



© Авторы, 2012

**Андрей Валерьевич
Дунаев** –

к.т.н., докторант, доцент,
кафедра «Приборостроение,
метрология и сертификация»,
ФГБОУ ВПО «Государственный
университет –
учебно-научно-производственный
комплекс», исполнительный
директор научно-образовательного
центра «Биомедицинская инженерия»
(г. Орел).

E-mail: dunaeв@ostu.ru

**Евгений Андреевич
Жеребцов** –

аспирант, кафедра «Приборостроение,
метрология и сертификация»,
ФГБОУ ВПО «Государственный уни-
верситет – учебно-научно-
производственный комплекс».

E-mail: zherebczow@gmail.com

**Дмитрий Алексеевич
Рогаткин** –

д.т.н., доцент, зав. лабораторией
медико-физических исследований,
Государственное учреждение
Московский областной
научно-исследовательский клинический
институт (ГУМОНИКИ)
им. М.Ф. Владимирского.

E-mail: rogatkin@monikiweb.ru

Принципы построения тест-объекта для метрологического контроля состояния приборов лазерной доплеровской флоуметрии

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

Рассмотрены проблемы метрологического обеспечения приборов лазерной доплеровской флоуметрии, а также различные принципы построения тест-объектов для метрологического контроля состояния приборов лазерной доплеровской флоуметрии. Предложено использовать тест-объект, построенный на принципе имитации движущихся частиц с помощью электромеханического преобразователя электрического сигнала в механические колебания. Приведены результаты экспериментальных исследований прибора лазерной доплеровской флоуметрии с помощью макета предлагаемого тест-объекта для метрологического контроля состояния.

Ключевые слова: лазерная доплеровская флоуметрия, метрологическое обеспечение, тест-объект, фантом биоткани, рабочая мера.

The article deals with the problems of metrological support of laser Doppler flowmetry devices. It discussed the various principles of the test objects for the metrological control of the laser Doppler flowmetry devices. It is proposed to use the test facility, built on the principle of simulation of moving particles by means of electromechanical transducer electrical signal into mechanical vibrations. The results of experimental studies of laser Doppler flowmetry device with the proposed test object are given.

Keywords: laser Doppler flowmetry, metrological assurance, test-object, phantom, working standard.

Введение

Как известно, успешное развитие любого нового метода измерения во многом определяется развитием его метрологического обеспечения. Однако на сегодняшний день во многих областях медицины еще остаются методы диагностики, в которых до сих пор не нашли удовлетворительного решения такие фундаментальные задачи обеспечения единства измерений, как создание системы эталонов (рабочих мер, тест-объектов), воспроизводящих единицу измерения, разработка системы государственной и ведомственной метрологической аттестации, поверки и калибровки, предназначенной для отечественных и ввозимых из-за границы приборов. Актуальными являются более частные вопросы сравнения метрологических характеристик отдельных приборов одного производителя, а также различных производителей (в том числе и зарубежных приборов) с целью выявления скрытых дефектов и отказов. Очевидно, что применение приборов, потенциально выдающих недостоверные результаты

измерения, крайне не желательны в сфере, связанной с жизнью и здоровьем человека. Именно к подобным методам диагностики, нуждающимся в метрологическом обеспечении, и относится сегодня метод лазерной доплеровской флоуметрии (ЛДФ) [1, 2].

Цель статьи – показать существующие принципы построения тест-объектов для ЛДФ и предложить усовершенствованную конструкцию тест-объекта, с помощью макета которого выполнены экспериментальные исследования возможностей его применения для метрологического контроля состояния приборов ЛДФ.

