

ЖЕРЕБЦОВ Евгений Андреевич

**МЕТОД И УСТРОЙСТВО МЕТРОЛОГИЧЕСКОГО КОНТРОЛЯ
СОСТОЯНИЯ ПРИБОРОВ ЛАЗЕРНОЙ ДОПЛЕРОВСКОЙ
ФЛОУМЕТРИИ**

05.11.13 – Приборы и методы контроля природной среды,
веществ, материалов и изделий

АВТОРЕФЕРАТ
диссертации на соискание ученой степени
кандидата технических наук

Орел – 2013

Работа выполнена в Федеральном государственном бюджетном образовательном учреждении высшего профессионального образования «Государственный университет – учебно-научно-производственный комплекс»

Научный руководитель: Дунаев Андрей Валерьевич,
кандидат технических наук, доцент

Официальные оппоненты: Иванов Борис Рудольфович,
доктор технических наук, профессор,
Академия ФСО России,
профессор кафедры «Электроника и теория связи»

Шалобаев Евгений Васильевич,
кандидат технических наук, доцент,
ФГБОУ ВПО «Санкт-Петербургский
национальный исследовательский университет
информационных технологий, механики и оптики»,
профессор кафедры «Компьютерное проектирование
и дизайн»

Ведущая организация: Федеральное государственное
бюджетное образовательное учреждение
высшего профессионального образования
«Тульский государственный университет»

Защита состоится 24 декабря 2013 года в 13-30 часов на заседании диссертационного совета Д 212.182.01 при ФГБОУ ВПО «Госуниверситет – УНПК» по адресу: 302020, г. Орел, Наугорское шоссе, 29, ауд. 212.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке ФГБОУ ВПО «Госуниверситет – УНПК».

Автореферат разослан 22 ноября 2013 г.

Ученый секретарь
диссертационного совета,
кандидат технических наук

В.Н. Волков

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность работы. Появление в последнее время большого количества новых приборов и методов медицинской неинвазивной диагностики, использующих различные, часто сложные физические принципы, сопровождается за редким исключением тем, что их внедрение и использование на практике производится без полноценного внедрения сопутствующего метрологического обеспечения.

Одним из таких методов является метод лазерной доплеровской флоуметрии (ЛДФ), позволяющий оценивать интенсивность кровотока в микроциркуляторном звене кровеносного русла, обнаруживать и исследовать коллективные ритмические процессы системы микроциркуляции крови. В последнее время данный метод находит все большее применение в научно-исследовательской практике, а также в некоторых областях клинической медицины. Согласно своему физическому смыслу результат измерений в ЛДФ – «показатель микроциркуляции» (ПМ) – это величина, измеряемая в относительных (перфузионных) единицах, пропорциональная средней концентрации ансамбля эритроцитов и их средней скорости. В приборах ЛДФ данная величина определяется путем зондирования биоткани лазерным излучением (диапазон используемых длин волн: 632–1064 нм) и измерения частоты его доплеровского сдвига (типичная полоса регистрации: 20–24000 Гц), возникающего после отражения излучения от ансамбля эритроцитов, движущихся с разными скоростями в мелких сосудах (типовой диапазон скоростей: 0–10 мм/с) – артериолах, капиллярах и венах. В настоящее время метод ЛДФ является, по сути, единственным методом, который позволяет оперативно и неинвазивно проводить локальные исследования интенсивности капиллярного кровоснабжения ткани. Одним из основных диагностических приложений метода ЛДФ является анализ ритмов капиллярного микрокровотока (0,0095–1,6 Гц). Достоверность регистрации ритмов является важным аспектом достоверности применения метода ЛДФ на практике.

Существенный вклад в развитие метода ЛДФ, а также основ его метрологического обеспечения сделали отечественные и зарубежные ученые: Сидоров В.В. (ООО НПП «ЛАЗМА», г. Москва), Крупаткин А.И. (ЦИТО им. Н.Н. Приорова, г. Москва), Тучин В.В. (СГУ имени Н.Г. Чернышевского, г. Саратов), Рогаткин Д.А. (МОНИКИ им. М.Ф. Владимирского, г. Москва); R. Bonner, R. Nossal (National Institutes of Health, Bethesda, USA), I. Fredriksson, M. Larsson, T. Stromberg (Linköping University, Sweden); S.L.E. Fairs (King's College Hospital School of Medicine and Dentistry, London, UK); A.N. Obeid (Oxford Politechnic, UK); A. Liebert, R. Maniewski (Institute of Biocybernetics and Biomedical Engineering, Warsaw, Poland); M. Leahy (University of Limerick, Ireland) и др.

Однако несмотря на наличие работ в данном направлении, в настоящее время более широкому применению приборов ЛДФ в большой мере препятствует недостаточная развитость метрологической базы. Основным сдерживающим фактором является неудовлетворительное решение задачи **воспроизведения** размера регистрируемого приборами ЛДФ сигнала, используемого в целях настройки и калибровки на этапе производства, а также проверки текущего метрологического состояния на этапе эксплуатации. Получивший наибольшее распространение метод воспроизведения сигнала ЛДФ с использованием стабилизированной взвеси светорассеивающих, испытывающих броуновское движение частиц имеет ряд существенных недостатков, делающих его малоприменимым для практического применения: низкая стабильность,

малый срок годности, чрезвычайная чувствительность к внешним влияющим факторам – температуре и, особенно, вибрации, способность одним образцом воспроизводить только один уровень сигнала. Совокупность факторов приводит к тому, что приборы ЛДФ в Российской Федерации, по сути, вообще не подвергаются метрологическому контролю состояния (работам, проводимым с целью выявления предельного состояния или скрытого отказа) в процессе эксплуатации, что зачастую приводит к снижению доверия к методу в целом со стороны врачей. Очевидно, что применение приборов, потенциально выдающих недостоверные результаты измерения, крайне нежелательно в сфере, связанной с жизнью и здоровьем человека.

Таким образом, **актуальными** являются вопросы развития теоретических основ воспроизведения сигнала ЛДФ, а также их практической реализации в виде устройства (тест-объекта), пригодного для проведения метрологического контроля состояния (МКС) как на этапе производства (настройка, выходной контроль, проверка точности соответствия заданной статической и динамической характеристик прибора его индивидуальным характеристикам), так и на этапе эксплуатации. МКС необходимо проводить с целью проверки работоспособности прибора, выявления скрытых дефектов и отказов, а также сравнения результатов измерений, полученных на различных приборах, либо коррекции этих результатов во время последующей обработки.

