис. 1).

Все эти дети по своему физическому развитию соответствовали дошкольному возрасту (от трех до семи лет) и посещали младшие, средние, старшие и подготовительные группы детских садов.

Обследования проводились на мобильном программно-аппаратном комплексе (ПАК) «Скан-М», ООО «ДиаСервис», Россия (рис. 2) [1].

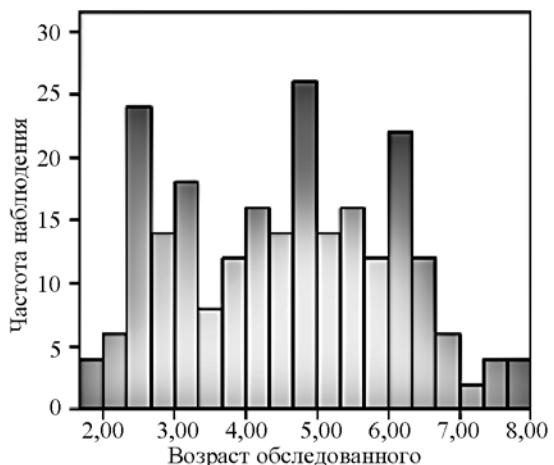


Рис. 1. Распределение обследованных детей по возрасту (в годах)

При работе на комплексе «Скан-М» использовался его функциональный модуль «ПлантоСкан», выполненный в виде складывающегося в чемодан трансформера (рис. 3), предназначенный для плантографии и подометрии методом оптического сканирования стоп в 3-х плоскостях (рис. 4).

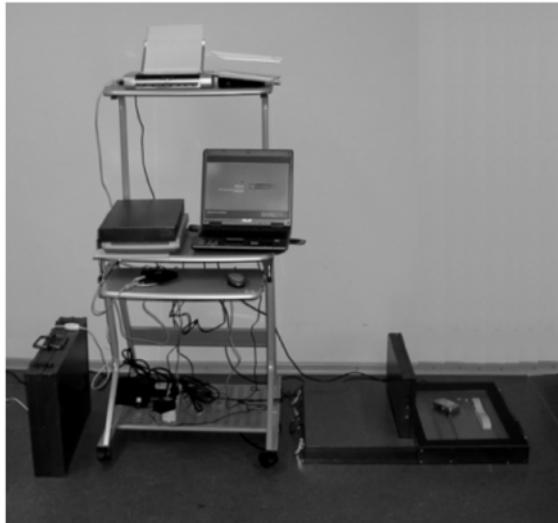


Рис. 2. Программно-аппаратный комплекс «Скан-М»



Рис. 3. Модуль «ПлантоScan» – трехкоординатное сканирующее устройство

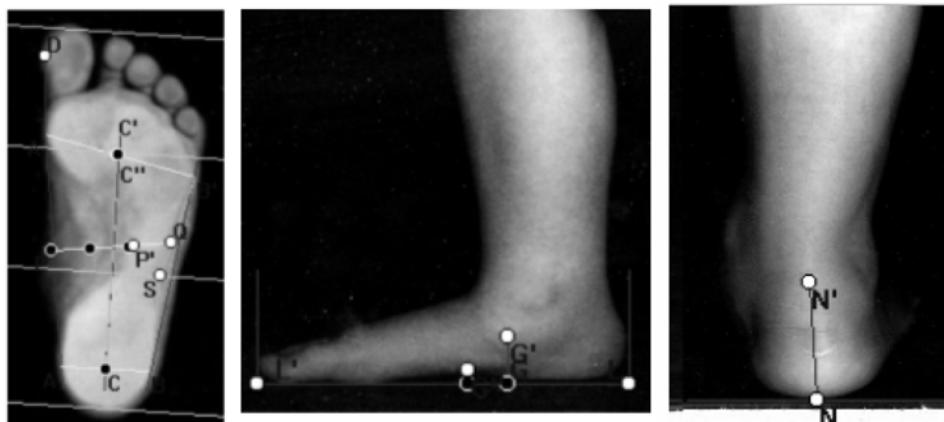


Рис. 4. Оцифрованные на ПАК «Скан» изображения левой стопы снизу (планограмма), с медиальной стороны и сзади

Осуществлялось сканирование обеих стоп снизу, сзади и медиально под нагрузкой весом тела в положении ребенка стоя, с опорой на обе конечности.

Учитывая непривычные для детей условия обследования, для того чтобы минимизировать их влияние на точность результатов, плантоподография проводилась непосредственно на территории детских садов, с минимальным нарушением привычного режима дня детей. Для минимизации времени обследования и снижения утомляемости ребенка в базе данных ПАК для каждого из них были заранее заполнены анкетные формы.

Ввод результатов клинического осмотра врачом-ортопедом, наблюдающим ребенка, проводился уже после окончания обследования всей группы. Это позволило провести выездные обследования всех 120 детей всего за 3 рабочих дня. База данных обследования содержала анкетные данные (пол, возраст) и результаты клинического осмот-

ра: характеристику положения пятого отдела стоп и среднего отдела стоп во фронтальной плоскости, состояние продольных сводов стоп, положение переднего отдела стопы в плоскости опоры, состояние плюсны, угол оси 1-го пальца стопы. Оценка этих параметров проводилась по шкале отношений, представленной в табл. 1.

В эту же базу были введены экспериментальные значения плантоподографических индексов, рассчитанных с помощью программного обеспечения комплекса в интерактивном режиме [2], [3]:

- *a1* – угол шикарова сустава, образованный линиями, соединяющими наиболее выступающую точку наружного контура пятого отдела стопы, пучков и точку, расположенную на краю наружного отпечатка на расстоянии 0,36 длины стопы от пятки;
- *a2* – угол отклонения I-го пальца, образованный внутренней касательной к отпечатку стопы и касательной к отпечатку I-го пальца;

Таблица 1

Кодирование клинических признаков патологии стопы для идентификации наблюдений базы данных

ОЦЕНКА	ПАРАМЕТР										
	Положение пятого отдела стопы		Положение среднего отдела стопы		Состояние продольных сводов стопы		Положение переднего отдела стопы		Состояние плюсны	Положение 1-го пальца стопы	
	вальгус	варус	вальгус	варус	снижение	повышение	приведение	отведение	расширение	вальгус	варус
Норма	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Незначительно	1	-1	1	-1	1	-1	1	-1	1	1	-1
Умеренно	2	-2	2	-2	2	-2	2	-2	2	2	-2
Выражено	3	-3	3	-3	3	-3	3	-3	3	3	-3
Невозможно ответить	999	999	999	999	999	999	999	999	999	999	999

Таблица 2

Фрагмент корреляционной матрицы показателей оценки состояния стопы для исходной базы данных

Переменная	Пол обследованного	Возраст обследованного	Положение пятого отдела стопы	Состояние продольных сводов стопы	Положение переднего отдела стопы	Состояние плюсны	Положение 1-го пальца стопы
<i>a</i> 1 – угол шопарова сустава		-0,244		0,297	0,331		
<i>a</i> 2 – угол отклонения I-го пальца					-0,254		0,485
<i>k</i> 1 – коэффициент переднего отдела стопы			-0,214		0,477		
<i>k</i> 2 – коэффициент распластанности переднего отдела стопы	-0,170					0,142	-0,183
<i>k</i> 3 – линейный показатель высоты свода		-0,380	0,336	0,626			
<i>p</i> – подометрический индекс			-0,233	-0,293			
<i>b</i> – угол вальгусного отклонения оси пятого отдела стопы			0,587		-0,334		
<i>x</i> 1 – показатель дуги свода		0,330	-0,310	-0,316			

- *k*1 – коэффициент переднего отдела стопы, определяемый как частное от деления ширины внутренней части линии пучков на ширину наружной части этой линии;
- *k*2 – коэффициент распластанности переднего отдела стопы, определяемый как частное от деления ширины стопы в пучках на длину стопы;
- *k*3 – линейный показатель высоты свода, определяемый расположением границы зоны анемии в среднем отделе стопы;
- *p* – подометрический индекс, определяемый как отношение высоты бугристости ладьевидной кости к длине стопы, умноженное на 100;
- *b* – угол вальгусного отклонения оси пятого отдела стопы, определяемый как угол между горизонталью и срединной линией пятого отдела, проходящей через середину ахиллова сухожилия и середину опорной поверхности пятки;
- *x*1 – показатель дуги свода, определяемый как расстояние от опоры до наивысшей точки дуги

свода на изображении стопы с медиальной стороны.

В процессе анализа данных учитывались также жалобы на боль в нижних конечностях или утомляемость (со слов врача, воспитателя или ребенка), признаки нарушения осанки, укорочение конечности, прочие нарушения ОДА. Эти факторы носили второстепенный характер и использовались только для уточнения тех результатов обследования, которые не могли быть объяснены состоянием стопы.

Таким образом, база данных составила 240 наблюдений (количество стоп) и 21 переменную.

Анализ данных проводился в программе SPSS 11.5 for Windows. Описательная статистика позволила определить в ней 4 наблюдения (двоих детей), плантоподографические индексы которых резко отличались от среднего значения аналогичных показателей как по общей выборке, так и по возрастным группам. Эти наблюдения соответствовали тем случаям обследования, когда ребенка в силу характерологических особенностей не удалось

Повернутая матрица компонентов (база данных после удаления переменной «Показатель дуги свода»)

Переменная	Компоненты				
	1	2	3	4	5
Угол вальгусного отклонения оси пятого отдела стопы	0,770				
Положение пятого отдела стопы	0,744				
Положение переднего отдела стопы	-0,711				
Коэффициент переднего отдела стопы	-0,571				
Линейный показатель высоты свода		0,851			
Состояние продольных сводов стопы		0,794			
Угол шопарова сустава	-0,490	0,584			
Подометрический индекс		-0,446			
Угол отклонения I-го пальца			0,831		
Положение 1-го пальца стопы			0,812		
Коэффициент распластанности переднего отдела стопы				0,762	
Состояние плюсны					0,708
Положение среднего отдела стопы					0,846

установить в положение, необходимое для коррекционного сканирования стоп. Эти наблюдения были исключены из дальнейшего анализа.

Следующим этапом было определение закона распределения по каждому из плантографических и подометрических индексов.

Использовались тесты Колмогорова-Смирнова и Шапиро-Уилкса. Результаты показали хорошее соответствие закону нормального распределения для показателей a_1 , a_2 и k_2 , несколько меньшее соответствие k_1 и совсем низкое – для k_3 и p . Не соответствовал закону нормального распределения показатель дуги свода x_1 .

Анализ коэффициентов корреляции между переменными показал, что величина показателя дуги свода x_1 более зависит от возраста ребенка, чем от состояния его стопы (табл. 2). Мы объясняем это тем, что данный показатель определяется как истинный (не относительный) размер между идентификационными точками стопы. Его величина зависит в большей мере не от состояния стопы, а от ее размера, что показывает некорректность использования данного показателя в диагностических целях. Данный параметр надо относить к длине стопы.

Остальные плантографические и подометрические показатели имели более выраженную корреляцию с каким-либо признаком деформации стопы, чем с полом или возрастом пациента (см. табл. 2). Выявлено, что индексы k_3 , p и особенно b коррелируют с переменной «Возраст», поэтому они должны оцениваться обязательно с учетом возрастной группы, к которой относится ребенок. Переменная k_1 коррелирует с полом и должна оцениваться с учетом этого признака.

Для выявления корреляции плантографических и подометрических индексов между собой и с кли-

ническими признаками патологии был предпринят многофакторный анализ. Всего было определено 5 компонент, каждая из которых объединяла несколько коррелирующих между собой клинических, плантографических и подометрических показателей (табл. 3).

Использование 6-итерационного вращения матрицы методом варимакса с нормализацией Кайзера

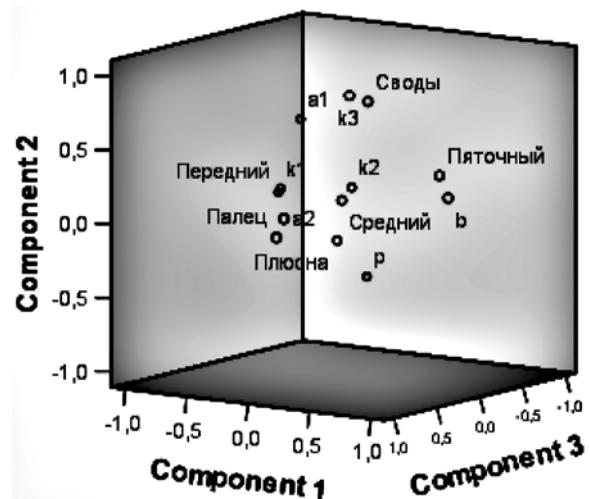


Рис. 5. Компонентная диаграмма перевернутой матрицы по результатам анализа базы данных методом варимакса с нормализацией Кайзера. Обозначения клинических признаков патологии: «пяточный» – пятого отдела стопы; «средний» – среднего отдела стопы; «передний» – переднего отдела стопы; «своды» – продольных сводов стопы; «плюсна» – плюсневой области; «палец» – 1-го пальца стопы (буквенные обозначения плантографических и подометрических индексов см. в тексте)

ра позволило в наглядной форме представить смысловую нагрузку на каждую из компонент, объединяющих качественно оцениваемые признаки деформации стопы и количественные экспериментально полученные плантографические и подометрические индексы. Они сгруппировались таким образом, что каждая из групп характеризует одно из наиболее часто наблюдаемых у детей состояний стопы: физиологически или патологически низкие продольные своды, плоско-вальгусную деформацию, распластанность переднего отдела стопы с начальными проявлениями вальгуса 1-го пальца (рис. 5).

На наш взгляд, крайне целесообразно продолжение работ в данном направлении для уточнения разработанных нормативов на более обширной выборке данных, а также для разработки новых, более информативных и надежных, критериев оценки состояния стопы. Тем не менее уже по результатам этих исследований можно сделать следующие выводы.

Выводы

1. Объективно подтверждены и могут быть рекомендованы к практическому использованию при скрининговых инструментальных обследованиях детей дошкольного возраста следующие плантографические критерии: линейный показатель высоты свода, подометрический индекс, угол шопарова сустава, угол вальгусного отклонения оси пятого отдела стопы, угол отклонения I-го пальца, коэффициент распластанности переднего отдела стопы.

2. Такие критерии, как линейный показатель высоты свода, подометрический индекс и угол вальгусного отклонения оси пятого отдела стопы, должны определяться обязательно с учетом возрастной группы ребенка (с градацией в один год), а коэффициент распластанности переднего отдела стопы – с учетом пола.

3. Представляет интерес выраженная корреляция угла вальгусного отклонения оси пятого отдела стопы с возрастом, что требует более углубленного изучения данного вопроса.

Список литературы:

1. Комплексы для компьютерной диагностики в ортопедии и протезировании / Web-сайт «ДиаСервис» (электронный ресурс). Режим доступа: www.diaserv.ru/scan.html.
2. Аржанникова Е.Е, Смирнова Л.М., Кудрявцев В.А., Войнова Л.Е. Использование аппаратно-программного комплекса «Плантоскан» для объективной оценки анатомо-функционального состояния стопы // Вестник гильдии протезистов-ортопедов. 2002. № 3(9). С. 34-39.

Людмила Михайловна Смирнова,
канд. техн. наук, докторант,
ведущий научный сотрудник,
кафедра биомедицинской электроники
и охраны среды,

Санкт-Петербургский государственный
электротехнический университет «ЛЭТИ»
им. В.И. Ульянова-Ленина (СПбГЭТУ),
отдел биомеханических исследований
опорно-двигательной системы

Федерального государственного
учреждения «Санкт-Петербургский
научно-практический центр
медицинско-социальной экспертизы,
протезирования и реабилитации
инвалидов им. Г.А. Альбрехта

Федерального агентства
по здравоохранению
и социальному развитию»,
Зафар Мухамедович Юлдашев,
д-р техн. наук, профессор,
кафедра биомедицинской электроники
и охраны среды,

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

Роман Яковлевич Иоффе,
канд. мед. наук,
врач-ортопед,
Федеральное государственное учреждение
«Санкт-Петербургский

научно-практический центр
медицинско-социальной экспертизы,
протезирования и реабилитации
инвалидов им. Г.А. Альбрехта

Федерального агентства
по здравоохранению
и социальному развитию»,
Елена Анатольевна Иоффе,
врач-ортопед,
детская поликлиника №19,
г. Санкт-Петербург,
e-mail: info@diaserv.ru

А.В. Чащин, Д.Е. Мохов

СИСТЕМА ОБЪЕМНОМЕТРИЧЕСКОГО ПРЕОБРАЗОВАНИЯ ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ КРАНИАЛЬНЫХ ТКАНЕЙ

Аннотация

Описан метод, объективизирующий исследования состояния краиальных тканей. Он построен на компрессионных воздействиях на ткани и регистрации их объемных изменений. Приведены конструкторские решения с описанием вариантов устройства съема биосигналов, реализованных на основе объемнометрического преобразования, с описанием методических и инструментальных погрешностей и работы аппаратно-программного комплекса. Представлены данные о регистрируемых процессах и реакции краиальных тканей.

Введение

В диагностике состояния организма особое значение имеют знания, характеризующие объемные изменения состояния краиальных тканей (КТ) [1]-[3]. Это связано с ответственной ролью биомеханически взаимодействующих важнейших структур и органов головы. К ним относятся расположенные в черепной полости мозг и системы его кровоснабжения, лимфодренажной функции и распределения цереброспинальной жидкости (ликвора), система соединительной ткани. Они функционируют в замкнутом и ограниченном соответствующими структурами КТ пространстве и проявляют двигательную активность в виде непрерывных изменений занимаемого объема. Эффективное использование этих особенностей и воздействий на КТ приемами остеопатической медицины и мануальной терапии, но в то же время субъективный характер обследований и лечения актуализируют задачу создания инструментальных средств (ИС). Имеются обоснование и предпосылки создания объективизирующих методов [4], использующих биомеханические принципы. Они основаны на модельных представлениях процессов в тканях при внешних механических воздействиях на них ИС, на использовании компьютерных технологий и разработках соответствующих аппаратно-программных комплексов [5]-[8].

Система компрессионно-объемнометрического преобразования (КОП)

Опыт создания ИС для исследования состояния КТ [4] показывает, что важными являются два основных требования, выполнение которых необходимо для получения объективных данных:

- управление и контроль внешних механических воздействий на КТ;
- регистрирующий контроль объективных данных о двигательной активности и ответной реакции КТ на воздействия, выражющейся в виде их объемных изменений.

Важны также использование программно-математических методов обработки, представление и документирование результатов в виде показателей, характеризующих состояние КТ, а также контроль

ситуации и внешних факторов, данные о которых используются при сборе банка данных.

Метод и устройство для обследования КТ [4] основаны на объемнометрических исследованиях в контактном взаимодействии системы КОП с тканями, связанными с обследуемыми структурами КТ. Системой КОП создается давление, и посредством нее регистрируются объемные изменения. Получаемые данные используются в анализе реакции тканей на дозированные воздействия.

На рис. 1 показан вариант исполнения объемнометрического преобразователя (ОП), располагаемого и фиксируемого на голове. Он выполнен в виде специализированной пневматической манжеты, создающей круговой обхват важнейших структур КТ: височных, лобной, затылочной, теменной костей, затылочных бугров, швов межкостных соединений [4].

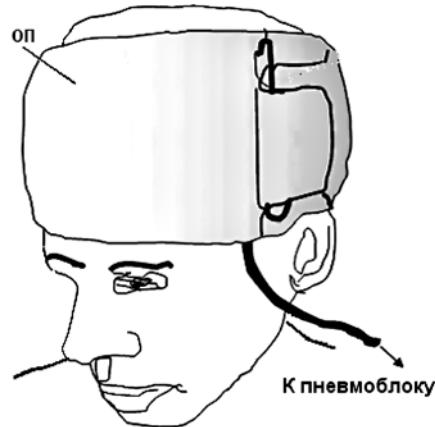


Рис. 1

Давление от манжеты передается и воздействует на систему костей и структуры КТ во внутристоронней полости: на соответствующие ткани систем циркуляции, обмена и перераспределения жидкостей, на мышцы и соединительную ткань. Это важно для съема биосигналов, отражающих объемные изменения КТ при комплексных исследованиях состояния разных структур головы.

В такой биотехнической системе происходят механическое взаимодействие и КОП. Воздействия на КТ управляются и контролируются по параметру давления – $P_{возд.}(t)$. В то же время давление,

создаваемое тканями на преобразователь, представляется в виде анализируемого биосигнала – $P_{\text{тк.}}(t)$. Регистрируемое объемнотретическим преобразователем давление является результатирующим и определяющим занимаемый воздухом объем воздушной полости ОП:

$$P_{\Sigma}(t) = P_{\text{возд.}}(t) + P_{\text{тк.}}(t).$$

Оно связано с исходным давлением в ОП и действием разнонаправленных сил на упругую стенку преобразователя, контактирующую с тканями и воспринимающую давление одновременно с разных сторон. Положение упругой стенки определяется балансом сил, создаваемых давлением во внутренней полости ОП, и сил, создаваемых обследуемыми КТ с противоположной стороны. Таким образом, упругая стенка ОП является звеном передачи давления.

Важным вопросом в разработке манжетной конструкции ОП является выбор ее формы и размеров, определяющих метрологические характеристики, адекватность передачи и контроль созданного на КТ давления. Этот контроль улучшается за счет усложнения конструкции датчика, позволяющей регистрировать одновременно с разных участков головы несколько сигналов.

На рис. 2 схематично показана более совершенная конструкция исполнения ОП, выполненного в виде трех пневматически соединенных и механически объединенных в единой конструкции манжет (M_1 - M_3), охватывающих обследуемые КТ. Это позволяет комбинировать размеры объединяемых вместе манжет в соответствии с формой и размерами головы. Раздельная же регистрация давления в пневматически не связанных манжетах позволяет дифференцировать отклики от разных участков КТ.

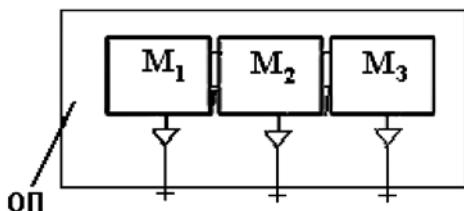


Рис. 2

Все манжеточные методы основаны на создании условий взаимодействия тканей с техническими средствами и передаче давления $P_{\text{возд.}}(t)$ от манжеты. Использование манжет в исследованиях основывается на принципе косвенных регистраций проявляемых объемных изменений тканей в ответ на воздействие. В то же время за регистрируемые биосигналы реакции отвечают расположенные в области проведения исследований обследуемые ткани и сопряженные с ними участки тела [9].

Используя методические приемы исследования объемных изменений на верхних конечностях [10] посредством компрессионных воздействий пневматической манжетой, также можно построить систему управления в инструментальных исследованиях КТ.

К методическим вопросам, связанным со взаимодействием ОП и КТ и оценкам действующего на разные ткани давления, относятся точность и воспроизводимость результатов. Применение пневматических манжет связано с проявлением инструментальных и методических погрешностей, которые необходимо учитывать при конструировании специализированного ОП. Эти вопросы затрагивают широкий круг проблем. Поэтому ограничимся лишь перечислением основных погрешностей, которые принимались во внимание при планировании исследований методом КОП. К ним, как и для плечевых манжет [11], относятся следующие погрешности.

- Погрешности из-за неадекватной передачи давления $P_{\text{возд.}}(t)$ на ткани. Они включают в себя инструментальную погрешность, проявляемую вследствие неоптимального соотношения периметра (L) исследуемого участка и ширины (W) манжеты (определенается коэффициентом $K = W / L$) [11]. Эта погрешность свойственна методам, использующим круговой обхват исследуемых участков тканей. В соответствии с теоретическими и практическими выводами [11]-[14], для обеспечения соответствия передаваемого давления на расположенные в области под манжетой ткани уровню $P_{\text{возд.}}(t)$, необходимо, чтобы ширина манжеты составляла 40 % и более от диаметра конечности в области измерений.

Однако картина компрессионного воздействия на внутричерепные структуры КТ посредством манжетной конструкции ОП отличается от передачи давления на ткани верхних или нижних конечностей, так как воздействие осуществляется на замкнутый объем пространства, окруженного хоть и подвижным, но прочным каркасом взаимосвязанных костей черепа. Кости черепа действуют как единая конструкция, противодействующая давлению $P_{\text{возд.}}(t)$. По принципу действия эти силы сравнимы с противодействующей сжатию пружиной (в упрощенном рассмотрении) или сложной системой взаимосвязанных пружин, различающихся по упругости и диапазонам действия (в обобщенной модели).

- Инструментальная погрешность из-за затрат механических усилий, создаваемых давлением воздуха в манжете на ее растяжение. При недостаточно жесткой внешней оболочке манжеты меняется объем ее растяжимого мешка. На это требуются дополнительные механические усилия за счет $P_{\text{возд.}}(t)$. Эта погрешность незначительна, если внешняя оболочка в конструкции манжет выполнена из нерастяжимого материала.

- Методическая погрешность измерения передаваемого на ткани давления, связанная с исходным обтягивающим облеганием манжеты. Учет и нормирование исходного натяжения манжеты на теле повышают точность измерения передаваемого на ткани давления, так как возможны ситуации, когда еще без создания давления воздуха в ОП на ткани может проявиться воздействие из-за исходно плотного ее облегания на теле. На практике измерения артериального давления в верхних конечностях

стях манжеточными методами имеют ограничения, связанные с преобретенным опытом наложения манжеты. Как правило, этого достаточно для пре-небрежения данной погрешностью. Однако при ис-следованиях на КТ измерения сопровождаются фено-меном движений КТ, проявляемых при малых уровнях давления. В этом случае необходимо учи-тывать влияние облегающего воздействия.

- Воздействие от манжеты на разные ткани пе-редается не прямо, а через соседние окружающие их ткани [15]. Это обусловливает методическую погрешность, связанную с потерями механических усилий на передачу давления на разные по своим реологическим свойствам ткани. К ним относится давление, передаваемое на сосудистую систему че-рез окружающие ткани (кожу и подкожные струк-туры). За потери силового воздействия $P_{возд.}(t)$ от-вечают смещение и вытеснение одних тканей, компрессионное действие других и окклюзионное действие на лимфатические и кровеносные сосуды. Проявление этой погрешности существенно при проведении исследований тканевого давления у субъектов с толстой жировой прослойкой и/или слаборазвитой мышечной тканью в области нало-жения манжеты. Эта погрешность выявляется опыт-ным путем и в случаях явного несоответствия ре-зультатов измерений и анализируемых проявлений.

- Методическая погрешность из-за неравномер-ной компрессии располагаемых в пространстве под манжетой тканей. По мере повышения воздействи-ующего давления $P_{возд.}(t)$ от исходного уровня до уровня преодоления упругого сопротивления со-единений костей происходит поочередное, после-довательное пережатие лимфатических сосудов, вен, прекапилляров и, наконец, все в большей мере, артериол и артерий. При воздействии давлением на сосуды может быть достигнут уровень, соотве-тствующий полному закрытию их просвета. Для за-крытия просвета кровеносных сосудов с разным ка-либром и уровнем кровяного давления, а также обладающих разными упруго-вязкими свойствами стенки требуется создать соответственно разные давления. Это определяет неодинаковые потери на сжатие соответствующих сосудов.

- Методическая погрешность из-за нелинейно-го характера распределения силового поля воздей-ствия в области под манжетой на ее краях. Она воз-никает в результате краевого эффекта воздейстия манжеты [15]. Компрессия тканей производится с разной силой воздействия на разные участки по всей ширине манжеты, а регистрируется интеграль-ное восприятие их реакции. Это может приводить к ошибке измерения $P_{возд.}(t)$ на ткани, если считать приложение давления на ткани равномерным.

- При определенных уровнях давления прояв-ляется методическая погрешность, связанная со вмешательством и нарушением условий стационар-ности динамики перемещения жидких сред в КТ, обусловливающих, например, остановку лимфо-дренажа и кровотока, и проявление застойных яв-лений. Эта погрешность проявляется в виде коли-чество непредсказуемых последствий индивиду-

альной адаптивной реакции на внешнее давление. В результате могут происходить множественные, связанные с перераспределением цереброспиналь-ной жидкости, лимфодренажа и кровотока, измене-ния давления в КТ в виде индивидуальной от-ветной реакции организма. Без учета этого резуль-таты исследований могут быть некорректными.

- Методическая погрешность, связанная с затратами механической энергии КТ на преодоление силы воздействия со стороны ОП, и методическая погрешность, связанная с затратой их энергии на преодоление упругости различных сосудов компрессионных тканей [15]. В современных измерите-лях артериального давления эти погрешности не учитываются из-за необходимости усложнения ме-тодики проведения измерений.

