



(51) МПК  
**A61B 5/02** (2006.01)  
**A61B 5/00** (2006.01)  
**G01N 21/49** (2006.01)

**ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА  
 ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ**

**(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ**

(21)(22) Заявка: 2011138851/14, 23.09.2011

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:  
 23.09.2011

Приоритет(ы):

(22) Дата подачи заявки: 23.09.2011

(43) Дата публикации заявки: 27.03.2013 Бюл. № 9

(45) Опубликовано: 20.08.2013 Бюл. № 23

(56) Список документов, цитированных в отчете о поиске: G. Soelker, G. Mitic and R. Lohwasser. Monte carlo simulations and laser Doppler flow measurements with high penetration depth in biological tissuelike head phantom // Applied Optics. - 1997. V.36, №22, p.5647-5654 W. Steenbergen and F. F. M. de Mul. New optical tissue phantom and its use for studying laser Doppler blood flowmetry//SPIE (см. прод.)

Адрес для переписки:

302533, Орловская обл., Орловский р-н, дер.  
 Полозовские дворы, Е.А. Жеребцову

(72) Автор(ы):

**Жеребцов Евгений Андреевич (RU),  
 Дунаев Андрей Валерьевич (RU),  
 Рогаткин Дмитрий Алексеевич (RU)**

(73) Патентообладатель(и):

**Жеребцов Евгений Андреевич (RU)**

**(54) УСТРОЙСТВО ДЛЯ МЕТРОЛОГИЧЕСКОГО КОНТРОЛЯ СОСТОЯНИЯ ПРИБОРОВ  
 ЛАЗЕРНОЙ ДОПЛЕРОВСКОЙ ФЛОУМЕТРИИ**

(57) Реферат:

Изобретение относится к медицинской технике, а именно к устройствам для метрологического контроля состояния приборов лазерной доплеровской флоуметрии для неинвазивной диагностики системы микроциркуляции крови человека и животных. Устройство представляет собой слоистую конструкцию из различных твердых материалов с разными светорассеивающими оптическими свойствами, содержащую неподвижные верхний и нижний слои и размещенный между ними средний слой, перемещаемый электромеханическим движущим устройством. Конструкция дополнительно снабжена слоем со

светопоглощающим покрытием. Движущее устройство выполнено в виде электромеханического преобразователя электрического сигнала в механические колебания в полосе частот 0,1 Гц - 20 кГц. При этом средний слой расположен с зазором 0,1-1 мм от верхнего слоя и размещен на слое со светопоглощающим покрытием, который расположен на поверхности электромеханического преобразователя электрического сигнала в механические колебания. Использование устройства позволит существенно повысить достоверность контроля состояния приборов лазерной доплеровской флоуметрии. 4 з.п. ф-лы, 7 ил.

(56) (продолжение):

Proceedings. - Vol.3196 (1997), pp.12-23. Charles E Riva, Martial Geiser, Benno L Petrig. Ocular blood flow assessment using continuous laser Doppler flowmetry // Acta Ophthalmol. - 2010, Sep; 88(6): 622-9. Д.А. Рогаткин, А.В. Дунаев, Л.Г. Лопатина. Метрологическое обеспечение методов и приборов неинвазивной медицинской спектродометрии // Медицинская техника. - 2010, N2(260), с.30-37.

R U 2 4 8 9 9 6 3 C 2

R U 2 4 8 9 9 6 3 C 2



FEDERAL SERVICE  
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(51) Int. Cl.  
*A61B 5/02* (2006.01)  
*A61B 5/00* (2006.01)  
*G01N 21/49* (2006.01)

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**

(21)(22) Application: **2011138851/14, 23.09.2011**

(24) Effective date for property rights:  
**23.09.2011**

Priority:

(22) Date of filing: **23.09.2011**

(43) Application published: **27.03.2013 Bull. 9**

(45) Date of publication: **20.08.2013 Bull. 23**

Mail address:

**302533, Orlovskaja obl., Orlovskij r-n, der.  
Polozovskie dvory, E.A. Zherebtovu**

(72) Inventor(s):

**Zherebtsov Evgenij Andreevich (RU),  
Dunaev Andrej Valer'evich (RU),  
Rogatkin Dmitrij Alekseevich (RU)**

(73) Proprietor(s):

**Zherebtsov Evgenij Andreevich (RU)**

(54) **DEVICE FOR METROLOGICAL CONTROL OF STATE OF LASER DOPPLER FLOWMETRY DEVICES**

(57) Abstract:

FIELD: medicine.