Объектом исследования является метрологический контроль состояния приборов лазерной доплеровской флоуметрии на этапах производства и эксплуатации.

Предметом исследования являются модели, принципы, алгоритмы и средства контроля метрологического состояния приборов лазерной доплеровской флоуметрии.

Целью диссертации является повышение уровня метрологического обеспечения приборов лазерной доплеровской флоуметрии, построенных с использованием волоконного зонда с одним зондирующим и двумя приемными оптическими волокнами.

Задачами исследования являются:

- 1) анализ существующих схем приборной реализации метода ЛДФ, а также методов метрологического контроля их состояния с точки зрения точности, стабильности и воспроизводимости, простоты процесса реализации и автоматизации;
- 2) обоснование принципа метрологического контроля состояния приборов ЛДФ и его технической реализации;
- 3) разработка математической модели, связывающей параметры регистрируемого ЛДФ-сигнала с параметрами режимов и условий применения предложенного принципа метрологического контроля состояния приборов ЛДФ;
- 4) проведение экспериментальных исследований с целью апробации принципа метрологического контроля состояния приборов ЛДФ и подтверждения правильности теоретических положений, лежащих в его основе;
- 5) разработка метода метрологического контроля состояния приборов ЛДФ;
- 6) разработка устройства для метрологического контроля состояния приборов ЛДФ и выработка научно-обоснованных рекомендаций к основным конструктивным параметрам и режимам работы устройства.

Методы исследования. Результаты работы получены на основе математических теорий дифференциального и интегрального исчисления, интегрального преобразования функции вещественной переменной, геометрической и волновой оптики, теории точности, методов регрессионного и корреляционного анализа.

Научная новизна работы заключается в том, что при решении задач повышения уровня метрологического обеспечения приборов лазерной доплеровской флоуметрии **впервые**:

1) разработана математическая модель процесса воспроизведения показателя микроциркуляции, основанная на регистрации доплеровских сдвигов частоты оптического излучения, отличающаяся зондированием колеблющейся светорассеивающей ламбертовской поверхности;

2) разработан метод метрологического контроля состояния приборов ЛДФ, базирующийся на математической модели процесса воспроизведения показателя микроциркуляции и алгоритмах проверки метрологических характеристик приборов ЛДФ.

Практическая ценность:

1) разработаны научно-обоснованные критерии выбора конструктивных параметров устройства для МКС, а также режимов его работы;

2) разработано защищенное патентом на изобретение устройство для метрологического контроля состояния приборов ЛДФ, позволяющее воспроизводить различные значения величины показателя микроциркуляции крови;

3) разработана методика метрологического контроля состояния приборов ЛДФ, позволяющая проводить оценку работоспособности с определением соответствия заданной статической и динамической характеристик прибора его индивидуальным характеристикам как на этапе производства, так и в процессе эксплуатации.

Результаты диссертации приняты к внедрению в ООО НПП «ЛАЗМА» (г. Москва), в Московском областном научно-исследовательском клиническом институте им. М.Ф. Владимирского (г. Москва), а также в учебном процессе ФГБОУ ВПО «Госуниверситет – УНПК» (г. Орел) при подготовке бакалавров и магистров по направлению «Биотехнические системы и технологии». Кроме того, отдельные результаты, полученные соискателем, использованы при выполнении работ по темам: № 14229 «Выполнение первого этапа НИОКР по перспективным направлениям развития в области информационно-телекоммуникационных систем, живых систем и рационального природопользования» по теме № 6 «Разработка программно-аппаратного комплекса для метрологического контроля состояния приборов лазерной доплеровской флоуметрии», финансируемой Фондом содействия развитию малых форм предприятий в научно-технической сфере; № 5/СН «Разработка основных положений компьютерно-технологических комплексов контроля и диагностики в системе обеспечения качества и безопасности биотехносферы»; № ВК-3-2013 внутривузовского гранта Госуниверситета – УНПК для проведения исследований по приоритетным направлениям развития науки и технологиям на 2013-2015 гг. «Разработка методов и устройств для оптической неинвазивной диагностики микроциркуляторно-тканевых систем организма».

Достоверность результатов обоснована использованием апробированных и подтвержденных методов и методик обработки результатов измерений, проведением теоретических и экспериментальных исследований, разработкой математической модели, разработкой аппаратных и программных средств экспериментального макета предложенного устройства.

Личный вклад автора заключается в проведении обзора текущего состояния вопроса, разработке математической модели, планировании и проведении экспериментальных исследований, разработке аппаратных и программных средств экспериментального макета предложенного устройства.

На защиту выносятся:

– математическая модель процесса воспроизведения сигнала лазерной доплеровской флоуметрии на колеблющейся светорассеивающей ламбертовской поверхности для волоконного зонда с одним зондирующим и двумя приемными оптическими волокнами;

– принцип построения устройства для метрологического контроля состояния приборов ЛДФ, основанный на рассеянии излучения на колеблющейся светорассеивающей поверхности;

– метод метрологического контроля состояния приборов лазерной доплеровской флоуметрии, основанный на воспроизведении сигнала лазерной доплеровской флоуметрии и алгоритмах проверки метрологических характеристик приборов ЛДФ.

Апробация работы. Материалы диссертационного исследования доложены и обсуждены на 12 международных конференциях: Международной конференции с элементами научной школы для молодежи «Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы» «Биомедсистемы-2009» (Рязань, 2009), Европейском форуме ИННОВАКТ «Европейские надежды для инноваций» (Франция, Реймс, 2010), IV Международной научно-технической конференции «Информационные технологии в науке, образовании и производстве» ИТНОП-2010 (Орел, 2010), XIV Международном молодежном форуме «Радиоэлектроника и молодежь в XXI веке» (Харьков, 2010), IX Международной научно-технической конференции «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии» ФРЭМЭ-2010 (Владимир – Суздаль, 2010), IV Троицкой конференции «Медицинская физика и инновации в медицине» (Москва – Троицк, 2010), XIX Международном научно-техническом семинаре «Современные технологии в задачах управления, автоматизации и обработки информации» (Алушта, 2010), Международной научно-технической интернет-конференции «Информационные системы и технологии» ИСИТ-2011 (Орел, 2011), Международном форуме «Россия – Германия в научном диалоге. Партнерство идей» (ФРГ, Берлин, 2011), V Троицкой конференции «Медицинская физика и инновации в медицине» (Троицк, 2012), V Международной научно-технической конференции «Информационные технологии в науке, образовании и производстве» ИТНОП-2012 (Орел, 2012), XXII Международном научно-техническом семинаре «Современные технологии в задачах управления, автоматизации и обработки информации» (Алушта, 2013).

