



© Авторы, 2014  
© ЗАО «Издательство «Радиотехника», 2014

# Программно-аппаратный комплекс и методики для контроля технического состояния приборов лазерной доплеровской флюметрии

**Евгений Андреевич**

**Жеребцов –**  
ассистент,

кафедра «Приборостроение, метрология и сертификация», ФГБОУ ВПО «Государственный университет – учебно-научно-производственный комплекс»; науч. сотрудник,

Научно-образовательный центр «Биомедицинская инженерия» (г. Орел)

E-mail: zherebzow@gmail.com

**Андрей Валерьевич**

**Дунаев –**  
к.т.н., доцент,

кафедра «Приборостроение, метрология и сертификация», ФГБОУ ВПО «Государственный университет – учебно-научно-производственный комплекс»; вед. науч. сотрудник,

Научно-образовательный центр «Биомедицинская инженерия» (г. Орел)

**Е.А. Жеребцов, А.В. Дунаев**

Рассмотрены вопросы разработки программно-аппаратного комплекса и методик для контроля технического состояния приборов лазерной доплеровской флюметрии. Представлена математическая модель процесса воспроизведения величины перфузии ткани кровью с помощью колеблющейся диффузно-рассевающей поверхности в направлении, коллинеарном вектору распространения зондирующего излучения.

**Ключевые слова:** лазерная доплеровская флюметрия, метрологическое обеспечение, контроль технического состояния, математическая модель, тест-объект, программно-аппаратный комплекс.

The article examines the development of software and hardware system and methods for control of the technical state of the laser Doppler flowmetry monitors. It consider detailed mathematical model of the process of reproducing value of blood perfusion using vibrating diffusely scattering surface in the direction of the vector colinear propagation of the probe radiation.

**Keywords:** laser Doppler flowmetry, metrological support, control of technical state, mathematical model, test-object, software and hardware system.

## Введение

Развитие новых медицинских диагностических технологий немыслимо без разработки соответствующего метрологического обеспечения, позволяющего точно и информативно получать результаты диагностики. В последние два десятилетия бурное развитие оптических неинвазивных технологий привело к созданию различных методов – для проведения функциональной и флуоресцентной диагностики микроциркуляторно-тканевых систем организма [1]. К подобным методам диагностики, нуждающимся в метрологическом обеспечении, относятся сегодня лазерная доплеровская флюметрия (ЛДФ), оптическая тканевая оксиметрия (ОТО), флуоресцентная спектроскопия (ФС) и др. [2, 3].

Одним из наиболее широко распространённых методов функциональной диагностики периферического микрокровотока является метод ЛДФ, позволяющий анализировать ритмы капиллярного микрораковотока в диапазоне 0,01...1,8 Гц. Согласно своему физическому смыслу результат измерений в ЛДФ (перфузия ткани кровью) находится путём измерения доплеровского сдвига частот при зондировании ткани лазерным излучением. Регистрируемый медико-биологический параметр – «показатель микроциркуляции» (ПМ) – это величина, измеряемая в относительных (перфузионных) единицах (п.ф.ед.),



пропорциональная средней концентрации ансамбля эритроцитов и их средней скорости. Однако существующая проблема корректного воспроизведения данной величины (ЛДФ-грамммы) и создания соответствующих тест-объектов (оптических фантомов) сдерживает развитие и более широкое внедрение в клиническую практику данной технологии [4]. Предложенный ранее принцип построения тест-объекта для метрологического контроля состояния приборов ЛДФ [5], основанный на рассеянии зондирующего излучения на колеблющейся светорассеивающей поверхности, обладает рядом преимуществ по сравнению с аналогами (меньшая чувствительность к артефактам вибрации, возможность воспроизведения различных величин перфузии, больший срок службы эксплуатации) и позволяет контролировать техническое состояние приборов ЛДФ в процессе как эксплуатации в медицинских учреждениях, так и при калибровке и настройке данных приборов на предприятии-изготовителе.

Цель данной статьи – рассмотрение математической модели процесса воспроизведения показателя микроциркуляции и соответствующих методик контроля технического состояния приборов ЛДФ на основе предложенного программно-аппаратного комплекса.

### Математическая модель процесса воспроизведения показателя микроциркуляции

Обобщенная формула вычисления перфузии ткани кровью (ПМ) для разностной схемы построения приборов ЛДФ, имеющей одно зондирующее и два приемных оптических волокна, записывается в виде известного выражения [6]:

$$I_m = k_{\text{пп}} \frac{\int_{f_{\min}}^{f_{\max}} S_{i_{\text{ac}}}(f) |f| df}{i_{\text{dc}}^2}, \quad (1)$$

где  $S_{i_{\text{ac}}}(f)$  – функция спектральной плотности мощности сигнала переменной составляющей фототока  $i_{\text{ac}}(t)$ ;  $i_{\text{dc}}(t)$  – постоянная составляющая фототока;  $k_{\text{пп}}$  – приборный коэффициент (калибровочный коэффициент прибора).

