

УЧРЕДИТЕЛЬ И ИЗДАТЕЛЬ ЖУРНАЛА:

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

ПРИ ПОДДЕРЖКЕ

*Министерства промышленности
и торговли РФ,*

*Федерального агентства по техническому
регулированию и метрологии,
Московского государственного
университета приборостроения
и информатики*

ГЛАВНЫЙ РЕДАКТОР

Кавалеров Г.И., д.т.н., проф.

РЕДАКЦИОННАЯ КОЛЛЕГИЯ

*Богомоллов Ю.А., к.т.н. (зам. гл. редактора);
Кондратенко В.С., д.т.н., проф. (зам. гл.
редактора);
Софиев А.Э., д.т.н., проф. (зам. гл. редактора);
Голубятников И.В., д.т.н., проф.;
Гаршинов В.К., д.т.н., проф.; Еремин Е.В., к.т.н.;
Ивченко В.Д., д.т.н., проф.;
Каниовский С.С., д.т.н., проф.;
Клюев В.В., академик РАН; Кононов С.А., д.т.н.;
Кривов А.С., д.т.н., проф.; Лахов В.М., к.ф.-м.н.;
Лёвшин А.А., к.т.н.; Масановец В.В., д.т.н., проф.;
Назаров В.Н., к.т.н.; Олейников П.П., д.т.н., проф.;
Прозоров М.А.; Прохоров Н.Л., д.т.н., проф.;
Семенов П.М.; Севянский М.В.;
Слепцов В.В., д.т.н., проф.;
Соломахо В.Л., д.т.н., проф.;
Суминов В.М., д.т.н., проф.;
Шатерников В.Е., д.т.н., проф.;
Шкабардия М.С., д.т.н., проф.;
Яшин Я.И., д.хим.н., проф.*

РЕДАКЦИЯ

*Кавалерова Г.А. (зам. гл. редактора)
Воронкова А.С. (отв. секретарь)
Никитин А.А. (выпускающий редактор)
Зеленова Ю.Г. (корректор)*

*Журнал зарегистрирован в Министерстве РФ
по делам печати, телерадиовещания и средств
массовых коммуникаций.*

Свидетельство о регистрации ПИ № 77-1459

**Журнал «Прибор» зарегистрирован
в ВАК РФ как научное издание**

*Сдано в набор 20.12.2010. Подписано в печать 20.01.2011.
Формат 60×88 1/8. Бумага офсетная. Печать офсетная.
Печ. л. 8. Зак. 97
Цена журнала – договорная*

**Подписной индекс
в каталоге Агентства «Роспечать» – 79727**

Адрес редакции:

119034, г. Москва, Остоженка ул., д. 1/9, оф. 12

Телефон: (495) 695-10-70, 695-10-71 (факс)

E-mail: kavalerov@mail.ru http://www.priborj-smi.ru

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

СОДЕРЖАНИЕ

15-я Международная конференция по измерению расхода
«FLOWMEKO 2010» 1

ПРИБОРЫ И СРЕДСТВА АВТОМАТИЗАЦИИ

Вельт И.Д., Михайлова Ю.В. Электромагнитные
расходомеры с управляемыми граничными условиями на
стенке канала 2

Вельт И.Д., Михайлова Ю.В. Электромагнитное измерение
металлосодержащей массы пульпы 7

Вельт И.Д., Терехина Н.В. Физико-технические
основы имитационного моделирования электромагнитных
расходомеров 13

Бессонов А.С. Компьютерное моделирование оптико-
электронных систем с использованием технологии виртуальных
приборов 17

СИСТЕМЫ АВТОМАТИЗАЦИИ

Щербань И.В., Демин В.П., Минеева К.В. Стенд проверки
работоспособности автоматических регистраторов изменений
составляющих виброскорости 26

**Роженцев В.С., Прокопенко Ю.Д., Мараховский А.В.,
Прокопенко И.Ю.** Универсальный комплект оборудования для
модернизации гидравлических испытательных машин 31

Плотников Н.М., Гуляев В.Г. Измеритель расхода
сыпучих диэлектрических материалов, транспортируемых
воздухом в закрытых трубопроводах 35

ТЕОРИЯ И КОНСТРУИРОВАНИЕ

Дунаев А.В., Жеребцов Е.А., Рогаткин Д.А. Методы и
приборы неинвазивной медицинской спектрофотометрии:
пути обоснования специализированных медико-технических
требований 40

Мулев Ю.В., Слепцов В.В., Мулев М.Ю. Диэлектрическая
проницаемость в диагностике полярных тепло- и
энергосносителей 49

МЕТРОЛОГИЧЕСКОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ ИЗМЕРЕНИЙ

Шилин А.Н., Петров С.А. Анализ методических
погрешностей определения геометрических параметров
оболочек вращения дальнометрическим способом 52

ИНФОРМАЦИЯ И ХРОНИКА

Перечень материалов, опубликованных в журнале
«Прибор» в 2010 году 58

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

За достоверность сведений в рекламных материалах ответственность несут
рекламодатели.

Статьи, поступающие в редакцию, рецензируются.

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

А.В. Дунаев, Е.А. Жеребцов, Д.А. Рогаткин

МЕТОДЫ И ПРИБОРЫ НЕИНВАЗИВНОЙ МЕДИЦИНСКОЙ СПЕКТРОФОТОМЕТРИИ: ПУТИ ОБОСНОВАНИЯ СПЕЦИАЛИЗИРОВАННЫХ МЕДИКО-ТЕХНИЧЕСКИХ ТРЕБОВАНИЙ

Аннотация

В данной статье предложены дальнейшие пути развития научного подхода к обоснованию специализированных медико-технических требований к приборам неинвазивной медицинской спектроскопии на примере решения задачи регистрации динамики изменений параметров микроциркуляции крови при проведении процедур низкоинтенсивной лазерной терапии.