Основы метода ЛДФ

Лазерная доплеровская флоуметрия – метод неинвазивной медицинской оптической диагностики, который базируется на зондировании *in vivo* эпителиальных тканей живого биологического объекта (БО) низкоинтенсивным лазерным излучением определенной длины волны λ_{0i} , например $\lambda_{0i} = 800$ нм, с последующей регистрацией обратно рассеянного от БО излучения и определением динамических параметров микроциркуляции крови, таких как перфузия тканей кровью и частотные ритмы микроциркуляции, по доплеровскому сдвигу частоты излучения лазера при рассеянии этого излучения на движущихся форменных элементах крови (ФЭК). Этот сдвиг частоты содержится в регистрируемом обратном рассеянном излучении от БО и зависит от скорости движения рассеивающих свет ФЭК, главным образом эритроцитов. На рис. 1 схематично представлена дерма и ее архитектоника – типовой БО исследования методом ЛДФ; здесь 1 – зондирующее волокно; 2 – приемное волокно; 3 – биоткань (дерма); H – толщина зондируемого слоя; d – база измерений.

Результат измерений в ЛДФ – индекс микроциркуляции крови (I_m), измеряемый в условных перфузионных единицах (пф. ед.). Он определяется согласно общеизвестной формуле [3] как

$$I_m(t) \approx K_1 \cdot N(t) \cdot V(t), \quad (1)$$

где $I_m(t)$ – мгновенное значение показателя микроциркуляции крови как функция времени; K_1 – коэффициент пропорциональности; $N(t)$ – мгновенное значение количества рассеивающих ФЭК в зондируемом объеме ткани; $V(t)$ – средняя скорость движения ФЭК в зондируемом объеме тка-

ни, усредненная в момент времени t по сосудам разной иерархии с разной скоростью кровотока (капилляры, артериолы, вены и пр.); t – текущее время.

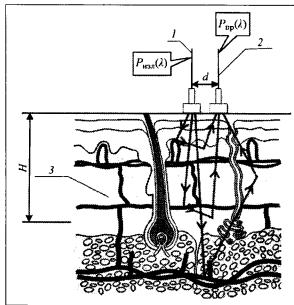


Рис. 1. Типовой биологический объект исследования методом ЛДФ

Физически же индекс I_m определяется в приборах ЛДФ путем регистрации мощности переменной составляющей сигнала $P(t)$ с фотоприемника, которая формируется за счет биений сигналов с опорной и сдвинутой за счет эффекта Доплера частотами в полосу частот 1 Гц ... 24 кГц (при типовых скоростях ФЭК до 10 мм/с). Это может быть качественно описано уравнением

$$I_m(t) \approx K_2 \cdot P(t), \quad (2)$$

где K_2 – калибровочный (приборный) коэффициент, причем $K_2 \neq K_1$.

Иногда, например в [4], переменную составляющую $P(t)$ нормируют на постоянную составляющую сигнала:

$$I_m(t) \approx K_3 \cdot \frac{P(t)}{DC^2}, \quad (3)$$

где $K_3 = K_2 \cdot DC^2$, а DC – постоянная составляющая сигнала с фотоприемника, но физическая суть $I_m(t)$ от этого не меняется.

При практической реализации метода ЛДФ $I_m(t)$ непрерывно регистрируется в течение времени исследований, и диагностика состояния микроциркуляции крови основывается на анализе



графической записи изменений амплитуды $I_m(t)$, которая называется ЛДФ-граммой. Последняя имеет постоянную и переменную от времени составляющие (рис.2).