Публикации. По теме диссертации опубликована 21 печатная работа, в том числе 5 публикаций в ведущих рецензируемых научных изданиях, рекомендованных ВАК, получены 2 патента Российской Федерации на изобретения.

Структура и объем диссертационной работы. Работа состоит из введения, четырех глав, заключения, списка использованных источников, включающего 138 наименований, 5 приложений и изложена на 183 страницах машинописного текста, содержит 83 рисунка, 26 таблиц.

СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во введении обосновывается актуальность темы диссертации, сформулированы цель и задачи исследования, а также научная новизна и положения, выносимые на защиту.

Первая глава посвящена описанию физических принципов метода ЛДФ и основ его приборной реализации, а также анализу текущего состояния метрологического обеспечения приборов ЛДФ. Анализ показал, что развитие метода ЛДФ сдерживает недостаточная развитость его метрологического обеспечения. Наиболее распространенной является разностная схема построения приборов ЛДФ, имеющая одно зондирующее и два приемных оптических волокна, разность сигналов с которых используется при дальнейшей обработке. По данной схеме построены приборы серии «ЛАКК», единственного в РФ производителя – ООО НПП «ЛАЗМА». На этих основаниях при теоретических и экспериментальных исследованиях в качестве объекта контроля выступают приборы ЛДФ, использующие разностную схему входных каскадов обработки сигнала.

Обобщенная формула вычисления показателя микроциркуляции – выходной величины, регистрируемой приборами ЛДФ, записывается в виде выражения:

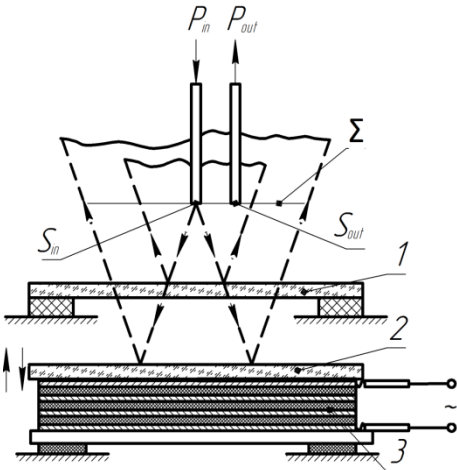
$$PU = K_{\text{ИП}} \frac{\int_{f_{\min}}^{f_{\max}} S_{i_{ac}}(f) |f| df}{i_{dc}^2}, \quad (1)$$

где $S_{i_{ac}}(f)$ – функция спектральной плотности мощности сигнала переменной составляющей фототока $i_{ac}(t)$; $i_{dc}(t)$ – постоянная составляющая фототока; $K_{\text{ИП}}$ – приборный коэффициент. Проведенный обзор существующих методов метрологического контроля состояния по точности, стабильности и воспроизводимости, простоте процесса реализации и автоматизации показал недостатки существующих подходов, в том числе воспроизведения сигнала ЛДФ с использованием калибровочных коллоидных систем с броуновскими частицами. Приведенная классификация способов решения поставленной задачи по физическому принципу, лежащему в основе воспроизведения доплеровского сдвига оптической частоты, показала перспективность воспроизведения сигнала ЛДФ с помощью движущейся диффузно-рассеивающей поверхности. В этой связи данный принцип выбран в качестве основного. Проведенное сравнение процессов зондирования биоткани и зондирования колеблющейся диффузно-рассеивающей поверхности показал, что одним из условий, при которых реализация устройства для МКС будет являться релевантной заменой биоткани при проведении процедур метрологического контроля, является формирование отраженных потоков излучения с доплеровским сдвигом и без него, имеющих мощность, аналогичную соответствующим потокам, формируемым в биоткани. Другим критерием является воспроизведение частоты доплеровского сдвига в частотном диапазоне, соответствующем физиологическому. На основании проведенного анализа сформулированы цель и основные задачи диссертационного исследования.

Во второй главе приводятся теоретические исследования воспроизведения сигнала лазерной доплеровской флоуметрии. Проведено разделение влияющих параметров на три условные группы: конструктивные параметры устройства ЛДФ (неуправляемые переменные), конструктивные параметры устройства для МКС (управляемые переменные на этапе разработки и производства), параметры режимов работы устройства для МКС (управляемые переменные на этапе эксплуатации). Разрабо-

тана математическая модель процесса воспроизведения размера величины показателя микроциркуляции посредством зондирования колеблющейся светорассеивающей ламбертовской поверхности (рисунок 1).

В предлагаемом подходе 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» системой уравнений:



- 1 – светопрозрачная плоскопараллельная пластина;
2 – подвижный диффузный отражатель;
3 – пакетный пьезоактуатор

Рисунок 1

$$\left\{ \begin{array}{l} \Phi_{ed.const} = \frac{k_{ag} (1 + (1 - k_{ga})^2) E_{ed.const} \pi D_{cd} \cos(\eta)}{4}, \\ E_{ed.const} = \Phi_{es} \frac{2 \cdot \exp\left[\frac{-2 \cdot \rho_s^2}{\pi R_s (l_{ax})^2}\right]}{\pi R_s (l_{ax})^2}, \\ l_{ax} = \frac{h_g}{\cos(\beta)} + \sqrt{(x_{R_e})^2 + (y_{R_e})^2 + \left(z_{R_e} - \frac{h_g}{\cos(\beta)}\right)^2}, \\ R_s(l_{ax}) = \frac{D_{cs}}{2} + l_{ax} \cdot \operatorname{tg}(\theta_{as}), \\ \rho_{sd} = \sqrt{(x_{R_e} - d \cos(\mu))^2 + (y_{R_e} - d \sin(\mu))^2 + (z_{R_e})^2}, \\ \cos(\eta) = 2 \cos(\varphi) (x_{lor} \sin(\beta) \cos(\varphi) + y_{lor} \sin(\beta) \sin(\varphi) + z_{lor} \cos(\varphi)), \end{array} \right. \quad (2)$$

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; β – угол между осью волоконного зонда и нормальным вектором плоскости плоскопараллельной пластины; φ – угол поворота волоконного зонда относительно своей оси; (d, μ) – полярные координаты центра приемного волокна в плоскости торца волоконного зонда с началом координат в центре зондирующего волокна; h_g – расстояние между центром зондирующего волокна и отражающей плоскостью плоскопараллельной пластины; (x_e, y_e, z_e) – координаты точки центра сечения отраженного зондирующего пучка плоскостью, проходящей через центр сердцевины приемного волокна; θ_{ad} – апертурный угол зондирующего волокна. Из условия $\eta < \theta_{as}$ находится β_{max} – максимальный допустимый угол наклона оптического волоконного зонда.