Согласно предложенному принципу построения тест-объекта [5] и разработанной экспериментальной установке [7], воспроизведение

ЛДФ-сигнала производится с помощью колеблющейся диффузно-рассеивающей поверхности в направлении, коллинеарном вектору распространения зондирующего излучения. Конструкция тест-объекта представлена на рис. 1, где 1 – светопрозрачная плоскопараллельная пластина; 2 – подвижный диффузный отражатель; 3 – пакетный пьезоактуатор;  $S_{\text{in}}$  – апертура источника;  $S_{\text{out}}$  – апертура приемника;  $\Sigma$  – плоскость совпадения апертур приемника и источника. Геометрия расположения волокон относительно рассеивающей поверхности представлена на рис. 2, а, а вид сечения зондирующего и приемных конусов светорассеивающей поверхностью – соответственно на рис. 2, б. На рис. 2: 1 – передающее (зондирующее) волокно; 2 – приемное волокно; 3 – диффузно-рассеивающая по-

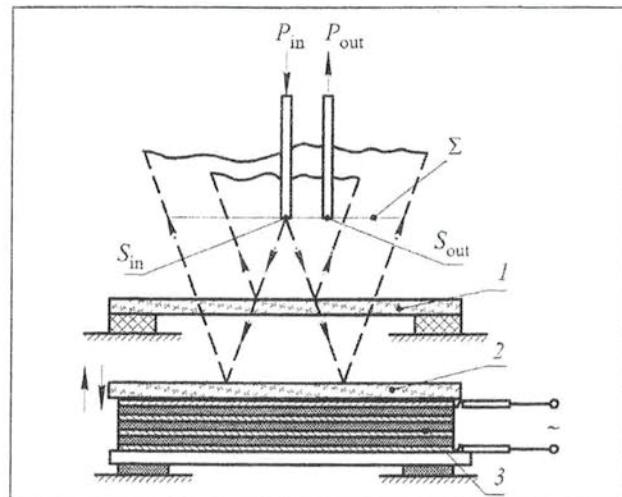


Рис. 1. Конструкция тест-объекта для контроля технического состояния приборов ЛДФ

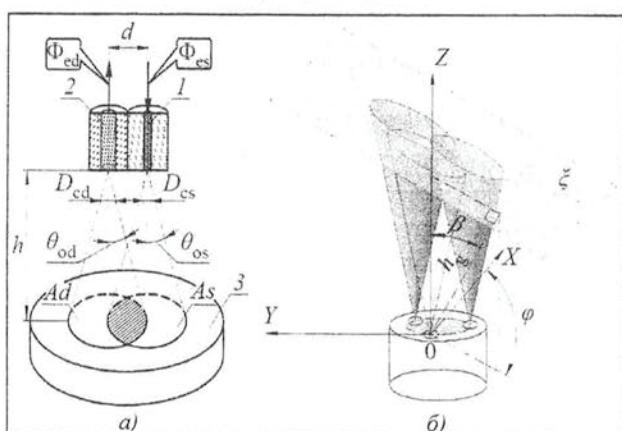


Рис. 2. Геометрия расположения волокон относительно рассеивающей поверхности (а) и вид сечения зондирующего и приемных конусов светорассеивающей поверхностью (б)



верхность;  $\xi$  – плоскость светоотражающей поверхности;  $h_g$  – расстояние между центром сердцевины передающего волокна и отражающей плоскостью плоскопараллельной пластины;  $w_g$  – толщина светопрозрачной пластины;  $\beta$  – угол наклона оптоволоконного зонда относительно нормали, проведенной к плоскости светопрозрачной пластины;  $\varphi$  – угол между проекцией высоты  $h_g$  на плоскость торца оптоволоконного зонда и осью  $Ox$ .

Как видно из рис. 1 и 2, поток излучения, не претерпевший доплеровский сдвиг, формируется отражением от плоскопараллельной светопрозрачной неподвижной пластины, расположенной над подвижным диффузным отражателем. Мощность данной компоненты находится из рассмотрения геометрии отражения излучения на границах «стекло-воздух», «воздух-стекло» в виде выражений:

$$\Phi_{ed,const} = \frac{k_{ag} \left(1 + (1 - k_{ga})^2\right) E_{ed,const} \pi D_{cd} \cos(\eta)}{4};$$

$$E_{ed,const} = \Phi_{es} \frac{2 \cdot \exp\left[\frac{-2 \cdot \rho_s^2}{\pi R_s (l_{ax})^2}\right]}{\pi R_s (l_{ax})^2};$$

$$l_{ax} = \frac{h_g}{\cos(\beta)} + \sqrt{\left(x_{R_\varepsilon}\right)^2 + \left(y_{R_\varepsilon}\right)^2 + \left(z_{R_\varepsilon} - \frac{h_g}{\cos(\beta)}\right)^2};$$