Ключевые слова: неинвазивная медицинская спектроскопия, лазерная доплеровская флоуметрия, низкоинтенсивная лазерная терапия, медико-технические требования.

В последние годы на рынке медицинской техники стало появляться большое количество приборов для оптической неинвазивной диагностики, в том числе лазерной, где источник излучения – лазер [1]-[3]. Из всего многообразия приборов данного класса наиболее многочисленную группу оборудования составляют приборы, реализующие так называемую идеологию *неинвазивной медицинской спектроскопии* (НМС) [2], когда оптическими методами *in vivo*, без взятия каких-либо биоптатов и/или анализов крови, в доступных для обследования участках тела пациента (кожа, полость рта и др.) оцениваются уровни и динамика накопления тех или иных биохимических составляющих: оксигемоглобина крови, коллагена соединительной ткани, липофусцина, NADH и т. д. Наиболее многообещающим направлением развития приборов НМС являются сегодня многофункциональные лазерные неинвазивные диагностические комплексы (МЛНДК), сочетанно реализующие на едином оборудовании разные методы НМС [4]: лазерную доплеровскую флоуметрию (ЛДФ), оптическую тканевую оксиметрию (ОТО) и др. Это позволяет врачам не просто получать арифметическую сумму диагностической информации, которую можно было бы собрать каждым отдельным методом, а проводить достаточно многоплановые, функциональные обследования пациента, направленные на выявление тонких индивидуаль-

ных особенностей в кровоснабжении и метаболизме тканей с использованием одновременных и совокупных диагностических данных по разным диагностическим методикам и каналам [5].

Между тем указанные диагностические приборы до последнего времени во всем мире создавались большей частью опытным (эмпирическим) путем, в отсутствие сколько-нибудь серьезно проработанной и систематизированной теории проектирования и конструирования таких систем. Теоретические основы моделирования, метрологической аттестации и поверки таких приборов находятся пока в зачаточном состоянии. Практически полностью отсутствуют научно обоснованные методики, позволяющие грамотно формулировать специализированные медико-технические требования (МТТ) к параметрам диагностической аппаратуры на этапе ее проектирования. Например, совершенно отсутствуют в литературе рекомендации и обоснование выбора необходимого класса точности приборов НМС.

Недавно в работе [3] были рассмотрены теоретические вопросы формализации предметного представления диагностической задачи в НМС, разработки структурно-функциональной схемы и физико-математической модели приборов НМС на примере обобщенного МЛНДК применительно к самым общим этапам идейно-технического проектирования и комплексирования

таких приборов в целом. А в статье [6] авторы рассмотрели с позиций так называемого *операционального подхода* некоторые ключевые особенности метрологии измерений *in vivo* в НМС. Цель данной статьи – показать дальнейшие пути развития научного подхода к обоснованию специализированных МТТ к приборам данного класса, в частности специализированных МТТ метрологического плана, на примере решения практической диагностической задачи – регистрации методами НМС динамики изменений параметров микроциркуляции крови (МЦК) при проведении сеансов низкоинтенсивной лазерной терапии (НИЛТ).

Методы и пример практической реализации измерительной задачи

В современной российской медицине достаточно широкое распространение получили физиотерапевтические методы светолечения с применением низкоинтенсивного лазерного излучения (НИЛИ). Однако в настоящее время в медицинской среде нет единого мнения о необходимых дозировках назначаемых процедур НИЛТ и механизмах действия НИЛИ [7]. Общей нерешенной проблемой является отсутствие при НИЛТ методов индивидуализации воздействия НИЛИ. Поэтому актуальным является поиск объективного отклика параметров биообъекта на НИЛИ. Давно высказывались соображения, что в первую очередь эффект от НИЛИ надо искать в изменении параметров МЦК, так как зависимость жизнеспособности тканей от эффективности работы ее сосудистых кровеносной и лимфатической систем не вызывает сомнений, а стимуляция МЦК описывается в большинстве публикаций как один из основных эффектов действия НИЛИ [8]. Подобные исследования неоднократно предпринимались и в прошлом [9], но, по нашему мнению, они не имели однозначного успеха, так как аппаратура того времени не позволяла выполнять эти исследования на достаточном уровне точности и воспроизводимости результатов. В последнее время в связи с развитием таких методов НМС, как ОТО и ЛДФ [7], [10], актуальным стал вопрос о возможности их применения в качестве методов контроля динамики параметров биообъекта при НИЛТ.

Наиболее чувствительным методом регистрации динамики МЦК в биотканях является сегодня

метод ЛДФ, основанный на измерении доплеровских сдвигов частот, возникающих после отражения излучения от ансамбля эритроцитов, движущихся с разными скоростями в мелких сосудах. Результат измерений – показатель микроциркуляции I_m (или перфузия), измеряемый в условных перфузионных единицах (пф. ед.), – содержит в своей переменной составляющей ценную информацию о модуляции кровотока. Применение спектральных алгоритмов обработки сигналов позволяет извлекать из I_m информацию о состоянии сосудистого тонуса в терминах вклада в него разных механизмов регуляции (миогенный, эндотелиальный и пр.) микрогемодинамики [10]. Метод же ОТО основан на принципах абсорбционной спектроскопии и позволяет неинвазивно отслеживать не только процессы микрогемодинамики, но и процессы транспорта и утилизации кислорода в системе МЦК. Методом ОТО определяются средний уровень объемного кровенаполнения V_b системы МЦК поверхностных слоев мягких тканей (кожа, слизистые оболочки органов) и средний уровень тканевой сатурации оксигемоглобина смешанной крови микроциркуляторного русла S_tO_2 .