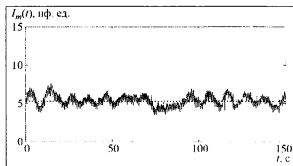


Рис.2 Типичный вид ЛДФ-граммы

Постоянная составляющая – это средняя перфузия крови в микроциркуляторном русле за выбранный временной интервал анализа. Переменная же составляющая ЛДФ-граммы обусловлена физиологическими факторами, регулирующими поток крови в микроциркуляторном русле, т.е. отражает изменения $N(t)$ и $V(t)$ во времени в зависимости от суммарного действия нейрогенных, миогенных, эндотелиальных и т.п. факторов регуляции микрогемодинамики. Она отражает частотные ритмы регуляции процессов микроциркуляции в диапазоне частот 0,01...2 Гц. И та, и другая составляющие важны для медицинской интерпретации результатов диагностики. Они позволяют врачу оценивать параметры кровоснабжения клеточных тканей, обнаруживать и исследовать ритмические процессы комплексной физиологической регуляции параметров микрогемодинамики (сосудистые ритмы в системе микроциркуляции крови, дыхательные ритмы и пр.), делать выводы о функциональном состоянии микрососудистого русла системы микроциркуляции крови и т.д. Поэтому в последнее время метод ЛДФ находит все большее применение и в клинической практике, и в перспективных медико-биологических научных исследованиях.

Однако из формул (2) и (3) следует, что для получения точной и сравнимой на разных приборах между собой количественной диагностической информации в метод ЛДФ необходимы стандартизация, метрологическая аттестация и проверка всех приборов ЛДФ на предмет правильного выбора (задания) калибровочных приборных коэффициентов K_i в каждом конкретном

приборе так, чтобы при одинаковых $P(t)$ все однотипные приборы выдавали одинаковые величины $I_m(t)$, причем как постоянную, так и переменную (частотную) составляющие $I_m(t)$. Обычно в измерительной технике такие проблемы решаются путем создания и стандартизации специальных устройств – рабочих эталонов (мер), имитирующих, воспроизводящих и хранящих регистрируемую прибором величину (в данном случае $I_m(t)$) в известных и заранее определенных для каждого конкретного эталона диапазонах (в зарубежных первоисточниках такие меры для ЛДФ часто именуются «фантомами биоткани» [5]). Но для метода ЛДФ таких специальных устройств (тест-объектов), стабильных во времени по своим характеристикам и эффективно имитирующих и воспроизводящих постоянную и переменную составляющие величины $I_m(t)$ с хорошей повторяемостью (воспроизводимостью), пока не создано. Таким образом, широкому практическому применению приборов ЛДФ в практической медицине в большой мере препятствует сегодня, как уже отмечалось выше, недостаточная метрологическая обеспеченность данного метода и, в первую очередь, отсутствие соответствующих тест-объектов для метрологического контроля состояния приборов [1, 2, 6].

Классификация принципов построения тест-объекта для ЛДФ

В настоящее время чаще всего в качестве тест-объектов для приборов ЛДФ используются стабилизированные коллоидные растворы светорассеивающих частиц [7, 8], которые моделируют движение ФЭК и $P(t)$ за счет броуновского движения частиц в растворе. При этом нормируют их концентрацию, а средняя скорость оценивается теоретически согласно моделям, построенным на зависимостях броуновского движения от температуры среды. В данном случае размер воспроизводимой величины $I_m(t)$ будет зависеть от концентрации, скорости оседания, размера и формы частицы, температуры, динамической вязкости растворителя. Точность воспроизведения величины $I_m(t)$ определяется в этом случае точностью задания целого ряда микро- и макроскопических параметров соответствующей коллоидной системы, что является существенным недостатком данного типа тест-объектов. Эти тест-объекты также нестабильны во времени

(раствор может высыхать и т.п.), а для воспроизведения нескольких различных по амплитуде величин $I_m(t)$ требуется такое же количество тестовых коллоидных растворов. Таким образом, получается не один универсальный тест-объект с регулируемыми параметрами, а набор тест-объектов с не очень хорошей точностью и воспроизводимостью результата.

Другим подходом является использование в тест-объекте чередующихся между собой и подвижных слоев различных твердых материалов с разными оптическими свойствами, обеспечи-

вающими величину рассеяния света, близкую к величинам рассеяния в живых биологических тканях, за счет светорассеивающих свойств этих материалов. Примером подобных тест-объектов является объект, рассмотренный, например, в [9], в котором часть слоев – самый верхний и самый нижний слои, неподвижны, а часть слоев в середине могут перемещаться электрическим мотором вперед-назад в небольших пределах, имитируя движение ФЭК в тканях и создавая таким образом переменный сигнал $P(t)$.