На рис. 3 представлен еще один вариант реали-зованной конструкции КОП, позволяющей реги-стрировать объемные изменения разных участков тканей. На голове размещается и фиксируется си-стема объемнометрического преобразования, со-ставленная из фиксирующей повязки (ФП) и блока объемнометрических преобразователей ОП.

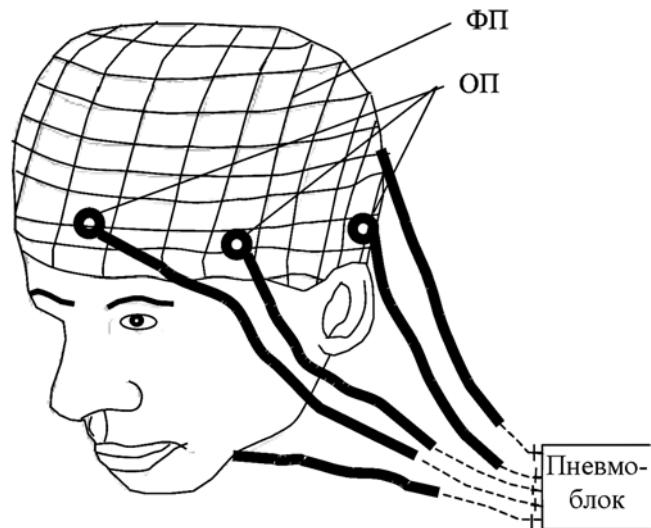


Рис. 3

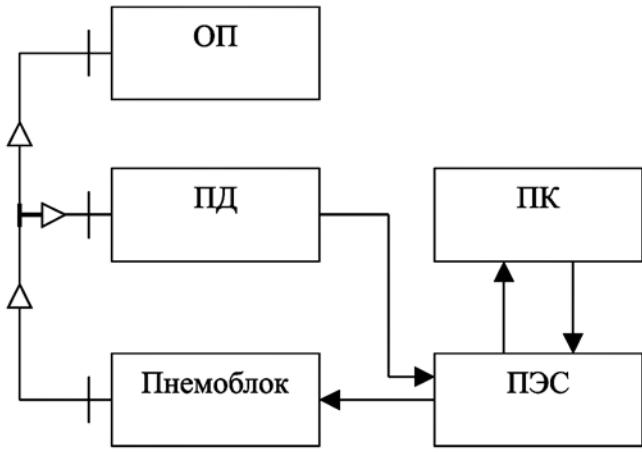
Каждый ОП имеет герметично закрывающий его внутреннюю воздушную полость прочный кор-пус с эластичной мембраной и пневматический вывод из воздушной полости. Выводы ОП пневма-тически соединены с соответствующими, распола-гающимися в пневмоблоке преобразователями давле-ния и блоком создания давления.

Действие блока ОП представляется как имита-ция работы врача-эксперта, пальпирующего КТ и производящего воздействия и восприятие реакции.

При этом использование блока ОП вносит объективизирующие факторы в исследования. Дру-гим достоинством также является совмещение в одном конструктиве каждого ОП двух функций, выполнимых на основе компрессионно-объемно-метрического преобразования (КОП). Осуществля-ются управление и контроль давления на ткани, а также восприятие реакции с разных участков КТ.

Аппаратно-программный комплекс для исследований состояния краиальных тканей

Управляя процессами КОП состояния КТ, можно проводить их диагностику и терапию. Это осуществляется на аппаратно-программном комплексе (АПК) для исследований КТ [4], блок-схема которого представлена на рис. 4.



В состав АПК входит блок ОП, пневматически связанных с блоком преобразователей давления (ПД) и пневмоблоком, соединенным посредством блока (ПЭС) преобразования и согласования электрических сигналов с персональным компьютером (ПК).

В блоке ПД давления преобразуются в ОП в электрические сигналы. Посредством этого контролируют и регистрируют изменение давления, происходящее в воздушных полостях первичных преобразователей, включая объемные изменения, вызванные тканями в ответ на воздействия.

Пневмоблок является управляемым источником давления и обеспечивает исходное наполнение воздухом воздушных полостей первичных преобразователей под избыточным давлением.

Пневмоблок выполнен по пневматической схеме, включающей в себя компрессор и элементы пневмоавтоматики, посредством которых автоматически, по соответствующим командам от ПК, создаются необходимые изменения давления на его выходе.

В блоке ПЭС производится аналого-цифровое преобразование сигналов, поступающих от блока преобразователей давления, и передача цифровых данных в ПК. Он также согласует по уровню сигналы управления от ПК.

В соответствии с алгоритмом в ПК формируется последовательность сигналов управления пневмоблоком, регистрируется и обрабатывается получаемая информация, визуально представляются изменения давления и результаты обработки и накапливаются данные в запоминающем устройстве.

Для исследований на АПК врач осматривает пациента и определяет КТ и участки головы, с которых требуется произвести съем и регистрацию

биосигналов для диагностики или терапевтических воздействий. Затем, в соответствии с формой и размером головы, выбирается одна или блок из нескольких специализированных ОП (см. рис. 1-3). Система ОП охватывает выбранные краиальные структуры тканей, например височные, затылочный и лобный участки. Такое положение ОП на голове позволяет обследовать состояние и процессы, связанные с важными структурами КТ: лобной, височных и затылочной костями, швами межкостных сочленений, соединениями с соответствующими мышцами, апоневрозами, состояние объемного наполнения вязко-жидкими субстратами жидкостных систем и окружающих их тканей, функционирование кровеносных и лимфатических сосудов и системы распределения спинномозговой жидкости.

После включения в работу соответствующего программного обеспечения регистрируются давления в системе ОП. В регистрируемых сигналах давления присутствует реакция, отражающая объемные изменения КТ в ответ на внешнее воздействие. Контроль изменяющегося давления осуществляется по записям сигналов на экране монитора компьютера, и при необходимости, в зависимости от ситуации, оперативно корректируется ход воздействий. Так используется преимущество биологической обратной связи, позволяющей оперативно, по текущей реакции, корректировать воздействия.

В исследованиях создают разные тестирующие воздействия с участием КТ и регистрируют изменения давления, отражающие их объемные изменения. Могут проводиться как простые, так и комбинированные воздействия, сочетающие функциональные пробы или проводимые вместе с пальпацией и другими возможными вариантами воздействий на организм [4], [8]. После обследования результаты обрабатывают и анализируют.

При анализе полученных результатов, как и при пальпации, важно представлять динамику вызванного объемными изменениями КТ в системе ОП, отражающейся в изменениях давления. Для этого используется анализ спектральных и переходных характеристик процессов, связанных с объемными изменениями.

Метод КОП апробировался с использованием АПК (рис. 5) при разных условиях, демонстрирующих проявление объемных изменений КТ. При этом конструкция блока ОП в исследованиях была составлена из трех манжет «Eclipse, Pediatrtic, range 6-22 см» (фирма «SunTech»). Ширина манжет, определяющая ширину зоны воздействия на КТ – 11 см. Манжеты пневматически соединялись одна с другой и объединялись в единую механически связанную конструкцию ОП. При наложении на голову преобразователя такой конструкции в зону охвата включались височные, затылочный и лобный участки головы. В качестве блока управления, регистрации, обработки и представления информации использовался ПК (notebook IBM ThinkPad) со встроенным портом PCMCIA. В роли блока преобразования сигналов использовался 16-разрядный аналого-цифровой преобразователь

Таблица 1

Методика исследования	$P_{возд.}(t)$, мм рт. ст.	Способ анализа динамического процесса состояния КТ			Ссылка	
		Спектральный анализ; диапазон частот объем- ных изменений КТ, Гц		Анализ переход- ных процессов; время перех. процесса		
		ВЧ	НЧ			
Выявление волновых процессов при $P_{возд.}(t) = \text{const}$ на КТ в течение не менее 3 мин	3,0	1,0...1,2	< 0,4	-	[8], [9], [16], [17]	
	8,0	1,0...1,2	< 0,6			
	18,0	1,0...1,2	< 0,4			
	30,0	1,0...1,2	< 0,6			
	2,0	—	< 0,6			
Движение структурами КТ	4,0...6,0	—	—	—	[8]	
Дыхательные функциональные пробы	4,0	—	—	—	[8]	
Сочетание воздействий и волнообразных пальпаций	3,9...4,7	—	—	—	[5], [8]	
Переходные процессы объемных изменений КТ при ступенчатом изменении $P_{возд.}(t)$	3,0...6,0	—	—	> 15 с	[8]	
	26,0...2,0			< 10 с		

«DAQCard-6036E» (National Instruments), устанавливаемый в порт PCMCIA компьютера, и соединяется с ним соответствующим соединительным кабелем блок преобразования сигналов «SCB-68-pin Shielded». В качестве преобразователя давления был использован преобразователь давления MPX-5050DP (Motorolla). Его электрический вывод соединялся с соответствующим входом преобразователя сигналов SCB-68. Частота опроса сигналов устанавливалась 100 Гц. Регистрирующая запись сигналов давления в воздушной полости ОП отображалась на экране монитора компьютера. Для управления этим процессом использовалась программа «VI-Logger» (программный продукт «Measurement and Automation Explorer» фирмы «National Instruments»). В исследованиях пациенты располагались в расслабленном сидячем положении, с нейтральным исходным поворотом головы, мышцы шеи не напряжены. Подробные детали исследований с использованием указанных устройств и методики исследований описаны в [4].

Результаты апробации метода КОП

Проведены исследования, позволяющие выявлять волновые процессы в КТ в частотном диапазоне ритма дыхания (НЧ-составляющие процесса), и пульсирующие объемные изменения, связанные с сердечными сокращениями (ВЧ-составляющие), а также исследования непериодических объемных изменений в системе КТ, вызванных движениями ее отдельных структур. Исследования проведены при разных постоянных давлениях $P_{возд.}(t)$, действующих на КТ, разных функциональных пробах на организм и специальных пробах движений отдельными КТ. Использовались разнообразные движения головой последовательно вправо и влево, вперед и назад; движения глазами; движения мышцами рта; движения ушными мышцами; напряжение мышц скелета, сглатывание и др. Регистрируемое давление в системе ОП отражало соответствующие состояния и

ответные реакции, связанные с объемными изменениями в тканях. В табл. 1 приведены основные результаты, включающие в себя данные об условиях исследований состояния КТ методом КОП.

Исследования проявляют, по соответствующим изменениям давления в ОП, влияние движений на объемные изменения в тканях, участвующих в движении. Таким образом, результаты позволяют характеризовать состояние подвижных структур КТ, например, путем косвенной оценки диапазона предельных движений, по величине изменения давления при пробах, а также спектральных характеристик объемных изменений КТ.

Для иллюстрации проявления волновых процессов в системе КТ на рис. 5 показаны спектры изменений давления в ОП, отражающие и объемные изменения в КТ. Они получены в результате обработки данных программой MatLab 6.5 алгоритмом быстрого преобразования Фурье с разрешением 1024 точки. По осям Y отмечены оцифрованные значения спектральной плотности мощности (СПМ) изменения сигналов давления в воздушной полости ОП (мм рт. ст.² / Гц), по осям X – отметки частоты (Гц).

В СПМ (рис. 5) проявляется влияние на состояние КТ разных уровней давления $P_{возд.}$ в диапазоне 3...30 мм рт. ст. В них по-разному проявляются пики высокочастотной (ВЧ – в диапазоне 1...1,2 Гц) и низкочастотных (НЧ – ниже 0,6 Гц) компонент сигнала. Они отражают динамику объемных изменений соответственно в разных тканях и их вклад в общую картину. ВЧ-пик и его полоса частот во всех спектрах интерпретируется в связи с пульсирующим кровотоком в кровеносных сосудах КТ. Эти показатели соответствуют предварительно определенным в независимом электро-кардиографическом исследовании частоте пульса и диапазону его изменения. Низкочастотные компоненты спектра интерпретируются медленными процессами в КТ, обусловленными дыхательными

волнами и волнами более высокого порядка [8], проявлением их гармоник, отражением волн, суперпозицией и другими физиологическими механизмами действия. При переходе со ступеньки 3 на 8 мм рт. ст. в спектрах проявляются более мощные дополнительные НЧ-спектральные составляющие процессов в КТ.

При уровнях 18 и 30 мм рт. ст. проявление выделенных НЧ-компонент подавляется (в сравнении с ВЧ-пиком). Это связано с превышением действующего на КТ давления при разных уровнях давления в разных структурах КТ. Кроме того, по мере возрастания от низкого (3 мм рт. ст.) до высокого (30 мм рт. ст.) уровня воздействующего на КТ давления проявляется рост амплитудных значений СПМ. При установлении на завершающем этапе обследования низкого давления (2,0 мм рт. ст.), после 10 мин воздействия давлением 30 мм рт. ст., в КТ восстанавливаются обмен и перераспределение жидкостей в объеме КТ. При этом изменяются абсолютные значения уровней пиков и соотношений между ними. Подробное описание проведенных методом КОП исследований имеется в [4]. Все отмеченные проявления можно интерпретировать как вклад в общую ответную реакцию на воздействующие давления разных структур КТ и вовлечение разных механизмов действия. Однако важным является воспроизведимость этих проявлений.

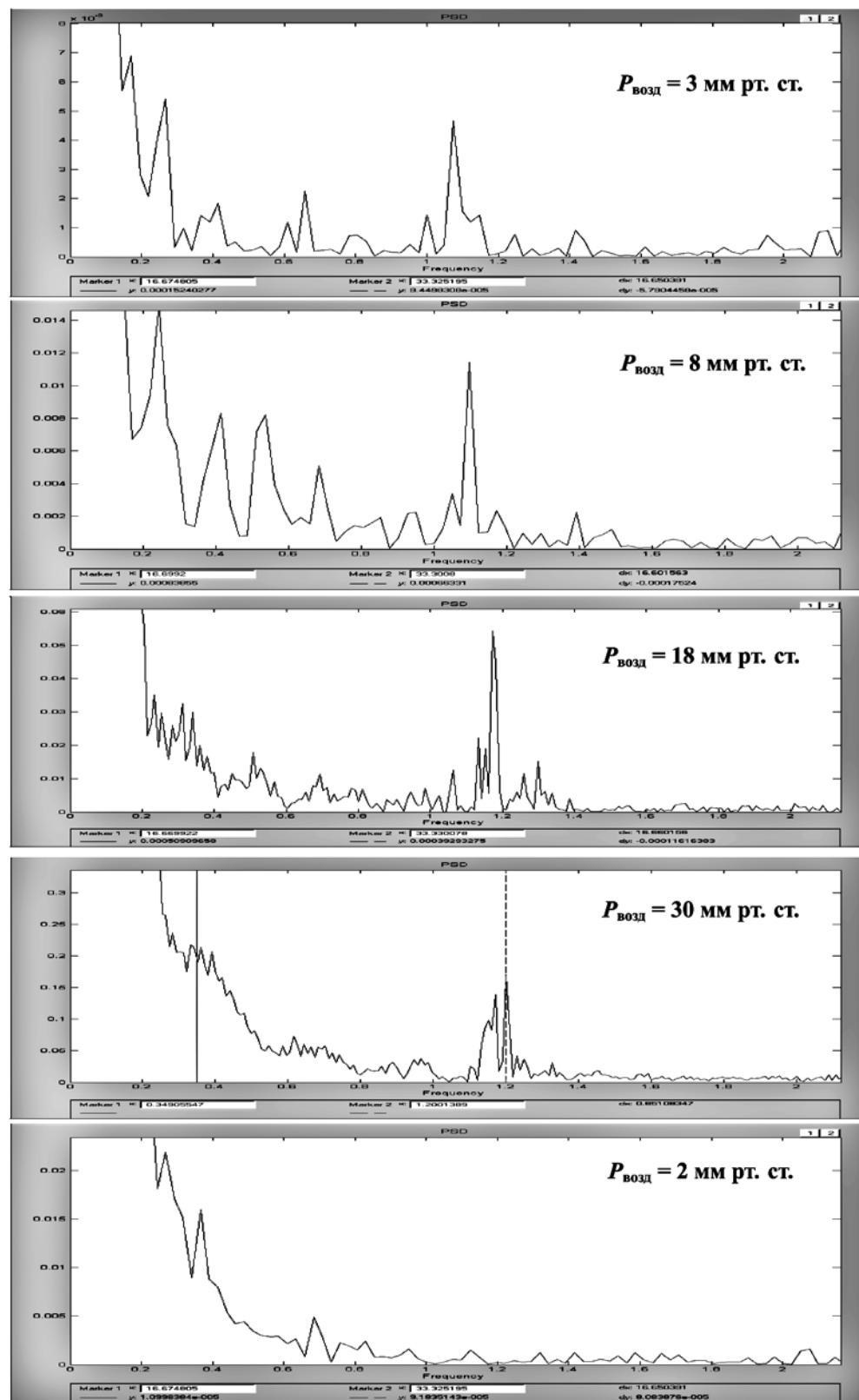


Рис. 5

Заключение

Для объективизации исследований объемных изменений состояния КТ разработан метод КОП. Он основан на контролируемых воздействиях и регистрации объективных изменений давления, создаваемого на КТ посредством ОП, и реакции объемных изменений КТ на воздействия.

Для съема биомеханических сигналов, отражающих объемные изменения КТ, предложены варианты ОП, выполненного на основе специализированной манжеты, и набора ОП, располагаемых на обследуемых локальных участках головы. Дано описание основных методических и инструментальных погрешностей, сопровождающих измерительный контроль давления ОП на ткани. Представлен АПК, реализующий управление процессом регистрации сигналов давления в ОП при апробации метода компрессионных объемнometрических преобразований.

Апробация метода демонстрирует возможности его использования для применения в различных исследованиях объемных изменений состояния КТ. Объективные данные об объемных изменениях КТ получают путем создания разных уровней давления и анализа спектральных характеристик и непериодических объемных изменений в системе КТ.

Список литературы:

1. Sutherland W.G. The cranial bowl. A treatise relating to cranial mobility, cranial articular lesions and cranial technique. Ed. 1. – Free Press Co. Mankato, MN. 1939.
2. Новосельцев С.В. Введение в остеопатию. Кранио-диагностика и техника коррекции // – СПб: Фолиант, 2007.
3. Апpledжер Д.Э. Исследование терапевтической значимости кранио-сакральной терапии // Российский остеопатический журнал. 2007. № 1. С. 32-35.
4. Мохов Д.Е., Чащин А.В. Способ обследования краинальных тканей и устройство для его осуществления // Патент РФ на изобретение № 2372837. Приор. 21.10.07. Бюллетень 32. 2009.
5. Попечителев Е.П., Чащин А.В. Моделирование гемодинамических процессов в верхней конечности при измерениях артериального давления окклюзионными методами // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. 2006. № 1. С. 7-15.
6. Мохов Д.Е., Чащин А.В. Окклюзионная модель регистрации объемных тканевых ритмических процессов / Международный конгресс «Традиционная медицина-2007». Москва. 1-3 марта 2007. С. 234-236.
7. Чащин А.В., Попечителев Е.П. Модель состояния организма в процессах окклюзионных измерений артериального давления // Известия СПбГЭТУ. Сер.: Биотехнические системы в медицине и экологии. 2008. Вып. 5. С. 49-55.
8. Чащин А.В. Комплексное решение вопросов исследования состояния гемодинамики устройствами измерения артериального давления / Материалы III научно-практической конференции «Аппаратура и методы медицинского контроля и функциональной диагностики состояния человека в экстремальных условиях». – СПб., 2005. С. 88-90.
9. Чащин А.В., Попечителев Е.П. Функциональная проба с компрессионно-объемнometрическим преобразованием состояния тканей организма // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. 2009. № 4.
10. Чащин А.В. Универсальный метод проявления волновых процессов в окклюзионных пробах на ткани организма / XI Международная конференция «Медико-экологические информационные технологии», посвященная 15-летию кафедры «Биомедицинская инженерия» Курского ГТУ. – Курск. 2008. С. 43-48.
11. Alexander H. Criteria in the choice of an occluding cuff for the indirect measurement of blood pressure // In Medical & Biological Engineering & Computing, (U.K.) issued by Institution of Electrical Engineers. 1977. Vol. 15. PP. 2-10.
12. Marks L., Groch A. Optimizing cuff width for noninvasive measurement of blood pressure // Blood Press. Monit. 2000. Vol. 5. P. 153-158.
13. Asmar R. and Zanchetti A. Guidelines for the use of selfblood pressure monitoring: A summary report of the First International Consensus Conference // J. Hypertens. 2000. Vol. 18. PP. 493-508.
14. Эман А.А. Биофизические основы измерения артериального давления. – Л.: Медицина, 1983. 125 с.
15. Чащин А.В. Использование биологической обратной связи в современных методах управления и контроля артериального давления // Известия СПбГЭТУ. Сер.: Биотехнические системы в медицине и экологии. 2005. Вып. 1. С. 82-84.
16. Чащин А.В. Спектральное представление процессов реакции организма в функциональных пробах окклюзионного давления на ткани // Известия ЮФУ. Технические науки. Тематический выпуск «Медицинские информационные системы». 2008. № 5. С. 23-26.
17. Мохов Д.Е., Чащин А.В. Исследование внутриглубинных процессов в тканях организма методом окклюзионных воздействий и объемнometрических преобразований / Материалы симпозиума «Интеграция остеопатии в национальный проект «Здоровье»: возрастная остеопатия. Жидкостносоединительнотканый аспект». – СПб., 2008. С. 173-184.

Александр Васильевич Чащин,
канд. техн. наук, докторант,
нач. лаборатории,
ФГУП «СКТБ Биофизприбор» ФМБА РФ,
Дмитрий Евгеньевич Мохов,
канд. мед. наук,
директор Института
остеопатии СПбГУ,
г. С.-Петербург,
e-mail: chaalexander@gmail.com

А.В. Мизирин, Т.Г. Тимашева, В.А. Федоров, П.И. Храмцов

РАДИОЛОКАЦИОННЫЙ КОМПЛЕКС «ПУЛЬСАР» И ВОЗМОЖНОСТИ ЕГО ИСПОЛЬЗОВАНИЯ В ИНТЕГРАЛЬНОЙ ОЦЕНКЕ СОСТОЯНИЯ ОРГАНИЗМА ЧЕЛОВЕКА

Аннотация

Показана возможность измерения и анализа на расстоянии сердечного ритма и параметров функции равновесия. Измерения различных физиологических параметров производятся синхронно, в одном луче радиолокатора. Для оценки функциональных состояний используются рассчитанные по измеренным данным фрактальные параметры пациентов различных категорий здоровья, занимающие на фазовой плоскости разные зоны. Для уменьшения погрешности измерений рассматриваются адаптивные алгоритмы обработки отраженного от пациента сигнала.

Подробно структура устройства «Пульсар» была описана в [1] и [2]. В настоящее время в отечественной литературе опубликован ряд материалов по биорадиолокации, однако большинство этих материалов делает акцент на разработке самих устройств для дистанционной регистрации сигналов, порожденных микроперемещениями в результате жизнедеятельности организма, а не на анализе полученных данных. К таким работам можно отнести [3]-[5] и ряд других работ. В работе [3] речь идет о принципиальной возможности обнаружения человека за препядствиями (завалами) по признакам измеряемых физиологических параметров пульса и дыхания при непрерывной локации в диапазоне 1...10 ГГц. Отмечается, что задача дистанционной диагностики состояния человека, в том числе находящегося за препядствием, технически разрешима. Приводятся графики измеренных сигналов пульса и дыхания. В материалах [3] опущен важный вопрос безопасности работы в диапазоне 1...10 ГГц для человека. Кроме того, необходимо учитывать, что завалы разрушенных зданий, как правило, ставят непреодолимое препятствие радиоволне в СВЧ-диапазоне, так как в них в беспорядочном виде присутствует многочисленная стальная арматура, препятствующая прохождению электромагнитных волн. В этом смысле завалы «поддаются» прохождению сравнительно длинных волн (длина волн – дециметры и метры), требующих для направленного излучения больших габаритов излучающих антенн и увеличенной мощности излучения. К тому же дециметровые и метровые системы имеют относительно низкое разрешение по пространству, и обнаружить локальные микроперемещения на поверхности тела человека для них затруднительно. В нашу задачу обнаружение живых объектов под завалами не входило по той причине, что доплеровский радиолокатор «Пульсар» работает в диапазоне 60,0 ГГц, что исключает при малых мощностях излучения прохождение зондирующего сигнала через препядствия типа стена и тем более завалы. Измерительный комплекс «Пульсар» рассчитан на работу с человеком в свободном пространстве на расстояниях 0,1...5 м.

В работе [4] дается широкий обзор возможностей применения СШП-радаров, в том числе для

медицинских целей. Показана возможность дистанционного выделения из отраженного сигнала сигналов дыхания и пульса. Однако не приводятся сведения о последующем использовании измеренных сигналов. Не обсуждается также вопрос безопасной работы с устройством, электромагнитная волна которого проникает глубоко в тело человека. Конструктивными особенностями устройства являются относительно большой размер антенны (диаметр апертуры около 1 м) и довольно громоздкий штатив. Для сравнения: измерительный комплекс «Пульсар» весь помещается в обычном кейсе и в автоматическом режиме в реальном времени проводит анализ измеренных данных, выводя на экран монитора физиологически значимые параметры статистической и спектральной обработки сигналов с обобщенным диагнозом работы сердечно-сосудистой системы.

Известны лазерные методы измерения малых и сверхмалых перемещений, например [5]. Суть метода состоит в расширении диапазона измеряемых значений и увеличения точности измерений. Для этого лазерное излучение направляют в зону колебаний объекта и на опорное зеркало через делитель, из отраженных от них лучей формируют интерференционную картину, преобразуют ее в электрический сигнал и снимают его спектр, по выбранным значениям амплитуд гармоник которого судят о величине колебаний. В спектре сигнала регистрируют гармонику с максимальной амплитудой, определяют ее частоту, по которой судят об амplitude колебаний объекта. Идея когерентной обработки сигналов в оптическом диапазоне и фазовой обработки в радиодиапазоне одна и та же, но, конечно, в оптическом диапазоне можно получить существенно большие точности при измерении. Однако в радиодиапазоне измерения можно проводить через одежду, и при хорошо спроектированном радиолокационном измерителе в миллиметровом диапазоне можно получить разрешение по пространству в единицы микрометра.

Настоящая статья направлена на то, чтобы показать возможность новых подходов к оценке функциональных состояний (ФС) по измерениям фрактальных параметров ритма сердца и траектории центра тяжести (ЦТ) тела человека. Актуальность

задачи определяется как новым теоретическим подходом к оценке функциональных состояний с использованием методов нелинейной динамики, так и недостаточной изученностью поведения проекции ЦТ в горизонтальной плоскости при различных отклонениях функции равновесия от нормы.

Для количественной оценки показателей ритма сердца и функции равновесия был проведен натурный эксперимент с помощью неконтактного радиолокационного дистанционного метода измерения микроподвижностей небольшого облучаемого участка тела человека [6].

В эксперименте квазигенераторный ритм сердца определялся с помощью спектрального анализа отраженного от человека сигнала, который позволял строить ритмограмму сердца в реальном времени с небольшой задержкой на время обработки сигнала ($\tau_s = 1$ с). Причем до построения ритмограммы сердца необходимо было с помощью специальных алгоритмов обработки сигнала исключить мешающие сигналы, возникающие от дыхания и непроизвольных движений облучаемой радиолокатором площади поверхности тела.

Функция равновесия тела определяет способность человека сохранять устойчивое вертикальное положение в состоянии покоя, при ходьбе и выполнении различных двигательных актов. Следовательно, одним из важнейших условий жизнедеятельности человека, которое позволяет ему активно взаимодействовать с внешней средой, является сохранение равновесия и координации движений.

Положение в пространстве центра тяжести человека постоянно меняется вследствие различных процессов, протекающих в организме. Можно выделить ряд факторов, оказывающих постоянное влияние на отклонение центра тяжести тела от положения равновесия спокойно стоящего человека: функциональное состояние центральной нервной системы (ЦНС), вестибулярного аппарата, сокра-

щения сердца, дыхательные движения, медленные процессы, ведущие к перераспределению весовых характеристик различных частей тела.

Установлено [7], что опорно-двигательная система (и, как следствие, положение ЦТ человека) реагирует на любые внешние и внутренние нагрузки на организм. При многих функциональных нарушениях и заболеваниях человека его тело становится неустойчивым, совершает значительные по амплитуде колебательные движения, обнаруживаемые с помощью стабилографии. В частности, отмечаются заметные изменения стабилографических показателей при принятии алкоголя, утомлении, заболеваниях различной этиологии (в том числе и тех, которые не связаны с повреждением вестибулярного или опорно-двигательного аппарата), тревожности, а также в связи с возрастными изменениями [7].