Следуя комплексному биотехническому подходу [3], рассмотрим особенности применения этих методов в качестве средств контроля НИЛТ на примере обобщенной функциональной схемы измерений «на отражение» (рис. 1). В диагностическом приборе излучение с длиной волны λ мощностью $P_{изл}(\lambda)$ от источника излучения 1, который в зависимости от выбранного метода диагностики может представлять собой как один монохроматический источник света (лазер), так и набор разных источников с разным спектром излучения, доставляется посредством оптической системы освещения 2, например посредством оптоволоконна, к обследуемому биологическому объекту (БО) 3. Внутри БО попадающее туда излучение претерпевает многократные рассеяния (переотражения) на границах неоднородностей анатомической и клеточной структуры и частично поглощается наполняющими ткань веществами: водой, меланином, гемоглобином крови и т. д. Часть излучения, ослабленная за счет поглощения и рассеяния, вследствие многократных актов рассеяния снова выходит наружу БО, составляя так называемый поток обратно рассеянного излучения. С помощью системы сбора и транспортировки излучения 4 этот поток излу-

чения от БО мощностью $P_{пр}(\lambda) < P_{изл}(\lambda)$ доставляется в блок регистрации диагностического прибора и, в общем упрощенном случае, направляется на фотоприемник 5, который осуществляет линейное преобразование оптического сигнала $P_{пр}(\lambda)$ в напряжение $U(\lambda)$. Далее полезный электрический сигнал $U(\lambda)$ проходит аналоговую обработку (усиление, фильтрацию и т. п.) в электронном блоке 6, оцифровывается и передается в компьютер 7 для последующих математических вычислений. Излучатель 8 лазерного терапевтического аппарата (ЛТА) 9 производит облучение БО, предположительно оказывая воздействие на его микрососудистое русло. Отклик в системе МЦК на процедуру НИЛТ регистрируется диагностическим прибором за счет изменения оптических свойств БО на уровне системы МЦК.

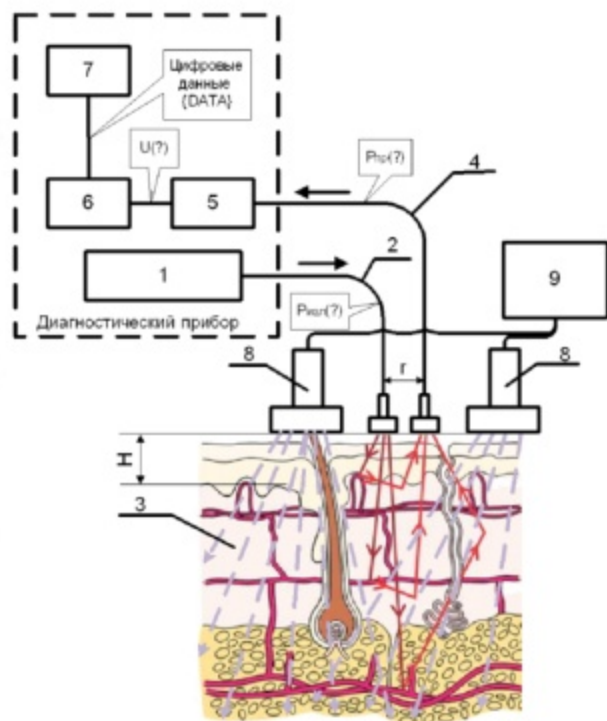


Рис. 1. Обобщенная функциональная схема измерений «на отражение» в НМС при НИЛТ

Для практической реализации измерительной задачи нами был проведен ряд тестовых экспериментов с использованием МЛНДК «ЛАКК-М» (рис. 2, 3), сочетанно реализующего методы ЛДФ

и ОТО. Процедура НИЛТ имитировалась с помощью аппаратов лазерной терапии (АЛТ) «УЛАН-БЛ-20» и «УЛФ-01». В результате были получены записи I_m , V_b и S_tO_2 с участков кожи условно здоровых добровольцев в спокойном состоянии без какого-либо воздействия и аналогичные записи при проведении процедур НИЛТ с различными параметрами по плотности мощности и времени экспозиции. Время эксперимента разбивалось на 3 фрагмента: контрольная запись до воздействия, запись во время действия НИЛИ и после него. Целью эксперимента, с точки зрения задачи разработки специализированных МТТ к приборам данного класса, была оценка свойств объекта измерений, возможных количественных параметров регистрируемых сигналов и возможных динамических диапазонов их изменений.



Рис. 2. Внешний вид многофункционального диагностического комплекса «ЛАКК-М»

Результаты экспериментальных исследований

Пример зарегистрированной наиболее явной динамики параметров МЦК при НИЛТ (АЛТ «УЛФ-01», $\lambda = 632$ нм, $P(\lambda) = 20$ мВт, режим облучения непрерывный) приведен на рис. 4.

При обработке данных все регистрируемые сигналы в каждом из 3-х фрагментов обрабатывались отдельно. На первой стадии обработки вычислялись средние статистические оценки результатов измерений – средние арифметические значения показателей и их среднеквадратические отклонения (СКО) соответственно до, во время и после воздействия (ЛДФ-сигнал во время процедуры на АЛТ «УЛАН-БЛ-20» не анализировался из-за сильного влияния импульсного режима излучения на канал ЛДФ «ЛАКК-М»). Эти результаты показали отсутствие достоверного из-

менения средних значений показателей во время и после процедуры НИЛТ вне зависимости от режимов облучения (импульсное, непрерывное) и некоторое увеличение СКО I_m , в первом приближении пропорциональное энергетической экспозиции НИЛИ при импульсном воздействии [11]. На рис. 5 представлен типичный вид зависимости отношений СКО I_m до и после процедуры от энергетической экспозиции НИЛИ. Очевидно, что результаты рис. 5 могут свидетельствовать о регистрации реакции системы МЦК на НИЛТ.