Для решения данной задачи введены пространственные ортогональные координаты с началом в центре сердцевины зондирующего волокна и ортом \vec{n}_z , совпадающим с нормальным вектором плоскости торца волокна. По системе уравнений (2) находятся потоки излучения $\Phi_{ed.const1}$ и $\Phi_{ed.const2}$ для каждого из двух приемных волокон.

Мощность потока излучения, претерпевшего доплеровский сдвиг, находится как поток излучения, формируемый отражением от колеблющейся диффузно-рассеивающей ламбертовской поверхности. Зондирующий поток излучения Φ_{es} , ис-

ходящий из передающего волокна, формирует в пространстве конус с половинным углом при вершине, равным θ_{as} , высотой h_r и основанием A_s .

Множество лучей, попадающих в приемную апертуру приемного волокна и формирующих направляемые моды пространственно-установившегося режима, также формируют конус, имеющий половинный угол θ_{ad} при вершине, высоту h_r и основание A_d . В общем случае сечениями конусов, соответствующих приемному и зондирующему волокнам, будут ограниченные эллипсами области A_d и A_s соответственно, из пересечений которых и формируется принимаемый одним волокном поток излучения с доплеровским сдвигом. Вводятся дополнительные полярные координаты (ρ, φ) с началом в центре эллипса сечения зондирующего пучка. Мощность принимаемого одним приемным волокном излучения, претерпевшего доплеровский сдвиг, находится по выражению:

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

где φ_{\max} , φ_{\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, ρ_{cd} , φ_{cd} – переменные интегрирования по поверхности сердцевины приемного волокна. С применением выражения (3) находятся потоки излучения $\Phi_{ed.dop1}$ и $\Phi_{ed.dop2}$.

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

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

В предлагаемой математической модели в качестве наиболее предпочтительно выбран гармонический закон движения светорассеивающей поверхности. 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_{osc} определяется следующим образом:

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

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

В электронной схеме обработки сигнала фототока в приборе ЛДФ выделяют два основных коэффициента усиления для каждого из каналов: K_{dc} , K_{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.

$$U_{ac}(t) = 2 \cdot \frac{K_{ac2}}{K_{dc2}} \cdot \frac{\sqrt{\Phi_{ed_{const2}} \cdot \Phi_{ed_{dop2}}}}{(\Phi_{ed_{const2}} + \Phi_{ed_{dop2}})} \cdot \cos(\varphi_{d2}(t)) - 2 \cdot \frac{K_{ac1}}{K_{dc1}} \cdot \frac{\sqrt{\Phi_{ed_{const1}} \cdot \Phi_{ed_{dop1}}}}{(\Phi_{ed_{const1}} + \Phi_{ed_{dop1}})} \cdot \cos(\varphi_{d1}(t)). \quad (6)$$

Пусть $S_{u_{ac}}(f)$ – функция спектральной плотности

мощности сигнала переменной составляющей $U_{ac}(t)$. Согласно модели расчета показателя микроциркуляции, с учетом проведенной нормировки на постоянную составляющую в каждом канале, величина воспроизводимого уровня ПМ рассчитывается как:

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

Функция (7) линейна относительно переменной амплитуды и частоты колебаний светорассеивающей поверхности. Коэффициент пропорциональности находится из выражения:

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

На рисунке 2 представлен вид полученных графиков зависимостей воспроизводимого уровня ПМ от углов наклона (а) и поворота (б) зонда. Было установлено, что обе зависимости в пределах допустимых значений аргумента имеют локальные максимумы. При этом зависимость $PU(\varphi)$ на $\varphi \in [0; \pi]$

имеет максимум при $\varphi = \pi/2$.

Для проверки адекватности воспроизводимого уровня мощности отраженных потоков излучения с доплеровским сдвигом и без него уровням мощности, соответствующих потокам, формируемым в биоткани, проведен расчет принимаемой из биоткани мощности излучения при проведении измерений ЛДФ *in vivo*. Вычисленные теоретические уровни соответствуют друг другу, что подтверждает возможность оценки метрологических характеристик приборов ЛДФ по предложенному принципу.

Для оценки влияния отклонений основных параметров математической модели от номинальных значений рассчитаны и построены графики коэффициентов влияния входных переменных модели.

В третьей главе приводятся результаты экспериментальной проверки возможности создания устройства МКС приборов ЛДФ с зондированием колеблющейся светорассеивающей ламбертовской поверхности. Для проверки применимости предлага-

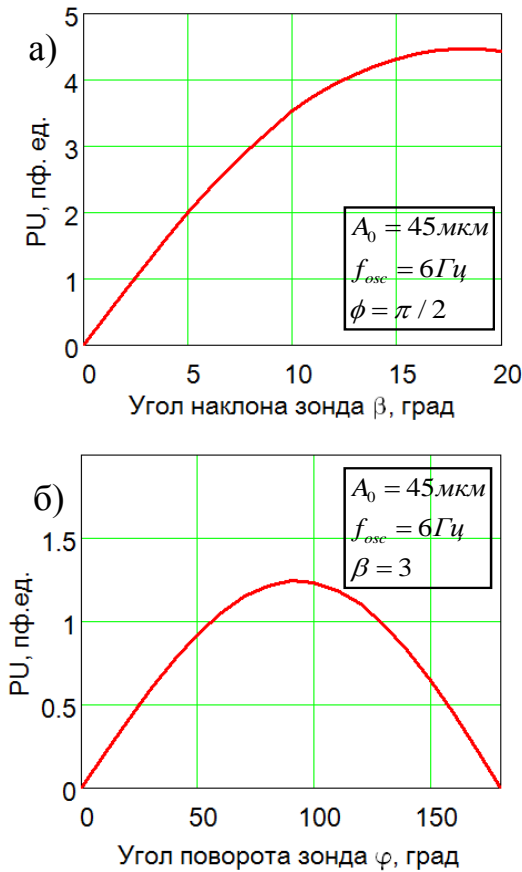


Рисунок 2

емого принципа создана экспериментальная установка (рисунок 3), в которой в качестве двигателя светорассеивающей поверхности используется пакетный пьезоактуатор P-602.8SL (*Physik Instrumente*). В качестве светорассеивающей поверхности используется белый фторопластовый (PTFE) диск. В качестве прибора ЛДФ использовался многофункциональный комплекс «ЛАКК-М» (*ООО НПП «ЛАЗМА»*), имеющий канал ЛДФ с длиной волны зондирования 1064 нм.