$$R_s(l_{ax}) = \frac{D_{cs}}{2} + l_{ax} \cdot \operatorname{tg}(\theta_{as});$$

$$\rho_{sd} = \sqrt{\left(x_{R_\varepsilon} - d \cos(\mu)\right)^2 + \left(y_{R_\varepsilon} - d \sin(\mu)\right)^2 + \left(z_{R_\varepsilon}\right)^2};$$

$$\cos(\eta) = 2 \cos(\varphi) \left( x_{l_{OT}} \sin(\beta) \cos(\varphi) + y_{l_{OT}} \sin(\beta) \sin(\varphi) + z_{l_{OT}} \cos(\varphi) \right), \quad (2)$$

где  $\Phi_{ed,const}$  – мощность компоненты потока излучения, не претерпевшего доплеровский сдвиг;  $E_{ed,const}$  – энергетическая освещенность в центре сердцевины приемного волокна;  $k_{ag}$ ,  $k_{ga}$  – коэффициенты отражения на границах среды «воздух-стекло» и «стекло-воздух»;  $D_{cd}$  – диаметр сердцевины приемного волокна;  $\cos(\eta)$  – косинус угла падения излучения на плоскость торца приемного

волокна;  $\varphi$  – угол поворота волоконного зонда относительно своей оси;  $(d, \mu)$  – полярные координаты центра приемного волокна в плоскости торца волоконного зонда с началом координат в центре зондирующего волокна;  $(x_\varepsilon, y_\varepsilon, z_\varepsilon)$  – координаты точки центра сечения отраженного зондирующего пучка плоскостью, проходящей через центр сердцевины приемного волокна;  $\theta_{ad}$  – апертурный угол зондирующего волокна. Из условия  $\eta < \theta_{as}$  находится  $\beta_{max}$  – максимальный допустимый угол наклона оптического волоконного зонда.

Мощность потока излучения, претерпевшего доплеровский сдвиг, находится как поток излучения, формируемый отражением от колеблющейся диффузно-рассевающей ламбертовской поверхности. Зондирующий поток излучения  $\Phi_{es}$ , исходящий из передающего волокна, формирует в пространстве конус с половинным углом при вершине, равным  $\theta_{as}$ , высотой  $h_t$  и основанием  $A_s$ .

Мощность принимаемого одним приемным волокном излучения, претерпевшего доплеровский сдвиг, находится с помощью выражения

$$\Phi_{ed} = \int_0^{2\pi} \int_0^{\varphi_{max}} \int_{\varphi_{min}}^{\varphi_{max}} \int_{\rho_{e1}(\rho, \theta)}^{\rho_{e2}(\rho, \theta)} \left( M_e(\rho, \varphi) h_t^2 \rho \rho_{cd} \right) / \left( \pi \left( \rho^2 + h_t^2 + l_x^2 + l_y^2 - 2\rho \sqrt{l_x^2 + l_y^2} \times \right. \right. \\ \left. \left. \times \cos\left(\theta - \arctg\left(\frac{l_y}{l_x}\right)\right) \right)^2 \right) d\rho d\varphi d\rho_{cd} d\varphi_{cd}, \quad (3)$$

где  $\varphi_{max}$ ,  $\varphi_{min}$  – угловые аргументы в полярных координатах двух точек пересечения приемного эллипса и эллипса зондирующего излучения;  $\rho_{e1}(\rho, \theta)$ ,  $\rho_{e2}(\rho, \theta)$  – функции пересекающихся эллипсов в полярных координатах;  $l_x$ ,  $l_y$  – расстояния по координатам  $x$  и  $y$  от приемника до перпендикуляра, проходящего через центр излучающей за счет рассеяния зондирующего излучения площадки;  $R_{cd}$  – радиус приемного волокна;  $M_e(\rho, \varphi)$  – функция распределения энергетической светимости рассеянного излучения по плоскости светорассеивающей поверхности,  $\rho_{cd}, \varphi_{cd}$  – переменные интегрирования по поверхности сердцевины приемного волокна.



С применением выражения (3) находятся потоки излучения  $\Phi_{\text{ed},\text{dop1}}$  и  $\Phi_{\text{ed},\text{dop2}}$ .