Для определения частотного диапазона изменения ритмов МЦК был проведен частотно-временной анализ полученных записей I_m при помощи встроенного модуля программы МЛНДК «ЛАКК-М». Наиболее типичные графики частотно-временного спектра для контрольного эксперимента (без воздействия) и процедуры НИЛТ ($\lambda = 890$ нм; импульсная мощность – 7 Вт; частота – 30 кГц; длительность импульса – 200 нс; площадь облучения – 2 см²; энергетическая экспозиция – 6,3 Дж/см²) приведены на рис. 6.

Наибольшее увеличение амплитуд колебаний наблюдалось в нейрогенном диапазоне частот и диапазоне частот кардиоритма. Увеличение амплитуд нейрогенных колебаний может являться индикатором снижения сопротивления и возможного усиления кровотока по артериовенулярным шунтам. Увеличение амплитуды пульсовой волны, вероятно, означает увеличение притока в микроциркуляторное русло артериальной крови, что может также свидетельствовать о стимулирующем эффекте при НИЛТ [11]. Анализ полученных данных также дает представление и о средних уровнях регистрируемых сигналов. Например, типовые значения параметра S_tO_2 лежат в диапазоне 50...80 %, а параметра V_b – в диапазоне 8...15 %.

Теоретическая оценка уровней регистрируемых сигналов

Попробуем теоретически оценить уровни изменения измеряемых сигналов в МЛНДК «ЛАКК-М» по разным спектральным каналам и

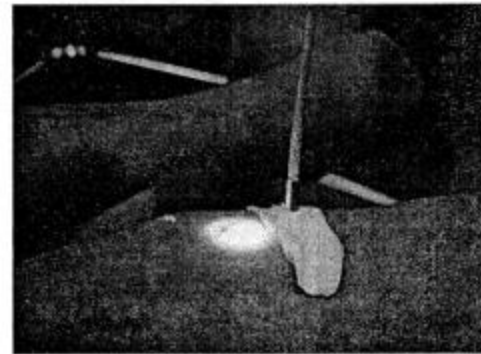
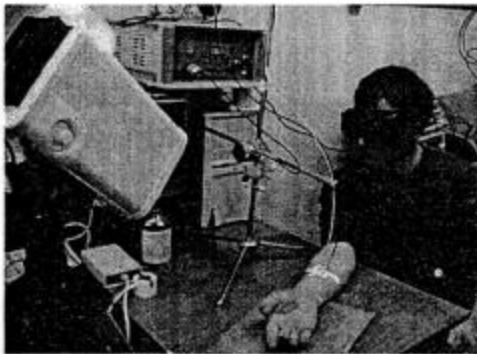


Рис. 3. Фотографии условий и фрагментов проведения измерений

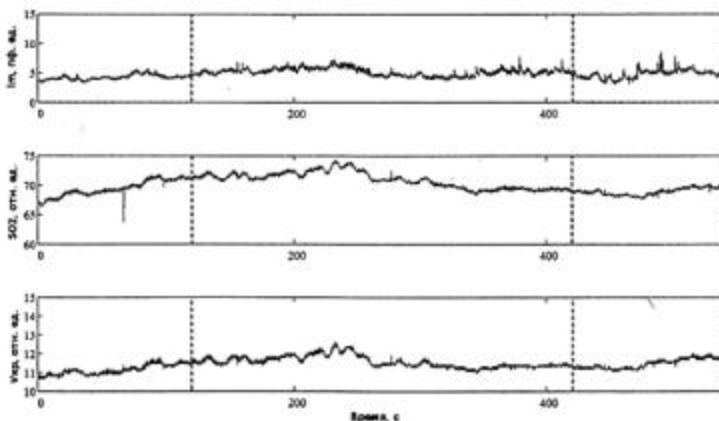


Рис. 4. Пример диаграмм изменения I_m , S_tO_2 и V_b в области облучения при НИЛТ

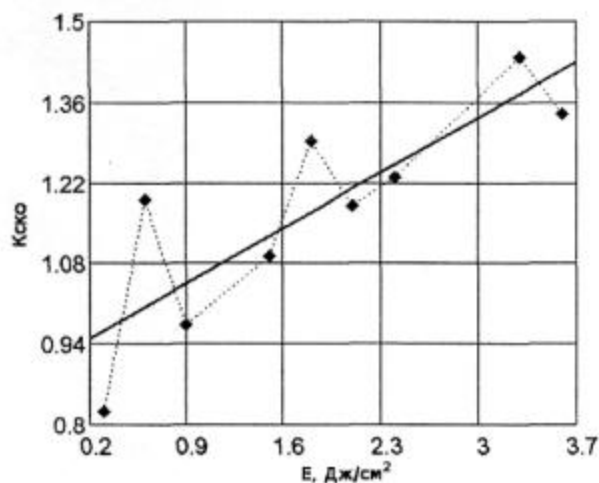


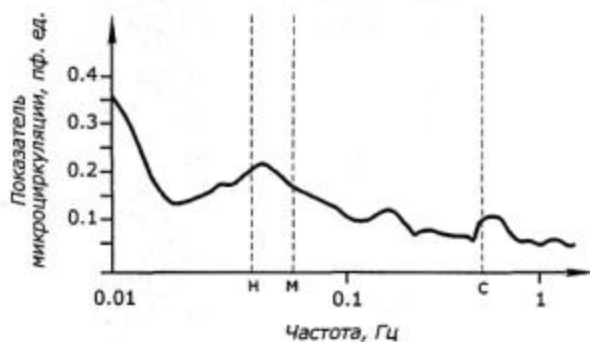
Рис. 5. Типичный вид зависимости K_{CKO} от энергетической экспозиции E : $K_{CKO} = \sigma_2 / \sigma_1$, где σ_1 и σ_2 – СКО сигнала до и после процедуры НИЛТ соответственно