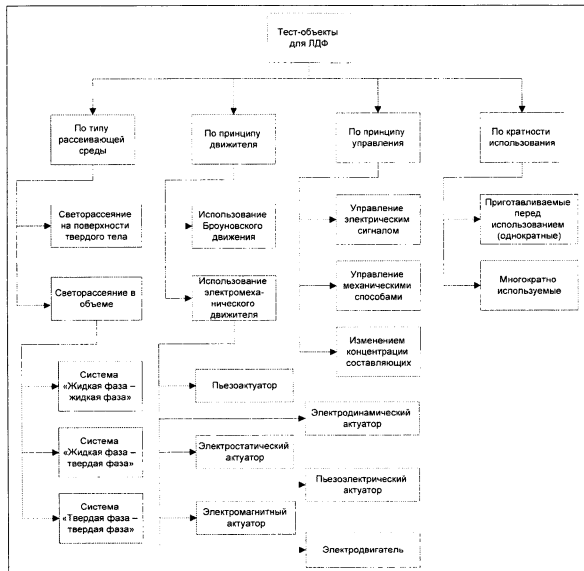


Рис. 3. Классификация принципов построения тест-объектов для ЛДФ



Однако к недостаткам данного подхода в построении тест-объектов для ЛДФ можно отнести следующие:

необходимость создания механической системы движения слоев от привода электромотора, что усложняет и удорожает конструкцию;

невозможность просто и быстро менять скорость и амплитуду движимых слоев для моделирования разных по амплитуде $P(t)$ и, соответственно, $I_m(t)$;

невозможность моделирования сложного модулированного сигнала для имитации частотных ритмов микроциркуляции (частотной компоненты $I_m(t)$);

потенциальная опасность истирания со временем поверхностей механически движущихся и трущихся друг относительно друга слоев с изменением их оптических свойств, что приведет к нестабильности во времени значениям $I_m(t)$ у данного тест-объекта.

Для устранения указанных недостатков предлагается подход в построении тест-объектов для ЛДФ, заключающийся в приведении светорассеивающих частей в движение в направлении, коллинеарном вектору распространения зондирующего излучения. Для подведения внешней энергии предлагается использовать непосредственно пьезоэлемент либо другую электродинамическую систему в качестве актуатора без использования промежуточной механической системы. При этом частицы должны вынужденно совершать возвратно-поступательное движение, моделируя движение эритроцитов в капиллярном русле. В данном случае точность воспроизводимой величины будет определяться точностью задания концентрации рассеивающих элементов, точностью формирования их средней скорости движения, а также углом между вектором скорости и нормалью к плоскости приемной апертуры волокна прибора ЛДФ.

Классификация существующих и потенциально возможных принципов построения тест-объектов для метода ЛДФ представлена на рис. 3.

Тест-объект для метрологического контроля состояния приборов ЛДФ

Таким образом, на основе проведенного анализа классификации существующих и потенциально возможных принципов построения тест-объектов для метода ЛДФ предлагается разработка более простой и дешевой конструкции тест-объекта,

позволяющей воспроизводить как постоянную, так и переменную компоненты $I_m(t)$ и обладающей возможностью простой перестройки на имитацию разных по величине $I_m(t)$ и имитацию разных частотных ритмов микроциркуляции.