Применяемые в клинике пробы позволяют оценить нарушения равновесия и координации движений, но не дают возможности выявить начальные доклинические проявления этих нарушений, дать им количественную оценку.

Ведущее место в изучении функции равновесия занимает метод регистрации перемещений проекции ЦТ на горизонтальную плоскость с помощью платформы на основе тензочувствительных датчиков [8]. Сигнал после усиления, предварительной фильтрации и преобразования в цифровую форму вводится в компьютер. Следует учесть, что платформа вносит в результаты измерений дополнительную погрешность за счет собственных механических и электрических свойств. Поэтому исследователи и практические медицинские работники заинтересованы в диагностических средствах, лишенных указанных недостатков. Одним из таких средств является малогабаритная радиолокационная компьютерная система, которая позволяет в одном луче измерять и анализировать параметры

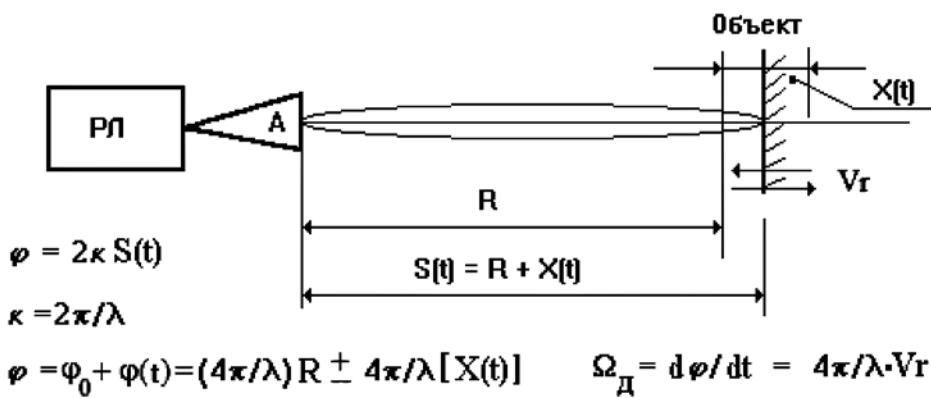


Рис. 1. Схема, поясняющая работу доплеровского радиолокатора по перемещаемой в пространстве цели: РЛ – доплеровский радиолокатор; А – антенна радиолокатора; φ – фазовый набег сигнала на расстоянии $S(t)$ от антенны до объекта и обратно; R – неизменяемое расстояние от антенны до объекта; φ_0 – фазовый набег на расстоянии R от антенны до объекта и обратно; $\varphi(t)$ – изменяющаяся во времени фаза сигнала за счет движения объекта; k – волновое число распространения электромагнитных волн в свободном пространстве; λ – длина волны несущей частоты излучения; V_r – проекция скорости перемещения объекта на радиальное направление; Ω_D – частота Доплера; $X(t)$ – изменяющаяся во времени величина микроподвижности объекта относительно неподвижной антенны

ритма сердца, дыхания, движения ЦТ и ряд других физиологических параметров человека.

Как показали предварительные исследования, ритмограмма сердца и траектория перемещения ЦТ в горизонтальной плоскости включают в себя как регулярную, так и хаотическую составляющие. Кроме того, оба указанных процесса являются фрактальными, т. е. самоподобными. Это означает, что они обладают масштабной инвариантностью – масштаб небольшого отрезка кривой равен масштабу более длинного отрезка. Необходимо отметить также, что и ритм сердца, и траектория ЦТ являются мультифрактальными, т. к. эти процессы функционально связаны с другими системами, участвующими в регуляции сердечного ритма и функции равновесия.

Фрактальные процессы описываются своими фрактальными параметрами, чувствительными к реально измеряемому функциональному состоянию. Один из этих параметров – спектральный параметр β был измерен для ритмограммы сердца и траектории ЦТ в эксперименте и использован для интегральной оценки функционального состояния.

Фрактальный параметр β отражает согласованность и иерархию функциональных связей гомеостаза. Оптимум гомеостатической регуляции для однородного фрактала соответствует значение фрактального параметра $\beta = 1$, который обеспечивается оптимумом фрактальности интеграции функциональных связей гомеостаза на всех уровнях его организации, исходя из обобщенного определения нормы здоровья как биологического оптимума живой системы. Нарушение фрактальности системной самоорганизации ($\beta \neq 1$) приводит к дисбалансу кооперативных процессов ЦНС и ВНС [9].

Система неконтактного измерения ритма сердца, дыхания и пространственного положения ЦТ, разработанная в МЭИ на основе малогабаритного радиолокационного датчика, работающего в миллиметровом диапазоне волн, представлена на рис. 1. Метод измерения с помощью такой системы состоит в следующем [10].

Передающей антенной (А) радиолокатора излучается монохроматическая радиоволна длиной $\lambda = 5$ мм на несущей частоте $f_0 = 60,0$ ГГц. Эта волна достигает движущегося в направлении антены объекта, отражается от него и возвращается в приемную антенну радиолокатора. При этом несущая частота f_0 отраженного от объекта сигнала, получает доплеровское приращение Ω_d за счет перемещения отражающей поверхности объекта вследствие физиологических процессов дыхания, сердцебиения (пульса) и флюктуаций ЦТ. Основной задачей этой радиолокационной измерительной системы является выделение доплеровского компонента и расчет по нему непрерывной фазы отраженного от объекта сигнала. При этом фаза отраженного сигнала линейно связана с изменением расстояния от объекта до антены радиолокатора.

Для определения величины микроперемещения $X(t)$ в зондируемом участке поверхности тела человека необходимо обеспечить равномерное облуче-

ние поверхности в виде круга диаметром около 10 см так, чтобы плотность потока мощности на облучаемой площадке составляла не более 25 мкВт/см² из соображений безопасности пациента (ГОСТ 12.1.006-84). Следует отметить, что излученный в указанном диапазоне волн сигнал (60,0 ГГц) не проникает глубже верхней части кожного покрова (0,1...0,3 мм) и поэтому не создает вредного для человека воздействия СВЧ. Значительная часть падающей на облучаемую площадку радиоволны отражается в обратном направлении с коэффициентом отражения по электрическому полю $K_E \geq 0,5$. При этом ширина луча зондирующего сигнала составляет около 8° телесного угла, а расстояние от антены до пациента ~ 1,5 м. Чтобы выделить из отраженного сигнала информацию о ритме сердца, дыхания и перемещении ЦТ, необходимо облучать участок тела человека со стороны спины на уровне 5-го поясничного позвонка. После соответствующей обработки сигнала в радиолокаторе и персональном компьютере по специальной программе восстанавливаются измеренные в реальном масштабе времени ритмы сердца и дыхания, а также перемещение ЦТ в пространстве.

Дыхание и пульс человека создают небольшие перемещения облучаемой поверхности [1], в результате чего отраженная от объекта волна становится модулированной по амплитуде и фазе. Поскольку в миллиметровом диапазоне волн крутизна изменения фазы от расстояния намного больше, чем крутизна изменения амплитуды в отраженном сигнале, при разработке измерителя «Пульсар» был выбран фазовый метод. Для определения мгновенной фазы отраженного сигнала в аппаратном интерфейсе использован метод квадратурной обработки сигнала, позволяющий восстановить в реальном времени непрерывную текущую фазу отражения.

Измеренный в реальном времени ритм сердца выводится на экран монитора в виде графика ритмограммы (РС). Таким образом, радиолокатор должен иметь высокую точность измерения фазы отраженного сигнала, которая пропорциональна величине расширения подкожных кровеносных сосудов, расположенных в облучаемой площадке, за счет пульсового кровенаполнения. Размеры таких отклонений составляют в среднем 0,1 мм. Разработанный вариант измерительного комплекса «Пульсар» обладает разрешающей способностью по пространству не хуже 1...2 мкм, что позволяет уверенно измерять параметры единичного сердечного цикла, непрерывная последовательность которых составляет ритмограмму сердца. Полученная информация о ритме сердца используется для оценки деятельности сердечно-сосудистой системы и диагностики функционального состояния пациента.

Измерительный комплекс «Пульсар» позволяет проводить комплексные измерения, т. к. в одном луче доплеровского радиолокатора содержится информация обо всех движениях поверхности в пределах облучаемой площадки. В частности, предлагается использовать метод диагностики функци-

ональных состояний (ФС) по измерениям в одном луче параметров ритма сердца и траектории центра тяжести (ЦТ) тела человека в статическом состоянии и при воздействии тестовых нагрузок.

В одном луче можно синхронно регистрировать различные физиологические параметры, результаты действия которых отражаются в микродвижениях облучаемой радиолокатором площадки, тем самым создавая возможность интегральной оценки функциональных состояний и сокращая вдвое время измерения и подготовки к нему.

Структурная схема блока СВЧ радиолокатора приведена на *рис. 2*.

Структурная схема, представленная на *рис. 2*, является схемой с повышенной стабильностью, которая обеспечивается применением внутреннего канала для выработки опорного сигнала на промежуточной частоте 150 МГц. Стабильность работы КВЧ-блока достигается тем, что возможная нестабильность частоты как передающего генератора, так и гетеродинного генератора неказываются на процессе выделения доплеровского компонента в фазовом детекторе-квадраторе. Кроме того, во всех узлах схемы, где могут формироваться паразитные сигналы, поставлены дополнительные СВЧ-вентили, благодаря которым уровень паразитной амплитудной модуляции сведен к минимуму. При этом амплитуда второй гармоники промежуточной частоты относительно первой гармоники составляет -55 дБ. Такой уровень паразитных сигналов позволяет на приеме работать с очень слабыми сигналами. Ниже приведены основные технические данные радиолокатора [2]:

- уровень второй и третьей гармоник на выходе УПЧ составил -55 и -62 дБ на частоте 300 и 450 МГц соответственно;

- уровень мощности, подводимой к передающей антенне, 5 мВт;
- широкополосный квадратурный фазовращатель, полоса которого по уровню $\pm 2^\circ$ составляет 30 % от центральной частоты;
- диапазон рабочих опорных напряжений сигнала LO находится в пределах от 3 до 150 мВ без изменения характеристик смесителя;
- сигнальный входной канал имеет усиление $+30$ дБ и коэффициент передачи по постоянному току на выходе смесителей U1 и U2 – 0 дБ;
- автоматическое устранение ошибки, связанной с собственной постоянной составляющей канала преобразования;
- для управления работой АЦП и динамической калибровкой канала передачи информации используется программируемый микроконтроллер;
- спектральная плотность шума источника тока генераторов ЛПД при выходном напряжении 21 В и нагрузке 200 Ом составляет 120 нВ/ $\sqrt{\text{Гц}}$;
- при дифференциальном сопротивлении диода генератора от 15 до 20 Ом спектральная плотность шума на частоте отстройки 10 Гц равна 8 нВ/ $\sqrt{\text{Гц}}$. Такой низкий уровень спектрального шума позволяет достигнуть отношения сигнал/шум источника тока -154 дБ на частоте 10 Гц в полосе 1 Гц, что непосредственно влияет на точность измерения уровня доплеровского компонента в отраженном сигнале, а следовательно, и на точность определения фазы отраженного сигнала. При этом измеренная спектральная плотность шума генератора на промежуточной частоте 150 МГц при отстройке на 7 кГц составила -120 дБ/Гц, что превышает известные мировые достижения.

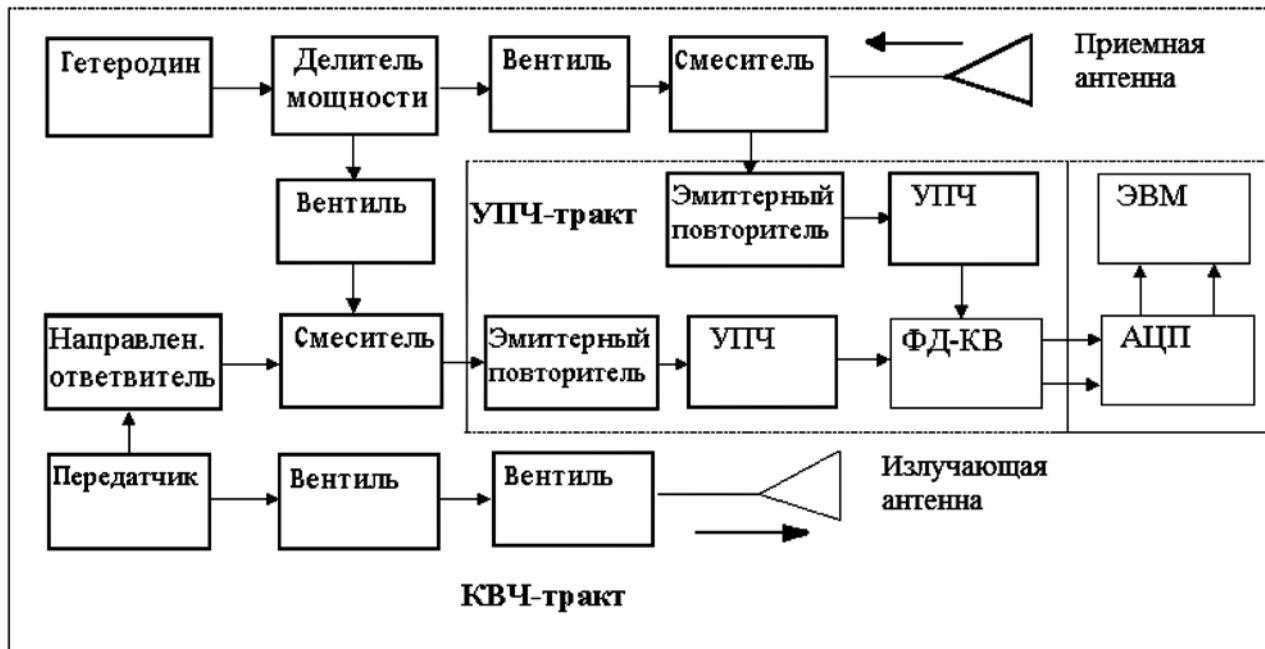


Рис. 2. Структурная схема блока СВЧ: УПЧ-тракт – тракт усиления промежуточной частоты; ФД-КВ – фазовый детектор-квадратор; АЦП – аналогово-цифровой преобразователь; ЭВМ – персональная вычислительная машина; КВЧ-тракт – тракт крайне высоких частот

Перечисленные технические достижения позволяют применять разработанный доплеровский радиолокатор в высокоточных измерениях как в технике, так и в медицине [1], [2]. Авторам удалось применить радиолокатор для дистанционного измерения и анализа ритма сердца, когда пациент в одежде находился на расстоянии 0,5...1,5 м от антенн. При этом для фиксации единичного кардиоцикла точность измерения величины расширения подкожных сосудов при фазовой обработке отраженного от пациента сигнала в радиолокаторе должна быть по фазе не хуже 1° , что эквивалентно 14 мкм пространственного разрешения. В разработанном устройстве точность пространственного разрешения оказалась на порядок выше.

Измерительный комплекс «Пульсар» прошел апробацию при клинических исследованиях и получил положительные оценки. Получены 4 российских патента. На основе результатов исследований разработаны новые диагностические методы для оценки функциональных состояний пациентов с различными заболеваниями.

Благодаря высокому уровню пространственного разрешения и оригинальным алгоритмам обра-

ботки отраженного сигнала с помощью компьютерной программы, радиолокационный датчик обеспечил выделение слабого сигнала пульсового компонента, уровень которого составил приблизительно $-26\ldots-30$ дБ по отношению к сигналу от дыхательных движений, возникающему в отраженном сигнале при движении грудной клетки.

Структурная схема алгоритмов программы обработки сигнала радиолокационного измерительного комплекса для построения ритмограммы сердца приведена на рис. 3.

Для регистрации траектории ЦТ использована другая алгоритмическая схема измерений, представленная на рис. 4.

На рис. 3 и 4: F_d – частота дискретизации; ФВЧ – фильтр верхних частот; F_{rp} – граничная частота; z^n – оператор задержки; FFT – блок быстрого преобразования Фурье.

Выделение информации из одного отраженного сигнала о ритме сердца, дыхательном ритме и движении ЦТ возможно за счет разных алгоритмов обработки сигнала и разного значения доплеровской частоты для каждого движения, которая рассчитывается по формуле $F_{dop} = V_r / \lambda$, где $V_r = \Delta_m / t$ –



Рис. 3. Структурная схема алгоритмов программы обработки сигнала для получения ритмограммы сердца



Рис. 4. Структурная схема алгоритма цифровой обработки сигнала для построения траектории ЦТ

радиальная скорость перемещения облучаемого участка тела за время t ; Δ_m – амплитуда перемещения участка облучаемой поверхности; λ – длина волны излучаемого сигнала.

Для примера рассчитаем доплеровскую частоту сигнала, отраженного от поверхности человека на уровне 5-го поясничного позвонка. Исходя из экспериментальных данных, для функции дыхания можно принять $\Delta_{dM} = 3$ мм и среднее время дыхательного цикла 5 с; для функции кровенаполнения сосудов $\Delta_{pM} = 0,2$ мм и среднее время пульсового цикла 1 с, для функции поддержания равновесия $\Delta_{cTm} = 1,5$ мм и среднее время перемещения (max – min) 25 с. Подставляя в формулы эти значения, получим:

- для функции дыхания $F_{\text{доп}} = 0,24$ Гц;
- для функции пульса $F_{\text{доп}} = 0,13$ Гц;
- для функции поддержания равновесия $F_{\text{доп}} = 0,012$ Гц.

Достоинством квадратурного преобразования сигнала является возможность однозначного определения по двум квадратурным отсчетам в один и тот же момент времени мгновенной фазы вектора сигнала в диапазоне углов $0\dots2\pi$, а по серии отсчетов – направления вращения вектора, в том числе при его смещении на угол, больший 2π .

Поясним принцип получения оценки фазы на основании квадратурных отсчетов. Пусть опорные сигналы на входах смесителей равны

$$U_{onS}(t) = U_{on}(t) \sin(\omega_0 t - \phi_{on});$$

$$\begin{aligned} U_{onC}(t) &= U_{on}(t) \cos(\omega_0 t - \phi_{on}) = \\ &= U_{on}(t) \sin(\omega_0 t - \phi_{on} + \pi/2). \end{aligned}$$

Напряжения на выходах смесителей будут

$$V_c(t) = U_c k_{dem} \cos[\phi_0 - \phi_{on} + \phi(t)];$$

$$\begin{aligned} V_S(t) &= U_c k_{dem} \cos[\phi_0 - \phi_{on} + \pi/2 + \phi(t)] = \\ &= -U_c k_{dem} \sin[\phi_0 - \phi_{on} + \phi(t)]. \end{aligned}$$

Тогда

$$\phi(t) = (\phi_0 - \phi_{on}) - \arctg \frac{V_S(t)}{V_c(t)},$$

что позволяет в явном виде получить искомую оценку мгновенной фазы в фазовой траектории в

неограниченном диапазоне фаз путем «сшивки» последовательных интервальных траекторий на интервале фаз $[0\dots2\pi]$.

Следует отметить, что измерения физиологических параметров человека осложняются тем, что эти параметры имеют тенденцию постоянно изменяться во времени даже у одного пациента. Поэтому в системе измерения и обработки отраженного от человека сигнала необходимо предусматривать адаптивные алгоритмы. В измерительном комплексе «Пульсар» разработан блок адаптивной фильтрации длительности текущего кардиоцикла. Адаптивный модуль сглаживания сигналов «CurveAdaptive.dll» предназначен для сглаживания входного сигнала по методу скользящего среднего. Неверно подобранная длительность временного окна усреднения создает дополнительную ошибку результата измерения. В адаптивном фильтре пульсового компонента размер окна усреднения определяется сигналом, подаваемым на второй вход блока сглаживания входного сигнала. Структурная схема адаптивного алгоритма фильтрации пульсового компонента сигнала приведена на рис. 5.

Модуль работает следующим образом. На вход 1 модуля подается напряжение сигнала, пропорционального фазе отраженного колебания на несущей частоте, так называемая «сшивка». Это входное напряжение состоит из суммы двух напряжений – создаваемого системой дыхания и системой пульсово-го кровенаполнения. Блок сглаживания осуществляет сглаживание пульсового компонента входного сигнала временными прямоугольным окном начальной длительности T_0 , устанавливаемой в настройках программы обработки сигнала. Как правило, длительность T_0 выбирается равной 1 с – это среднее время одного кардиоцикла человека. После процедуры сглаживания производится синхронное вычитание сглаженного сигнала из входного несглаженного, в результате остается напряжение пульсового компонента. Это напряжение подвергается процедуре быстрого преобразования Фурье, в результате которого получается спектр пульсового компонента с глобальным максимумом на частоте 1-й гармоники измеренного пульса. Обращая эту частоту, получаем значение длительности текущего кардиоцикла $T_{\text{пульс } i}$, которое может не совпадать с начальной установкой T_0 . Вычитание длительности T_0 из текущего значения $T_{\text{пульс } i}$ дает поправку к начальной установке T_0 , которая в следующем цикле сглаживания изменяется на величину $\pm \Delta T_{\text{пi}}$.

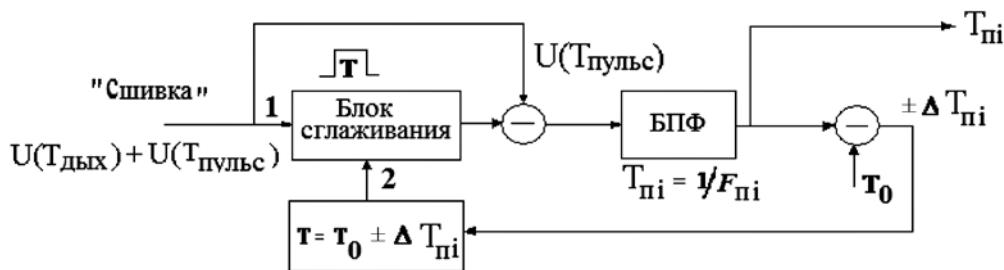


Рис. 5. Адаптивный модуль сглаживания входного сигнала подстраиваемым времененным окном T

Адаптированное значение длительности кардиоритма исключает динамические ошибки при дальнейшем построении ритмограммы сердца для любого пациента. Результат работы адаптивного алгоритма показан на рис. 6.

Как видно из рис. 6, адаптивный алгоритм выбора длительности окна усреднения T позволяет получить более узкий спектр пульсового компонента и, следовательно, произвести более точное определение длительности текущего кардиоинтервала.

Синхронная регистрация параметров двух различных систем организма, коррелированных командами из центральной нервной системы пациент-

та на близких частотах, позволяет использовать интегральную оценку функционального состояния, основанную на рассчитанном по результатам измерений фрактальном параметре ритмограммы сердца и фрактальном параметре траектории центра тяжести тела человека в горизонтальной плоскости [10], [11]. Фрактальный параметр β рассчитывается по показателю степенной аппроксимации спектра временного тренда исследуемого физиологического параметра. Аппроксимация рассчитывается по методу минимума среднеквадратического отклонения. Тренды ритма сердца и ЦТ в горизонтальной плоскости и их спектры приведены на рис. 7 и 8.

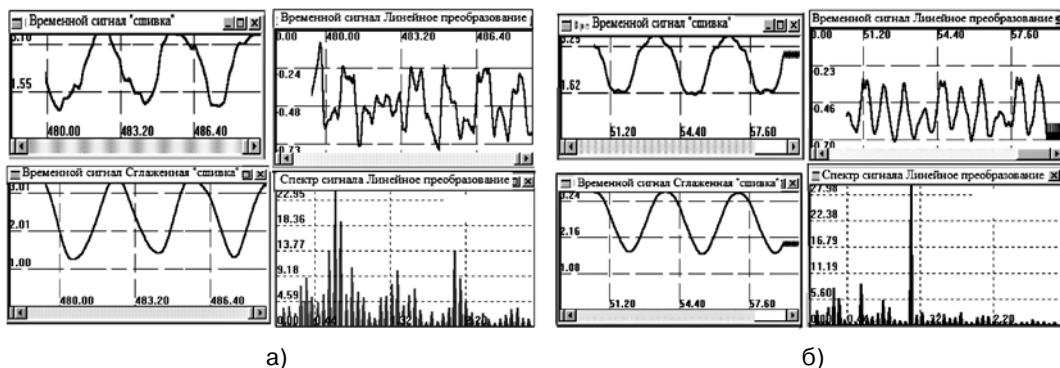


Рис. 6. Результат работы адаптивного алгоритма: а) без адаптивного алгоритма усреднения; б) с адаптивным алгоритмом усреднения

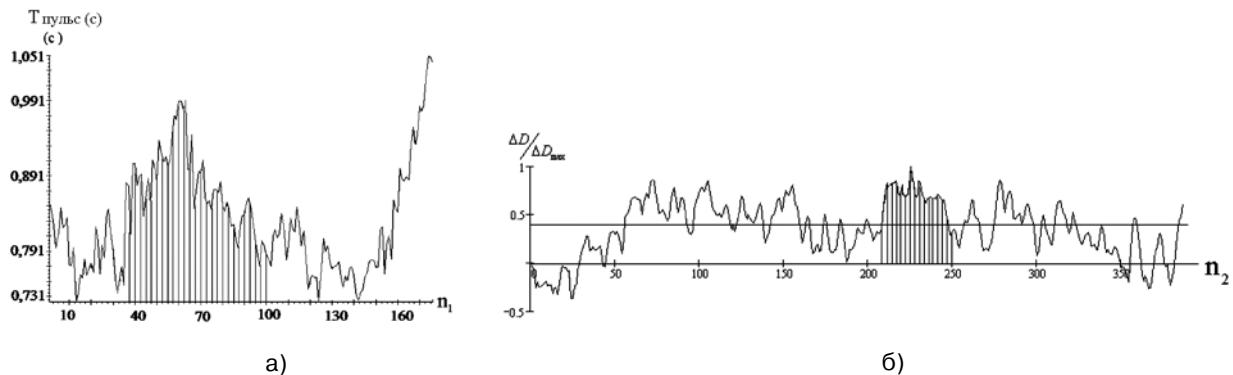


Рис. 7. Временные тренды ритма сердца и положения центра тяжести в горизонтальной плоскости одного из испытуемых: а) тренд ритма сердца (n_1 – дискрет отсчета 1 с); б) тренд ЦТ в горизонтальной плоскости (n_2 – дискрет отсчета 0,5 с)

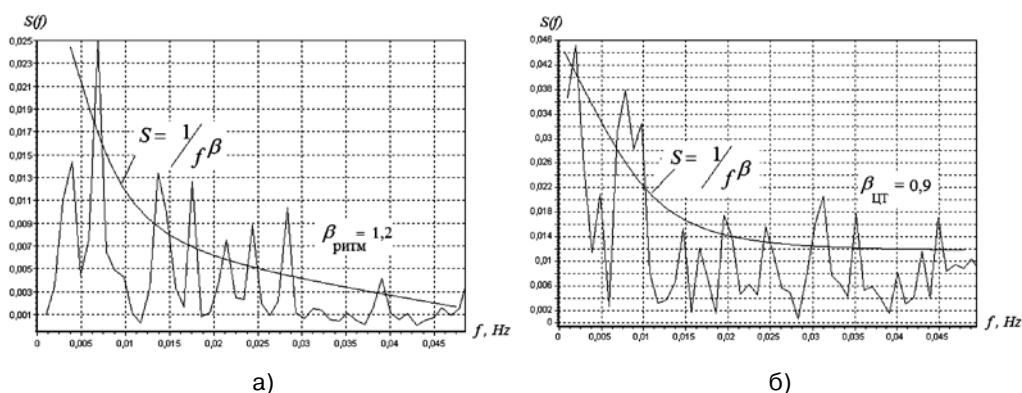


Рис. 8. Спектры огибающей ритмограммы сердца и траектории движения ЦТ: а) спектр огибающей ритмограммы сердца; б) спектр огибающей траектории движения ЦТ

Геометрическая интерпретация фрактальных параметров β позволила обозначить на фазовой плоскости области патологии и предпатологии опорно-двигательного аппарата (ОДА) человека. Иллюстрация зон нормы, предпатологии и патологии на фазовой плоскости для группы испытуемых приведена на рис. 9.