«в цифрах» осмыслить метрологические аспекты таких измерений. Как показывают результаты [6], тестируемый БО, с точки зрения структурно-функциональной модели диагностического процесса, может быть представлен в рассмотренной схеме

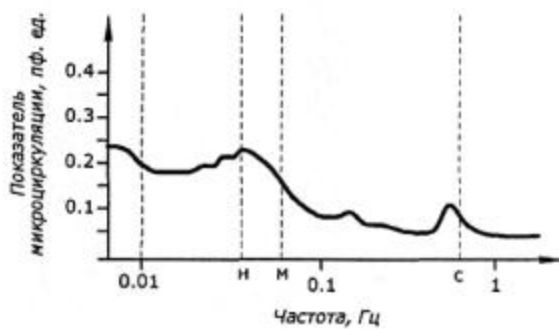
рис. 1 спектрально-нелинейным оптическим фильтром, который преобразует падающую на него мощность $P_{вх}(\lambda)$ в мощность вторичного излучения $P_{пр}(\lambda)$, что математически равнозначно умножению исходного оптического сигнала на некоторую безразмерную функцию кодирования $B(\lambda)$, зависящую от оптико-физических и медико-биологических параметров 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 [1]:

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

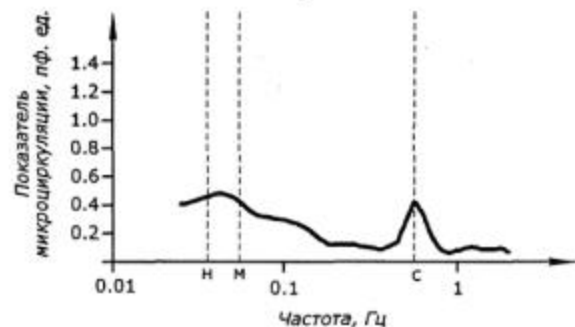
где $z_0 = 1 / \mu'_s$ – эффективная длина; A – площадь детектора; r – расстояние между источником и приемником (так называемая база измерений); $\mu_d = [3\mu_a(\mu_a + \mu'_s)]^{1/2}$; $\mu'_s = (1 - g)\mu_s$, $g = g(\lambda)$ – фактор анизотропии; $\mu_s = \mu_s(\lambda)$ и $\mu_a = \mu_a(\lambda)$ – транспортные коэффициенты рассеяния и поглощения соответственно.



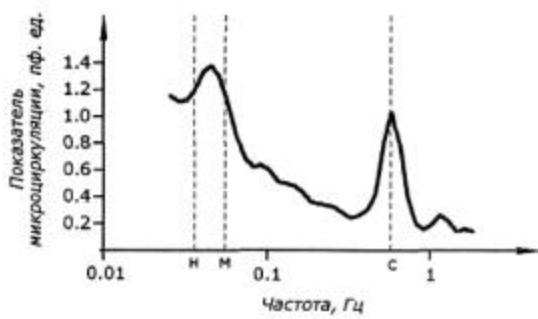
а)



б)



в)



г)

Рис. 6. Частотный анализ ритмов показателя микроциркуляции I_m : н – нейрогенные колебания; м – миогенные колебания; с – кардиоритм; а), б) – две половины одного контрольного эксперимента (без воздействия); в) – до процедуры НИЛТ; г) – после процедуры НИЛТ

Для теоретической оценки параметров регистрируемых сигналов проведем расчет функции кодирования $B(\lambda)$ согласно формуле (1) при различном уровне кровенаполнения ткани (5...20 % от общего объема ткани) для длин волн, используемых в МЛНДК: 577, 630, 800 нм. Транспортные коэффициенты рассеяния и поглощения с учетом различного уровня кровенаполнения ткани оценим соответственно как

$$\mu_s(V_b) = V_b \cdot \mu_{sb}(\lambda) + (1 - V_b) \cdot \mu_{st}(\lambda); \quad (2)$$

$$\mu_a(V_b) = V_b \cdot \mu_{ab}(\lambda) + (1 - V_b) \cdot \mu_{at}(\lambda), \quad (3)$$

где V_b – уровень кровенаполнения (5...20 %); $\mu_{sb}(\lambda)$, $\mu_{ab}(\lambda)$ – транспортные коэффициенты рассеяния и поглощения для крови; $\mu_{st}(\lambda)$, $\mu_{at}(\lambda)$ – транспортные коэффициенты рассеяния и поглощения для обескровленной дермы. Принимая значение базы измерений $r = 1$ мм и площадь детектора (волоконный многомодовый световод) $A = 0,003$ мм², выбирая соответствующие транспортные коэффициенты из [1], получим приближительную зависимость функции $B(\lambda)$ от уровня кровенаполнения ткани V_b (рис. 7).

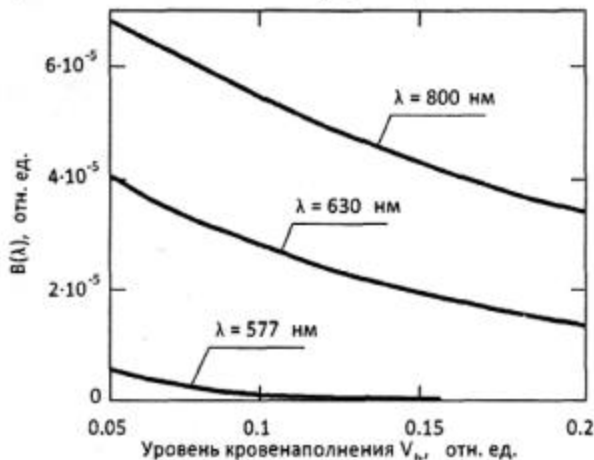


Рис. 7. Зависимость функции кодирования $B(\lambda)$ от уровня кровенаполнения ткани V_b