Предлагаемый тест-объект для метрологического контроля состояния приборов ЛДФ представляет собой слоистую конструкцию из различных твердых материалов с разными светорассеивающими свойствами и с неподвижными верхним и нижним слоями. Средний светорассеивающий слой располагается с небольшим (0,1...1,0 мм) зазором от верхнего слоя на подвижной поверхности электромеханического преобразователя электрического сигнала в механические колебания, например, на поверхности пьезоэлектрического актуатора, так, чтобы при подаче электрического сигнала этот слой мог механически свободно колебаться вверх-вниз с частотой в диапазоне 0,1 Гц...20,0 кГц, имитируя движения ФЭК и создавая за счет своих светорассеивающих свойств переменный сигнал $P(t)$. Для получения более точных и стабильных результатов верхний неподвижный слой должен быть снабжен специальным устройством для однозначного позиционирования и крепления на нем оптического датчика (зонда) прибора ЛДФ, выполненным, например, в виде небольшого углубления (ложа) в верхнем слое. Для исключения влияния паразитных сигналов засветки от поверхности самого электромеханического преобразователя между подвижным светорассеивающим слоем и поверхностью преобразователя может располагаться дополнительный светопоглощающий слой. Более же точное моделирование поглощающих спектральных оптических свойств крови может быть выполнено добавлением в светорассеивающий слой различных дополнительных поглощающих веществ (красителей). Конструкция предлагаемого тест-объекта представлена на рис. 4.

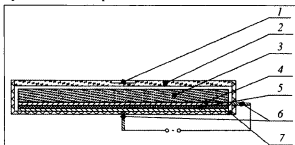


Рис. 4. Конструкция предлагаемого тест-объекта для ЛДФ

Предлагаемый тест-объект для метрологического контроля состояния приборов ЛДФ работает следующим образом.

Оптический зонд прибора ЛДФ размещается при помощи штатива в специальном ложе 1 нормально к поверхности верхнего слоя 2 тест-объекта. После включения прибора ЛДФ, подвращаемого метрологическому контролю состояния, лазерное излучение от прибора проходит внутрь устройства, рассеивается в светорассеивающем слое 3 и часть его возвращается обратно в зонд для регистрации и обработки. При подаче на электроды 6 переменного электрического сигнала от стандартного генератора звуковых электрических сигналов электромеханический преобразователь начинает вибрировать, передавая эти механические колебания светорассеивающему слою, в результате чего на фотоприемнике прибора ЛДФ возникает переменный сигнал $P(t)$, и прибор выдает результат в виде $I_m(t)$. Меняя частоту и амплитуду подаваемого на электроды 6 электрического сигнала обычными стандартными средствами регулировки режима работ генератора звуковых сигналов, можно имитировать разные по амплитуде величины $I_m(t)$. А подача на электроды 6 переменного электрического сигнала, дополнительно модулированного по амплитуде низкочастотным сигналом в диапазоне 0,01...1,00 Гц, например синусоидальным, позволяет провизировать работоспособность встроенных в прибор ЛДФ систем анализа частотных ритмов модуляции кровотока (частотных ритмов изменения амплитуды $I_m(t)$). Все это в совокупности позволяет полностью проверить работоспособность любого прибора ЛДФ, провести метрологический контроль его состояния и подкорректировать при необходимости его калибровочные коэффициенты (K_i), т.е. прокалибровать.

Обоснование режима работы тест-объекта

Для уточнения технических характеристик предлагаемого тест-объекта для метрологического контроля состояния приборов ЛДФ необходимо обосновать режим его работы. В первую очередь, необходимо оценить частоту колебаний актюатора, на которой будет происходить имитация движения ФЭК.

Как известно, скорость i -го ансамбля ФЭК (эритроцитов) связана со значением частоты со-

ответствующей ему i -й гармонике доплеровского сдвига следующим выражением [3]:

$$V_i = \frac{f_i \lambda}{2n} \quad (4)$$

где V_i – скорость частицы; f_i – доплеровская частота сдвига; λ – длина волны; n – показатель преломления среды (для плазмы крови $n = 1.4$).

Частота регистрации доплеровского сдвига для современных приборов ЛДФ лежит в полосе от единиц герц до нескольких десятков килогерц, что, согласно формуле (4), соответствует диапазону регистрируемых скоростей движения ФЭК от 0 до приблизительно 10 мм/с.