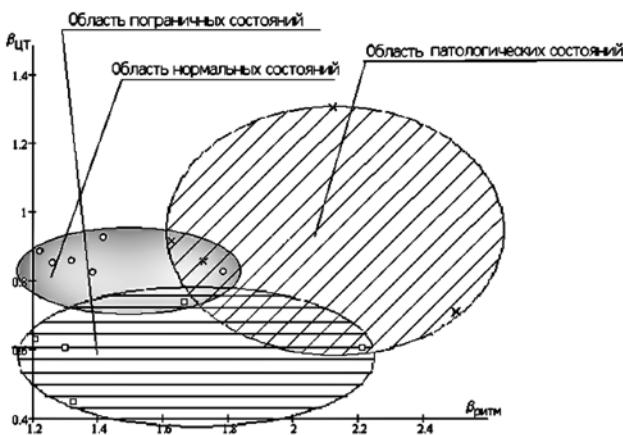


Рис. 9. Фазовая плоскость функциональных состояний ОДА

Выводы:

- разработанный в МЭИ доплеровский микроволновый радиолокационный измерительный комплекс «Пульсар» является фазовым дальномером с высоким пространственным разрешением, что позволяет применять его для регистрации малых перемещений движущихся поверхностей;
- применение микроволнового радиолокационного измерительного комплекса для медицинских целей создает комфортные условия для обследования пациентов, поскольку информация о функциональном состоянии пациента может быть получена бесконтактным путем, на расстоянии и через одежду обследуемого;
- показана возможность применения измерителя «Пульсар» для дистанционной оценки и анализа параметров ритма сердца и положения ЦТ;
- экспериментальные исследования показали высокую эффективность адаптивных алгоритмов обработки отраженных от цели сигналов;
- разработан интегральный метод оценки функциональных состояний на базе нелинейно-динамического подхода и расчета фрактальных параметров ритма сердца и перемещений центра тяжести тела.

Список литературы:

- Федоров В.А., Антонов Ю.Н., Фомин А.В., Бабаев А.Б., Фоменков А.В., Храмцов П.И. Новые технологические средства в медицинской диагностике // Медицинская техника. 1999. № 6. С. 34-41.
- Fedorov V.A., Smolskiy S.M. The radar-tracking measuring complex of a millimeter range for medical researches / International Radar Symposium 2005 – IRS. Berlin. Germany.

- Бугаев А.С., Васильев И.А., Иващов С.И., Разевич В.Д., Шейко А.П. Обнаружение и дистанционная диагностика состояния людей за препятствиями с помощью РЛС // Радиотехника. 2003. № 7.
- Иммореев И.Я. Сверхширокополосные радары. Особенности и возможности // Радиотехника и электроника. 2009. Т. 54. № 1. С. 5-31.
- Усанов Д.А. и др. Способ измерения амплитуд гармонических колебаний / Патент № 93015926.
- Федоров В.А. Способ оценки психофизиологического состояния пациента и устройство для доплеровской локации / Патент РФ № 2071718 от 20.01.1997.
- Гурфинкель В.С., Коц Я.М., Шик М.Л. Регуляция позы человека. – М.: Наука, 1965. 256 с.
- Слива С.С., Кривец Д.В., Кондратьев И.В. Силометрическая платформа / Патент РФ № 2185094 от 20.07.2002.
- Музалевская Н.И., Каменская В.Г. Оценка адаптационного ресурса и состояния здоровья старшеклассников методом нелинейной стохастической кардиоинтервалометрии // Физиология человека. 2007. Т. 33. № 2. С. 60-68.
- Тимашева Т.Г., Федоров В.А. Интегральная оценка устойчивости функционального состояния по анализу параметров ритмограммы сердца и пространственных параметров положения центра тяжести тела человека / XIV Междунар. науч.-техн. конф. студентов и аспирантов «Радиоэлектроника, электротехника и энергетика» / Тез. докл. В 3-х т. – М.: Издательский дом МЭИ, 2008. С. 262-264.
- Федоров В.А., Дрямин М.Ю., Штыков В.В., Храмцов П.И., Храмцова С.Н. Оценка функциональных состояний человека на базе модели нелинейно-динамических процессов сердца // Всероссийская научно-практическая конференция с международным участием «XXI век – медицинские науки: от идей до новых технологий». – М., 2001.

Андрей Вячеславович Мизирин,
аспирант,
Татьяна Геннадьевна Тимашева,
аспирант,
Виктор Александрович Федоров,
ст. научный сотрудник,
Московский энергетический институт
(технический университет),
Петр Иванович Храмцов,
д-р мед. наук,
зав. лаб. новых технологий
в гигиене детей и подростков,
Научный центр
здравья детей РАМН,
г. Москва,
e-mail: Andr-ey@mail.ru

А.М. Кравченко, А.М. Анохин

АВТОМАТИЗИРОВАННЫЕ МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКИЕ КОМПЛЕКСЫ ТЕМПЕРАТУРНОЙ ЭКСПРЕСС-ДИАГНОСТИКИ

Аннотация

Рассмотрен принципиально новый подход к построению прецизионных средств температурного контроля (ПСТК) для автоматизированных медико-биологических комплексов (АМБК), который устраняет негативный фактор самонагрева чувствительных элементов температурных датчиков. Он основан на использовании метода короткимпульсной локации термочувствительной полупроводниковой структуры с S-образной вольт-амперной характеристикой переключательного типа [1].

Работа направлена на создание инструментария для решения проблемы прецизионного термомониторинга организма человека, связанной с диагностированием его патологий и заболеваний, а также лечением методами биоуправляемой гипертермии и хронофизиотерапии в интерактивном режиме [2].

Введение

Компьютерная диагностика, которая находит все более широкое применение во врачебной практике, использует главным образом биоэлектрические сигналы, снимаемые с различных участков тела.

Наряду с этим информативными являются сигналы, связанные с функционированием так называемых точек акупунктуры, т. е. биологически активных точек (БАТ). Исследования показывают [2], что динамика температуры в таких точках с большой достоверностью коррелирует с состоянием связанных с ними органов человека. Трудность здесь заключается в том, что в настоящее время не существует подходящих датчиков температуры, которые позволили бы измерять температуру в БАТ с достаточной точностью и быстродействием. Главное требование к таким датчикам, кроме стабильности эксплуатационных характеристик и малой тепловой инерционности термочувствительных элементов, заключается в отсутствии фактора самонагрева этих элементов.

Постановка задачи

За последние полтора-два десятилетия зарубежными и отечественными исследователями наработан уникальный диагностический и лечебный потенциал методов биомедицины, основанных на температурном мониторинге организма человека. Эти методы базируются на информативной и диагностической значимости картины температурного распределения в биологически активных точках на кожных и внутриполостных поверхностях организма. Они позволяют диагностировать и лечить путем корректирующего воздействия на БАТ лазерным излучением чрезвычайно широкий спектр патологий и заболеваний без побочных негативных последствий, характерных для медикаментозных методов [2].

Постановка проблемы в плане диагностики такова: какому заболеванию или состоянию организма и его иммунной системы соответствует то или иное распределение или динамика перераспределения температурного рельефа кожных и внутриполостных покровов в биологически активных точ-

ках (контуры изотерм, координаты температурных пиков и впадин)?

Это направление диагностической медицины своими корнями уходит в древний Китай, где сверхдаренные температурной чувствительностью лекари ставили безшибочные диагнозы, используя веками наработанные методики. Современная биомедицина пытается реализовать эти методики, используя возможности электронной техники и информационных технологий. Особенно эффективна так называемая хронодиагностика, т. е. диагностика, основанная на температурных измерениях, проводимых синхронно с пульсовым и дыхательным ритмами [2].

Даже частичный перечень медицинских задач, которые предполагается решить средствами прецизионного термомониторинга, дает представление об их потенциальных масштабах и значимости для медицины массового обслуживания населения в ближайшей перспективе.

В ряду этих задач целесообразно, например, упомянуть следующие:

- быстрая оценка иммунитета у больших групп населения;
- быстрая оценка функционального состояния людей опасных профессий перед выполнением ими сложных работ (летчиков, подводников, саперов и др.);
- определение локализации различных патологий и опухолевых образований.

Диагностический и лечебный потенциал температурных методов может быть эффективно реализован и внедрен в широкое использование только при существовании и наличии высокоеффективных прецизионных средств температурного контроля – электронных термометров и терморегуляторов, способных работать в контуре управления автоматизированных медико-биологических комплексов.

Техническое решение и его практическая реализация

В настоящее время разработана и серийно выпускается промышленностью обширная номенклатура изделий данного назначения, как специализированных, так и широкого профиля: контактные и

бесконтактные термометры, пирометры, тепловизоры и терморегуляторы.

Внутри каждого вида эти изделия различаются между собою степенью оснащения сервисными функциями, например, отображением информации на экране, наличием памяти и ее объемом, сменностью разнорежимных насадок, компьютерным интерфейсом и т. п. В зависимости от этого различны их массогабаритные и стоимостные показатели. Все это конструктивное многообразие изделий объединено общими устоявшимися принципами схемотехнического построения, которые базируются на использовании традиционных видов первичных преобразователей температуры – термосенсоров (полупроводниковых и платиновых терморезисторов, термисторов, термопар, термодиодов и их линеек и т. п.).

Негативный фактор, препятствующий дальнейшему совершенствованию электронных средств термоконтроля в плане повышения их точностных возможностей, это самонагрев термосенсоров рабочим током. Многочисленные разработки последних лет были направлены на корректировку этого явления путем введения корректирующих обратных связей или априорно заданных расчетных корректировок, которые требуют усложнения схемотехнической реализации, а в итоге оказываются малоэффективными, повышая одни показатели и понижая другие. Кроме того (это очень критично для биомедицинских комплексов), нагретый рабочим током термосенсор при контакте с живыми тканями вызывает их ответную температурную реакцию, искающую объективность показаний.

Принципиально новый подход к построению средств электронной термометрии, устраниющий негативный фактор самонагрева, основан на использовании разработанного в ИПУ РАН метода короткоимпульсной локации термо чувствительной полупроводниковой структуры с S-образной вольт-амперной характеристикой переключательного типа [1]. К таким структурам относятся S-термодиоды и однопереходные транзисторы [3]. Так, например, у S-термодиодов, изготовленных по специаль-

ной технологии, температурная чувствительность имеет уникально высокие значения – порядка 50...350 мВ/°С на различных участках температурного диапазона.

Стратегия создания этих средств базируется на научно-техническом решении, в котором использован в качестве сенсорной функции эффект управляемой прыжковой проводимости, инициируемой в полупроводниковой р-п структуре тепловым воздействием.

Работа и принципы построения прецизионного медицинского термометра на основе рассматриваемых структур поясняются иллюстрациями (рис. 1-3), на которых приведены следующие обозначения: S-термосенсор – термоочувствительный полупроводниковый первичный преобразователь с S-образной вольт-амперной характеристикой (ВАХ); KBX – кельвин-вольтовая характеристика преобразования S-термосенсора, выражающая зависимость величины открывшего его порогового напряжения от температуры (градуировочная характеристика); A – вход адреса; G – вход (выход) импульсной генерации; C – вход синхронизации; S – вход стробирования; E – вход разрешения прохождения импульсов; V – вход запрета прохождения импульса; m – количество уровней дискретизации KBX; i – номер текущего отсчета в импульсной последовательности (в пачке импульсов), а также номер текущего отсчета на дискретной KBX ($i = 1, 2, 3 \dots m$); j – номер порогового импульса (последнего в пачке), а также номер порогового отсчета на дискретной KBX; N_i – кодовое значение номера i ; N_j – кодовое значение номера j ; $\{U(m)\}$ – массив размером m кодовых значений вольтовых координат точек отсчета на KBX; $\{\Theta(m)\}$ – массив кодовых значений температурных координат точек отсчета; U_i , Θ_j – элементы массивов кодовых значений; DI – вход данных; DR – вход записи данных; DO – выход счетных данных (счетный выход); SO – выход для номера порогового импульса (выход стробирования); GO – выход импульса переполнения; Q – уставка скважности; M – уставка масштабирования.

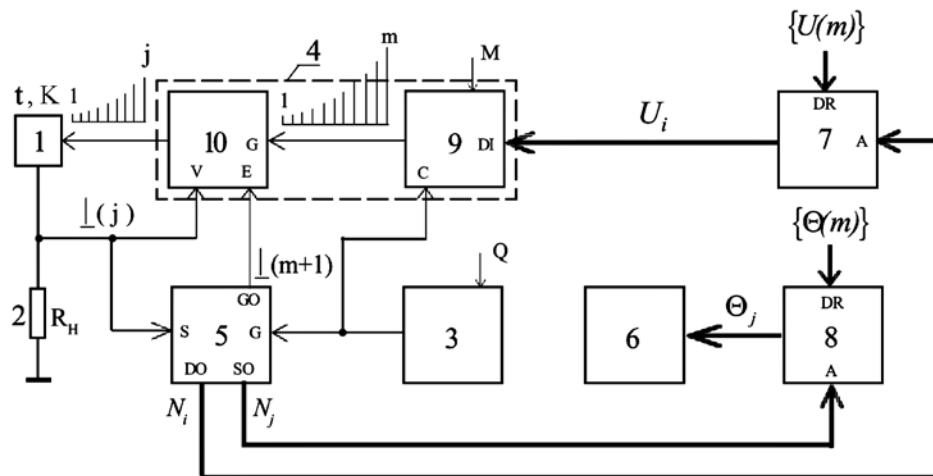


Рис. 1. Функциональная схема цифрового термометра

На рис. 1 позициями обозначены: 1 – S-термосенсор; 2 – резистор нагрузки; 3 – генератор счетных импульсов; 4 – формирователь пачек импульсов; 5 – счетчик импульсов; 6 – цифровой индикатор температуры; 7 – первое запоминающее устройство (ЗУ1); 8 – второе запоминающее устройство (ЗУ2); 9 – субблок цифро-аналогового преобразования (ЦАП); 10 – субблок селекции импульсов (селектор).

На рис. 2 изображена типовая, при нормативном значении R_h сопротивления нагрузки, КВХ преобразования (для S-термодиода [3]). На рисунке обозначены: U_T – пороговое открывашее напряжение; U_j – пороговое напряжение уровня j ; t^j – соответствующая ему температура того же уровня (выраженная в градусах Цельсия).

Диаграммы, приведенные на рис. 3а–е, отображают следующее: 3а – последовательность тактовых счетных импульсов на выходе генератора 3; 3б – пачки импульсов открывания с функционально нарастающей амплитудой, где j_A, j_B, j_C – номера пороговых импульсов (последних в пачках) на выходе субблока 11 селекции при различных температурах $t^A > t^B > t^C$; 3с – типовая ВАХ S-термодиода, где U_s – входное напряжение, I_s – выходной ток; А, В, С – точки открывания; А', В', С' – точки удержания при различных температурах; U_{TA}, U_{TB}, U_{TC} – пороговые напряжения при различных температурах; 3д – последовательности строб-импульсов отклика открытого S-термодиода 1 и микроЭМПУЛЬСОВ УТЕЧКИ в его закрытом состоянии, формируемые на нагрузочном резисторе 2; 3е – пачки импульсов, формируемые в счетных циклах кольцевого счетчика 5; N_{jA}, N_{jB}, N_{jC} – кодовые состояния на выходе SO стробирования счетчика 5 при различных температурах.

Перед началом эксплуатации термометр настраивают и калибруют. Первоначально в него вводят уставки. В схему генератора 3 импульсов вводят расчетное значение уставки Q скважности для задания требуемой степени тепловой неинерционности термосенсора и в субблок 9 ЦАП вводят коэффициент M масштабирования для согласования уровней напряжения. Затем осуществляют операцию запоминания в двух запоминающих устройствах кодовых значений вольтовых (в ЗУ1 7) и температурных (в ЗУ2 8) координат последовательно нумерованных точек отсчета дискретной КВХ. Для

этой цели используют калибровочный прецизионный термостат с цифровыми выходами для значений температурных и вольтовых координат (на рисунках не показан).

В режиме измерений термометр работает следующим образом. После подачи питания в электрическую схему термометра генератор 3 счетных импульсов генерирует с заданными скважностью и частотой непрерывную последовательность коротких счетных импульсов (рис. 3а). Эти импульсы поступают на счетный вход G кольцевого счетчика 5 и на вход С синхронизации субблока 9 ЦАП. Со счетного выхода DO кольцевого счетчика 5 счетные циклы, состоящие из m кодовых значений (от N_1 до N_m) порядковых номеров счетных импульсов, поступают на адресный вход A ЗУ1 7 и инициируют адресное считывание из его ячеек памяти последовательностей кодовых значений (от U_1 до U_m) вольтовых координат идентично нумерованных отсчетов на КВХ (рис. 2). С выхода ЗУ1 7 кодовые значения U_i поступают на вход DI данных субблока 9 ЦАП. При этом на его вход С синхронизации с выхода генератора 3 поступают в качестве синхроимпульсов счетные импульсы. Они выполняют функцию тактовой дискретизации по длительности выходных ступенчато нарастающих напряжений цифро-аналогового преобразователя 9. Таким образом, на выходе субблока 9 ЦАП образуются непрерывные последовательности амплитудно модулированных импульсных циклов, состоящих из m импульсов, амплитуда которых функционально нарастает по закону, заданному кельвин-вольтовой характеристикой, а длительность определяется длительностью синхроимпульсов. Эти импульсные циклы поступают на импульсный вход G селектора 10, с выхода которого они подаются в качестве открывавших импульсов на вход S-термосенсора 1, р-п структура которого открывается импульсом с пороговой амплитудой (рис. 3б). Пороговый импульс, проходя сквозь р-п структуру, выделяется на нагрузочном резисторе 2 (рис. 3с, д) и поступает одновременно на вход V запрета селектора 10 для прекращения дальнейшей подачи импульсов на термосенсор и, в качестве стробирующего импульса, – на вход S стробирования счетчика 5.

Счетчик 5 фиксирует порядковый номер j порогового импульса внутри импульсного цикла и на

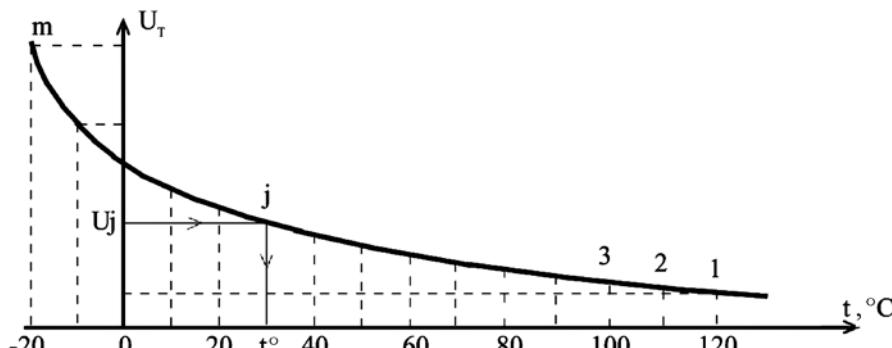


Рис. 2. Градуировочная кельвин-вольтовая характеристика термометра

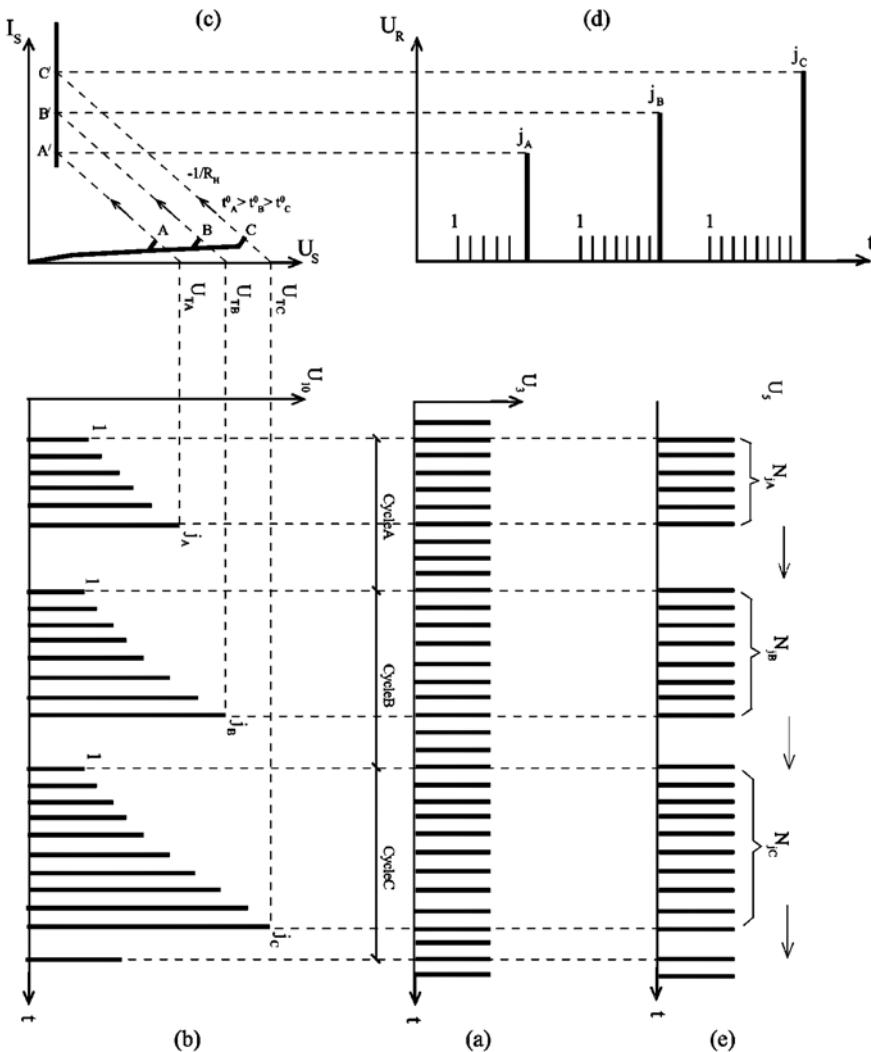


Рис. 3. Временные диаграммы функционирования схемы цифрового термометра

выходе SO стробирования формирует его кодовое значение N_j , которое поступает по шине данных на адресный вход А ЗУ2 8. Поступление этого кода инициирует адресное считывание из идентично нумерованной ячейки j памяти ЗУ2 8 кодового значения Θ_j , т. е. значения температурной координаты j -й точки отсчета на КВХ. С выхода ЗУ2 8 это кодовое значение в качестве результата измерения подается на цифровой индикатор 6 температуры, на табло которого измеренное значение температуры индицируется до прихода значения Θ_j следующего цикла. Начало следующего цикла задается первым импульсом переполнения кольцевого счетчика 5. Поступая на вход Е селектора 10 этот импульс разрешает прохождение на S-термосенсор пачки открывающих импульсов следующего цикла (рис. 3e).

Проведем сравнительный анализ температурной реакции первичного преобразователя (S-термосенсора) на тепловое воздействие измерительными токами двух видов – в виде одиночных, допустим прямоугольных, импульсов малой длительности, следующих с большой скважностью (предлагаемый вариант), и следующих непрерывно друг за другом

пилообразных импульсов релаксационного генератора (альтернативный вариант, т. е. вариант традиционного построения S-сенсорных датчиков температуры [3]). Результат сравнения представим в виде соотношения температур перегрева, соответствующих двум рассматриваемым вариантам воздействия, за время одного измерительного цикла.

Введем обозначения: θ_Δ – диапазон измеряемых температур; θ_h – температура преобразователя; θ_a – температура контролируемой среды; $\Delta\theta = \theta_h - \theta_a$ – температура перегрева преобразователя, т. е. разность температур, возникающая вследствие его самонагрева; $\Delta\theta_u$ – температура перегрева по окончании действия импульса (на его срезе); $\Delta\theta_n$ – остаточная температура перегрева по окончании паузы (перед фронтом следующего импульса); t – текущее время; T – период следования импульсов; F – частота следования импульсов; t_u – длительность импульса; t_n – длительность паузы; $\alpha = t_u / T$ – коэффициент заполнения; t_u – длительность цикла; m – количество импульсов в измерительном цикле; P_u – электрическая мощность импульса (интенсивность тепловложения); R_T – тепловое сопротивление первичного преобразователя, C_T – теплоемкость

кость первичного преобразователя; $\tau = R_T C_T$ – постоянная времени процесса теплообмена (на уровне $1/e \approx 0,37$). Обозначим индексы: *por* – пороговый; *МИ* – микроимпульс; *ПИ* – пилообразный импульс; *ОС* – открытое состояние; *ЗС* – закрытое состояние.

Вывод уравнения, описывающего процесс теплообмена между преобразователем и средой, следует из первого закона термодинамики. Оно имеет вид дифференциального уравнения первого порядка

$$\frac{d\theta}{dt} + \frac{\theta_h}{R_T C_T} = \frac{\theta_a}{R_T C_T} + \frac{P_u}{C_T}.$$

Условимся рассматривать результирующую температуру перегрева S-термосенсора как сумму температур перегрева при раздельном воздействии на него за один цикл одиночным пороговым импульсом и серией микроимпульсов утечки закрытого состояния его р-п структуры. Решения дифференциального уравнения относительно температуры $\Delta\theta$ перегрева за время одного цикла в трех вариантах (А, Б, В) теплового воздействия приводят к следующим выражениям.

1. При воздействии одиночным импульсом с пороговой амплитудой (т. е. пороговым импульсом) получаем для температур перегрева следующие выражения:

- для момента t_u окончания воздействия импульса (на срезе)

$$\Delta\theta_{por} = RT \cdot P_u (1 - e^{-t_u/\tau}), \quad (1)$$

где $P_u = I_s^2 R_{OC}$; $t_u = \alpha T$; R_{OC} – сопротивление р-п структуры в открытом состоянии;

- для момента в конце паузы t_n (перед фронтом следующего порогового импульса)

$$\Delta\theta'_{por} = \Delta\theta_{por} e^{-t_n/\tau}, \quad (2)$$

где время паузы $t_n = (m-1)T$.

2. При воздействии за время t_u серией из m микроимпульсов утечки для температуры перегрева в конце измерительного цикла получаем выражение

$$\Delta\theta_{MI} = R_T \bar{P}_{MI} (1 - e^{-t_u/\tau}), \quad (3)$$

где $\bar{P}_{MI} = \alpha I_{MI}^2 R_{3C}$ – усредненная за период мощность микроимпульса; $t_u = mT$; I_{MI} – амплитуда тока микроимпульса; R_{3C} – сопротивление р-п структуры в закрытом состоянии. При номинальных (не экстремальных) соотношениях $I_{MI} \approx 0,05 I_s$, $R_{3C} \approx 0,01 R_{OC}$ имеем

$$\Delta\theta_{MI} = 2,5 \cdot 10^{-5} \alpha R_T I_s^2 R_{OC} (1 - e^{-mT/\tau}). \quad (4)$$

3. При воздействии за время t_u цикла серией из m непрерывно следующих пилообразных импульсов релаксационного генератора получаем

$$\Delta\theta_{PI} = R_T \bar{P}_{PI} (1 - e^{-t_u/\tau}), \quad (5)$$

где

$$\bar{P}_{PI} = (I_s / \sqrt{3})^2 R_{OC}$$

– усредненная за период мощность пилообразного импульса, время цикла $t_u = mT$.

Представим оценку положительного эффекта в виде коэффициента $k[\%]$ – процентного соотношения температур перегрева сенсора за время одного измерительного цикла в двух рассматриваемых вариантах. Используя выражения (1)-(5), получаем

$$k = [(\Delta\theta'_{por} + \Delta\theta_{MI}) / \Delta\theta_{PI}] \times 100 \%. \quad (6)$$

После подстановки в уравнение (6) типовых, т. е. не предельных, значений коэффициентов и параметров (например, $m = 1000$, $\alpha = 0,1$, $t_u = 2$ с) в итоге получаем соотношение температур перегрева $k \approx 0,02 \%$.

В абсолютном выражении тепловая мощность, выделяемая на S-термосенсоре при воздействии на него одиночным в измерительном цикле импульсом рабочего тока, принимает уникально малые значения – порядка 1 мкВт. Это обеспечивает точное и быстрое, т. е. в тепловом отношении безынерционное, измерение абсолютных (в абсолютной шкале) значений температуры тела в БАТ, не вызывая при этом их ответной температурной реакции.

Работоспособность предложенных принципов построения ПСТК подтверждена созданием на их основе модельного ряда прецизионных терморегуляторов лабораторного исполнения для различной специфики применения. Терморегуляторы предназначены для быстрой и точной регистрации микротделений температуры от заданного уровня в произвольно удаленных точках контролируемого пространства контактным и бесконтактным способами и поддержания этого уровня [4].

По принципам построения терморегуляторы не имеют аналогов в отечественной и мировой технике, а по эксплуатационным показателям превосходят все известные приборы аналогичного функционального назначения.