Таким образом, ослабление сигнала составляет около 5-6 порядков, и в случае, если зондирующая мощность излучения будет около 3 мВт, а чувствительность фотоприемника (например кремниевый фотодиод) 1 А/Вт, порядок регистрируемых фототоков будет составлять единицы микроампера. Зависимости регистрируемых фотоприемником фототоков I_ϕ и приращений фототоков dI_ϕ / dV_b (по сути, дифференциальная чув-

ствительность) от уровня кровенаполнения ткани V_b представлены на рис. 8. Если учесть, что темновой фототок I_s у фотодиодов, работающих в схеме включения в фотодиодном режиме, по сути, является пороговым уровнем шумов (единицы наноампера), то относительно него можно обосновать МТТ к МЛНДК по уровню соотношения сигнал/шум, скажем, 10. Например, минимальное изменение кровенаполнения ΔV_b , регистрируемое прибором (порог чувствительности), не должно быть меньше такой величины, которая дает изменение фототока в фотоприемнике по уровню ниже этого порога. Полученные зависимости для рассматриваемых длин волн и приращений ΔV_b , соответствующих приращению фототока в 1 нА, от уровня кровенаполнения ткани V_b представлены на рис. 9. Для зеленого света (рис. 9а) минимальное приращение ΔV_b , различимое в шумах, растет, а, следовательно, порог чувствительности падает очень быстро с ростом кровенаполнения ткани. Причем при $V_b \approx 7\%$ для данной длины волны полезный сигнал станет неразличим в шумах. Для красного и ИК-диапазонов спектра (рис. 9б) изменения ΔV_b от V_b значительно менее выражены по сравнению с зеленым светом, однако также нелинейны. Анализ приведенных зависимостей показывает, что чем больше кровенаполнение ткани, тем приращение кровенаполнения, различимое прибором, становится грубее, причем зависимость носит явно нелинейный характер. Таким образом, чувствительность приборов НМС также, видимо, нелинейна.

Зависимости отношений $V_b / \Delta V_b$ от уровня V_b представлены на рис. 10 и, по сути, являются разрешением приборов НМС по рассматриваемому параметру. Все зависимости в целом носят также нелинейный характер, и в случае красного и ИК-света максимумы функции разрешения прибора НМС приходятся на диапазон 10...20 % кровенаполнения ткани.

Из полученных зависимостей (например на рис. 8) также следует, что в случае $\lambda = 577$ нм необходимо повышать мощность зондирующего излучения ввиду его сильного поглощения биотканью. При $P_{изл}(577) = 7$ мВт регистрируемый фототок достигнет уровня темнового фототока (шумов) при кровенаполнении ткани порядка 15 %, что является ограничением по диапазону измерения параметра V_b методом ОТО для данной длины волны и приведенных условий расчета. Кроме того, из рис. 9 и 10 следует, что при

уровне V_b ткани порядка 40 % даже с использованием длин волн красного и ИК-диапазонов спектра становится вообще затруднительно регистрировать любое кровенаполнение (а, следовательно, и S_tO_2), т. к. в этом случае соотношение сигнал/шум будет менее 10 и уровня полезного сигнала будет недостаточно для чувствительности фотоприемника. Очевидно, что теоретический диапазон шкалы измерений по объемному уровню кровенаполнения в ОТО составляет в среднем 0...30 % при выбранных исходных данных и геометрии приема излучения.

Аналогичные рассуждения можно распространить и на доплеровский диагностический канал, который наиболее чувствителен и специфичен к изменению ритмов МЦК. Работая на принципах выделения переменной составляющей сигнала

биений на квадратичном фотоприемнике в ИК-диапазоне длин волн [10], этот канал, согласно полученным данным, не находится на пределе чувствительности по мощности принимаемого сигнала и имеет хорошее разрешение в широком диапазоне изменений V_b . Однако тепловые электрические шумы в системе и электрические наводки в приемном тракте канала, а также (возможно, в большей степени) нестабильность мощности излучателя канала тоже неизбежно приведут к ограничению его чувствительности, но уже в зависимости от амплитудно-частотной характеристики фотоприемного тракта и спектральной плотности мощности шума. То есть для разных регистрируемых спектральных компонент МЦК могут быть свои ограничения по чувствительности и их разрешению прибором ЛДФ на фоне

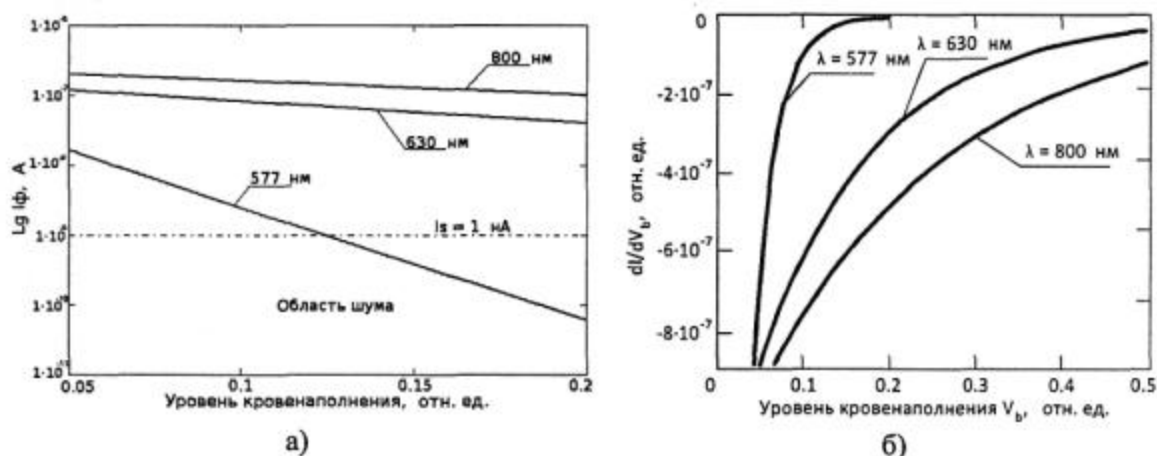


Рис. 8. Зависимость регистрируемых фототоков I_ϕ (а) и приращений фототоков dI_ϕ / dV_b (б) от уровня кровенаполнения ткани V_b