При сложении составляющих с доплеровским сдвигом и без сдвига на поверхности приемника функция изменения мощности поля во времени имеет вид

$$\Phi_{\text{ed,sum}}(t) = \Phi_{\text{ed,const}} + \Phi_{\text{ed,dop}} + 2\sqrt{\Phi_{\text{ed,const}}\Phi_{\text{ed,dop}}} \cos(\varphi_d(t)). \quad (4)$$

При колебании светорассеивающей поверхности по гармоническому закону мгновенная скорость и соответствующий доплеровский сдвиг изменяются по гармоническому закону. Выражение для фазы  $\varphi_d(t)$  третьего слагаемого в (4) при гармоническом колебании рассеивающей поверхности с частотой  $f_{\text{osc}}$  определяется следующим образом:

$$\varphi_d(t) =$$

$$= \frac{2V_{\max} (\cos(\theta_{\text{sc,avg}}) + \cos(\theta_{\text{fl,avg}}))}{\lambda_0 f_{\text{osc}}} \sin(2\pi f_{\text{osc}} t), \quad (5)$$

где  $\theta_{\text{fl,avg}}$  – средний угол падения излучения на рассеивающую поверхность;  $\theta_{\text{sc,avg}}$  – средний угол рассеяния излучения на рассеивающей поверхности;  $V_{\max} = 2\pi A_0 f_{\text{osc}}$  – амплитуда скорости,  $f_{\text{osc}}$  – частота колебаний,  $A_0$  – амплитуда колебаний.

В электронной схеме обработки сигнала фототока в приборах ЛДФ выделяют два основных коэффициента усиления для каждого из каналов:  $K_{\text{dc}}$ ,  $K_{\text{ac}}$  – коэффициенты усиления постоянной и переменной составляющих соответственно.

Согласно схеме обработки сигнала в методе ЛДФ переменная составляющая сигнала с фотоприемников для каждого из каналов делится на соответствующую постоянную составляющую, результаты деления вычитаются друг из друга:

$$U_{\text{ac}}(t) = 2 \frac{K_{\text{ac}2}}{K_{\text{dc}2}} \frac{\sqrt{\Phi_{\text{ed,const}_2} \cdot \Phi_{\text{ed,dop}_2}}}{\left(\Phi_{\text{ed,const}_2} + \Phi_{\text{ed,dop}_2}\right)} \cos(\varphi_{d2}(t)) - 2 \frac{K_{\text{ac}1}}{K_{\text{dc}1}} \frac{\sqrt{\Phi_{\text{ed,const}_1} \cdot \Phi_{\text{ed,dop}_1}}}{\left(\Phi_{\text{ed,const}_1} + \Phi_{\text{ed,dop}_1}\right)} \cos(\varphi_{d1}(t)). \quad (6)$$

Пусть  $S_{U_{\text{ac}}}(f)$  – функция спектральной плотности мощности сигнала переменной составляющей  $U_{\text{ac}}(t)$ . Согласно модели расчета показателя микроциркуляции, с учетом проведенной нормировки на постоянную составляющую в каждом канале, величина воспроизводимого уровня ПМ рассчитывается как

$$I_{\text{m}}^{\text{воспр}} = \int_{f_{\min}}^{f_{\max}} S_{U_{\text{ac}}}(f) |f| df. \quad (7)$$

Функция (7) линейна относительно переменных амплитуды и частоты колебаний светорассеивающей поверхности. Коэффициент пропорциональности находим из выражения

$$K_p = \frac{\int_{f_{\min}}^{f_{\max}} S_{U_{\text{ac}}}(f) |f| df}{A_0 f_{\text{osc}}}. \quad (8)$$

Таким образом, разработанная математическая модель процесса воспроизведения ЛДФ-сигнала связывает воспроизводимый уровень ПМ с режимами и параметрами работы предложенного принципа тест-объекта, в том числе учитывает угол наклона и угол поворота оптического волоконного зонда вокруг своей оси.

### Программно-аппаратный комплекс для контроля технического состояния приборов ЛДФ

На основе разработанной математической модели процесса воспроизведения ПМ и экспериментальной установки [7] предлагается программно-аппаратный комплекс (ПАК) для контроля технического состояния приборов ЛДФ, функциональная схема которого представлена на рис. 3.

Предлагаемый ПАК работает следующим образом. Для конкретной конструктивной реализации электромеханического устройства воспроизведения сигнала ЛДФ с помощью предложенной математической модели расчета воспроизводимого уровня ПМ рассчитывается коэффициент  $K_p$ . Для решения задач сравнения метрологических характеристик приборов ЛДФ друг с другом возможно получение коэффициента  $K_p$  с использованием образцового прибора ЛДФ. Ко-



эффективный коэффициент пропорциональности  $K_p$  передается с ПК в энергонезависимую память управляющего устройства и используется далее при расчете режимов воспроизведения конкретного уровня ПМ. При проведении процедуры контроля технического состояния опе-

ратор устанавливает зонд проверяемого прибора ЛДФ в фиксатор электромеханического устройства, который точно фиксирует его под углом  $\beta$ , и с помощью программной оболочки в ПК, либо вручную с использованием элементов управления выбирает воспроизводимый уровень ПМ.