Заключение

Благодаря указанным качествам, а также возможности сверхминиатюрного исполнения термочувствительного элемента, предлагаемый цифровой термометр не имеет аналогов и является на сегодня единственным средством, способным в пульсовом ритме контактно и бесконтактно измерять температуру в биологически активных точках тела с точностью, достаточной для эффективного диагностирования, и более того – экспресс-диагностирования в реальном времени. Исключительно эффективным может оказаться использование данного термометра на стадии раннего диагностирования злокачественных образований. Кроме того, такой термометр способен работать в контуре обратной связи управляемой лазерной гипертемии [5].

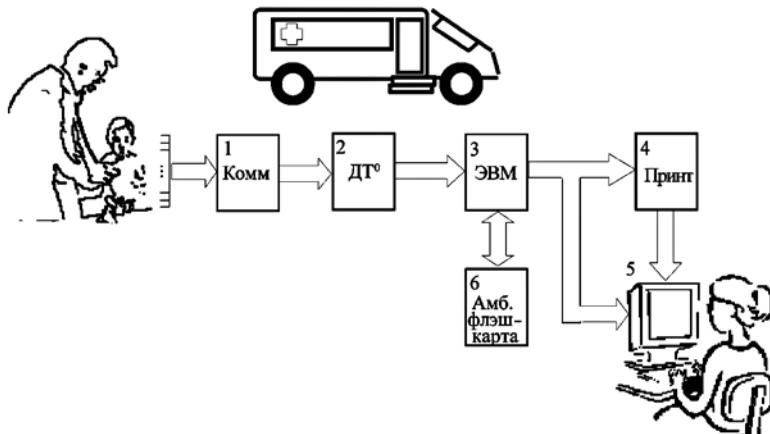


Рис. 4. Пример структурного построения мобильного АМБК: 1 – кольцевой коммутатор; 2 – датчик температуры; 3 – ПК или спецпроцессор; 4 – принтер; 5 – монитор; 6 – амбулаторная флэш-карта пациента

Внедрение ПСТК в биомедицинское приборостроение позволит полноценно реализовать на практике потенциал диагностических и лечебных возможностей методов хронобиологии, например, создать сеть высокоэффективных мобильных АМБК (по типу службы скорой помощи) для массовой экспресс-диагностики и терапии [6]. Пример структурного построения мобильного АМБК приведен на рис. 4.

В рамках обозначенной проблемы необходима организация специализированного центра, где на основе древних народных методик и современных научных исследований разрабатывались бы компьютерные программы для автоматического распознавания по картине температурных распределений функционального состояния организма человека, его иммунной системы и различных патологий. Для этого при центре должен быть сформирован обобщенный банк данных, где хранилась бы полная информация об апробированных методиках, обследованных пациентах, мобильных АМБК и их медицинском персонале.

Организацию сети мобильных экспресс-диагностических АМБК целесообразно ориентировать прежде всего на обслуживание детско-юношеских учреждений, поскольку именно подростковые группы подвержены частым миграциям в каникулярные периоды с образованием временных коллективов большой численности и высокой концентрации. Для этого на этапе первичной диспансеризации для каждого пациента-подростка необходимо формировать путем тестовых обследований личную электронную медицинскую карту (флэш-карту). На нее в электронном виде заносятся, кроме идентификационных и антропометрических данных, данные о температурных замерах в тестовом наборе биологически активных точек в нормальном, т. е. здоровом, состоянии организма. Это температурное распределение принимается в качестве эталонного. При каждом контрольном обследовании текущее температурное распределение сравнивается с эталонным, а также с предыдущим распределением, и по картине температурных рассогласований, в соответствии с апробированными методиками, по специальной компьютерной программе, врач диагностирует со-

стояние организма и изучает его динамику. Полученный экспресс-диагноз фиксируется на индивидуальной медицинской флэш-карте пациента и заносится в централизованный банк данных.

В контексте данного научного направления в самое последнее время наметилась тенденция к ускоренному решению обозначенных проблем. Развитие диагностической базы является одним из важнейших направлений национального проекта «Здоровье» (приоритетный национальный проект «Здоровье», ч. 1, 5 марта 2007 г.).

Список литературы:

1. Кравченко А.М. Цифровой способ измерения температуры и устройство для его реализации / Патент РФ № 2344384. 20.01.2009 г. Бюл. изобр. № 2.
2. Комаров Ф.И., Загускин С.Л., Рапорт С.И. Хронобиологическое направление в медицине: биоуправляемая хронофизиотерапия // Терапевтич. архив. 1994. № 8. С. 3-6.
3. Викулин И.М., Стafeев В.И. Физика полупроводниковых приборов. – М.: Сов. радио, 1990.
4. Кравченко А.М. Устройство для двухпозиционного регулирования температуры / Патент РФ № 2328028. 27.06.2008 г. Бюл. изобр. № 18.
5. Загускин С.Л. Хронобиологическое направление лазерной медицины / Междунар. конф. «Новые направления лазерной медицины». М., 1996. С. 296-297.
6. Кравченко А.М., Анохин А.М. Экспресс-диагностика состояния здоровья населения средствами прецизионного термомониторинга. – М.: Материалы III Междунар. конф. «Управление развитием крупномасштабных систем MLSД'2009». Т. 2. С. 344-347.

Александр Михайлович Кравченко,
канд. техн. наук, ст. научный сотрудник,

Александр Михайлович Анохин,
канд. техн. наук, ст. научный сотрудник,

Институт проблем управления
им. В.А. Трапезникова РАН,
г. Москва,
e-mail: amanohin@mail.ru

В.А. Карпухин, А.Е. Косоруков

МЕТОД ИДЕНТИФИКАЦИИ ПАРАМЕТРОВ НЕЛИНЕЙНОЙ СХЕМЫ ЗАМЕЩЕНИЯ ЭЛЕКТРИЧЕСКОГО АДМИТТАНСА КОЖИ

Аннотация

Предложен метод идентификации параметров нелинейной схемы замещения электрического адmittанса кожи, представленной параллельным соединением нелинейной проводимости, аппроксимированной степенным полиномом, и линейной емкости, при воздействии токовым сигналом произвольной формы. Описан аппаратно-программный комплекс для измерения нелинейного электрического адmittанса кожи, при помощи которого определен диапазон линейных и нелинейных компонентов электрокожной проводимости при аппроксимации полиномом третьей степени для рефлексогенных зон кожи группы испытуемых. Осуществлена верификация предложенного метода идентификации параметров нелинейной схемы замещения электрического адmittанса кожи.

Методы диагностики, основанные на измерении электрического импеданса биологических тканей, широко используются в медицинской практике [1]. Одним из направлений применения этого метода является изучение электрических характеристик кожи. Кожа является органом, выполняющим весьма большое число функций в жизнедеятельности организма человека. К этим функциям относятся: барьерные, обеспечивающие защиту организма от проникновения многих ядовитых веществ; обменные, осуществляющие вещественный и газовый обмен между организмом и внешней средой; кроме того, кожа участвует в выполнении функций терморегуляции и рецепции. Наличие сложных взаимосвязей кожи с различными функциональными системами организма влияет на ее функциональную активность, которая однозначно связана с электрическими свойствами кожного покрова. Для численной оценки электрических характеристик кожи используется электрический импеданс, значение которого позволяет специалистам определять ее влажность, выявлять на ранних стадиях злокачественные новообразования, контролировать чреспокожную импрегнацию лекарственных веществ, а также производить оценку психоэмоционального состояния [2]-[6]. Особое место в этом ряду занимает электропунктурная диагностика (ЭПД), которая получила достаточное распространение в практической медицине. Этот факт объясняется прежде всего очевидными достоинствами используемых методов постановки диагноза, основными из которых являются малая продолжительность проведения диагностического исследования и высокая информативность получаемых данных [7], [8].

Большинство авторов, проводивших фундаментальные исследования электрического импеданса кожи, выявили ее нелинейные свойства [9]-[13], однако отсутствие эффективных методов численной оценки нелинейных характеристик электрического импеданса не позволяет в полной мере использовать диагностические возможности электроимпедансометрии.

Целью настоящей работы является разработка метода измерения линейного и нелинейных компонентов (ЛиНК) электрического адmittанса кожи (ЭАК).

Материалы и методы

В основу метода измерения ЛиНК ЭАК был положен метод трех вольтметров. В качестве источника измерительного сигнала был использован идеальный источник тока. Форма измерительного сигнала – произвольная.

В соответствии с принципом содержательной интерпретируемости, в качестве модели ЭАК была предложена двухкомпонентная нелинейная схема замещения с сосредоточенными параметрами, состоящая из параллельно соединенных нелинейной проводимости и линейной емкости (рис. 1).

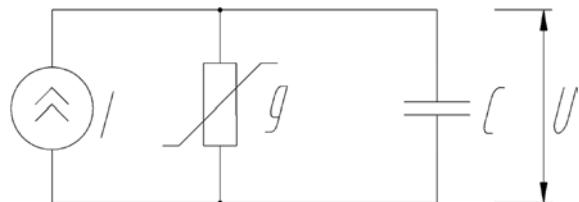


Рис. 1. Нелинейная схема замещения ЭАК человека:
g – нелинейная проводимость кожи; C – емкость кожи

Для идентификации параметров эквивалентной схемы замещения был использован метод наименьших квадратов со следующими допущениями:

- компоненты эквивалентной схемы замещения были разделены на линейные и нелинейные;
- предполагаемая зависимость нелинейной проводимости аппроксимировалась степенным рядом

$$g(U) = g_0 + \sum_{i=1}^N g_i \cdot U^i, \quad (1)$$

где g_0 – линейный компонент ЭКП; g_i – нелинейные компоненты ЭКП; U – измеряемое напряжение; i – порядковый номер элемента разложения; N – количество элементов разложения.

Для предложенной эквивалентной схемы замещения связь между подаваемым током I и измеряемым напряжением U определялась следующим соотношением:

$$I = g_0 \cdot U + \left(\sum_{i=1}^N g_i \cdot U^i \right) \cdot U + C \cdot \frac{dU}{dt}. \quad (2)$$

Для поиска неизвестных компонентов схемы замещения был использован функционал вида

$$\Phi = \sum_{K=0}^M \left[I_K - \left(g_0 \cdot U_K + \left(\sum_{i=1}^N g_i \cdot U_K^i \right) \cdot U_K + C \cdot \frac{dU_K}{dt} \right) \right]^2 \rightarrow \min, \quad (3)$$

где K – текущий номер отсчета дискретизированных по времени тока и напряжения; $M \gg N$ – число измерений тока и напряжения.

Минимум функционала (3) искали путем приравнивания к нулю частных производных по неизвестным коэффициентам. В результате задача сводилась к решению системы линейных уравнений относительно неизвестных коэффициентов вида

$$\begin{cases} \frac{\partial \Phi}{\partial g_0} = 0; \\ \frac{\partial \Phi}{\partial g_i} = 0; \\ \frac{\partial \Phi}{\partial C} = 0. \end{cases} \quad (4)$$

Для верификации данного метода потребовалось решить следующие задачи:

- определить диапазон значений ЛинК ЭКП;
- рассчитать напряжение для заданных ЛинК ЭКП и измерительного тока произвольной формы на элементах схемы замещения ЭАК.

Для определения диапазона значений ЛинК ЭКП был разработан экспериментальный стенд, структурная схема которого изображена на рис. 2. Схема включает в себя цифровой генератор отсчетов (ЦГО), цифро-аналоговый преобразователь (ЦАП), источник тока (ИТ), датчик тока (ДТ), биообъект (БО), масштабирующий усилитель тока (МУТ), масштабирующий усилитель напряжения (МУН), интерфейсные блоки (ИБ1, 2), микроконтроллер (МК), блок гальванической развязки (БГР), персональный компьютер (ПК).

Схема работает следующим образом. ЦГО, входящий в состав МК, генерирует последователь-

ность отсчетов, поступающих в ЦАП, на выходе которого формируется линейно изменяющееся напряжение. Полученное напряжение подается на управляемый ИТ, где происходит формирование измерительного сигнала в виде линейно изменяющегося тока в диапазоне $-100 \dots 100$ нА. Выходное сопротивление источника тока превышает 1 ГОм. Далее измерительный сигнал через датчик тока поступает на электродную систему и биологический объект. Электродная система выполнена из двух электродов – круглого активного и прямоугольного индифферентного, изготовленных из нержавеющей стали. Активный электрод имеет площадь контакта $12,56 \text{ мм}^2$, индифферентный – 1200 мм^2 . У активного электрода предусмотрена система нормирования усилия прижатия на уровне $(1 \pm 0,1)$ Н. Оцифрованные 24-разрядными АЦП 1 и АЦП 2 соответственно сигналы измерительного тока и напряжения на БО поступают через интерфейсный блок микроконтроллера в ПК для обработки и визуализации вольт-амперных характеристик (ВАХ) полученных данных. БГР обеспечивает II класс электробезопасности экспериментального стенда.

В экспериментальных исследованиях принимали участие 27 добровольцев мужского и женского пола в возрасте (21 ± 1) лет. Измерения ЭКП проводились в 24-х рефлексогенных зонах (РЗ), имеющих выраженные нелинейные свойства [12] и расположенных на пальцах рук и ног. Индифферентные электроды устанавливались на запястьях (при измерении ЭКП РЗ пальцев рук) и на лодыжках (при измерении ЭКП РЗ пальцев ног). По данным ВАХ вычислялась дифференциальная проводимость РЗ с последующей полиномиальной регрессией полиномом третьей степени вида (1) средствами MathCAD 14.

Анализ полученных данных позволил определить для данной выборки диапазоны изменения ЛинК ЭКП РЗ. Результаты обработки сведены в табл. 1.

По найденным ЛинК ЭКП были восстановлены теоретические ВАХ, изображенные на рис. 3.

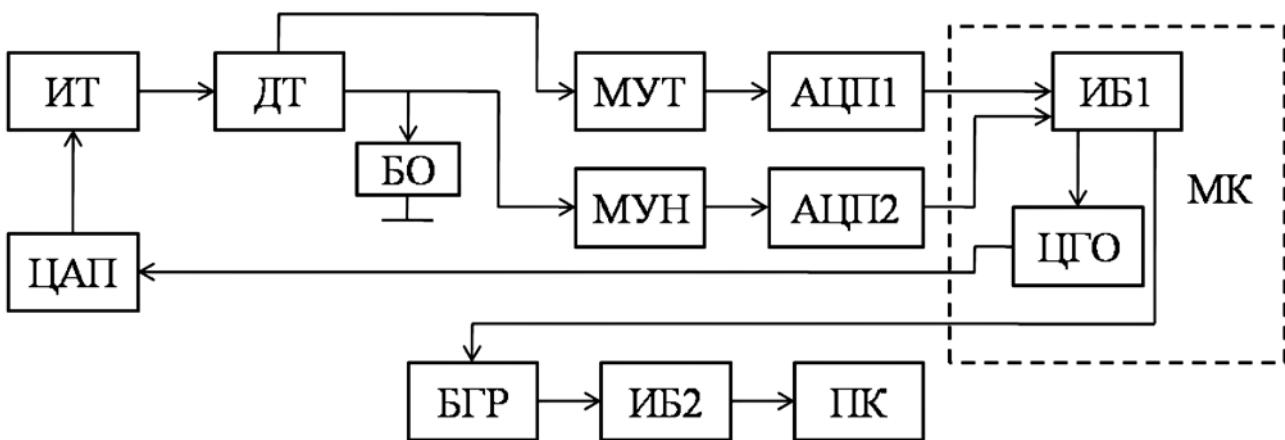


Рис. 2. Структурная схема экспериментального стенда для измерения ЛинК ЭКП

Таблица 1

Диапазоны изменения ЛинК ЭКП РЗ

ЛинК ЭКП	Макс.	Сред.	Мин.
$g_0, \text{мкСм}$	3,0	0,17	$5,5 \cdot 10^{-3}$
$g_1, \text{мкСм/В}$	13	0,12	$7,2 \cdot 10^{-3}$
$g_2, \text{мкСм/В}^2$	180	0,58	$2,2 \cdot 10^{-2}$
$g_3, \text{мкСм/В}^3$	-290	-0,18	$-7,3 \cdot 10^{-3}$

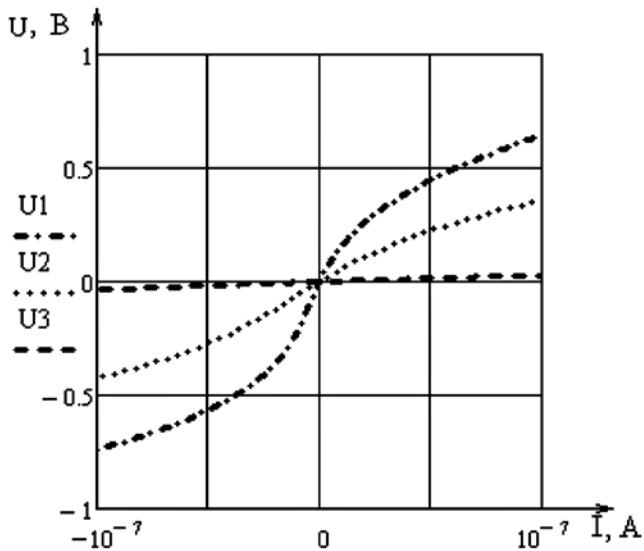


Рис. 3. Теоретические ВАХ, рассчитанные по найденным ЛинК ЭКП: U_1 соответствует минимальным значениям, U_2 – средним значениям, U_3 – максимальным значениям ЛинК ЭКП

Для решения второй задачи был предложен способ расчета напряжения на элементах схемы замещения при заданных отсчетах амплитуды измерительного тока, значениях линейных компонентов схемы замещения C, g_0 и нелинейных g_i .

Для этого в выражении (2) производные заменились конечными разностями. В результате указанной замены выражение приобретало вид

$$I_k = (g_0 + \sum_{i=1}^N g_i \cdot U_k^i) \cdot U_k + \frac{U_{k+1} - U_{k-1}}{2\Delta T} \cdot C, \quad (5)$$

где ΔT – интервал дискретизации.

После замены переменной $K = j - 1$ было получено выражение для U_j через остальные переменные:

$$U_j = \frac{(I_{j-1} - (g_0 + \sum_{i=1}^N g_i \cdot U_{j-1}^i) \cdot U_{j-1}) \cdot 2\Delta T}{C} + U_{j-2}. \quad (6)$$

Найденное выражение представляет собой рекуррентную формулу, позволяющую рассчитывать отсчеты напряжения на элементах схемы замещения при заданных отсчетах измерительного тока и известных компонентах C, g_0 и g_i . Начальные значения тока и напряжения приравниваются к нулю.

Результаты

Метод идентификации параметров нелинейной схемы замещения ЭАК верифицировался по следу-

ющему алгоритму. Сигнал измерительного тока был представлен в виде дискретизированной вейвлет-функции (рис. 4) вида

$$I(t) = \frac{d^2}{dt^2} \left(\left(\frac{1}{\sqrt{2\pi} \cdot \delta} \right) e^{-\frac{(t-\mu)^2}{2\delta^2}} \right) \cdot I_0,$$

где $I_0 = 10^{-11} \text{ А}\cdot\text{с}$ – масштабирующий коэффициент для получения амплитуды тока 100 нА; $\delta = 0,03 \text{ с}$; $\mu = 0,45 \text{ с}$; t – время, изменяющееся в диапазоне $0...1 \text{ с}$.

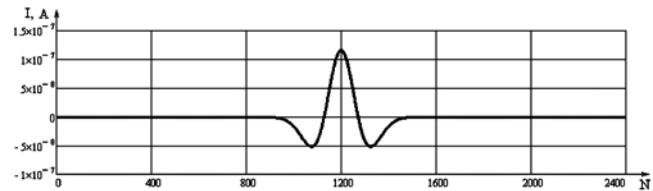


Рис. 4. Измерительный сигнал тока – вейвлет «Мексиканская шляпа»

По соотношению (6) рассчитывалось напряжение на элементах схемы замещения при значении емкости 3,4 нФ.

Далее, в соответствии с соотношением (3), средствами MathCAD 14 решалась система линейных уравнений (4) относительно рассчитываемых коэффициентов C_p, g_{0p} и g_{ip} и вычислялась относительная погрешность метода идентификации параметров нелинейной схемы замещения ЭАК. Относительная погрешность рассчитывалась по формуле

$$\delta_j = \left| \frac{x_j - x_{jp}}{x_j} \right|,$$

где x_j – заданный параметр; x_{jp} – рассчитанный параметр.

Результаты расчета представлены в табл. 2.

Таблица 2

Результаты расчета относительных погрешностей ЛинК модели ЭАК

ЛинК	$\delta g_0, \%$	$\delta g_1, \%$	$\delta g_2, \%$	$\delta g_3, \%$	$\delta c, \%$
Макс.	0,0066	0,023	0,14	4,0	0,1
Сред.	0,028	0,065	0,018	0,74	0,01
Мин.	0,2	0,041	0,038	0,047	0,038

Обсуждение

В результате проведенных исследований можно сделать следующие выводы.

Разработан метод идентификации параметров нелинейной схемы замещения ЭАК, представленной параллельным соединением нелинейной проводимости, аппроксимированной степенным полиномом, и линейной емкости, при воздействии токовым сигналом произвольной формы.

Разработан и изготовлен аппаратно-программный комплекс для измерения нелинейного ЭАК, определен диапазон ЛинК ЭКП при аппроксимации полиномом третьей степени для РЗ кожи группы испытуемых.

Осуществлена верификация предложенного метода идентификации параметров нелинейной схемы замещения ЭАК, которая показала, что при полиномиальной аппроксимации третьей степени нелинейной проводимости кожи для заданного диапазона изменения ЛиНК ЭАК погрешность расчета параметра g_0 составляет менее 0,2 %; g_1 – менее 0,065 %; g_2 – менее 0,14 %; g_3 – менее 4 %; C – менее 0,1 %.

Список литературы:

1. Electrical bioimpedance methods: applications to medicine and biotechnology / Edt. by Pere J. Riu, Javier Rosell, Romon Bragos, Oscar Casas. – The New York Academy of Science. New York, 1999.
2. Beetner D.G., Kapoor S., Manjunath S., Xiangyang Z., Stoecker W.V. Differentiation among basal cell carcinoma, benign lesions, and normal skin using electric impedance // IEEE Trans. on Biomed. Engin. 2003. Vol. 50. № 8. P. 1020-1025.
3. Zimlichman E., Kanevsky A., Shoenfeld Y. Diagnosing diseases by measurement of electrical skin resistance: A novel technique // ICEBI. 2007. IFMBE Proceedings. 17. P. 172-176.
4. Johnssen G.K., Martinsen O.G., Grimes S. Water gradient and calibration of stratum corneum hydratin measurements // ICEBI. 2007. IFMBE Proceedings. 17. P. 158-160.
5. Kim Min Soo, Kwon In Su, Kim Hag Dong, Lim Geunbae. Characteristics of skin impedance for biological active points using dry electrode measurement system // ICEBI. 2007. IFMBE Proceedings. 17. P. 177-180.
6. Зарницин В.Г., Праузинц, М.Р., Чизмаджес Ю.А. Физические методы переноса нуклеиновых кислот в ткани и клетки // Биологические мембранны. 2004. Т. 21. № 5. С. 355-373.
7. Motoyama H. How to Measure and Diagnose the Functions of Meridians and Corresponding Internal Organs. – Japans, Tokyo, 1975. 195 p.
8. Всеволожский Л.А. Физико-технические аспекты рефлексотерапии / В кн.: Теория и практика рефлексотерапии. – Саратов: Изд-во Саратовского университета, 1981. 272 с.
9. Min M., Pliquett U., Nacke T., Barthel A., Annus P., Land R. Signals in bioimpedance measurement: Different waveforms for different tasks // ICEBI. 2007. IFMBE Proceedings. 17. P. 181-184.
10. Хацаев Б.Д. Импеданс кожи и аналоговые мостовые устройства для его измерения // Медицинская техника. 1995. № 2. С. 20-23.
11. Шпунт В.Х. Динамические электрические свойства кожи человека // Медицинская техника. 1997. № 4. С. 38-47.
12. Инденбом В.А. Активация проводимости рогового слоя кожи под действием ионофоретического тока клетки // Биологические мембранны. 2002. Т. 19. № 3. С. 202-208.
13. Алдерсонс А.А. Механизмы электродермальных реакций. – Рига: Зинатне, 1985. 130 с.

Валерий Анатольевич Карпухин,
канд. техн. наук, доцент,
Артем Евгеньевич Косоруков,
ассистент,
кафедра «Биомедицинские
технические системы»,
факультет «Биомедицинская техника»,
Московский государственный
технический университет им. Н.Э. Баумана,
г. Москва, e-mail: vak@bmstu.ru

Д.А. Рогаткин, А.В. Дунаев, Л.Г. Лапаева

МЕТРОЛОГИЧЕСКОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ МЕТОДОВ И ПРИБОРОВ НЕИНВАЗИВНОЙ МЕДИЦИНСКОЙ СПЕКТРОФОТОМЕТРИИ

Аннотация

В статье предприняты первые шаги по систематизации и анализу наиболее существенных и специфичных метрологических терминов, понятий и определений, применимых к практике неинвазивной медицинской спектрофотометрии (НМС). Предложено использовать операционный подход в метрологии для задачи разработки и создания полноценного метрологического обеспечения в НМС. С этих позиций рассмотрены некоторые ключевые особенности и аспекты оптических *in vivo* измерений в НМС, обосновано создание имитационных рабочих мер и введение в теорию и практику НМС понятия диагностического объема биоткани.

Введение

Предметом исследования неинвазивной медицинской спектрофотометрии (НМС) являются прижизненные уровни накопления различных биохимических веществ в толще ткани, а также их динамика во времени [1]. Среди наиболее достоверно определяемых компонентов крови и клеточных биологических тканей сегодня в НМС рассматриваются: общий гемоглобин крови микроциркуляторного русла (Hb_t), часто именуемый тканевым или транскаптанным гематокритом (Ht_t); его аналог – объемное кровенаполнение (V_b) в зоне обследования; перфузия тканей кровью – индекс микроцир-

куляции, определяемый доплеровским методом (I_m); процентное функциональное содержание (сатурация – SO_2) оксигенированной фракции гемоглобина (HbO_2) в артериальной (артериальная сатурация – S_aO_2) или смешанной крови микроциркуляторного русла (тканевая, транскаптанская сатурация – S_tO_2); меланин кожи; билирубин; жир; вода и ряд других молекул и веществ [2]-[4]. Строго говоря, в соответствии с [5] такие диагностические приборы должны относиться к средствам измерений медицинского назначения (СИМН), поэтому помимо разработки общих инженерных основ функционирования и проектирования таких систем [6]-[8] в НМС необходимо создание полноценной систем

мы метрологического обеспечения как приборов, так и методик измерений в целом [9], [10].

Как известно, источниками, на которых базируется система единства измерений, являются: строгая и однозначная терминология, стандартизация методов и средств измерений, единая система мероприятий по калибровке и поверке средств измерений [11]-[13]. Если не принимать во внимание исторически самую первую диагностическую технологию в НМС – пульсоксиметрию, а также соответствующий ГОСТ [14], то применительно к другим методам и приборам метрологические аспекты измерений начали активно обсуждать в литературе только в последние 3-5 лет. Одной из первых публикаций в этом направлении можно считать работу [15]. Более широко ряд вопросов метрологии в НМС рассматривался в [16]. За рубежом в последнее время часто можно встретить публикации по исследованию точности и разброса результатов измерений в оптической тканевой оксиметрии (ОТО) [17], [18], а также статьи, посвященные созданию модельных имитационных сред (фантомов биотканей) для настройки и поверки приборов НМС [2], [19]. Но ни в этих, ни в других публикациях на данную тему пока не затрагивались системно общие теоретические основы метрологического обеспечения разных методов и приборов в НМС, вопросы их метрологической специфики, классификации, наиболее значимых метрологических характеристик и т. п.

Возможно в нашей стране это связано с тем, что сегодня методы и приборы НМС относят при государственной регистрации не к СИМН, а к так называемым приборам *индикаторного типа* [9], для которых не создано пока аттестованных первичных и вторичных средств измерений (мер, эталонов, шкал) и к которым соответственно не предъявляются пока никакие жесткие метрологические требования¹. Тем не менее многие вопросы точности, разброса, достоверности и сходимости результатов разных методов и приборов в НМС суть вопросы метрологические. Без их решения ожидать в НМС устойчиво воспроизводимых и клинически значимых диагностических результатов в широком смысле этого слова весьма сложно. Поэтому в данной статье предприняты первые шаги по систематизации и анализу применимых к НМС, наиболее существенных и специфичных в НМС метрологических терминов, понятий и определений, а также рассмотрены некоторые ключевые аспекты оптических *in vivo* измерений применительно к проблеме разработки для НМС полноценного и научно об-

основанного метрологического обеспечения.