Таким образом, тест-объект должен обеспечивать движение светорассеивающих элементов в аналогичном диапазоне частот. В случае колебательного вида движений разумно в качестве управляющего закона выбрать синусоидальный по причине отсутствия в этом случае высших гармоник в спектре. Тогда координата перемещения светорассеивающих элементов изменяется согласно выражению

$$A = A_0 \sin(2\pi f t) \quad (5)$$

Скорость светорассеивающих элементов находится как первая производная по времени следующим образом:

$$A = A_0 \sin(2\pi f t), \quad (6)$$

отсюда амплитуда изменения скорости

$$V_0 = 2\pi f A_0 \quad (7)$$

Метод ЛДФ не чувствителен к знаку перемещения, что позволяет перейти к среднеинтегральному значению модуля скорости, которое для синусоидального закона с учетом (7) вычисляется как

$$V_m = \frac{2}{\pi} V_0 = 4 f A_0 \quad (8)$$

Апертурный угол α типовых оптических волокон составляет величину, близкую к 10° . Входная апертура волокна (как и выходная) представляет собой конус (рис. 5) с углом при вершине, равным двойному апертурному углу, и основанием S . Радиус основания определяется следующим образом:

$$r = h \cdot \operatorname{tg}(\alpha) \quad (9)$$



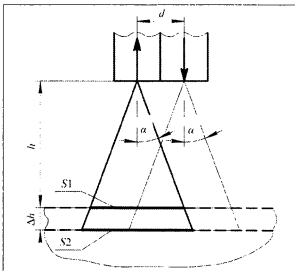


Рис.5. Пояснение к обоснованию величины амплитуды и частоты колебаний светорассеивающих элементов

Пусть база измерений равна $d = 1$ мм (что вполне соответствует практике). Тогда для перекрытия апертур приемного и передающего волокон на расстояние, равное одному радиусу основания соответствующего конуса, необходимо $h \approx 3$ мм. В случае перемещения светорассеивающего основания на расстояние Δh (амплитуда колебаний) соответствующая переменная составляющая, связанная с изменением площади $S2 = S1 + \Delta S$ и не связанная с доплеровским сдвигом оптического излучения, будет формироваться на фотоприемнике, что следует считать одной из составляющих погрешности. Пусть относительное приращение δ определяется из следующего выражения:

$$\delta = \frac{S2 - S1}{S1} \quad (10)$$

Из геометрических соображений, выразив $S1$ и $S2$ через переменные h и Δh , получим выражение

$$\delta = \frac{h^2 + 2\Delta h \cdot h + \Delta h^2}{h^2} - 1 \quad (11)$$

откуда, с учетом малости величины Δh^2 при малых значениях перемещения, получим

$$\Delta h = \frac{\delta \cdot h}{2} \quad (12)$$

Задавшись величиной $\delta = 0.01$ и $h = 3$ мм, из выражения (12) получим $\Delta h = 1.5 \cdot 10^{-5}$ м. Сдело-

вательно, из (8) для воспроизведения среднеинтегральной скорости движения светорассеивающих элементов, равной 10 мм/с, необходимо задать частоту колебаний актуатора, равную приблизительно 170 Гц. Следует отметить, что в зависимости от конструктивных особенностей используемого в тест-объекте актуатора (например, диаметр электродинамической головки, амплитуда напряжения и т.д.) частота колебаний может достигать значений до 500 Гц.

Результаты экспериментальных исследований прибора ЛДФ с помощью макета тест-объекта

С целью проверки возможности применения предложенного принципа построения тест-объекта для метрологического контроля состояния приборов ЛДФ проведены оценочные экспериментальные исследования в лаборатории медико-физических исследований Московского областного научно-исследовательского клинического института им. М.Ф. Владимирского с помощью разработанного макета тест-объекта и прибора ЛДФ «ЛАКК-02» (НПП «ЛАЗМА»). Внешний вид экспериментальной установки представлен на рис. 6.