Получены типовые зависимости воспроизводимого уровня ПМ, которые приведены на рисунке 4.

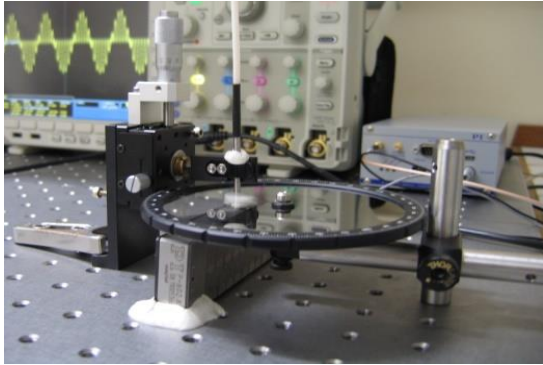


Рисунок 3

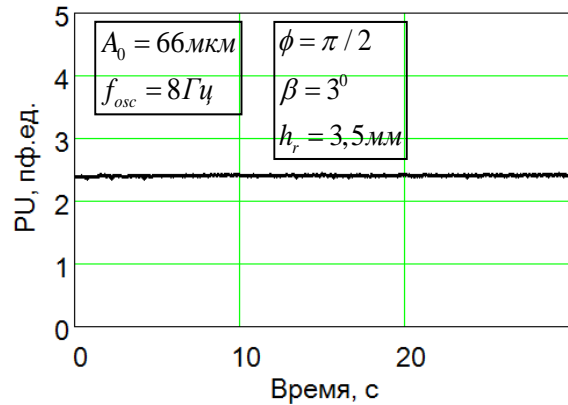


Рисунок 4

На рисунке 5 приведены графики воспроизводимого уровня ПМ от амплитуды (а) и частоты (б) колебаний светорассеивающей поверхности (на экспериментальные точки с отложенными стандартными отклонениями добавлена теоретическая кривая).

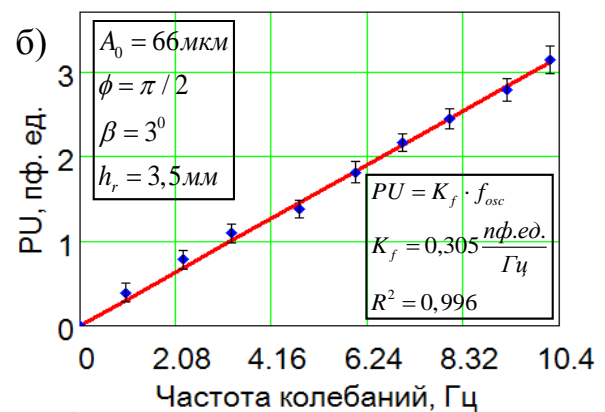


Рисунок 5

Зависимость уровня ЛДФ-сигнала от расстояния h_r от плоскости волоконного зонда до колеблющейся светорассеивающей ламбертовской поверхности представлена на рисунке 6. При моделировании в качестве входных переменных использовались соответствующие типовые значения для канала ЛДФ приборов серии «ЛАКК».

Проверка массива разностей между теоретическими и экспериментальными значениями показала отсутствие значимого

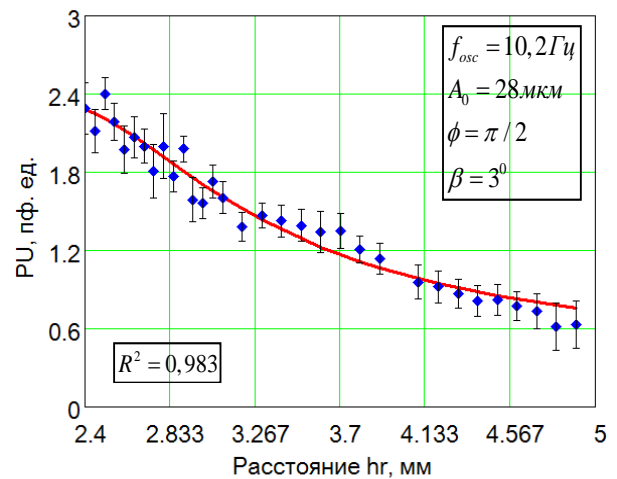


Рисунок 6

колебательного и мультипликативного трендов расхождения теоретических и экспериментальных значений. Вычисленный коэффициент детерминации $R^2 > 0,9$ показал приемлемый уровень работоспособности построенной модели.

Таким образом, экспериментально полученная линейная зависимость воспроизводимого сигнала ПМ от основных управляющих параметров (амплитуды и частоты колебаний) подтверждает правомерность предложенной математической модели и принципа работы устройства для МКС приборов ЛДФ.

Для проверки возможности применения предлагаемого принципа для контроля достоверности регистрации ритмов микрокровотока и оценки динамической погрешности прибора проведен эксперимент, при котором светорассеивающая поверхность колебалась по закону однотоновой амплитудной модуляции. На рисунке 7 представлен график воспроизводимого сигнала ПМ с модулирующей частотой 0,3 Гц (а), а также его полученный амплитудно-частотный спектр (б).