Операциональный подход и классификация измерений

Одним из ключевых вопросов в теоретической метрологии является однозначность терминологии и классификации измерений в том или ином измерительном процессе [12]. Но здесь надо сразу оговориться, что даже без привязки к конкретным типам приборов и методам измерений сегодня у профессионалов в этой области ввиду незаконченного переходного периода, связанного с внедрением в нашей стране международной системы стандартизации, еще нет полного единства позиций по целому ряду основополагающих терминов и определений и в первую очередь по оценке характеристик точности измерений. В настоящее время существуют два равноправных подхода к этой оценке. Один основан на международных понятиях и терминах, используемых в [20], а другой – на понятиях и терминах, применявшихся ранее в основополагающих государственных нормативных документах [21]. Одним из принципиальных отличий этих двух подходов является описание точности измерений. Для выражения точности в новом подходе отсутствует понятие *погрешности измерений*. Вместо нее используется понятие *неопределенности измерений*, под которым понимают неполное знание значений измеряемой величины [22]. Таким образом, для достижения смысловой однозначности приходится теперь с самого начала в любой метрологической задаче обосновывать свой выбор в пользу того или иного варианта. В этом плане наиболее обоснованным нам представляется так называемый *операциональный подход* [23], при котором смысловое определение каждого понятия в метрологии следует ставить в зависимость от тех операций, которые осуществляются с данным понятием при измерениях. Многие понятия в метрологии суть понятия эмпирические. Они относятся к объективно наблюдаемым и измеряемым величинам. Часто нельзя точно определить значение какого-либо параметра или критерия в метрологии, пока однозначно не определена вся последовательность операций по его применению и/или измерению (оценке) в данной конкретной ситуации.

Рассмотрим с этой операциональной точки зрения, опираясь на данные работ [6]-[10], обобщенную схему (*рис. 1*) и процесс измерений в НМС на примере наиболее часто используемых измерений в «отраженном»² свете [2]. В диагностическом приборе излучение с длиной волны λ мощностью $P_{изл}(\lambda)$

¹ Приборы индикаторного типа – диагностические приборы, позволяющие оценивать относительные уровни регистрируемых показателей и общие тенденции в динамике измеряемых показателей во времени без строгой привязки к их абсолютным и размерным значениям.

² Термин «отражение» в физике обычно применяется для обозначения процесса на границе раздела сред. В подавляющем же большинстве диагностических схем НМС регистрируется не отраженное, а обратно рассеянное излучение [16]. Поэтому более грамотно было бы говорить об измерениях в обратно рассеянном свете. Тем не менее в российской литературе по НМС по непонятным для авторов причинам чаще используется именно термин «отражение».

от источника излучения 1 доставляется посредством оптической системы освещения 2, например посредством оптоволокна, к обследуемому биологическому объекту (БО) 3. Внутри БО попадающее туда излучение претерпевает многократные рассеяния (переотражения) на границах неоднородностей анатомической и клеточной структур и частично поглощается составляющими БО веществами: водой, меланином, гемоглобином крови и т. д. Часть ослабленного за счет поглощения и рассеяния излучения, вследствие многократных актов рассеяния, снова выходит на поверхность БО, составляя так называемый поток обратно рассеянного излучения F_{BS} . С помощью системы сбора и транспортировки излучения 4 часть F_{BS} от БО мощностью $P_{np}(\lambda) < P_{izl}(\lambda)$ доставляется в блок регистрации диагностического прибора и в общем упрощенном случае направляется на фотоприемник 5 – первичный измерительный преобразователь (ПИП). Он осуществляет преобразование оптического сигнала $P_{np}(\lambda)$ в напряжение $U(\lambda)$. Далее электрический полезный сигнал $U(\lambda)$ проходит аналоговую обработку (усиление, фильтрацию) в электронном блоке 6, оцифровывается и передается в компьютер 7 для последующей математической обработки. В ряде случаев, как, например, в пульсоксиметрии, источники излучения и фотоприемник могут располагаться непосредственно на поверхности БО, т. е. могут отсутствовать системы транспортировки излучения 2 и 4, но это не меняет общности приведенных выше рассуждений для спектрофотометрии в «отраженном» свете.

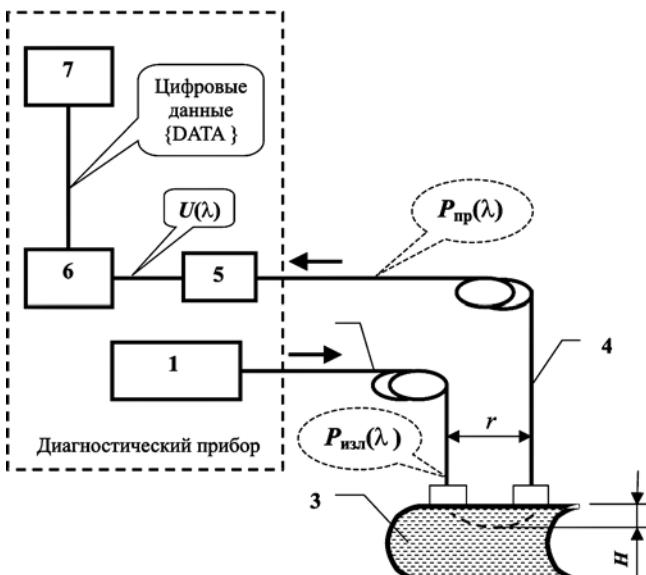


Рис. 1. Обобщенная схема измерений «на отражение» в НМС

Методика измерений и основные манипуляции с прибором для врача сводятся к закреплению датчиков 2 и 4 на теле пациента и записи диагностических показателей в течение необходимого интервала времени (обычно 2...3 мин). После этого датчики перемещают на другую анатомо-топографическую область на теле пациента, например, на

соседнюю здоровую (интактную) ткань, и вся процедура записи повторяется еще раз для последующего сравнительного анализа. После проведения пациенту какой-либо лечебной процедуры, спустя сутки, неделю, месяц или через другой интервал времени, все измерения повторяются по другим показаниям для регистрации динамики показателей в процессе курса лечения (курса наблюдения за пациентом).

Как показывают результаты последних исследований [6], тестируемый БО, с точки зрения структурно-функциональной модели диагностического процесса, может быть представлен в этой схеме спектрально-нелинейным оптическим фильтром, который преобразует падающую на него мощность $P_{izl}(\lambda)$ в мощность вторичного излучения $P_{np}(\lambda)$, что математически равнозначно умножению исходного оптического сигнала на некоторую безразмерную функцию кодирования $B(\lambda)$, зависящую от оптико-физических и медико-биологических параметров (МБП) БО, а также от условий освещения и приема излучения. В качестве примера $B(\lambda)$ можно привести известное выражение, полученное на основе диффузионного приближения для полубесконечной среды [2]:

$$B(\lambda) = \frac{z_0 A}{2\pi} \left[\frac{\mu_d}{r^2 + z_0^2} + \frac{1}{(r^2 + z_0^2)^{3/2}} \right] \times \\ \times \exp[-\mu_d(r^2 + z_0^2)^{1/2}], \quad (1)$$

где $z_0 = 1 / \mu'_s$ – эффективная длина; A – площадь детектора; r – расстояние между источником и приемником (так называемая *база измерений*); $\mu_d = [3\mu_a(\mu_a + \mu'_s)]^{1/2}$; $\mu'_s = (1-g)\mu_s$; $g = g(\lambda)$ – фактор анизотропии; $\mu_s = \mu_s(\lambda)$ и $\mu_a = \mu_a(\lambda)$ – транспортные коэффициенты рассеяния и поглощения соответственно. Зависимость g , μ_s и μ_a от МБП позволяет, определяя $B(\lambda)$ на разных длинах волн, оценивать разные МБП у испытуемого. Такая оценка может выполняться и по результатам динамических наблюдений $B(\lambda)$ при изменении МБП, скажем, в про-

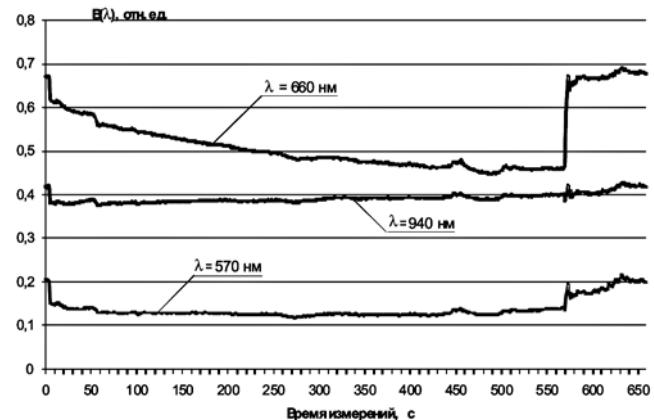


Рис. 2. Пример экспериментально регистрируемых $B(\lambda)$ оптическим оксиметром «Спектротест» в процессе окклюзионной пробы на пальце руки испытуемого: начало окклюзии – 5-я секунда; конец – 570-я секунда

цессе выполнения функциональных нагрузочных тестов и проб. Пример регистрации динамики $B(\lambda)$ на разных длинах волн в ОТО в эксперименте с окклюзией представлен на рис. 2.

Таким образом, согласно строгому операционному подходу, в схеме измерений, представленной на рис. 1, соответствующей классической схеме электрических измерений неэлектрических величин [12], непосредственно измеряемой прибором *первичной физической величиной* является безразмерная функция кодирования сигнала $B(\lambda)$. Ее измерение (в отн. ед.) обычно выполняется методом сравнения $P_{np}(\lambda)$ с аналогичным потоком, регистрируемым с «эталонной» светорассеивающей меры с известной $B(\lambda)$. Косвенно измеряемой исходной физической величиной может считаться и поток $P_{np}(\lambda)$, если в приборе производится вычисление, документирование и хранение размерной величины $P_{np}(\lambda)$. Измеряемой вторичной измерительной схемой внутри диагностического прибора, *вторичной физической величиной*, является напряжение $U(\lambda)$ – выходной сигнал ПИП. Полученному массиву $U(\lambda)$ в памяти компьютера соответствует массив размерных цифровых данных {DATA}, а все конечные МБП БО определяются на заключительном этапе измерений по {DATA} уже исключительно *расчетным путем* с использованием вычислительных и интерпретирующих алгоритмов, реализуемых программно [7]. То есть в НМС, по способу получения конечного диагностического результата, мы имеем дело с классическими *косвенными совокупными или совместными измерениями*, которым из-за сложности их реализации (операционально!) всегда присущи достаточно большие *погрешности*.

По характеру изменения во времени измеряемых величин в данном случае мы имеем дело, безусловно, с *динамическими измерениями*, т. к. измеряются в НМС меняющиеся во времени $B(\lambda)$, $P_{np}(\lambda)$ и соответствующие им массивы напряжений $U(\lambda)$. Например, даже если не принимать во внимание суточную или более длительную динамику показателей пациента, то большинство измеряемых МБП в НМС так или иначе связаны с параметрами микроциркуляции крови. Регуляция гемодинамики у человека осуществляется различными активными и пассивными механизмами и факторами [4], поэтому все параметры микрогемодинамики у здорового человека являются изменчивыми и квазиритмичными на отрезках времени от сотен до долей секунд и менее. Именно сильная вариабельность большинства показателей любого живого БО – специфический и отличительный признак всех биомедицинских измерений [13]. Он существенно усложняет, а иногда и делает невозможным проведение повторных контрольных измерений на одной и той же области обследования с одного и того же БО, как это обычно принято в физике и технике, что приводит к очень большим трудностям в оценке погрешностей и ошибок диагностики в НМС.

По способу представления результатов сегодня в НМС приходится сталкиваться в основном с *условно абсолютными измерениями*, когда результат

измерений выражается в некоторых *условных*, часто безразмерных, но *абсолютных единицах*. Это обусловлено как отсутствием в НМС эталонов единиц измеряемых величин, так и сложностью пересчета косвенно измеренных *in vivo* МБП в единицы прямых размерных величин. Например, пересчет Hb , в параметр обычной концентрации гемоглобина с размерностью [г/м³] или [мг/л] встретит определенную сложность при попытке вычислить тот объем биоткани (*эффективный диагностический объем* – ЭДО, см. ниже), с которого регистрировался в эксперименте параметр Hb_t . Аналогичные сложности возникают в лазерной доплеровской флюметрии (ЛДФ). Индицируемый в ЛДФ уровень перфузии тканей кровью пропорционален скорости движения по сосудам эритроцитов крови и их объемному содержанию в зоне обследования, т. е. мог бы измеряться в размерных единицах расхода Ht_t . Однако в объем обследования при ЛДФ попадает большое число сосудов разной иерархии – капилляры, артериолы, венулы [4]. Скорость движения и количество эритроцитов в них разное, ЭДО, опять-таки, точно не известен, поэтому практически единственным выходом из положения для наблюдаемой величины I_m является использование *условных «размерных» перфузионных единиц*.

Однако ряд измерений, по способу представления результата в НМС, может быть сегодня сразу причислен и к классическим *относительным измерениям*. Это касается прежде всего оценки параметров транспорта кислорода в системе микроциркуляции. Само смысловое содержание, например, понятия фракционной сатурации (SO_2) HbO_2 означает определение процентного (относительного) содержания HbO_2 по сравнению с общим количеством гемоглобина в крови, т. е. с суммой всех его фракций [14]. Более того, относительность измерений вообще в целом типична для многих медицинских приложений. Большинство клинико-лабораторных данных, скажем, всегда при анализе сравниваются (*соотносятся*) с данными нормы. Для НМС же важной отличительной особенностью является еще и возможность при локальных заболеваниях органов человека сразу находить на его теле симметричную здоровую область или близлежащий к патологии участок интактных тканей и проводить сравнительные, т. е. относительные, диагностические обследования. Соответственно относительность измерений в медицине в целом и в НМС в частности, возможно, носит и более фундаментальный характер [13], но это уже выходит за рамки данной статьи.

Проблемы оценки и повышения точности измерений

Основная задача любого метрологического обеспечения – минимизация ошибок и погрешностей измерений [12] и соответственно *уменьшение неопределенности в их конечных результатах*. Поэтому в НМС правомерна постановка следующих вопросов. Какие узлы и блоки схемы рис. 1 в наибольшей степени определяют точность и достовер-

ность получаемого конечного результата? На метрологические характеристики (M_X) каких элементов конструкции прибора должно быть обращено основное внимание разработчиков при проработке вопросов точности измерений? Например, в нашей схеме, представленной на *рис. 1*, точность измерений $U(\lambda)$ полностью определяется M_X электронных блоков 5 и 6. Эти блоки выполняются сегодня в большинстве случаев на основе серийно выпускаемых фотодиодов и аналогово-цифровых преобразователей с полностью нормируемыми, достаточно высокими и надежными M_X . Таким образом, очевидно, что не точностью измерений $U(\lambda)$ ограничивается сегодня точность оцениваемых МБП в НМС. Более того, после блока 6 все последующие системные и программные средства (блок 7) в полной мере можно рассматривать здесь просто как средства обработки цифрового сигнала, вносящие лишь методические погрешности в конечный диагностический результат и требующие в общем случае уже не метрологической, а цифровой аттестации и поверки³ [24]. Поэтому, с точки зрения снижения погрешностей в НМС, в рассматриваемой схеме измерений в первую очередь внимание надо обращать на M_X первичных элементов схемы (блоки 1-5), а также на их взаимодействие с объектом измерений.

Для многих биомедицинских измерений составляющие инструментальной погрешности, обусловленные взаимодействием средства измерения и $БО$, в результате чего происходит изменение свойств $БО$, являются определяющими. Примером таких изменений во время НМС могут служить нагрев тканей зондирующим излучением и температурный дрейф их оптических свойств или изменение функционального состояния той же системы микроциркуляции за счет давления оптического датчика на биоткань. Эта составляющая инструментальной погрешности, которую далее мы будем называть *интерактивной составляющей погрешности*, пока еще мало изучена, но ее вклад в общую погрешность измерений в НМС может оказаться достаточно весомым.

Основная же проблема заключается в том, что, за исключением очень редких случаев, в НМС точ-

но количественно оценить присущую тому или иному методу погрешность измерений чрезвычайно трудно. Как известно, по способу выражения погрешности делятся на абсолютные, относительные и приведенные [12]. *Абсолютная погрешность*, выражаемая в размерных единицах измеряемой величины, представляет собой разность между *измеренным* ($X_{изм}$) и *действительным* (X_d) значениями измеряемой величины. *Относительная погрешность* представляется отношением (в процентах) абсолютной погрешности к X_d или $X_{изм}$ и т. д. Во всех этих определениях присутствует величина X_d , которая должна быть известна либо из теории, либо из эксперимента с использованием других методов и приборов, работающих на других принципах⁴. Теоретический расчет индивидуальных параметров пациента находится за гранью возможного. А никаких других методов и приборов, позволяющих сегодня более точно оценивать те же самые параметры, что регистрируются в НМС, для большинства оцениваемых в НМС параметров пока не создано.

В качестве примера интересно рассмотреть проблему оценки погрешности измерений для параметра S_tO_2 . Казалось бы, настольные лабораторные оксиметры позволяют путем забора пробы крови более точно измерить SO_2 у испытуемого. Однако, во-первых, при заборе крови меняются такие параметры, как давление и температура окружающей среды, а кровь начинает контактировать с воздухом, что влияет на ее насыщение кислородом; во-вторых, забор крови производится из какого-то одного конкретного сосуда (вены, артерии) в течение периода времени порядка 20...30 с сильной стрессовой нагрузкой на сосуд, а параметр S_tO_2 оценивается в НМС *in vivo* в нормальных физиологических условиях как средний по всему артериовенозному руслу в зоне обследования. Произвести без стресса забор всей и именно той крови, что находилась в зоне «досягаемости» оптического оксиметра, с соблюдением точного соотношения между ее артериальной и венозной компонентами, очень трудно. Поэтому говорить о знании действительных значений S_tO_2 можно только с большой долей натяжки.

³ Имеется в виду, что расчетные алгоритмы, в зависимости от выбранной физико-математической модели явления, вносят в результат измерений ту или иную систематическую погрешность. Снижение этой погрешности возможно лишь по мере создания более совершенных и точных моделей и алгоритмов. То есть требование достижения заданной точности измерений в НМС применительно к программным средствам равнозначно требованию использования тех или иных конкретных вычислительных моделей. На каждом этапе развития приборной базы измерений, особенно в такой молодой области как НМС, должны для этой цели существовать простые соглашения, какие модели и алгоритмы допустимы, а какие – нет. Цифровая аттестация и есть способ проверки, какие же модели и алгоритмы имеются в данном конкретном приборе.

⁴ Иногда в публикациях X_d определяют как истинное значение измеряемой величины. Однако в большинстве практических задач истинное значение измеряемой величины неизвестно (иначе, зачем измерять?). Его, согласно [20], следует применять только в теоретических исследованиях. На практике же предлагается использовать некое действующее значение – значение, полученное каким-либо другим экспериментальным путем и настолько близкое к истинному значению, что в поставленной измерительной задаче оно может быть использовано вместо него. Но как его получить в отсутствие альтернативных методов измерений в [20] не сказано ни слова.

Выходом из сложившейся ситуации является использование теоретических представлений о величине ряда МБП в норме, а также об их относительной динамике при проведении различных нагрузочных тестов и проб. Например, в ОТО и ЛДФ можно использовать тесты с дыханием обедненной кислородом смесью, тест с артериальной окклюзией, с нагреванием, охлаждением [4]. Для каждого из этих тестов в теоретической физиологии примерно известны диапазоны изменения параметров микрогемодинамики [4], [25], что позволяет проводить калибровку приборов НМС в относительных единицах изменения МБП. Но, опять же, проблема точной количественной оценки погрешности измерений в этом случае так и остается нерешенной. А поскольку включение в любую техническую документацию методов испытаний с использованием человеческого материала недопустимо [14], все это еще более усложняет процедуры проведения приемо-сдаточных и квалификационных испытаний приборов НМС.

Имитационные меры для градуировки и калибровки приборов

Альтернативой использованию человеческого материала могут служить имитаторы биотканей, моделирующие их оптические свойства. В смысле физики формирования регистрируемых сигналов, в НМС нет никакой разницы, обладает ли некоторой функцией кодирования $B(\lambda)$ живой БО или ею обладает некий неживой объект, в том числе и не биологический, если сам вид функции $B(\lambda)$ будет одним и тем же [27]. Эти соображения лежат в основе построения в НМС так называемых *оптических фантомов биотканей* [2], [19], которые представляют собой физические (не биологические) среды и устройства, моделирующие разные $B(\lambda)$ в разных клинических ситуациях. По сути же, в смысле стандартной метрологической терминологии, такие фантомы есть не что иное, как *рабочие имитационные меры (РИМ)*, предназначенные для хранения, воспроизведения и передачи физической величины функции $B(\lambda)$, соответствующей разным МБП БО в разных ситуациях нормы или патологии [26], [27]. Хотя термин «имитационные» и не является общепринятым в классической метрологии, нам представляется оправданным его введение в теорию. Он может служить для отличия таких не биологических РИМ от натурных мер, которые могут быть изготовлены на основе реальных образцов биотканей.

Каждой отдельной РИМ теоретически можно присвоить номинальные значения моделируемых ею функций $B(\lambda)$. В этом случае открывается возможность создания унифицированной методики калибровки приборов НМС, количественной оценки по отношению к номинальным значениям $B(\lambda)$ методических и инструментальных погрешностей измерений в НМС (за исключением, быть может, интерактивной составляющей погрешности), проверки воспроизводимости результатов с течением времени, в разных лабораториях (межлаборатор-

ная сходимость), клиниках и т. д. Более того, в дальнейшем такие меры могут пройти государственную аттестацию в качестве стандартизованных средств измерений, что не только полностью снимет проблему использования человеческого материала в технологическом процессе, но и откроет стандартный путь к созданию государственных эталонов измеряемых в НМС МБП.

Примером уже используемых РИМ в НМС могут служить меры для оксиметра «Спектротест», представленные на рис. 3 [27]. Основу мер составляет доступный и легко обрабатываемый механически светорассеивающий материал – фторопласт ФТ-4 по ГОСТ 14906-77. Он не поглощает воду, химически стоек ко всем щелочам и кислотам, обладает высокой теплостойкостью и т. д., что делает его удобным в изготовлении стабильных во времени РИМ. Дополнительные светорассеивающие и поглощающие свойства БО, а также слоистая структура тканей БО моделируются в этих мерах набором оптических полимерных пленок с разными спектральными оптическими свойствами по поглощению, рассеянию и флюoresценции, что позволяет комбинировать из них, по типу слоенного пирога, различные варианты имитационных сред для фактически любых приложений в НМС.

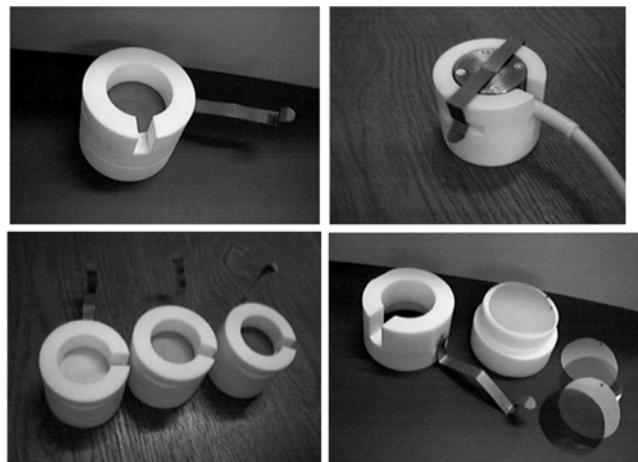


Рис. 3. Внешний вид и конструкция рабочих имитационных мер для градуировки и калибровки неинвазивного тканевого оксиметра «Спектротест»

Эффективный диагностический объем

Если же говорить о точной количественной регистрации объемной концентрации различных биохимических веществ в толще ткани, то у врача должна быть возможность при каждом измерении точно оценивать тот *эффективный диагностический объем* (ЭДО) БО, из которого приходит в систему регистрации основной полезный сигнал $P_{np}(\lambda)$. При развитии в тканях любых нарушений, вызванных заболеванием, их ЭДО будет меняться вследствие изменений в кровенаполнении в области обследования, изменений оптических свойств крови и т. п. В общем случае ЭДО будет разным для области патологии и интактных (реперных) тканей, поэтому максимально точная оценка ЭДО в практике НМС является исключительно важной.

Сегодня понятие ЭДО не является еще строго определенным и общепринятым в литературе. В [9] ЭДО определяется как *эффективный объем биологической ткани в зоне обследования, который вносит в регистрируемый полезный оптический сигнал вклад по мощности излучения не менее P_{min} , где P_{min} оценивается по уровню 75...95 % общей мощности регистрируемого от биоткани излучения* (оценка сигнала по уровню 0,75 ($P_{0,75}$), уровню 0,95 ($P_{0,95}$) и т. д.). Это определение потенциально позволяет численно оценивать достигаемый в эксперименте ЭДО. В качестве иллюстрации рассмотрим простейшую задачу одномерного распространения излучения в светорассеивающей биоткани. Формулировка задачи (рис. 1) такова: найти такую эффективную глубину H среды распространения излучения с заданными погонными оптическими свойствами μ_a , μ_s , μ_p (соответственно поглощение, рассеяние и средняя транспортная плотность неоднородностей в среде [8]), с которой обратно рассеянное излучение $P_{BSmin}(H)$, регистрируемое прибором НМС, составляет по мощности долю $\gamma = 0,9\dots0,95$ от общей мощности $F_{BS}(\infty)$ обратно рассеянного излучения полубесконечной средой. То есть

$$P_{BSmin}(H) = \gamma \cdot F_{BS}(\infty), \quad (2)$$

где $F_{BS}(\infty)$ – мощность обратно рассеянного излучения полубесконечной средой.

В простейшем случае отсутствия поглощения в среде ($\mu_a = 0$) при единичном потоке внешнего освещения ($F_0 = 1$) можно воспользоваться известными формулами [16]

$$F_{BS}(\infty) = F_0 = 1; \quad \mu_s = R\mu_p/(1-R), \quad (3)$$

где R – коэффициент отражения излучения на границе неоднородностей внутри БО. Тогда регистрируемая прибором мощность $P_{BSmin}(H)$ запишется в виде

$$P_{BSmin}(H) = F_0\mu_s H / (1 + \mu_s H). \quad (4)$$

Откуда, объединяя уравнения (2), (3) и (4), легко получить

$$H = \gamma / \mu_s (1 - \gamma). \quad (5)$$

При типовых значениях $R = 0,02\dots0,05$; $\mu_p = 50\dots1000 \text{ см}^{-1}$ и соответственно $\mu_s \approx 1\dots55 \text{ см}^{-1}$ эффективные значения H будут лежать в диапазоне 0,16...19,0 см. Необходимо особо подчеркнуть, что параметр μ_s , как правило, является функцией длины волны излучения λ , поэтому в общем случае проведения диагностики на разных длинах волн для каждой отдельно взятой λ следует выделять и оценивать свой ЭДО.

Наличие поглощения излучения в среде существенно уменьшает величину ЭДО. Если воспользоваться точными аналитическими выкладками работы [8], то, опуская громоздкие промежуточные вычисления, конечные точные соотношения для

величины H (ЭДО в одномерной задаче) можно выразить в следующем виде:

$$H = \frac{1}{2\alpha} \ln \left[\frac{\alpha(1+\gamma)/(1-\gamma)+\beta_1}{\alpha+\beta_1} \right], \quad (6)$$

где

$$\begin{aligned} \alpha &= \sqrt{\beta_1^2 - \beta_2^2}; \\ \beta_1 &= \omega \cdot \frac{\mu_a - \mu_p \ln(1-R) + \mu_p \ln(1-\omega + \sqrt{\omega^2 - R^2 e^{-2\mu_a/\mu_p}})}{\sqrt{\omega^2 - R^2 e^{-2\mu_a/\mu_p}}}; \\ \beta_2 &= R \cdot e^{-\mu_a/\mu_p} \times \\ &\times \frac{\mu_a - \mu_p \ln(1-R) + \mu_p \ln(1-\omega + \sqrt{\omega^2 - R^2 e^{-2\mu_a/\mu_p}})}{\sqrt{\omega^2 - R^2 e^{-2\mu_a/\mu_p}}}; \\ \omega &= \frac{1 - (1-2R) \cdot e^{-2\mu_a/\mu_p}}{2}. \end{aligned}$$

Как видно, численная оценка ЭДО в этом случае несколько усложняется, однако современными вычислительными средствами она может быть также выполнена достаточно легко. Графики рис. 4 иллюстрируют фрагмент изменения величины H по уравнению (6) в зависимости от соотношений и значений параметров R , μ_a и μ_p при $\gamma = 0,95$. Типовые значения H лежат здесь уже в диапазоне 1...8 мм, причем чем слабее регистрируемый сигнал (чем больше поглощение и меньше рассеяние света в БО), тем меньший ЭДО тестируется в эксперименте. Необходимо также учитывать, что для пространственных задач (не одномерных) значение ЭДО будет существенно зависеть и от так называемой *базы измерений r* по соотношению (1) (см. также рис. 1), которая становится одной из важнейших МХ любого диагностического прибора НМС.