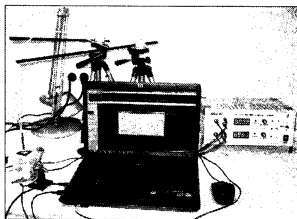


Рис. 6. Внешний вид экспериментальной установки

На данной экспериментальной установке были зарегистрированы тестовые записи ЛДФ-грамм в двух основных режимах работы макета тест-объекта: имитация постоянной составляющей $I_m(t)$ на каком-либо определенном уровне (как правило, 10...40 пф.ед.), имитация $I_m(t)$ с низкочастотной (НЧ) модуляцией для проверки работоспособности систем анализа частотных ритмов модуляции кровотока. Всего было заре-

гистрировано по 10 записей ЛДФ-грамм длительностью в среднем 1...3 мин в каждом режиме работы макета тест-объекта. На последующих рис. 7 – 9 приведен типичный их вид.

На рис. 7, а представлена зарегистрированная ЛДФ-грамма прибором «ЛАКК-02» при имитации на макете в течение 40 с постоянной составляющей $I_m(t)$ на уровне 22...25 пф.ед. без частотных ритмов микроциркуляции (обычный режим работы макета). Этот режим реализовывался на макете тест-объекта подачей на электромеханический преобразователь (электродинамическая головка) синусоидального напряжения с амплитудой 2 В с частотой 500 Гц. Рис. 7, б отражает частотный спектр этого сигнала.

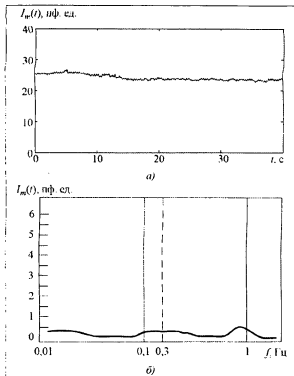


Рис.7. Типичный вид ЛДФ-граммы (а) и ее частотный спектр (б) при обычном режиме работы макета тест-объекта

На рис. 8, а представлена зарегистрированная ЛДФ-грамма прибором «ЛАКК-02» при реализации на макете режима модуляции по амплитуде электрического управляющего сигнала НЧ-сигналом частотой 0,3 Гц, имитирующим нейрогенный ритм регуляции микрогемодинамики. Рис. 8, б отражает частотный спектр этого сигнала, что наглядно демонстрирует возможности предлагаемого тест-объекта по имитации частотных ритмов микрогемодинамики.

Аналогичным образом, меняя частоту модуляции сигнала или делая сигнал сложномодулированным (одновременная модуляция набором частот), можно легко имитировать любые комбинации частотных ритмов микроциркуляции, что также является важным при метрологическом контроле состояния приборов ЛДФ.

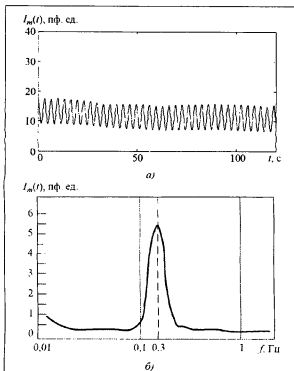


Рис.8. Типичный вид ЛДФ-граммы (а) и ее частотный спектр (б) при режиме работы макета тест-объекта с НЧ-модуляцией 0,3 Гц

На рис. 9 продемонстрирована возможность управления и перестройки макета тест-объекта

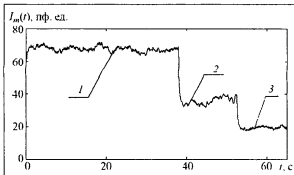


Рис.9. Типичный вид ЛДФ-граммы при имитации различных постоянных значений величины $I_m(t)$



на имитацию различных постоянных значений величины $I_m(t)$ путем подачи на электромеханический преобразователь разных амплитуд напряжений с одной несущей частотой 200 Гц ($I - 1$ В; $2 - 0,5$ В; $3 - 0,2$ В).