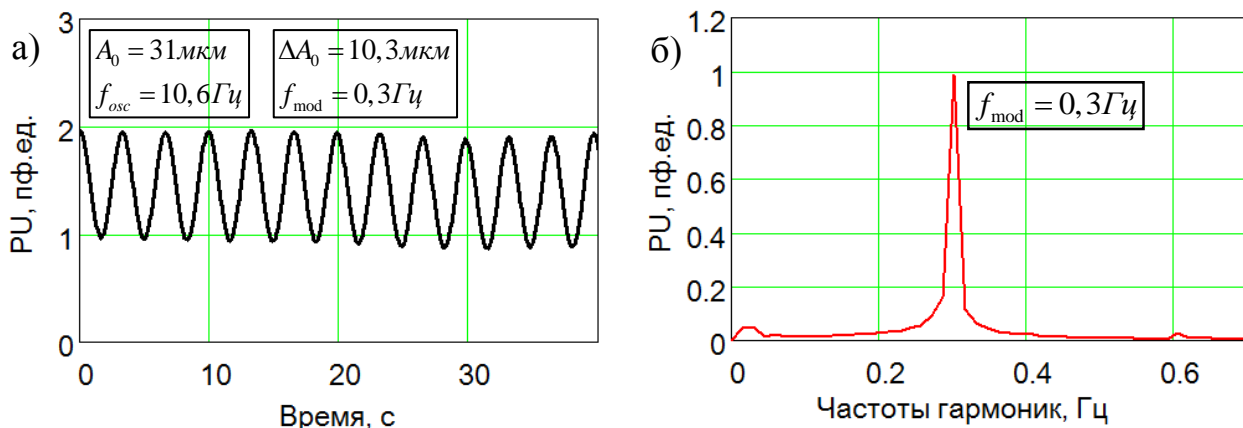


Рисунок 7

Результаты сравнения воспроизводимого сигнала ПМ с экспериментальной установки и с коллоидного геля (motility standard) для калибровки приборов ЛДФ фирмы *Perimed AB* (Швеция) показали, что предложенная экспериментальная установка практически не чувствительна к вибрациям опоры, в то время как калибровка с применением геля требует использования оптического стола с виброгашением (чувствительность к шагам, закрытию дверей и т.д.).

Четвертая глава посвящена разработке метода и реализации устройства МКС приборов ЛДФ.

Предложенный метод МКС приборов ЛДФ заключается в том, что оптический волоконный зонд прибора ЛДФ фиксируют под определенным углом β над расположенными одна над другой неподвижной светопрозрачной и колеблющейся по гармоническому закону светорассеивающей поверхностями, регистрируют воспроизводимый уровень сигнала ПМ и сравнивают его с номинальным воспроизводимым уровнем сигнала ПМ, рассчитываемым для данных значений конструктивных переменных и переменных режима работы. По результатам сравнения делают вывод о метрологических характеристиках (контроль соответствия индивидуальной и номинальной статической характеристик) прибора ЛДФ.

Предложена структура реализации устройства для МКС приборов ЛДФ (рисунок 8) и техническая реализация его электромеханической части (рисунок 9).

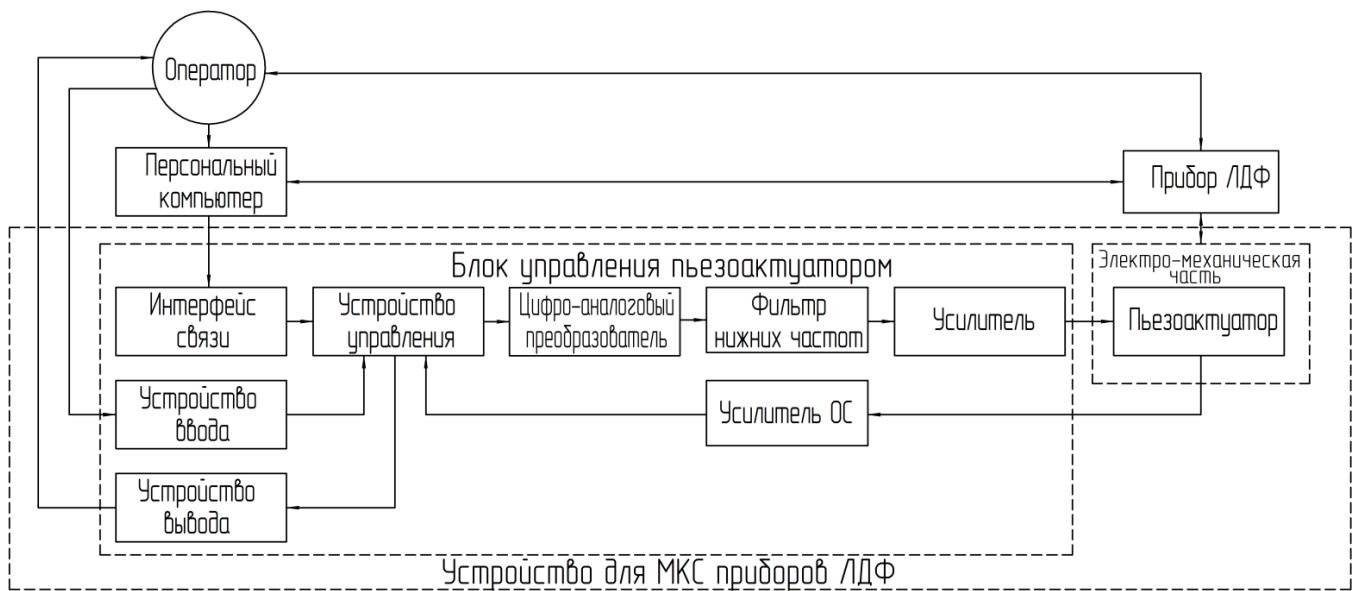


Рисунок 8

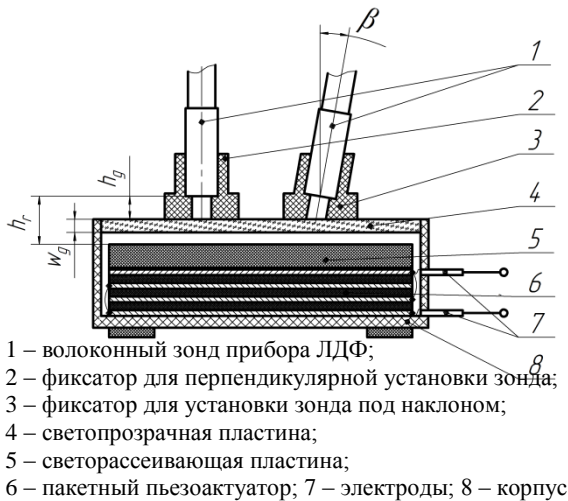


Рисунок 9

Приведена методика определения статической и динамической погрешностей прибора ЛДФ согласно предлагаемому методу, заключающаяся в следующей последовательности действий:

1) оптический волоконный зонд прибора ЛДФ закрепляется под фиксированным углом наклона к нормали плоскости светотражающей поверхности β на фиксированном от плоскости расстоянии h_g ;

2) светорассеивающая поверхность приводится в колебательное движение по гармоническому закону с частотой f_{osc} и амплитудой

$A_0 = PU_{max} / 2K_p f_{osc}$, соответствующей середине диапазона выходной величины прибора ЛДФ $PU \in [0, PU_{max}]$;

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

4) светорассеивающая поверхность приводится в колебания с частотой f_{osc} и амплитудой $A_0 = PU_{ном} / K_p f_{osc}$, соответствующей номинальному значению показателя микроциркуляции в контролируемой точке $PU_{ном}$ диапазона выходной величины прибора ЛДФ;