SUBSTANCE: invention relates to medical equipment, namely to device for metrological control of state of laser Doppler flowmetry devices for non-invasive diagnostics of blood microcirculation of human and animal system. Device represents laminated construction from different solid materials with different light-diffusing optical properties, which contains immovable upper and lower layers and placed between them middle layer, which is moved by electromechanical moving device. Construction is additionally provided with layer with

light absorbing covering. Moving device is made in form of electromechanical transformer of electric signal into mechanical vibrations in 0.1 Hz - 20 kHz frequency band. Middle layer is located with 0.1-1 mm clearance from upper layer and is placed on layer with light-absorbing covering, which is located on the surface of electromechanical transformer of electric signal into mechanical vibrations.

EFFECT: application of device makes it possible to essentially increase reliability of control of state of laser Doppler flowmetry devices.

5 cl, 7 dwg

Изобретение относится к области медицинского приборостроения, а именно к устройствам для метрологического контроля состояния приборов лазерной доплеровской флоуметрии, предназначенным, в свою очередь, для неинвазивной диагностики системы микроциркуляции крови человека и животных.

5 Лазерная доплеровская флоуметрия (ЛДФ) - метод неинвазивной медицинской оптической диагностики, которая базируется на зондировании *in vivo* эпителиальных тканей живого биологического объекта (БО) низкоинтенсивным лазерным излучением, с известной длиной волны  $\lambda_0$ , например  $\lambda_0=632$  нм, с последующей  
10 регистрацией обратно рассеянного от БО излучения и определением динамических параметров микроциркуляции крови, таких как перфузия тканей кровью и частотные ритмы микроциркуляции, по доплеровскому (эффект Доплера) сдвигу частоты излучения лазера при рассеянии этого излучения на движущихся форменных  
15 элементах крови (ФЭК). Этот сдвиг частоты содержится в регистрируемом обратно рассеянном излучении от БО и зависит от скорости движения рассеивающих свет ФЭК, главным образом эритроцитов.

Результат измерений в ЛДФ - индекс микроциркуляции крови ( $I_m$ ), измеряемый в условных перфузионных единицах (пф. ед.). Он определяется согласно общеизвестной  
20 формуле [см. Лазерная доплеровская флоуметрия микроциркуляции крови // Под ред. А.И. Крупаткина и В.В. Сидорова - М.: Медицина, 2005. - 256 с.] 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  
25 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 ткани, усредненная в момент времени  $t$  по сосудам разной иерархии с разной скоростью кровотока (капилляры, артериолы, вены и пр.);  $t$  - текущее время.

30 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 полосе частот 1-24 кГц (при типовых скоростях ФЭК до 10 мм/с). Это  
35 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 [см. Liebert A., Leahy M., Maniewski R. Multichannel laser-Doppler probe for blood perfusion measurements with depth discrimination // Medical & Biological Engineering & Computing,  
40 No.11, 1998. - pp.740-747) переменную составляющую  $P(t)$  нормируют на постоянную составляющую сигнала:

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

45 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  
50 называется ЛДФ-граммой. ЛДФ-грамма имеет постоянную и переменную от времени составляющие (фиг.1). 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, мио-генных, 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)-(3) следует, что для получения точной и сравнимой на разных приборах между собой количественной диагностической информации в методе ЛДФ необходима стандартизация, метрологическая аттестация и поверка 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 именуется «фантомами биоткани» [см. Оптическая биомедицинская диагностика. В 2-х т. / Пер. с англ. под. ред. В.В. Тучина. - М.: Физматлит, 2007]).

Но для метода ЛДФ таких специальных устройств (мер), 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. Т.е. широкому практическому применению приборов ЛДФ в практической медицине в большой мере препятствует сегодня недостаточная метрологическая обеспеченность данного метода и отсутствие эффективных мер для метрологической калибровки, аттестации и поверки приборов [см. Д.А. Рогаткин, А.В. Дунаев, Л.Г. Лапаева «Метрологическое обеспечение методов и приборов неинвазивной медицинской спектрофотометрии» // Медицинская техника, №2 (260), 2010. - С.30-37].