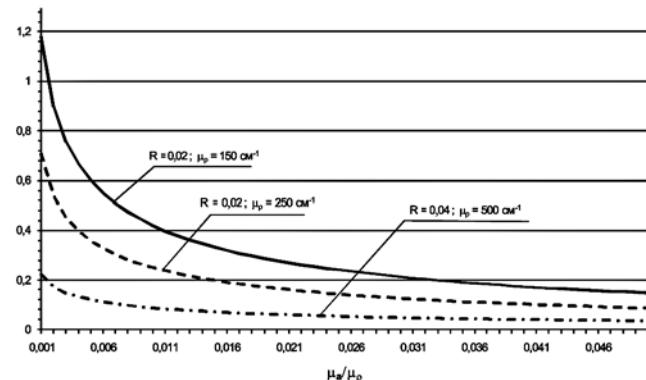


Рис. 4. Оценка величины H в одномерной задаче с многократным рассеянием и поглощением в зависимости от оптических свойств БО

Заключение

Основу метрологического обеспечения методов и приборов НМС должны составить мероприятия, которые можно условно разбить на 4 больших группы. Первая группа мероприятий связана с созданием воспроизводимых по своим оптическим свойствам и стандартизованных эталонных мер, пригодных для проведения настройки, калибровки и по-

верки приборов НМС по унифицированным методикам без использования человеческого материала. Вторая группа мероприятий связана с исследованием уровней и источников возникновения инструментальных и методических погрешностей диагностики для разных методов и приборов НМС, а также с поиском путей их единого учета и минимизации. Третья группа мероприятий (задач) ориентирована на изучение феномена ЭДО в НМС и поиск путей теоретической и экспериментальной оценки степени его влияния на метрологические характеристики методов и приборов НМС. И четвертая группа задач касается вопросов разработки и создания унифицированных практических методик диагностики, которым могли бы следовать практикующие врачи в реальных ситуациях обследования пациентов в клиниках с различными нозологическими формами заболеваний или с подозрением на их наличие. Сюда же можно отнести и задачу стандартизации методов медицинской интерпретации совокупной диагностической информации, получаемой на основе сочетанного использования разных методов НМС, а также создание алгоритмов формирования интегрального диагностического заключения по результатам совокупных измерений. Только при решении в комплексе всех этих задач можно надеяться на развитие НМС до уровня стандартизованной диагностической технологии, удовлетворяющей всем требованиям современного здравоохранения.

Представленная работа выполнена в рамках гранта РФФИ № 08-02-00769а. Авторы также выражают свою признательность проф. С.Ф. Кондор-фу за полезные замечания, уточнения и дополнения к первоначальному варианту статьи.

Список литературы:

1. Рогаткин Д.А., Лапаева Л.Г. // Мед. техника. 2003. № 4. С. 31-36.
2. Оптическая биомедицинская диагностика. В 2-х т./Пер. с англ. под. ред. В.В. Тучина. – М.: Физматлит, 2007.
3. Laufer J et. al. // Phys. Med. Biol. 2007. Vol. 52. P. 141-168.
4. Лазерная доплеровская флуориметрия микроциркуляции крови / Под. ред. А.И. Крупакина и В.В. Сидорова. – М.: Медицина, 2005.
5. ГОСТ Р 15.013-94: Система разработки и постановки продукции на производство. Медицинские изделия.
6. Рогаткин Д.А., Лапаева Л.Г. // Биомед. радиоэлектрон. 2008. № 8-9. С. 89-97.
7. Рогаткин Д.А. // Мед. техника. 2004. № 2. С. 8-13.
8. Рогаткин Д.А. // Мед. техника. 2007. № 2. С. 10-16.
9. Рогаткин Д.А., Лапаева Л.Г., Быченков О.А. Вопросы метрологического обеспечения неинвазивных медицинских спектрофотометрических приборов и систем // Материалы VII Междунар. научно-практ. конф. «Измерение, контроль, информатизация» (ИКИ-2006). – Барнаул: АГТУ им. И.И.Ползунова, 2006. С. 119-122.
10. Лапаева Л.Г., Рогаткин Д.А., Быченков О.А. Разработка системы метрологического обеспечения неинвазивной медицинской спектрофотометрии: основные задачи и этапы // В сб.: Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии. Доклады VIII Межд. научн.-техн. конф. «ФРЭМЭ-2008», кн. 2. – Владимир: Собор, 2008. С. 83-86.
11. ГОСТ 16263-70 Государственная система обеспечения единства измерений. Метрология. Термины и определения.
12. Раннев Г.Г., Тарабенко А.П. Методы и средства измерений / Уч. для вузов. – М.: Академия, 2003.
13. Опалев А.А., Эмануэль В.Л. Основы медицинской метрологии. – СПб: СИГМУ им. И.П. Павлова, 1999. 96 с.
14. ГОСТ Р ИСО 9919-99 Оксиметры пульсовые медицинские. Технические требования и методы испытаний.
15. Рогаткин Д.А., Приснякова О.А. и др. // Измерит. техника. 1998. № 7. С. 58-61.
16. Рогаткин Д.А. Аппаратное, программное и методическое обеспечение неинвазивной спектрофотометрической диагностики / Дисс. ... д.т.н. – М.: МОНИКИ, 2004. 405 с.
17. Nelson L.A. et. al. // J. of Biomed. Opt. 2006. (064022). 11(6).
18. Zhou C., Choe R. et. al. // J. of Biomed. Opt. 2007 (051903). 12(5).
19. Pogue B. W., Patterson M.S. // J. of Biomed. Opt. 2006 (041102). 11(4).
20. РМГ 29-99 Метрология. Основные термины и определения. – М.: ВНИИМС им. Д.И. Менделеева, 2000 (с изменениями 2005 г.).
21. ГОСТ 8.381-80 Государственная система обеспечения единства измерений. Эталоны. Способы выражения погрешностей.
22. РМГ 43-2001 Государственная система обеспечения единства измерений. Применение «Руководства по выражению неопределенности измерений». – М.: ВНИИМС им. Д.И. Менделеева, 2001.
23. Колосницын Н.И., Кононогов С.А. // Измерит. техника. 2006. № 8. С. 3-5.
24. Гуровцев А. // Современные технологии автоматизации. 2008. № 1. С. 25-28.
25. Физиология человека. В 3-х т. / Пер. с англ. Под ред. Р. Шмидта и Г. Тесса. – М.: Мир, 1996.
26. Мосягин Г.М., Немtinov B.B., Лебедев Е.Н. Общая теория оптико-электронных систем. – М.: Машиностроение, 1990.
27. Рогаткин Д.А., Лапаева Л.Г. Простые рабочие эталоны для калибровки и поверки приборов в неинвазивной медицинской спектрофотометрии: теория и пример реализации // Материалы IX Междунар. научно-практ. конф. «Измерение, контроль, информатизация» (ИКИ-2008). – Барнаул: АГТУ им. И.И. Ползунова, 2008. С. 145-149.

Дмитрий Алексеевич Рогаткин,
д-р техн. наук, зав. лабораторией
медицинско-физических исследований,
ГУ МОНИКИ им. М.Ф. Владимира, г.
Москва,
Андрей Валерьевич Дунаев,
канд. техн. наук, доцент,
кафедра «Приборостроение,
метрология и сертификация»,
ГОУ ВПО ОрелГТУ, г. Орел,
Людмила Геннадьевна Лапаева,
канд. техн. наук, ст. научный сотрудник,
ГУ МОНИКИ им. М.Ф. Владимира, г.
Москва, e-mail: medphys@monikiweb.ru

А.П. Лебедев, О.Н. Плаутин

МЕТРОЛОГИЧЕСКОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ ВЫБОРА РЕЖИМОВ ДЛЯ ФОТОННОЙ ТЕРАПИИ

Аннотация

Совершенствование методов дистанционной и контактной лучевой терапии с использованием дополнительных средств формирования дозных распределений приводит к необходимости метрологического контроля дозы. В связи с этим, используя международные рекомендации по размещению точки формирования дозы, приходится учитывать рассеянное излучение. Фактически это означает изменение фактора накопления дозы в зависимости от конфигурации и размера поля излучения. В статье приведены экспериментальные данные по изменению фактора накопления фотонного излучения.

Современные методы лучевой терапии фотонным излучением разных энергий характеризуются большим числом специальных формирующих устройств ограничивающих облучение окружающих патологический очаг здоровых органов и тканей. Следует ожидать, что при использовании формирующих устройств различных конфигураций происходит изменение глубинных доз излучения. При этом основным фактором, влияющим на изменение глубинной дозы, является дозовый фактор накопления (B), характеризующий количественное изменение интенсивности рассеянного в облучаемом объекте излучения. Учет этого изменения может быть произведен расчетным и экспериментальным путями.

Рассмотрим изменения интенсивности точечного пучка фотонного излучения в облучаемой среде толщиной h для эффективной энергии излучения:

$$Dh = \frac{Ne \cdot \gamma \cdot e^{-\mu h} \cdot \omega}{H^2} \cdot \beta \left(\frac{H+h}{H} \right)^2, \quad (1)$$

где N – число фотонов энергии E , Ne/c ; γ – коэффициент электронного преобразования; Ne – коэффициент линейного ослабления; ω – телесный угол рабочего луча фотонного излучения:

$$\omega = \frac{H}{\sqrt{a^2 + H^2}};$$

a – радиус сечения поля облучения.

Отсюда фактор накопления может быть определен для данного размера поля облучения:

$$B = \frac{Dh \cdot H^2}{N \cdot \gamma e^{-\mu h} \cdot \left(\frac{H+h}{H} \right)^2}. \quad (2)$$

Изменение размеров (величин сечения) пучков фотонного излучения приводит к изменению факторов накопления (K):

$$K = \frac{B^1}{B^2} = \frac{\frac{D_H^1}{D_H^2} \left(1 - \frac{H}{\sqrt{a_2^2 + H^2}} \right)}{\left(1 - \frac{H}{\sqrt{a_1^2 + H^2}} \right)}. \quad (3)$$

Наличие сложных мультиколлиматоров и других устройств, ограничивающих размер и конфигурацию поля облучения, не всегда дает возможность определить точные численные значения величин a .

В связи с этим для каждого условия формирования дозного поля приходится экспериментально, с помощью изодозографов, снимать конфигурацию данного поля и в каждом случае определять опорное значение дозы (мощности дозы) в реперной точке на заданной глубине. Известно, что реперное значение опорной точки зависит от энергии фотонов (табл. 1).

Таблица 1

Глубина реперного значения опорной точки для фотонного излучения разных энергий*

Вид излучения	E , кэВ	d_{op} , мм			
		вода	поли-стирол	плексиглас	МБТ
Гамма-излучение	660	50	47,619	47,373	49,750
	1250	50	47,619	47,373	49,750
Тормозное излучение	1000...15000	50	49,750	47,373	49,750

* При толщине стенки ионизационной камеры клинического дозиметра 0,5...1,0 мм воздухоэквивалентной среды.

Экспериментально было установлено изменение дозы в опорной точке ($K, \%$) для фотонов с энергией 1,25 (гамма-излучение кобальта – 60) и 6 МэВ (тормозное излучение ускорителя электронов), представленное в табл. 2.

Таблица 2

Изменение фактора накопления $K = B1 / B2$ в зависимости от размера полей облучения

Вид излучения	Размеры поля облучения, см ²			
	4x4	6x6	10x10	16x16
Гамма-излучение, 1,25	100 МэВ	109 МэВ	112 МэВ	115 МэВ
Тормозное излучение, 6	100 МэВ	107 МэВ	109 МэВ	111 МэВ

Из данных табл. 2 очевидно, что изменение размеров полей облучения приводит к существенному смещению погрешности определения поглощенной дозы в опорной точке. В связи с тем, что эта величина является опорной при установлении суммарной очаговой дозы (СОД, Гр), соответствующая погрешность может быть внесена в окончательное значение СОД. Соответственно будут меняться дозы облучения вокруг патологического очага, т. е. в здоровых органах и тканях [1], [2].

В результате следует:

- проводить измерения опорной величины дозы не только в открытом пучке поля излучения, но и при всех используемых формирующих устройствах (коллиматоры, мультиколлиматоры и т. п.);
- для реализации поставленной задачи использовать водный или плексигласовый 40×40 см фантом с ионизационной камерой в опорной глубине 50 или 100 мм от поверхности фантома.

Список литературы:

1. Ставицкий Р.В., Хетеев М.В., Лебедев Л.А. Влияние формирующих устройств на изменение дозного распределения при дистанционном облучении / В сб.: Аспекты клинической дозиметрии. Под ред. Р.В. Ставицкого. – М.: МНПИ, 2000.
2. Методические указания РД-691-89 Поглощенные дозы фотонного (1-50 МэВ) и электронного (1-5 МэВ) излучения в лучевой терапии. – М.: Издательство стандартов, 1990. 40 с.

Александр Ларионович Лебедев,
научный сотрудник,
Олег Николаевич Плаутин,
инженер,
дозиметрическая лаборатория,
ФГУ РНЦРР,
г. Москва,
e-mail: lebedevalex2002@ya.ru

М.Л. Таубин, А.А. Ясколко

ПОВЫШЕНИЕ ЭКСПЛУАТАЦИОННЫХ ХАРАКТЕРИСТИК РЕНТГЕНОВСКИХ ТРУБОК МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ

Аннотация

Представлены экспериментальные результаты по разработке новых материалов для катодов и анодов рентгеновских трубок медицинского назначения. Показано, что применение монокристаллических и, в большей степени, нанокристаллических материалов для этих целей приводит к повышению эксплуатационных характеристик рентгеновских трубок за счет увеличения эмиссионных и прочностных характеристик катодов и меньшей повреждаемости фокусной дорожки анодов.

В наших предыдущих работах [1]-[4] и в работах других авторов [5]-[7] было показано, что применение монокристаллических [1]-[3] и наноструктурированных материалов [4] в качестве катодов электровакуумных приборов и анодов рентгеновских трубок дает положительный эффект по сравнению с применением поликристаллических материалов.

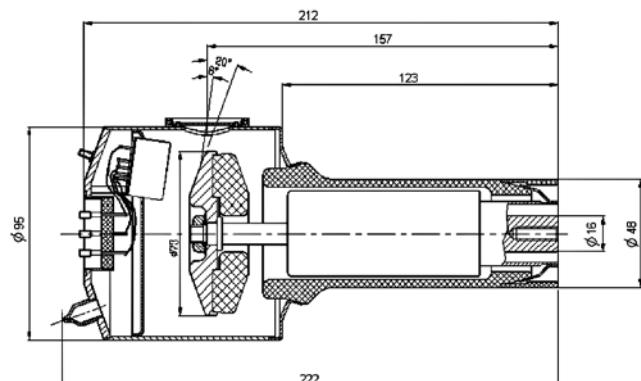


Рис. 1. Металлокерамическая рентгеновская трубка для маммографии

Особенно эти преимущества могут проявляться при использовании данных материалов в металлокерамических рентгеновских трубках (рис. 1).

Металлокерамический корпус рентгеновской трубы (рис. 1), в отличие от стеклянного баллона, позволяет реализовать конструкцию с заземленным корпусом, а следовательно, не требуется масляной или газовой изоляции между корпусом трубы и корпусом излучателя. Это значительно уменьшает массовые и габаритные характеристики излучателей.

При бомбардировке анода потоком электронов часть из них отражается от поверхности анода и образует вторичную электронную эмиссию в рентгеновской трубке. Наиболее эффективным средством исключения данного негативного эффекта является выполнение средней части баллона из металла и заземление этой части.

Поскольку керамика обладает более высокими, чем стекло, рабочими температурами и электрическим сопротивлением, в металлокерамических трубках можно проводить вакуумную тренировку при более высоких температурах и, следовательно, добиваться более высокого вакуума по сравнению со стеклянными трубками.

Другим важным аспектом при создании рентгеновских трубок с повышенными характеристиками на современном этапе развития медицинской техники является необходимость получения больших интенсивностей рентгеновского излучения при обеспечении малых размеров фокусных пятен.

Основной проблемой при этом является *фокусировка электронов*. Применяемые традиционно эмиттеры катодов, выполненные в виде спиралей из поликристаллического вольфрама, работающие при предельных для этого материала рабочих температурах 2300...2400 °C, не могут рассматриваться как перспективные для решения указанной проблемы. Более перспективным на сегодняшний день путем получения малых фокусных пятен является применение *катодов с плоской эмиттирующей поверхностью*. В работе [8] рассмотрены преимущества фокусировки электронов эмиттера с плоской эмиттирующей поверхностью по сравнению со спиралью (рис. 2).

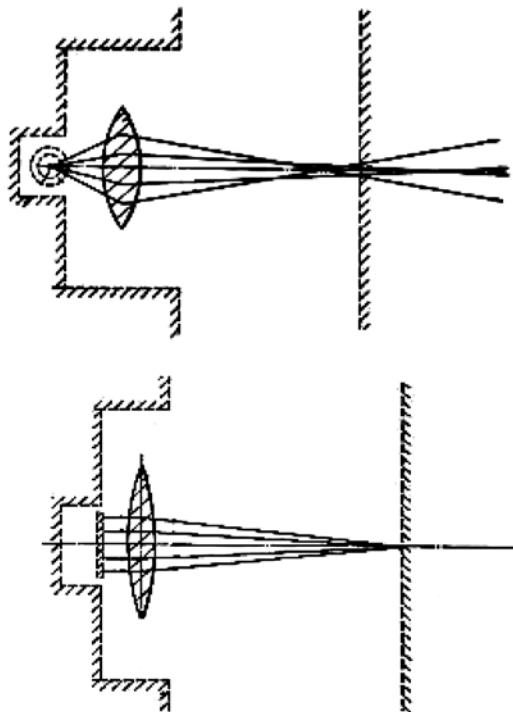


Рис. 2. Схема фокусировки электронов с цилиндрической поверхностью спирали и с плоской поверхностью

Эти преимущества обусловлены тем, что такой эмиттер имеет более равномерное распределение электрического поля и, кроме того, большую площадь, что также важно для получения большей интенсивности рентгеновского излучения [9]. Действительно, из соотношения Ричардсона-Дэшмана известно, что увеличение тока эмиссии возможно при увеличении площади эмиттера, рабочей температуры и уменьшении работы выхода электронов:

$$J = AT^2 \cdot S \cdot \exp\left(-\frac{e\phi}{kT}\right),$$

где J – полный ток термоэлектронной эмиссии, А; A – константа Ричардсона, А/см²·К; ϕ – работа выхода электронов, эВ; k – константа Больцмана, эВ/К; T – температура, К; S – площадь эмиттирующей поверхности, см².

Возможность увеличения тока эмиссии за счет увеличения рабочей температуры в наших работах не рассматривалась в связи с очевидной неперспективностью, поскольку эмиттеры работают при предельных температурах 2200...2400 °C. Увеличению же площади плоского эмиттера путем совершенствования его конструкции посвящен ряд зарубежных и отечественных патентов [10]-[18].

С учетом очевидной тенденции к разработке эмиттеров катодов плоской формы преимущества монокристаллических катодов проявляются еще больше за счет меньших испаряемости и контрастности излучения.

Хотя монокристаллы и показали лучшие по сравнению с поликристаллами характеристики как в качестве анодов (рис. 3), так и в качестве катодов (рис. 4), все же более радикальным путем повышения эксплуатационных характеристик рентгеновских трубок с учетом бурно развивающихся в настоящее время нанотехнологий является использование наноматериалов [19]-[22].

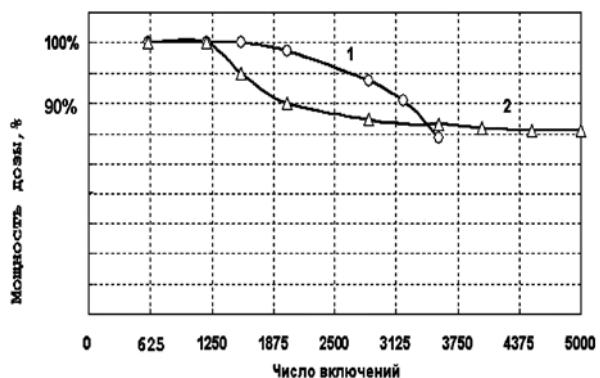


Рис. 3. Зависимость мощности дозы от числа включений рентгеновской трубы: 1 – поликристалл вольфрама, легированный рением; 2 – монокристалл вольфрама

Использование, например, нанопорошков Mo и Nb для изготовления анодов на основе молибдена или сплава молибдена с ниобием (для маммографов) и порошков W и Ta (Re) для других медицинских аппаратов должно за счет снижения пористости, увеличения прочности и пластичности материала повысить допустимые удельные нагрузки на фокусное пятно анода. Предпосылками для таких предположений являются результаты работы [19], в которой при модификации сталей ультрадисперсными порошками тугоплавких соединений достигали увеличения плотности, прочности на 10...30 %, а пластичности – в 1,5...2 раза. В другой работе [20] также отмечалось увеличение прочностных характеристик наноструктурированных металлов и в два раза – прочности сцепления покрытий, полученных

методами плазменного напыления ультрадисперсных материалов. Повышение эксплуатационных характеристик наноматериалов отмечалось в работах [21] и [22].

Увеличение прочностных характеристик, а также теплопроводности (за счет меньшего негативного влияния больших количеств легирующих добавок Nb в Mo или Re в W) должно привести к меньшему снижению интенсивности рентгеновского излучения за счет меньшей повреждаемости фокусной дорожки анода.

Для катодов же основной проблемой является повышение прочностных и эмиссионных характеристик. В этом аспекте очень интересны результаты исследований [23], в которых величина работы выхода электронов нанокристаллического вольфрама оказалась ниже работы выхода электронов

традиционного крупнозернистого поликристаллического вольфрама на 0,8 эВ. Это явление объясняется тем, что при формировании наноматериалов в области шириной 10 нм вблизи границ зерен возникают трубы тока с пониженной работой выхода. Такой эффект может существенно повысить интенсивность рентгеновского излучения при тех же температурах катода или снизить температуру катода при той же интенсивности рентгеновского излучения на 400 °C. Следует, однако, учесть, что обнаруженный эффект снижения работы выхода в нанокристаллическом вольфраме исчезал при $T \geq 1500$ °C. Оценки показывают, что при температуре, при которой эффект повышения эмиссионных характеристик для этого материала еще присутствует ($T \leq 1500$ °C), можно рассчитывать на получение плотности тока эмиссии, равной 10 mA/cm².

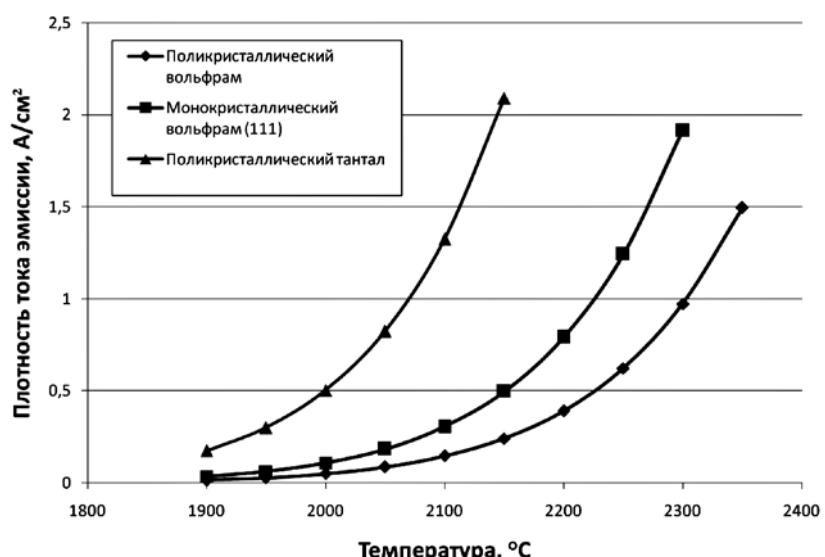


Рис. 4. Зависимость тока эмиссии от температуры для моно- и поликристаллического вольфрама

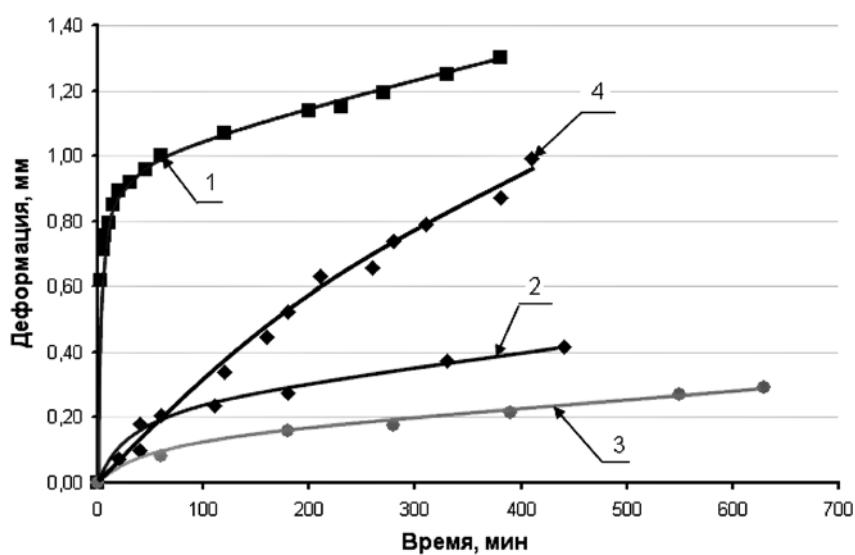


Рис. 5. Зависимость деформации от времени при испытаниях на ползучесть: 1 – поликристаллический вольфрам без термообработки; 2 – поликристаллический вольфрам, предварительно отожженный при температуре 2500 °C в течение 10 ч; 3 – поликристаллический вольфрам, предварительно отожженный при температуре 2500 °C в течение 15 ч; 4 – монокристаллический вольфрам

Другим направлением улучшения характеристик катода может быть применение наноразмерных добавок элементов для модифицирования стандартных порошков металлов. Нами был обнаружен эффект существенного повышения прочностных характеристик (сопротивления ползучести) при высокотемпературных отжигах вольфрама, модифицированного малыми ($\leq 0,06\%$) кремний-алюминиевыми и щелочными присадками (вольфрам марки ВА).

Так, проведенные эксперименты по определению ползучести на образцах в виде фольги толщиной 100 мкм вольфрама марки ВА показали, что высокотемпературный ($T = 2500^{\circ}\text{C}$) отжиг образцов в течение 10...15 ч приводит к резкому увеличению (более чем в 3 раза) сопротивления ползучести материала при температуре испытаний, равной 2200°C (рис. 5) [4].

Следует подчеркнуть, что такое высокое сопротивление ползучести материала катода принципиально для рентгеновских трубок компьютерных томографов, в которых трубы врачаются в генератори, что создает высокие механические нагрузки на катод.