Заключение

Анализ полученных предварительных экспериментальных данных показывает удобство и простоту в эксплуатации разработанного макета тест-объекта, оперативную управляемость его режимами (рис. 9) и возможность его использования для оценки работоспособности в приборах ЛДФ систем анализа частотных ритмов модуля-

ции кровотока, что позволяет их сравнивать между собой.

Таким образом, предложенный принцип построения тест-объекта для ЛДФ без использования жидких коллоидных растворов, основанный на имитации движения ФЭК за счет колебаний актуатора (электромеханического преобразователя) и светопрозрачного полимера с объемно-распределенными светорассеивающими частицами, позволяет повысить точность и достоверность воспроизводимой измеряемой величины $I_m(t)$ и использовать его для проведения метрологического контроля состояния приборов ЛДФ.

Литература

1. *Рогаткин Д.А., Дунаев А.В., Лапаева Л.Г.* Метрологическое обеспечение методов и приборов неинвазивной медицинской спектрофотометрии // Медицинская техника. 2010. №2 (260). С. 30 - 37.
2. *Rogatkin D.A., Lapayeva 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. V. 7368 - 73681Y.
3. Лазерная доплеровская флоуметрия микроциркуляции крови / под ред. А.И. Крутяткина и В.В. Сидорова. М.: Медицина. 2005. 256 с.
4. *Liebert A., Leahy M., Maniewski R.* Multichannel laser-Doppler probe for blood perfusion measurements with depth discrimination // Medical & Biological Engineering & Computing. 1998. № 11. P. 740 - 747.
5. Оптическая биомедицинская диагностика. В 2-х т. / пер. с англ. под ред. В.В. Тучина. М.: Физматлит. 2007.
6. *Дунаев А.В., Жеребцов Е.А., Рогаткин Д.А.* Методы и приборы неинвазивной медицинской спектрофотометрии: пути обоснования специализированных медико-технических требований // Приборы. 2011. №1 (127). С. 40 - 49.
7. *Fredriksson I., Larsson M., Salomonsson F., Stromberg T.* Improved calibration procedure for laser Doppler perfusion monitors // Proc. SPIE. 1996. 790602. 2011. doi:10.1117/12.871938.
8. *Di Nimi P., Martelli F., Zaccanti G.* Toward a reference standard for tissue phantoms // Proc. SPIE 7906. 79060M. 2011. doi:10.1117/12.874658.
9. *Soelkner G., Mitte G., Lohwasser R.* Monte Carlo simulation and laser Doppler flow measurements with high penetration depth in biological tissue-like head phantoms // Applied Optics. 1997. V.36. № 22. P. 5647 - 5654.

Поступила 4 октября 2011 г.

Principles of the Test-Object for Metrological Control of the Laser Doppler Flowmetry Apparatuses

© Authors, 2012

A.V. Dunaev, E.A. Zherebtsov, D.A. Rogatkin

- The development of any new method of measurement is largely determined the development of its metrological support. At present, in laser Doppler flowmetry (LDF) technique this is an issue of comparison of the metrological characteristics of individual devices of one manufacturer, as well as various manufacturers to detect hidden defects and failures. It requires standardization, metrological certification and checking of all instruments of LDF to obtain accurate and comparable to the different instruments to each other quantitative diagnostic information. Usually, in measuring techniques, such problems can be solved through the creation and standardization of special devices such as working standards. Now most commonly as test-objects it use colloids of light-scattering particles that simulate the motion of the blood corpuscles due to Brownian motion of particles in solution. But such systems do not have sufficient accuracy and stability. An approach to constructing test-objects for the LDF is to bring the light-scattering particles in motion in the direction collinear propagation vector of the probing radiation. The proposed solution is using of piezoelectric vibrator or other electrodynamic system as the actuator without using an intermediate mechanical system. It was made the mock of the test-object with a preliminary study modes of its operation.