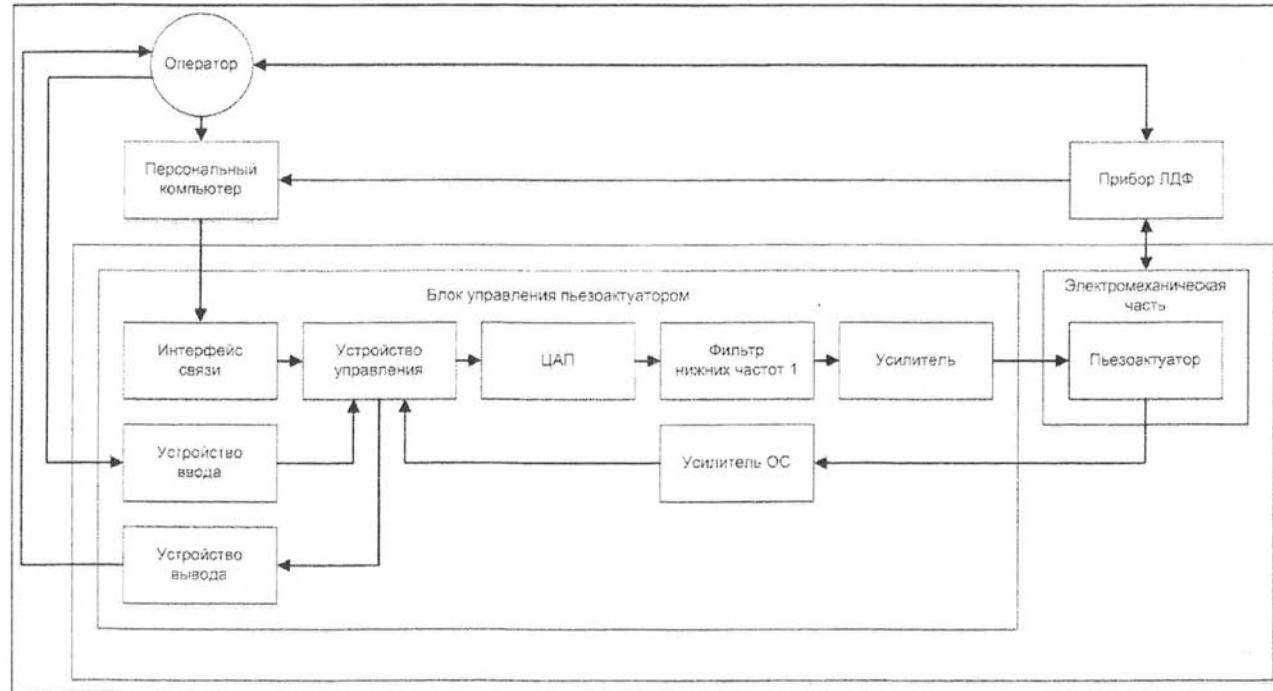


Рис. 3. Функциональная схема ПАК для контроля технического состояния приборов ЛДФ

Управляющим устройством рассчитывается режим работы пьезоактуатора, приводящего светорассеивающую поверхность в гармоническое колебательное движение с частотой  $f_{osc}$  и амплитудой  $A_0 = \frac{I_{thnom}}{K_p f_{osc}}$ . Воспроизводимый уровень ПМ регистрируется прибором ЛДФ. Оператором осуществляется обработка массива полученных значений воспроизводимого уровня ПМ по алгоритму многократных измерений. Полученный результат измерений сравнивается с номинальным значением ПМ. По результату сравнения делается метрологическое подтверждение пригодности проверяемого прибора ЛДФ. Для функционирования предлагаемого ПАК персональный компьютер (ПК) необходим для расчета коэффициента  $K_p$  и передачи его в память устройства управления. При запрограммированном

$K_p$  (например, на стадии производства) использование ПАК возможно без ПК.

Примеры результатов (рис. 4) воспроизводимых сигналов ПМ на ЛДФ-канале (длина волны зондирования – 1064 нм) многофункционального лазерного неинвазивного диагностического комплекса «ЛАКК-М» (ООО НПП «ЛАЗМА», Россия) [8] при помощи предложенного ПАК в сравнении с широко применяемым в настоящее время коллоидным гелем «Motility standard» («Perimed AB», Швеция) [9] для калибровки и контроля технического состояния приборов ЛДФ показали, что разработанный ПАК практически не чувствителен к вибрациям опоры (СКО воспроизведенного ЛДФ-сигнала с помощью предложенного ПАК в 4 раза меньше). В представленном типовом примере записей ЛДФ-грамм в обоих случаях производились одинаковые механические воздействия на лабораторный стол с работающим оборудованием. Следует особо подчеркнуть, что калибровка с



## Методики контроля технического состояния приборов ЛДФ

Метод контроля технического состояния приборов ЛДФ можно представить в виде следующих основных положений:

при зондировании колеблющейся светорассеивающей ламбертовской поверхности лазерным излучением рассеянное излучение получает компоненту доплеровского смещения;

при зондировании неподвижной плоскопараллельной пластины лазерным излучением отраженное назад излучение не претерпевает доплеровский сдвиг;

учет физических свойств используемых материалов и геометрии решаемой задачи позволяет количественно определить мощности обоих компонент, а также частоту воспроизведенного доплеровского сдвига компоненты, претерпевшей доплеровский сдвиг;

введение угла наклона оптического волоконного зонда позволяет формировать количественно определенную разность между входными каналами разностной схемы регистрации сигнала приборов ЛДФ.