Список литературы:

1. Николаев Ю.В., Таубин М.Л., Кочетков М.Д. Металлокерамические рентгеновские трубы с монокристаллическими анодами для медицинской диагностики // Приборы и системы. Управление, контроль, диагностика. 2000. № 3. С. 23-24.
2. Валуев Н.Н., Куликов Н.А., Кочетков М.Д., Таубин М.Л. Металлокерамическая рентгеновская трубка для маммографии // Медицинская техника. 2005. № 5. С. 42-45.
3. Таубин М.Л., Платонов В.Ф., Ясколко А.А. Катоды рентгеновских трубок медицинского назначения // Медицинская техника. 2009. № 1. С. 44.
4. Алексеев С.В., Таубин М.Л., Ясколко А.А. Применение наноструктурированных материалов в рентгенодиагностической технике // Медицинская физика. 2008. № 2 (38). С. 53-56.
5. Савицкий Е.М., Бурханов Г.С. Монокристаллы тугоплавких и редких металлов и сплавов. – М.: Наука, 1972.
6. Klinkov A.E., Nikolaev Yu.V., Vybryvanetz V.I. Worck function of low-alloyed single-crystal tungsten alloys / The 2nd Inter.Confer. «Nuclear Power Engineering in Space. Physics of Thermionic Energy Converters». Sukhumi, 28.10-2.11, 1991. P. 37.
7. Протопопов О.Д., Михеева Е.В., Шенберг Б.Н., Шутте Г.Н. Эмиссионные параметры монокристаллов тантала и молибдена // ФТТ. 1966. № 4. С. 1140.
8. US Patent 4,344,011 1982.
9. Минэ Ким. Металлические материалы для электронных ламп. – М.: Энергия, 1966. 631 с.
10. Riley D.F. US Patent 2,919,373 1959.
11. Davis E.J. US Patent 3,307,974 1967.
12. US Patent 3,777,209 1973.
13. Toshiba Hitachi, Ltd. US Patent 4,730,353 1987.
14. GE. US Patent 6,259,193 2001.
15. US Patent 6,464,551 2002.
16. Hitachi, Ltd. US Patent 4,205,254 1978.
17. GE. US Patent 6,912,268 B2 2005.
18. Платонов В.Ф., Таубин М.Л., Ханс К. Катод прямого накала и способ его изготовления / Патент РФ № 2314592, 2006.
19. Цветков Ю. Термическая плазма в нанотехнологиях / www.den-za-dnem.ru. 27.11.2007. Грант Президента РФ НШ-1895 2003.3.
20. Незнамов В.П., Пискунов В.Н., Жогова К.Б., Савкин Г.Г. Материалы «по замыслу» // Атом-пресс. 2007. № 15.
21. Андриевский Р.А., Рагуля А.В. Наноструктурные материалы. – М.: Академия, 2005. 192 с.
22. Лякишев Н.П., Алымов М.И. Наноматериалы конструкционного назначения // Российские технологии. 2006. Т. 1. № 1-2. С. 71-81.
23. Мулюков Р.Р., Юмагузин Ю.М. Работа выхода электронов из нанокристаллического вольфрама // Доклады Академии наук. 2004. Т. 399. № 6. С. 760-761.

Михаил Львович Таубин,
д-р техн. наук,
профессор,
гл. научный сотрудник,
Антон Андреевич Ясколко,
аспирант Московского
инженерно-физического института,
начальник группы,
ФГУП «НИИ НПО «ЛУЧ»,
г. Подольск, Московская область,
e-mail: yaskolko@mail.ru

И.М. Яськов, В.П. Трошин, С.К. Кириллов, А.А. Королев,
А.И. Мартынович, С.А. Лавренов

ПРИМЕНЕНИЕ ПЛАЗМЕННОГО ПОТОКА ГЕЛИЯ ДЛЯ ЗАЖИВЛЕНИЯ ГЛУБОКИХ ОЖОГОВЫХ РАН

Аннотация

В статье дан обзор материала по исследованию влияния плазменного потока гелия на заживление глубоких ожоговых ран. Объектом исследований были крысы линии «Вистар». Экспериментальная часть исследований выполнена в трех сериях экспериментов. Во всех сериях проводилось облучение предварительно эпиллизированного участка кожи спины животных плазменным потоком гелия. Изучены морфомеханические изменения в коже под воздействием плазменного потока, определена необходимая экспозиция воздействия на кожу и ожоговую гранулирующую рану, исследованы возможности плазменного потока гелия при подготовке трансплантов к свободной аутодермопластике и в послеоперационном периоде, влияние на заживление ран донорских участков кожи. Критерием эффективности плазменного воздействия служила ранотензометрия формирующегося рубца. Проведенное авторами экспериментальное исследование свидетельствует о целесообразности использования плазменного потока гелия при лечении глубоких ожогов.

Частота ожогов во всем мире нарастает, занимая в настоящее время одно из первых мест в общем травматизме населения. Тяжелые ожоги кожи, занимающие значительную площадь (свыше 10...15 %) поверхности тела, вызывают в организме пострадавшего ряд сложных патологических процессов, которые в своей совокупности характеризуют развитие ожоговой болезни. В патогенезе ожоговой болезни соединены нарушения иммунологического, гормонального статуса, сложные обменные изменения, явления токсикоза, инфекционные и многие другие процессы, которые обусловливают течение воспалительного процесса [1], [2].

С.М. Вишневская и соавторы (1986) показали, что ожоговая травма у больных с обширными и глубокими ожогами кожи сопровождается выраженной депрессией Т- и В-систем иммунитета за счет понижения содержания в крови преимущественно Т-лимфоцитов. Большие трудности возникают при лечении пострадавших с глубокими ожогами, которые по отношению ко всем госпитализируемым обожженным, составляют в условиях мирного времени 15...20 %. Несмотря на многообразие методов пластического закрытия глубоких ожогов, основным способом восстановления кожного покрова обширных гранулирующих ран остается свободная аутодермопластика. В ряде случаев в послеоперационном периоде развиваются осложнения со стороны трансплантата, донорского участка кожи.

Результаты исследований, проведенных в последние годы, свидетельствуют о выраженному антимикробном действии плазменного потока, его стимулирующем влиянии на течение репаративных процессов в тканях [3], [4]. Морфологические исследования биоптатов пораженных тканей после некроэктомии с помощью CO₂-лазера выявили их очищение, стимуляцию регенераторных процессов

и сокращение сроков лечения больных (Елисеенко В.И. и др., 1984, 1987).

Механизм ускоренной репарации авторы связывают с термическим воздействием лазерного излучения, приводящим к обезвоживанию, уплотнению коагулируемых тканей, стерилизации раневой поверхности, резкому уменьшению сосудистой проницаемости.

Лазерное излучение стимулирует заживление ран посредством стимуляции роста микрососудов. Источником образования микрососудов служат кровеносные капилляры недеформированной соединительной ткани, окружающей рану (Барковский В.С., 1983).

Морфологические отличия лазерных ран заключаются в сокращении сроков второй фазы воспаления (снижение или подавление реакции микроциркуляторного русла и экссудации) и ускорении третьей фазы воспаления (пролиферация клеток макрофагального и фибробластического рядов) с восстановлением ткани или образованием рубца. Первая фаза воспаления (повреждение тканей и клеток) по времени и тяжести зависит от мощности, фокусировки излучения и других факторов [5], [2].

Применение энергии плазменного потока в лечении ожоговых больных требует проведения экспериментально-клинических исследований, т. к. до настоящего времени недостаточно изучены морфомеханические изменения в коже под воздействием плазменного потока, отсутствуют данные о необходимой экспозиции воздействия на кожу и ожоговую гранулирующую рану, не изучены возможности плазменного потока гелия при подготовке трансплантатов к свободной аутодермопластике и в послеоперационном периоде, влияние на заживление ран донорских участков кожи.

В исследования [6]-[8] входило:

1. Изучить в эксперименте влияние различных экспозиций облучения плазменным потоком гелия на морфомеханическое состояние здоровой кожи и нанесенных в последующем линейных ран.

2. Изучить морфологические изменения в коже после облучения плазменным потоком гелия, стимулирующее влияние гелиевой плазмы на течение репаративной регенерации в коже.

3. Изучить особенности приживления аутодермотрансплантатов, забранных с донорских участков и подвергнутых предварительному воздействию гелиевой плазмой.

Экспериментальная часть исследований была выполнена на белых крысах линии «Вистар» в трех сериях экспериментов. Во всех сериях проводилось облучение предварительно эпилированного участка кожи спины установкой СУПР-М при силе тока 30 А, напряжении 30 В, избыточном давлении газа 0,1 кг/см². В качестве инертного газа использовали гелий. Облучение проводили с расстояния 15 см от сопла плазмотрона до поверхности кожи. Площадь светового пятна плазменного потока на обрабатываемой поверхности при этом составляла около 5 см². Плазменный поток направляли перпендикулярно поверхности кожи. Кожу облучали пятикратно, с суточным интервалом [7].

В первой серии опытов животные были разделены на 3 группы. В первой группе (45 крыс) было проведено сравнительное изучение эффективности различных экспозиций воздействия плазменным потоком гелия на репаративные процессы в линейных кожных ранах, нанесенных в асептических условиях. Первая группа животных была разбита на 3 подгруппы. В первой подгруппе (15 крыс) экспозиция воздействия составляла 20 с, во второй (15 крыс) – 40 с. Животные третьей подгруппы плазменному воздействию не подвергались. Через сутки после окончания курса облучения наносили полнослойную линейную рану кожи длиной 3 см. Рану ушивали отдельными узловыми швами. Для оценки прочности формирующегося рубца проводили тензометрические исследования регенерирующих участков кожи с помощью прибора для биомеханических исследований мягких тканей. Силоизмерительным устройством прибора является механотрон 6МХ1С. С помощью прибора путем растяжения изолированных биообразцов определяли предельное растяжение (прочность) исследуемых рубцов [9]. Во второй группе животных первой серии (9 опытных и 9 контрольных крыс) изучали морфологические изменения в коже через 1, 5, 10 суток после окончания курса облучения эпилированного участка кожи. В третьей группе (36 животных) проводили морфологическое изучение заживления линейных ран кожи спины крыс после пятикратного предварительного облучения кожи с оптимальной экспозицией (20 с). Исследования

проводились на 2-е, 4-е, 7-е, 10-е, 14-е, 21-е сутки после операции.

Во второй серии опытов (10 опытных, 10 контрольных животных) изучали скорость заживления полнослойных дефектов кожи. Известно, что моделирование плоскостных ран является оптимальным способом экспериментального изучения грануляционной ткани и скорости заживления ран.

В третьей серии опытов на крысах были изучены особенности приживления аутодермотрансплантатов при лечении экспериментальных ожогов [8].

В эксперименте на первой группе животных критерием эффективности плазменного воздействия служила ранотензометрия формирующегося рубца как объективный метод оценки коллагенообразования и созревания коллагена [7], [10]. При облучении плазменным потоком гелия с экспозицией 20 с сила предельного напряжения (прочность) регенерирующего участка кожи к 4-м суткам превышала показатели в других группах животных и составляла ($0,17 \pm 0,02$) МПа. В группе животных, облученных с экспозицией 40 с и в контроле, этот показатель был равен ($0,10 \pm 0,01$) МПа. Предельное напряжение в группе животных, облученных с экспозицией 20 с, значительно нарастает к 7-м суткам исследования, составляет ($0,81 \pm 0,04$) МПа и превышает показатели контрольной группы ($0,24 \pm 0,06$) МПа почти в 4 раза. К 10-м суткам показатели прочности в группах с экспозицией 20 с [$(0,85 \pm 0,06)$ МПа] выравниваются относительно 7-х суток [$(0,81 \pm 0,04)$ МПа]. Показатели предельного напряжения в группе животных, подвергнутых плазменному воздействию с экспозицией 40 с, на 7-е сутки исследования приближаются к данным контрольной группы [$(0,24 \pm 0,06)$ МПа], но к 10-м суткам показатели прочности в этой группе [$(0,60 \pm 0,02)$ МПа] значительно отстают от группы с экспозицией 20 с [$(0,85 \pm 0,06)$ МПа]. Таким образом, оптимальной экспозицией воздействия плазменным потоком гелия на ткани по данным можно считать 20 с. Динамику нарастания прочности при облучении с экспозицией 20 с можно объяснить активизирующим, а при 40 с – повреждающим действием плазменного потока гелия на процессы коллагенообразования в ране [7]. Во второй и третьей группах животных, при морфологическом изучении влияния предварительного пятикратного плазменного облучения с оптимальной экспозицией (20 с) на неповрежденную кожу и заживление нанесенных в последующем линейных ран, обнаружены явления пролиферативного возбуждения в эпидермисе и дерме, проявляющиеся в отеке сосочкового слоя дермы, активизации клеток базальной мембранны эпидермиса, являющихся источником формирования придатков кожи. Очевидно, регуляторно повторяющиеся воздействия способствуют росту функциональной ак-

тивности клеток, повышают неспецифическую резистивность тканей. Гиперплазия сальных желез, активизация созревания волоссяных фолликулов являются факторами, указывающими на стимулирующее влияние облучения плазменным потоком гелия на процессы физиологической регенерации в коже. Сальные железы и луковицы волос при этом являются источником эпителизации поврежденной кожи [11].

Известно, что условием нормального существования клеточных и органных функций является физиологическая регенерация. Механизмы физиологической и репаративной регенерации тождественны. Путем воздействия на физиологическую регенерацию неповрежденной кожи можно повлиять на репаративную регенерацию, которая возникает при повреждении эпидермиса и дермы.

Воздействие гелиевой плазмой за несколько дней до оперативного вмешательства позволяет активизировать процессы репаративной регенерации в тканях, доказательством чего явились исследования, проведенные в третьей группе животных. При морфологическом исследовании заживления полнослойных линейных ран выявлено, что с 4-х суток послеоперационного периода у крыс опытной группы, облученных с оптимальной экспозицией, по сравнению с контролем отмечалось утолщение эпидермального пласта над регенерирующей соединительной тканью раневого канала. Была замечена гиперплазия сальных желез. Формирующаяся рубцовая ткань была уже – в ней отмечались более активный рост и созревание коллагеновых волокон. В соединительной ткани формирующегося рубца к 7-м суткам нередко определялись новообразованные волоссяные фолликулы со стержнями волос.

В контрольных наблюдениях придатки кожи в рубце отсутствовали даже к 10-м...14-м суткам. В рубцах отмечалось большее количество недифференцированных фибробластов, коллагеновые волокна были менее зрелые. Таким образом, в группе животных, подвергнутых предварительному плазменному воздействию, сохраняются явления пролиферативного возбуждения в эпидермисе и дерме, проявляющиеся в активизации процессов репаративной регенерации на всех этапах заживления ран. Коллагенообразование и созревание коллагена идут более интенсивно, ускоряется эпителизация, а раннее формирование придатков кожи в рубце свидетельствует об активизации течения регенераторных процессов.

Во второй серии опытов при планиметрических исследованиях скорости заживления полнослойных дефектов кожи установлено, что заживление ран, созданных на участках кожи, подвергнутых предварительному воздействию гелиевой плазмой, идет более интенсивно. Особенно заметное ускорение заживления ран опытной группы происходило с

7-х по 10-е сутки после операции. Полное закрытие ран у животных в опытной группе произошло за 19 дней, в контрольной – за 22 дня, т. е. на 3 дня раньше.

В третьей серии опытов при изучении особенностей приживления аутодермотрансплантатов в лечении экспериментальных ожогов отмечалось, что в процессе приживления предварительно облученных трансплантатов участки струпа, появляющиеся на поверхности лоскутов, в опытной группе животных занимали площадь в 1,5 раза меньшую, чем в контрольной. Глубина некробиотических повреждений контрольных трансплантатов была значительно больше. Эти явления можно объяснить тем, что ткани кожных лоскутов, подвергнутые предварительному плазменному воздействию, находились в состоянии пролиферативного возбуждения. Можно предположить, что под влиянием энергии плазменного потока в участках кожи, используемых в последующем в аутодермопластике, лучше функционировало микроциркуляторное русло и реваскуляризация таких трансплантатов протекала более полноценно. Возможно, за счет лучшей васкуляризации в облученных трансплантатах улучшалось течение окислительно-восстановительных процессов [3].

Проведенные авторами исследования указывают на целесообразность использования плазменного потока гелия в качестве стимулятора репаративной регенерации при различных типах ран.

Полученные экспериментальные данные доказывают возможность использования плазменного потока гелия в лечении больных с глубокими ожогами.

Средний срок заживления ран, предварительно облученных гелиевой плазмой участков кожи составил 12 дней, в контрольной группе – 17 дней.

Срок заживления донорских участков кожи, подвергнутых предварительному курсовому плазменному воздействию, сокращается по сравнению с контрольной группой на 5 дней [8]. Проведенное экспериментальное исследование показало, что данные, полученные на животных, коррелируют с результатами клинических исследований и свидетельствуют о целесообразности использования плазменного потока гелия при лечении глубоких ожогов. Полученные в ходе работы результаты исследований позволяют рекомендовать описанную методику для клинического применения.

Список литературы:

1. Вихреев Б.С., Бурмистров В.М. Ожоги. – Л.: Медицина, 1986. С. 142-153.
2. Серов В.В., Пауков В.С. Воспаление. – М.: Медицина, 1995. С. 454-467.
3. Монич В.А., Шахов Б.Е., Воробьев А.В. // Бюл. эксп. биол. 1994. № 6. С. 665-667.

4. Толстых П.И., Герцен А.В., Елисеенко В.И., Сарасек Ю.К. // Хир. 1991. № 7. С. 36-39.
5. Кузин М.И., Костюченок Б.М. Раны и раневая инфекция. – М.: Медицина, 1990. С. 169-185.
6. Геращенко И.И., Новиков Ю.Г., Баженов С.М. Новые методы лечения ожогов с использованием культивированных клеток кожи / Международный симпозиум. Тезисы докладов. Тула, 30-31 мая, 1996. С. 17-18.
7. Геращенко И.И. Яськов И.М. Методы эфферентной и квантовой терапии в клинической практике / Тезисы докладов научно-практической конференции. Ижевск, 25-26 мая, 1995. С. 30-31.
8. Геращенко И.И. Влияние плазменного потока гелия на заживление ожоговых ран при аутодермопластике / Автореферат дис. ... канд. мед. наук. – Смоленск, 1996.
9. Яськов И.М., Трошин В.П., Кириллов С.К. и др. // Мед. техника. 2005. № 3. С. 24-26.
10. Мишарев О.С., Абаев Ю.К., Прокопчук Н.Р. // Вестн. хир. 1984. Т. 133. № 11. С. 82-83.
11. Илларионов В.Е. Основы лазерной терапии. – М., 1992.

Иван Михайлович Яськов,
Владислав Павлович Трошин,
канд. мед. наук,
директор,
Патологоанатомический институт
областного департамента здравоохранения,
г. Брянск,
Сергей Кириллович Кириллов,
д-р биологич. наук, профессор,
зав. кафедрой медицинской
и биологической физики,
Смоленская государственная
медицинская академия,
г. Смоленск,
Алексей Александрович Королев,
канд. мед. наук,
Александр Ильич Мартынович,
зав. патологоанатомическим отделением № 4,
Сергей Александрович Лавренов,
зав. патологоанатомическим отделением № 6,
Патологоанатомический институт
областного департамента здравоохранения,
г. Брянск,
e-mail: ptb@online.debryansk.ru

**ВНИМАНИЮ ПОДПИСЧИКОВ,
РУКОВОДИТЕЛЕЙ СЛУЖБ ИНФОРМАЦИИ И БИБЛИОТЕК!**

**ПРЕДЛАГАЕМ ПОДПИСТЬСЯ НА ЖУРНАЛ
«МЕДИЦИНСКАЯ ТЕХНИКА»
НА 2010 ГОД**

Индекс по каталогу «Роспечать» – 72940,
Индекс по каталогу «Пресса России» – 27888.

В редакции можно оформить и оплатить льготную подписку с любого месяца.

Стоймость подписки (включая доставку и НДС 10 %):

**440 руб. – за один номер
1320 руб. – на второе полугодие 2010 года (3 номера)
2640 руб. – на 2010 год (6 номеров)**

Наши тел.: (495) 695-10-70, 695-10-71

ПРАВИЛА ПРЕДОСТАВЛЕНИЯ И ОФОРМЛЕНИЯ МАТЕРИАЛОВ ДЛЯ ЖУРНАЛА «МЕДИЦИНСКАЯ ТЕХНИКА»

Уважаемые авторы нашего журнала!

Публикация статей в журнале осуществляется бесплатно!

Журнал зарегистрирован в ВАК РФ как научное издание.

Обращаем Ваше внимание, что направляя статью в журнал «Медицинская техника», автор (соавторы) дает согласие на:

- издание ее на русском языке в журнале «Медицинская техника»; автор (соавторы) гарантирует, что материал, предоставленный для публикации в журнале «Медицинская техника», является рукописью, которая ранее нигде не публиковалась и не находится на рассмотрении для возможного издания где-либо еще;
 - перевод и издание статьи на английском языке международным издательством «Springer»; издательство «Springer» имеет исключительное право на перевод, издание на английском языке и распространение англоязычной версии журнала под названием «Biomedical Engineering» и его отдельных статей по всему миру.

УВАЖАЕМЫЕ АВТОРЫ СТАТЕЙ!

Доводим до Вашего сведения, что международное авторское право требует получения письменного разрешения на использование в Ваших статьях материалов из зарубежных источников, (цитаты, иллюстрации, и иные материалы).

За англоязычное издание статей авторам выплачивается гонорар.

Для получения гонорара автору следует обращаться в Российское авторское общество (РАО):

тел.: (495) 697-55-10

Почтовый адрес: 123995, ГСП-5, г. Москва, ул. Б. Бронная, д. 6А

При подготовке рукописей статей просим Вас соблюдать следующие правила:

- При подаче рукописи статьи просим Вас соблюдать следующие правила:**
✉ Материал представляется в редакцию по электронной почте на адрес galina@mtjournal.ru
✉ Статьи должны содержать аннотации и ключевые слова на русском и английском языках.

В конце статьи обязательно должны быть указаны фамилии, имена и отчества авторов (полностью, на русском и английском языках), их ученые степени, звания и должности, место работы, контактные телефоны и адреса электронной почты.

- ¤ Объем и тематика материала согласовываются с редакцией и зависят от раздела журнала, для которого материал подготовлен.
 - ¤ Все буквенные обозначения, приведенные на рисунках, необходимо пояснить в основном или подрисуночном текстах.
 - ¤ Все сокращения и условные обозначения в формулах следует расшифровывать, нумеровать следует только формулы, на которые есть ссылка в последующем изложении.
 - ¤ Названия иностранных фирм и приборов даются на языке первоисточника с указанием страны.
 - ¤ Список использованной литературы составляется в порядке упоминания и дается в конце статьи, ссылки на литературу в тексте отмечаются цифрами в квадратных скобках.
 - ¤ Текст статьи готовится в редакторе Word 97/2000/2003: шрифт – 12 pt, полуторный интервал, формат файла *.doc.
 - ¤ Рисунки должны быть предоставлены отдельно, в виде файла, в графических форматах *.tif, *.jpg с разрешением не менее 300 dpi.

Рекламные материалы следует направлять по электронной почте на адрес: kavalerov@mail.ru

в формате программ COREL DRAW, PHOTOSHOP:

- для полноцветной полосы рекламы формата А4 размер записанного изображения 215×300 мм с разрешением не менее 300 dpi;
 - для первой полосы обложки журнала размер записанного изображения 215×180 мм с разрешением не менее 300 dpi;
 - в виде отдельных фотографий размером не менее 9×12 см с разрешением не менее 300 dpi с рекламным текстом или в виде готовых модулей.

В редакции можно оформить и оплатить льготную подписку с любого месяца.

Стоимость комплекта (6 номеров) – 2640 руб. (включая НДС 10 %)

Индекс по каталогу «Роспечать» – 72940,
Индекс по каталогу «Пресса России» – 27888

Дополнительную информацию можно получить по телефонам:

8 (495) 695-10-71 (факс), 8 (495) 695-10-70

Почтовый адрес: 119034, Москва, ул. Остоженка, д. 1/9, подъезд 2, офис 12

Благодарим Вас за сотрудничество!

СОДЕРЖАНИЕ

ТЕОРИЯ И КОНСТРУИРОВАНИЕ

Смирнова Л.М., Юлдашев З.М., Иоффе Р.Я., Иоффе Е.А.
Компьютерная плантография на программно-аппаратном
комплексе «Скан-М» при скрининговых обследованиях детей
дошкольного возраста 1

Чашин А.В., Мохов Д.Е. Система объемнотрического
преобразования для исследования краиальных тканей 6

Мизирин А.В., Тимашева Т.Г., Федоров В.А., Храмцов П.И.
Радиолокационный комплекс «Пульсар» и возможности его
использования в интегральной оценке состояния организма
человека 13

Кравченко А.М., Анохин А.М. Автоматизированные
медицинско-биологические комплексы температурной
экспресс-диагностики 21

Карпухин В.А., Косоруков А.Е. Метод идентификации
параметров нелинейной схемы замещения электрического
адmittанса кожи 27

Рогаткин Д.А., Дунаев А.В., Лапаева Л.Г. Метрологическое
обеспечение методов и приборов неинвазивной медицинской
спектрофотометрии 30

Лебедев А.Л., Плаутин О.Н. Метрологическое обеспечение
выбора режимов для фотонной терапии 38

Таубин М.Л., Ясколко А.А. Повышение эксплуатационных
характеристик рентгеновских трубок медицинского
назначения 39

Яськов И.М., Трошин В.П., Кириллов С.К., Королев А.А.,
Мартынович А.И., Лавренов С.А. Применение плазменного
потока гелия для заживления глубоких ожоговых ран 42

ИНФОРМАЦИЯ

Правила предоставления и оформления материалов для
журнала «Медицинская техника» 47

CONTENTS

THEORY AND DESIGN

Smirnova L.M., Yuldashev Z.M., Ioffe R.Ya., Ioffe E.A.
Computer plantography and podography in screening examination
of children of preschool age using SCAN-M firmware system 1

Chashchin A.V., Mokhov D.E. A volumetric conversion system for
examination of cranial tissues 6

Mizirin A.V., Timasheva T.G., Fedorov V.A., Khrantsov P.I. The
Pul'sar radar facility and its use for comprehensive examination
of the health state 13

Kravchenko A.M., Anokhin A.M. Automated biomedical
complexes for rapid temperature diagnosis 21

Karpukhin V.A., Kosorukov A.E. A method for identification of
parameters of a non-linear equivalent circuit of the electric admittance of
skin 27

Rogatkin D.A., Dunaev A.V., Lapaeva L.G. Metrological provision
for methods and devices for noninvasive medical spectrophotometry 30

Lebedev A.L., Plautin O.N. Metrological provision for selecting the
photon therapy mode 38

Taubin M.I., Yaskolko A.A. Improvement of medical X-ray tube
performance 39

Yaskov I.M., Troshin V.P., Kirillov S.K., Korolyev A.A.,
Martynovich A.I., Lavrenov S.A. Use of helium plasma flow for
healing deep burning wounds 42

INFORMATION

Instructions for authors 47

УЧРЕДИТЕЛЬ И ИЗДАТЕЛЬ:

Союз общественных объединений «Международное
научно-техническое общество приборостроителей и
метрологов»

Главный редактор
СЕЛИЩЕВ С.В., д-р физ.-мат. наук, профессор

РЕДАКЦИОННАЯ КОЛЛЕГИЯ:

Белов С.В., д.т.н.; Блинов Н.Н., д.т.н., проф. (зам.
гл. редактора); Бурлаков Р.И., д.т.н.;
Викторов В.А., академик РАМН; Владимиров Л.В., д.т.н.;
Гальперин Ю.С., д.т.н.; Гринвальд В.М., к.т.н.;
Гундаров В.П., к.т.н.; Зеликман М.И., д.т.н.;
Кавалеров Г.И., д.т.н., проф.; Каширин Ю.В., к.т.н.;
Костылев В.А., д.т.н.; Левин М.В.; Леонов Б.И., д.т.н., проф.;
Лютов Г.П., к.т.н.; Мазуров А.И., к.т.н.;
Матвеев Е.В., д.т.н.; Спиридонов И.Н., д.т.н., проф.;
Шпикалов А.М. (отв. секретарь),
Щукин С.И., д.т.н., проф.; Юревич В.М., д.м.н.

Отв. секретарь редакции Г.В. Андрианова

Журнал зарегистрирован в Федеральном агентстве
«Россвязьохранкультура» РФ.

Свидетельство о регистрации ПИ № ФС 77-30909

Журнал «Медицинская техника» зарегистрирован
в ВАК РФ как научное издание

Журнал «Медицинская техника» переводится на английский язык
в США компанией «Springer» и выходит в свет под названием
«Biomedical Engineering»

Сдано в набор 20.02.2010. Подписано в печать 20.03.2010.
Формат 60×88 1/8. Бумага офсетная. Печать офсетная.

Печ. л. 7. Зак. 137

Цена журнала – договорная

Подписные индексы:

в каталоге Агентства «Роспечать» – 72940,
в каталоге «Пресса России» – 27888

Адрес редакции:

119034, г. Москва, ул. Остоженка, д. 1/9, оф. 12
Телефон: (495) 695-10-70.
Тел./факс: (495) 695-10-71

E-mail: sersel@miee.ru, kavalerov@mail.ru http://www.mtjournal.ru

Отпечатано в ООО «Подольская Периодика»
142110, г. Подольск, ул. Кирова, д. 25

© Предупреждаем о правовой защите наименования, товарного
знака и авторских прав на публикуемые материалы.

Статьи, поступающие в редакцию, рецензируются.

Перепечатка материалов допускается только с разрешения редакции
и с обязательной ссылкой на журнал «Медицинская техника».

За достоверность сведений в рекламных материалах
ответственность несет рекламодатели.