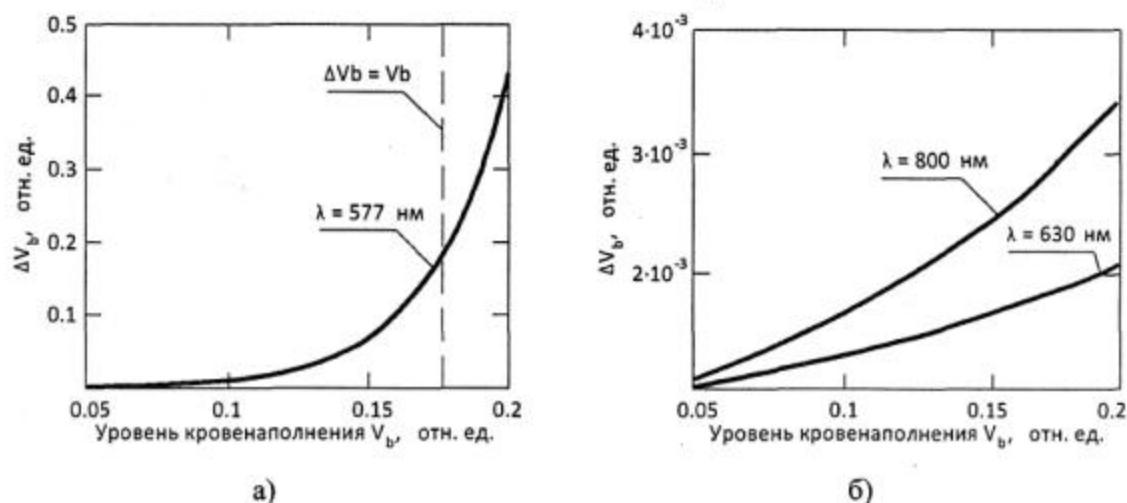


Рис. 9. Зависимость приращения кровенаполнения ΔV_b , соответствующее приращению фототока в 1 нА, от уровня кровенаполнения ткани V_b

шума, причем, очевидно, спектральная чувствительность к ритмам МЦК здесь тоже будет зависеть от V_b . И эти ограничения также должны быть нормированы в грамотно сформулированных МТТ.

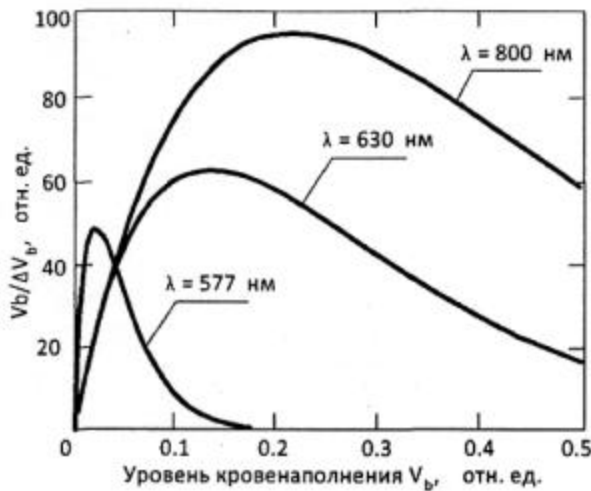


Рис. 10. Зависимость разрешения прибора НМС от уровня кровенаполнения ткани V_b

Анализ результатов и другие специализированные МТТ

Анализ полученных теоретических и экспериментальных данных еще раз показывает, что применение современных методов и приборов НМС для функциональной диагностики и оценки эффективности лечебных мероприятий по динамике изменения параметров МЦК влечет за собой необходимость грамотного расчета обоснованных метрологических МТТ к определенному виду медицинской техники. Именно поэтому, помимо разработки общих инженерных основ функционирования и проектирования таких систем [3] в НМС, необходимо создание полноценной системы метрологического обеспечения как приборов, так и методик измерений в целом [6]. Строго говоря, человек, как объект диагностики параметров микрогемодинамики в системе МЦК, является в общем случае динамически изменчивой и нелинейной системой с широким диапазоном физиологического разброса показателей в норме. Относительный физиологический разброс (СКО) результатов измерений в НМС методами ЛДФ и ОТО находится по данным [12] в диапазоне $\pm 30\%$ от среднего арифметического значения каждого параметра. В случае нормального закона распределения результатов измерений доверительный интервал составит соответственно $\pm 60\%$. Однако

проверка на нормальность закона распределения результатов измерений в НМС показывает, что закон распределения не для всех показателей является нормальным, а значит, доверительный интервал может быть и больше приведенного оценочного значения. Более того, в случае обработки нескольких серий результатов измерений (например, полученных в разные дни для одного и того же пациента) значения в них часто получаются неравномерно распределенными и серии измерений соответственно признаются неоднородными. То есть наличие больших естественных флуктуаций параметров микрогемодинамики затрудняет процесс интерпретации врачами результатов диагностики с помощью технологии НМС.