Известен оптический фантом, пригодный для воспроизведения оптических свойств биологических тканей, и метод его создания [см. патент США 6224969 кл А61В 5/00, 2001 г.], состоящий из матрикса (поливиниловый спирт - ПВС) и сферических частиц, показатель преломления которых отличается от показателя преломления ПВС. Отличительной особенностью данного оптического фантома является то, что в нем возможна имитация рассеяния света. Одним из преимуществ является то, что данный фантом просто позволяет добавлять полимеры в виде сфер, упрощая количественное описание рассеивающих свойств, и позволяет получать слоистые структуры, которые могут быть сделаны с вертикальным разрешением около 20 мкм, в результате чего можно получить количественный результат моделирования оптических свойств биологической ткани, близких к истинным. Однако рассмотренный оптический

фантом затруднительно использовать в качестве устройства (меры) для метрологического контроля состояния приборов ЛДФ, так как он не имитирует движение ФЭК, и, соответственно, не имитирует  $P(t)$  - переменную составляющую сигнала. Кроме того, он обладает недостаточной точностью и ограниченным сроком

5 годности из-за нестабильности его оптических свойств во времени.

Известно также, что в качестве мер для приборов ЛДФ в ряде стран сегодня используют стабилизированные коллоидные растворы светорассеивающих частиц [см. Fredriksson I., Larsson M., Salomonsson F., Stromberg T. Improved calibration procedure for laser Doppler perfusion monitors // Proc. SPIE 7906, 790602 (2011); doi: 10.1117/12.871938; Di Ninni P., Martelli P., Zaccanti G. Toward a reference standard for tissue phantoms // Proc. SPIE 7906, 79060M (2011); doi: 10., 117/12.874658], 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

15 концентрации, скорости оседания, размера и формы частицы, температуры, динамической вязкости растворителя. Таким образом, точность воспроизведения величины  $I_m(t)$  определяется здесь точностью задания целого ряда микро- и макроскопических параметров соответствующей коллоидной системы, что является

20 существенным недостатком данного типа устройств. Эти устройства 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

25 тестовых коллоидных растворов. Т.е. это получается не одно универсальное устройство с регулируемыми параметрами, а набор устройств с не очень хорошей точностью и воспроизводимостью результата.

Наиболее близким к заявляемому является устройство для метрологического

30 контроля состояния приборов лазерной доплеровской флоуметрии, представляющее собой слоистую конструкцию из различных твердых материалов с разными светорассеивающими оптическими свойствами и содержащее неподвижные верхний и нижний слои и размещенный между ними средний слой, перемещаемый

35 электромеханическим движущим устройством, [см. Soelkner G., Mitic G., Lohwasser R. Monte Carlo simulation and laser Doppler flow measurements with high penetration depth in biological tissue-like head phantoms // Applied Optics, v.36, No.22, 1997. - pp.5647-5654]. Данное устройство состоит из чередующихся между собой слоев различных твердых

40 материалов с разными оптическими свойствами, обеспечивающими величину рассеяния света, близкую к величинам рассеяния в живых биологических тканях, за счет светорассеивающих свойств этих материалов. Например, в качестве материалов используется эпоксидная смола с включением в нее 2% стеклянных

45 светорассеивающих микросфер. При этом часть слоев, например, самый верхний и самый нижний слой, в конструкции устройства 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  $P(t)$ .

Недостатком данного устройства являются:

50 Сложность конструкции, обусловленная наличием в устройстве механической системы движения слоев от привода электромотора.

Конструктивные особенности электромеханического движущего устройства для перемещения среднего слоя не позволяют просто и быстро менять скорость и амплитуду движений слоев для моделирования разных по амплитуде  $P(t)$  и,

соответственно,  $I_m(t)$ , а также создавать сложный модулированный сигнала для имитации частотных ритмов микроциркуляции (частотной компоненты  $I_m(t)$ ), что существенно снижает точность контроля состояния приборов лазерной доплеровской флоуметрии.

Кроме того опасность истирания со временем поверхностей механически движущихся и трущихся друг относительно друга слоев с изменением их оптических свойств, приведет к нестабильным во времени значениям  $I_m(t)$  у этой меры.