5) проводится запись регистрируемого прибором сигнала;

6) производится расчет зарегистрированного уровня $PU_{изм}$ за время записи;

7) проводится проверка нахождения зарегистрированного значения $PU_{изм}$ прибора ЛДФ в допустимом диапазоне отклонений от номинального значения $PU_{ном}$;

8) по результатам сравнения делается вывод о величине статической погрешности прибора ЛДФ;

9) светорассеивающая поверхность приводится в колебательное амплитудно-модулированное движение с несущей частотой f_{osc} и амплитудой несущей

$A_0 = PU_{\max} / 2K_p f_{osc}$, амплитудой модулирующего сигнала $\Delta A_0 = \Delta PU_{\max} / K_p f_{osc}$, соответствующей номинальному значению амплитуды $\Delta PU_{\text{ном}}$ изменения выходной величины прибора ЛДФ, и частотой модулирующего сигнала f_{mod} , соответствующей проверяемой точке регистрации частотных ритмов;

10) проводится запись регистрируемого прибором ЛДФ-сигнала;

11) производится расчет спектра амплитуд зарегистрированного сигнала и нахождение величины амплитуды $\Delta PU_{\text{изм}}$;

12) проводится проверка нахождения значения $\Delta PU_{\text{изм}}$ в допустимом диапазоне отклонений от номинального значения $\Delta PU_{\text{ном}}$;

13) по результатам сравнения делается вывод о величине динамической погрешности прибора ЛДФ;

14) сравнением с допустимым значением динамической и статической погрешностей делается вывод о пригодности к эксплуатации проверяемого прибора ЛДФ.

Приводится методика контроля равенства коэффициентов передачи входных каналов разностной схемы прибора ЛДФ в рабочем диапазоне доплеровского сдвига (проверка 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 $A_0 = f_{dop.max} \cdot \lambda / 8\pi f_{osc}$, при которой ширина спектра переменной составляющей фототока соответствует ширине полосы регистрации доплеровского сдвига прибора ЛДФ;

3) проводится запись регистрируемого прибором ЛДФ-сигнала (ПМ);

4) производится расчет уровня $PU_{\text{изм}}$ за время записи;

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

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

ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ

1 Подтверждена принципиальная возможность воспроизведения количественно определенного уровня показателя микроциркуляции по методу ЛДФ с помощью диффузно-рассеивающей колеблющейся поверхности и расположенной на ней плоскопараллельной светопрозрачной стеклянной пластины.

2 Разработана математическая модель процесса воспроизведения уровня показателя микроциркуляции, учитывающая влияние конструктивных параметров прибора ЛДФ (неуправляемые переменные) и параметры режимов работы устройства для МКС (управляемые переменные).

3 Согласно предложенному методу, воспроизводимый уровень показателя микроциркуляции линейно возрастает с увеличением амплитуды и частоты колебаний светорассеивающей поверхности.

4 Максимум воспроизводимого сигнала наблюдается при угле поворота оптоволоконного зонда на $\varphi = \pi/2$.

5 В качестве актуатора для движения диффузно рассеивающей поверхности возможно применение прецизионного пьезоактуатора линейного перемещения.

6 Проведенные экспериментальные исследования подтвердили правильность теоретической модели воспроизведения сигнала ЛДФ, а также корректность предложенного принципа построения устройства для МКС и метода на его основе.

7 Предложенные метод и устройство позволяют проверять достоверность регистрации прибором ЛДФ ритмов микрокровотока различной частоты и амплитуды, контролировать коэффициент преобразования прибора ЛДФ, а также равенство коэффициентов передачи входных каналов разностной схемы прибора ЛДФ.

8 Запатентовано техническое решение, реализующее предложенный принцип воспроизведения сигнала доплеровского сдвига частоты для МКС приборов ЛДФ.

9 Проведенные исследования позволяют обосновать требования к выбору размеров, материалов и режимов работы устройства для МКС приборов ЛДФ.

ОСНОВНЫЕ ПУБЛИКАЦИИ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

Публикации в ведущих рецензируемых научных изданиях, рекомендованных ВАК

1 **Жеребцов, Е.А.** Метрологическое обеспечение биомедицинских приборов и технологий для функциональной диагностики [Текст] / К.В. Подмастерьев, А.В. Дунаев, А.В. Козюра, Е.А. Жеребцов // Биотехносфера. – СПб.: Политехника, 2012. – № 5-6. – С. 101-105. (Личное участие 25%)

2 **Жеребцов, Е.А.** Принципы построения тест-объекта для метрологического контроля состояния приборов лазерной доплеровской флоуметрии [Текст] / Е.А. Жеребцов, А.В. Дунаев, Д.А. Рогаткин // Биомедицинская радиоэлектроника. – М.: Издательство «Радиотехника», 2012. – №1. – С. 8-16. (Личное участие 50%)

3 **Жеребцов, Е.А.** Методы и приборы неинвазивной медицинской спектродометрии: пути обоснования специализированных медико-технических требований [Текст] / Е.А. Жеребцов, А.В. Дунаев, Д.А. Рогаткин // Приборы. – М.: СОО «Международное НТО приборостроителей и метрологов», 2011. – №1. – С. 40-49. (Личное участие 50%)

4 **Жеребцов, Е.А.** Особенности использования канала лазерной доплеровской флоуметрии в аппарате лазерной терапии [Текст] / Е.А. Жеребцов, А.В. Дунаев, А.И. Егорова // Информационные системы и технологии. – Орел: ОрелГТУ, № 4(60). – 2010. – С. 100-104. (Личное участие 33%)

5 **Жеребцов, Е.А.** Исследование возможностей тепловидения и методов неинвазивной медицинской спектродометрии в функциональной диагностике [Текст] / Е.А. Жеребцов, А.В. Дунаев, А.И. Егорова, Д.С. Макаров // Фундаментальные и прикладные проблемы техники и технологии. – Орел: ОрелГТУ, 2010. – № 6-2. – С. 95-101. (Личное участие 25%)

Прочие публикации

6 Dunaev A. V., Substantiation of medical and technical requirements for noninvasive spectrophotometric diagnostic devices [Text] / A.V. Dunaev, **E.A. Zhrebctsov**, D.A. Rogatkin, N.A. Stewart, S.G. Sokolovski, E.U. Rafailov // Journal of Biomedical Optics. – 2013. – V. 18, № 10. – pp. 107009-107009. (Impact Factor from the 2012 Science Edition of Thomson Reuters' Journal Citation Report: 2.881). (Личное участие 30%)

7 Жеребцов, Е.А. Методы оценки эффективности низкоинтенсивной лазерной терапии на основе неинвазивной спектродометрии [Текст] / Е.А. Жеребцов // Материалы международной конференции с элементами научной школы для молодежи «Биомедсистемы-2009». – (Рязань, 2-5 декабря 2009 г.). – Рязань: РГРТУ, 2009. – С. 166-169.