На основе разработанного метода контроля технического состояния приборов ЛДФ можно проверять уровни статической (точность коэффициента преобразования прибора ЛДФ в статическом режиме) и динамической (точность регистрации амплитуды частотных ритмов микроротовока) погрешностей. Предлагаемая методика определения динамической погрешности прибора ЛДФ (комплексная проверка оптико-электронной схемы канала ЛДФ при регистрации изменяющегося сигнала) заключается в следующей последовательности действий (алгоритм представлен на рис. 5):

1) оптический волоконный зонд прибора ЛДФ закрепляется под фиксированным углом наклона к нормали плоскости светоотражающей поверхности  $\beta$  на фиксированном от плоскости расстоянии  $h_g$ ;

2) светорассеивающая поверхность приводится в колебательное движение по гармоническому закону с частотой  $f_{osc}$  и амплитудой  $A_0 = I_{m\max}/2K_p f_{osc}$ , соответствующей середине диапазона выходной величины прибора ЛДФ  $I_m \in [0, I_{m\max}]$ ;

3) оптический волоконный зонд поворачивается вокруг своей оси на такой угол  $\varphi$ , при котором наблюдается достижение максимума регистрируемого сигнала;

4) светорассеивающая поверхность приводится в колебательное амплитудно-модулированное движение с несущей частотой  $f_{osc}$  и амплитудой несущей  $A_0 = I_{m\max}/2K_p f_{osc}$ , амплитудой модулирующего сигнала  $\Delta A_0 = \Delta I_{m\max}/K_p f_{osc}$ , соответствующей номинальному значению амплитуды  $\Delta I_{mnom}$  изменения выходной величины прибора ЛДФ, и частотой модулирующего сигнала  $f_{mod}$ , соответствующей проверяемой точке регистрации частотных ритмов;

5) проводится запись регистрируемого прибором ЛДФ-сигнала;

6) производится расчет спектра амплитуд зарегистрированного сигнала и нахождение величины амплитуды  $\Delta I_{mizm}$ ;

7) проводится проверка нахождения значения  $\Delta I_{mizm}$  в допустимом диапазоне отклонений от номинального значения  $\Delta I_{mnom}$ ;

8) динамическая погрешность находится как разность между рассчитанной погрешностью при измерении изменяющегося входного сигнала и статической погрешностью, найденной по методике нахождения статической погрешности; по результатам сравнения полученного значения с нормируемым значением динамической погрешности делается вывод о пригодности к эксплуатации испытываемого прибора ЛДФ.

Также предлагается методика контроля равенства коэффициентов передачи входных каналов разностной схемы прибора ЛДФ (алгоритм представлен на рис. 6) в рабочем диапазоне регистрируемого доплеровского сдвига (проверка волоконно-оптического зонда и входных каскадов разностной схемы), заключающаяся в том, что:

1) оптический волоконный зонд прибора ЛДФ закрепляется нормально к светоотражающей поверхности на фиксированном от плоскости расстоянии  $h_g$ ;

2) светорассеивающая поверхность приводится в колебательное движение с частотой  $f_{osc}$  и амплитудой  $A_0 = f_{d,max} \cdot \lambda / 8\pi f_{osc}$ , при которой