Выходом из сложившейся ситуации при разработке МТТ могут быть уточнение диапазонов измерений используемых показателей в НМС, как в рассмотренном нами случае измерения и оценки V_b , разработка других интегральных медико-биологических показателей, подверженных более узкому разбросу результатов измерений, а также разработка схем и методик исследований с применением различных относительных измерений, нивелирующих физиологические флуктуации, например с применением унифицированных нагрузочных проб на систему МЦК [10]. Последнее предложение не относится напрямую к проблеме разработки МТТ, однако в ряду общих мероприятий по созданию метрологического обеспечения всей диагностической технологии в целом является, по нашему мнению, также немаловажным. Но даже и для существующих методов представленный нами простейший и достаточно очевидный «энергетический» подход позволяет получить много новых и интересных данных. Открываются, например, существующие и не очевидные на первый взгляд ограничения на ряд технических и метрологических характеристик приборов НМС, таких как диапазоны чувствительности и разрешающей способности по разным спектральным каналам и разным медико-биологическим регистрируемым параметрам, которые пока не входят ни в ТУ, ни в паспортные данные известных нам серийно выпускаемых приборов ни у нас в России, ни за рубежом.

Выводы и заключение

Как показывает приведенный пример рассмотрения реальной диагностической задачи в НМС, применение современных методов и приборов

НМС для функциональной диагностики и оценки эффективности лечебных мероприятий, например, НИЛТ по изменениям параметров МЦК влечет за собой необходимость грамотного расчета метрологических МТТ к определенному виду медицинской техники. Пример НИЛТ был выбран нами не случайно. С одной стороны, это пример реальной практической и нерешенной задачи в медицине, а с другой стороны – реальный пример если и существующих, то совсем небольших изменений регистрируемых показателей, на котором можно наглядно продемонстрировать имеющиеся в НМС «подводные метрологические камни». Предложенный «энергетический» подход позволяет, в частности, вскрыть некоторые неочевидные ограничения на ряд технических и метрологических характеристик приборов. Открываются и сам факт, и глубокие медико-физические причины принципиальной нелинейной чувствительности приборов. А это – повод задуматься над более аккуратной медицинской интерпретацией получаемых данных. В целом же рассмотренный подход показывает, что дальнейшее успешное развитие данной технологии во многом будет определяться метрологическим обеспечением методов и приборов НМС, выводящим ее с уровня исследовательской до уровня стандартизированной диагностической технологии, удовлетворяющей всем требованиям современного здравоохранения и единства измерений.

Список литературы:

1. Тучин В.В. Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях. – Саратов: Изд-во СГУ, 1998. 384 с.
2. Rogatkin D.A., Lapaeva L.G. Перспективы развития неинвазивной спектроскопической диагностики в медицине // Медицинская техника. 2003. № 4. С. 31-36.
3. Rogatkin D.A., Lapaeva L.G. Комплексный биотехнический подход на этапе идейно-технического проектирования многофункциональных диагностических систем для медицинской неинвазивной спектроскопии // Биомедицинская радиоэлектроника. 2008. № 8-9. С. 89-97.
4. Rogatkin D.A., Lapaeva L.G., Petritskaya E.N., Sidorov V.V., Shumskiy V.I. Multifunctional laser noninvasive spectroscopic system for medical diagnostics and metrological provisions for that // Proc. SPIE. 2009. Vol. 7368. 73681Y.
5. Rogatkin D.A., Быченко О.А., Лapaева Л.Г. Точность, достоверность и интерпретация результатов in vivo лазерной флуоресцентной диагностики в спектральном диапазоне флуоресценции эндогенных порфиринов // Оптический журнал. 2009. Т. 76. № 11. С. 46-53.
6. Rogatkin D.A., Дунаев А.В., Лapaева Л.Г. Метрологическое обеспечение методов и приборов неинвазивной медицинской спектроскопии // Медицинская техника. 2010. № 2 (260). С. 30-37.
7. Дунаев А.В., Rogatkin D.A. К вопросу о возможности использования методов неинвазивной спектроскопии для контроля эффективности низкоинтенсивной лазерной терапии // Известия ОрелГТУ. Серия «Фундаментальные и прикладные проблемы техники и технологии». 2009. № 3, 275(561). С. 110-115.
8. Rogatkin D.A., Черный В.В. Низкоинтенсивная лазерная терапия. Взгляд физика на механизмы действия и опыт применения // Взаимодействие излучения с веществом / Материалы 2-й Байкальской школы по фундаментальной физике. – Иркутск: ИГУ, 1999. С. 366-378.
9. Александров М.Т. Лазерная клиническая биофотометрия. – М.: Техносфера, 2008.
10. Лазерная доплеровская флоуметрия микроциркуляции крови / Под ред. А.И. Крупаткина, В.В. Сидорова. Руководство для врачей. – М.: Медицина, 2005. 256 с.
11. Дунаев А.В., Жеребцов Е.А., Rogatkin D.A., Литвинова К.С., Щербаков М.И. Динамика изменений параметров микроциркуляции крови и температуры биоткани при низкоинтенсивной лазерной терапии / Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии: Доклады IX Междунар. научно-технич. конф. – Владимир, 2010. С. 67-70.
12. Макаров Д.С., Rogatkin D.A. Физиологический разброс индивидуальных параметров микроциркуляции крови как источник ошибок в неинвазивной медицинской спектроскопии / Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии: Доклады IX Международной научно-технической конференции. – Владимир, 2010. С. 78-82.

Андрей Валерьевич Дунаев,

канд. техн. наук, доцент,

Евгений Андреевич Жеребцов,

аспирант, ассистент,

кафедра «Приборостроение,

метрология и сертификация»,

ГОУ ВПО ОрелГТУ,

г. Орел,

Дмитрий Алексеевич Rogatkin,

д-р техн. наук, зав. лабораторией

медико-физических исследований,

ГУ МОНИКИ им. М.Ф. Владимирского,

г. Москва,

e-mail: dunaev@ostu.ru