8 Жеребцов, Е.А. Исследование изменений микроциркуляции крови под действием низкоинтенсивного лазерного излучения [Текст] / Е.А. Жеребцов // Сборник трудов молодых ученых «Всероссийская научная школа по биомедицинской инженерии» БМИ-2009. – (Санкт-Петербург, 26-30 октября 2009 г.). – СПб: СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2009. – С. 18-25.

9 Жеребцов, Е.А. Экспериментальные исследования микроциркуляции крови с учетом нагрева биоткани при низкоинтенсивной лазерной терапии [Текст] / Е.А. Жеребцов, О.В. Самойличенко, А.И. Егорова // Материалы XIV Международного молодежного форума «Радиоэлектроника и молодежь в XXI веке». – (Харьков, 18-20 марта 2010 г.). – Харьков: ХНУРЭ, 2009. – С. 379. (Личное участие 33%)

10 Жеребцов, Е.А. Применение методов неинвазивной спектрофотометрии для исследования системы микроциркуляции крови при низкоинтенсивной лазерной терапии [Текст] / Е.А. Жеребцов, А.В. Дунаев // Биотехносфера. – СПб.: Политехника, 2009. – № 6. – С. 40-44. (Личное участие 50%)

11 Жеребцов, Е.А. Компьютеризированный аппарат лазерной терапии с адаптивным управлением [Текст] / Е.А. Жеребцов, А.В. Дунаев, А.И. Егорова // Материалы IV-й Международной научно-технической конференции «Информационные технологии в науке, образовании и производстве» ИТНОП-2010. – (Орел, 22-23 апреля 2010 г.). – Орел: ОрелГТУ, 2010. – С. 91-96. (Личное участие 33%)

12 Жеребцов, Е.А. Динамика изменений параметров микроциркуляции крови и температуры биоткани при низкоинтенсивной лазерной терапии [Текст] / Е.А. Жеребцов, А.В. Дунаев, Д.А. Рогаткин, К.С. Литвинова, М.И. Щербаков // Материалы IX международной научно-технической конференции «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии» ФРЭМЭ 2010. – (Владимир – Суздаль, 29 июня – 2 июля 2010 г.). – Владимир: ВлГУ, 2010. – С. 67-70. (Личное участие 20%)

13 Жеребцов, Е.А. Контроль ритмов микроциркуляции крови при низкоинтенсивной лазерной терапии [Текст] / Е.А. Жеребцов, А.В. Дунаев, А.И. Егорова // Сборник материалов IV Троицкой конференции «Медицинская физика и инновации в медицине» (ТКМФ-4). – 2010. – Т. 3. – (Москва – Троицк, 21-25 июня 2010 г.). – М: МГУ, 2010. – С. 131-132. (Личное участие 33%)

14 Жеребцов, Е.А. Метод контроля параметров микроциркуляции крови при низкоинтенсивной лазерной терапии [Текст] / Е.А. Жеребцов, А.В. Дунаев, А.И. Егорова // Современные технологии в задачах управления, автоматизации и обработки информации: Труды XIX Международного научно-технического семинара. – (Алушта, сентябрь 2010 г.). – М.: Издательский дом МАИ, 2010. – С. 230-231. (Личное участие 33%)

15 Dunaev, A. The investigations of changes of blood microcirculation and temperature during low level laser therapy [Text] / A. Dunaev, E. Zherebtsov, D. Rogatkin, K. Litvinova // Abstracts of Laser Helsinki 2010 Congress. – (Helsinki, Finland, 20-23 August 2010). – 2010. – pp. 35. (Личное участие 25%)

16 Жеребцов, Е.А. К вопросу о создании рабочих мер для лазерной доплеровской флоуметрии [Текст] / Е.А. Жеребцов, А.В. Дунаев, А.И. Егорова, Д.А. Рогаткин // Международная научно-техническая интернет-конференция «Информационные системы и технологии» ИСИТ-2011: Материалы конференции. – (Орел, 1 апреля – 31 мая 2011 г.). – Орел: «Госуниверситет – УНПК», 2011. – С. 164-168. (Личное участие 25%)

17 Жеребцов, Е.А. Метод исследования функционального состояния системы микроциркуляции крови при вибрационной болезни [Текст] / Е.А. Жеребцов, А.В. Дунаев, А.И. Егорова // Межвузовский сборник научных трудов «Медицинские приборы и технологии». – Тула: ТулГУ, 2011. – С. 141-143. (Личное участие 33%)

18 Жеребцов Е.А., Модель формирования выходного сигнала для лазерной доплеровской флоуметрии / Е.А. Жеребцов, А.В. Дунаев, Д.А. Рогаткин // Сборник материалов V Троицкой конференции «Медицинская физика и инновации в медицине» (ТКМФ-5). – (Троицк, 4-8 июня 2012 г.). – 2012. – Т. 2. – С. 224-226. (Личное участие 33%)

19 Жеребцов, Е.А. Математическая модель тест-объекта для метрологического контроля состояния приборов лазерной доплеровской флоуметрии [Текст] / Е.А. Жеребцов // Современные технологии в задачах управления, автоматизации и обработки информации: Труды XXII Международного научно-технического семинара. – (Алушта, сентябрь 2013 г.). – М.: Издательский дом МАИ, 2013. – С. 215-216. (Личное участие 100%)

20 Патент № 2489963 Российская Федерация, МПК А61В 5/00. Устройство для метрологического контроля состояния приборов лазерной доплеровской флоуметрии [Текст] / Е.А. Жеребцов, А.В. Дунаев, Д.А. Рогаткин. – Оpubл. 27.03.2013, Бюл. № 9.

21 Патент № 2474379 Российская Федерация, МПК А61В5/01, А61В8/06. Способ диагностики функционального состояния системы микроциркуляции крови при вибрационной болезни [Текст] / Е.А. Жеребцов, А.В. Дунаев, А.И. Егорова, Д.А. Рогаткин, Л.И. Дмитрук. – Оpubл. 10.02.2013, Бюл. № 4.

Подписано к печати 19.11.2013 г. Формат 60x84 1/16.

Объем 1,0 усл. п.л. Тираж 100 экз. Заказ № 173