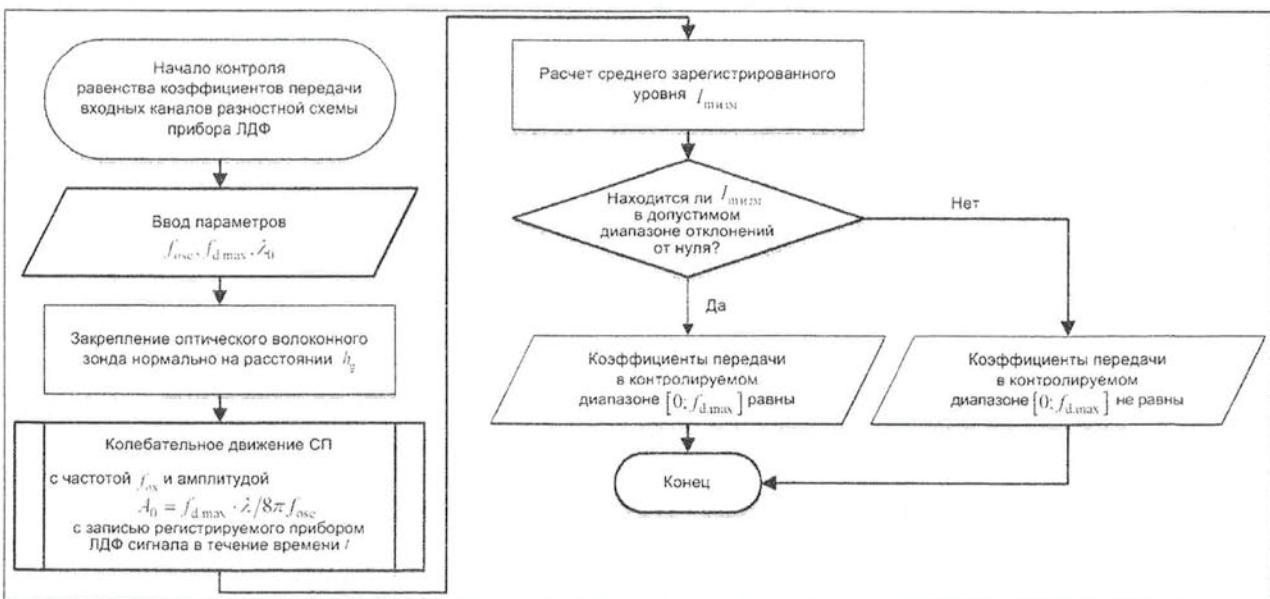


Рис. 6. Алгоритм методики контроля равенства коэффициентов передачи входных каналов разностной схемы прибора ЛДФ

ширина спектра переменной составляющей фототока соответствует ширине полосы регистрации доплеровского сдвига прибора ЛДФ;

3) производится расчет уровня  $I_{\text{титм}}$  за время записи;

4) проводится проверка нахождения рассчитанного значения в допустимом диапазоне отклонений от нуля;

5) по результатам сравнения делается вывод о равенстве коэффициентов передачи входных каналов прибора ЛДФ в рабочей полосе доплеровского сдвига.

Разработанная методика определения равенства коэффициентов передачи входных каналов разностной схемы реализации метода ЛДФ может использоваться при настройке новых приборов на предприятии-изготовителе.

## Заключение

Представленные методики контроля технического состояния приборов ЛДФ позволяют проводить их метрологические характеристики и делать выводы об их пригодности к эксплуатации как на этапе производства, так и в процессе их эксплуатации в медицинских учреждениях.

Разработанные программно-аппаратный комплекс и методики контроля технического состояния приборов ЛДФ повышают уровень метрологического обеспечения данного метода, а следовательно, достоверность, качество и информативность данной оптической диагностической технологии.

Работа выполнена в рамках внутривузовского гранта Госуниверситета-УНПК (ВК-3-2013) и базовой части государственного задания Минобрнауки РФ (Г3-14/9).

## Литература

1. Крупяткин А.И., Сидоров В.В. Функциональная диагностика состояния микроциркуляторно-тканевых систем: колебания, информация, нелинейность: Руководство для врачей. М.: Книжный дом «ЛИБРОКОМ», 2013. 496 с.
2. 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.
3. Dunaev A.V., Zhrebtskov E.A., Rogatkin D.A., Stewart N.A., Sokolovski S.G., Rafailov E.U. Substantiation of medical and technical requirements for noninvasive spec-
- trophotometric diagnostic devices // Journal of Biomedical Optics. 2013. № 18(10)..
4. Подмастерьев К.В., Дунаев А.В., Козюра А.В., Жеребцов Е.А. Метрологическое обеспечение биомедицинских приборов и технологий для функциональной диагностики // Биотехносфера. 2012. № 5-6. С. 101-105.
5. Дунаев А.В., Жеребцов Е.А., Рогаткин Д.А. Принципы построения тест-объекта для метрологического контроля состояния приборов лазерной доплеровской флюометрии // Биомедицинская радиоэлектроника. 2012. №1. С.8-16.
6. Leahy M., Nilsson G. Laser Doppler flowmetry for assessment of tissue microcirculation: 30 years to clinical accep-



- tance // Proc. SPIE 7563, 75630E. 2010. doi:10.1117/12.843780.
7. Dunaev A.V., Zherebtsov E.A., Rogatkin D.A., Stewart N.A., Sokolovski S.G., Rafailov E.U. Novel measure for the calibration of laser Doppler flowmetry devices // Proc. SPIE 8936, 89360D. 2014. doi:10.1117/12.2035651.
  8. Dunaev A.V., Sidorov V.V., Krupatkin A.I., Rafailov I.E., Palmer S.G., Stewart N.A., Sokolovski S.G., Rafailov E.U.

Investigating tissue respiration and skin microhaemocirculation under adaptive changes and the synchronization of blood flow and oxygen saturation rhythms // Physiological Measurement. 2014. V.35. №4. P. 607-621.

9. Fredriksson I., Larsson M., Salomonsson F., Strömberg T. Improved calibration procedure for laser Doppler perfusion monitors // Proc. SPIE 7906, 790602. 2011. doi:10.1117/12.871938.

Поступила 7 апреля 2014 г.

## Software and hardware system and methods for control of technical state of laser doppler flowmetry monitors

© Authors, 2014  
© Radiotekhnika, 2014

*E.A. Zhrebtskov*

*Assistant, Department «Instrumentation, Metrology and Certification»,  
State University – Education-Science-Production Complex, Research Scientist,  
Scientific-Educational Center «Biomedical Engineering», Oryol*

*E-mail: zhrebzow@gmail.com*

*A.V. Dunaev*

*Ph.D.(Eng.), Assistant Professor, Department «Instrumentation, Metrology and Certification»,  
State University-Education-Science-Production Complex, Leading Research Scientist,  
Scientific-Educational Center «Biomedical Engineering», Oryol  
E-mail: dunaev@bmccenter.ru, inohvat@yandex.ru*

The increasing of level of metrological support is topical issue for many methods of optical non-invasive diagnostics at present time. One of these methods is laser Doppler flowmetry (LDF). The method allows to carry out functional diagnosis of peripheral microcirculation. For today the problem of reproducing values of blood perfusion (indices of microcirculation) and establishing the resulting user-friendly in operation devices (test objects, optical phantoms) for control the technical state of LDF monitors is not quite completely solved.

The paper presents a mathematical model of the process of reproducing LDF signal using a vibrating diffusely scattering surface in the direction of the vector collinear propagation of the probe radiation. Based on the proposed approach for constructing test objects for LDF it has designed software and hardware system for control the technical state of LDF monitors. It has been proposed the methods for determining the dynamic error and equality control of input channels of transmission of the difference scheme of LDF devices. These methods allow to check the metrological characteristics of LDF monitors and make conclude about their suitability for use as on a stage of production, and during their exploitation in medical institutions. Developed software and hardware complex and methods of control the technical state of LDF devices allow increase reliability and informativeness of this diagnostic technology.

### REFERENCES

1. Krupatkin A.I., Sidorov V.V. Funkcional'naya diagnostika sostoyaniya mikrocirculyatorno-tkanev'yx sistem: kolebaniya, informaciya, nelinejnost': Rukovodstvo dlya vrachej. M.: Knizhnyj dom «LIBROKOM». 2013. 496 s.
2. Rogatkin D.A., Dunaev A.V., Lapaeva L.G. Metrologicheskoe obespechenie metodov i priborov neinvazivnoj mediczinskoy spektrofotometrii // Mediczinskaya tekhnika. 2010. №2 (260). S. 30-37.
3. Dunaev A.V., Zhrebtskov E.A., Rogatkin D.A., Stewart N.A., Sokolovski S.G., Rafailov E.U. Substantiation of medical and technical requirements for noninvasive spectrophotometric diagnostic devices // Journal of Biomedical Optics. 2013. № 18(10)..
4. Podmaster'ev K.V., Dunaev A.V., Kozyura A.V., Zhrebtskov E.A. Metrologicheskoe obespechenie biomedicinskix priborov i texnologij dlya funkczional'noj diagnostiki // Biotexnofsfera. 2012. № 5-6. S. 101-105.
5. Dunaev A.V., Zhrebtskov E.A., Rogatkin D.A. Principy postroeniya test-ob'ekta dlya metrologicheskogo kontrolya sostoyaniya priborov lazernoj doplerovskoj floumetrii // Biomeditsinskaya radioelektronika. 2012. №91. S.8-16.
6. Leahy M., Nilsson G. Laser Doppler flowmetry for assessment of tissue microcirculation: 30 years to clinical acceptance // Proc. SPIE 7563, 75630E. 2010. doi:10.1117/12.843780.
7. Dunaev A.V., Zhrebtskov E.A., Rogatkin D.A., Stewart N.A., Sokolovski S.G., Rafailov E.U. Novel measure for the calibration of laser Doppler flowmetry devices // Proc. SPIE 8936, 89360D. 2014. doi:10.1117/12.2035651.
8. Dunaev A.V., Sidorov V.V., Krupatkin A.I., Rafailov I.E., Palmer S.G., Stewart N.A., Sokolovski S.G., Rafailov E.U. Investigating tissue respiration and skin microhaemocirculation under adaptive changes and the synchronization of blood flow and oxygen saturation rhythms // Physiological Measurement. 2014. V.35. №4. P. 607-621.
9. Fredriksson I., Larsson M., Salomonsson F., Strömberg T. Improved calibration procedure for laser Doppler perfusion monitors // Proc. SPIE 7906, 790602. 2011. doi:10.1117/12.871938.