В соответствии с вышеизложенным, поставлена задача, направленная на создание простого и дешевого устройства, конструктивные особенности которого позволяют создать среднему светорассеивающему слою механические свободные колебания вверх-вниз с частотой в диапазоне 0,1 Гц-20 кГц, имитируя движения ФЭК и создавая за счет своих светорассеивающих свойств переменный сигнал  $P(t)$ , позволяющей воспроизводить как постоянную, так и переменную компоненты  $I_m(t)$ .

Кроме того создание устройства, обладающего возможностью имитации разных по величине  $I_m(t)$  и имитации разных частотных ритмов микроциркуляции, за счет подачи на электроды переменного электрического сигнала, дополнительно модулированного по амплитуде низкочастотным сигналом в диапазоне 0,01-1 Гц, например синусоидальным, что существенно повысит достоверность контроля состояния приборов лазерной доплеровской флоуметрии.

Поставленная задача решается тем, что устройство для метрологического контроля состояния приборов лазерной доплеровской флоуметрии, представляющее собой слоистую конструкцию из различных твердых материалов с разными светорассеивающими оптическими свойствами, содержащее неподвижные верхний и нижний слои и размещенный между ними средний слой, перемещаемый электромеханическим движущим устройством, отличающееся тем, что конструкция дополнительно снабжена слоем со светопоглощающим покрытием, движущее устройство выполнено в виде электромеханического преобразователя электрического сигнала в механические колебания в полосе частот 0,1 Гц-20 кГц, при этом средний слой расположен с зазором 0,1-1 мм от верхнего слоя и размещен на слое со светопоглощающим покрытием, который расположен на поверхности электромеханического преобразователя электрического сигнала в механические колебания.

Наличие между подвижным светорассеивающим слоем и поверхностью преобразователя дополнительного слоя со светопоглощающим покрытием, исключает влияние паразитных сигналов засветки от поверхности самого электромеханического преобразователя, между подвижным светорассеивающим слоем и поверхностью преобразователя, что повышает точность измерения.

Для повышения достоверности исследуемых параметров электромеханический преобразователь электрического сигнала в механические колебания может воспроизводить колебания и управляться электрическим сигналом в полосе частот 0,1 Гц-20 кГц, модулированным по амплитуде более низкочастотным сигналом, например, синусоидальным в полосе частот 0,01-1 Гц.

Для получения простой, удобной в использовании конструкции нижний неподвижный слой может быть выполнен в виде корпуса, а верхний - в виде крышки со специальным приспособлением для крепления на нем оптического датчика (зонда) прибора ЛДФ, что обеспечивает получение точных и стабильных результатов измерения углубления (ложе) в верхнем слое.

Для более точного моделирования поглощающих спектральных (по оптическому

спектру) оптических свойств крови можно в светорассеивающий слой дополнительно вводить краситель (поглощающие вещества).

На фиг.1 представлена ЛДФ-грамма, которая имеет постоянную и переменную от времени составляющие.

5 На фиг.2 - общий вид устройства

На фиг 3-7 графики записи тестовых сигналов, поясняющие работу устройства.

10 Устройство, содержит приспособление 1 для размещения оптического зонда прибора ЛДФ; 2 - прозрачный верхний неподвижный слой-крышка (стекло или пластик); 3 - подвижный светорассеивающий слой с объемно-распределенными светорассеивающими частицами; 4 - дополнительный слой со светопоглощающим покрытием; 5 - электромеханический преобразователь электрического сигнала в механические колебания (пьезоэлектрический актуатор); 6 - электроды, подводящие управляющее напряжение к электромеханическому преобразователю; 7 - нижний неподвижный слой (корпус).

15 Предлагаемое устройство для метрологического контроля состояния приборов лазерной доплеровской флоуметрии работает следующим образом.

20 Оптический зонд прибора ЛДФ размещается при помощи штатива в специальном ложе 1 нормально к поверхности верхнего слоя устройства 2. После включения прибора ЛДФ, подвергаемого 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 25 начинает вибрировать, передавая эти механические колебания светорассеивающему слою 3, 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 30 низкочастотным сигналом в диапазоне 0,01-1 Гц, например синусоидальным, позволяет проверить 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 и подкорректировать при необходимости его калибровочные коэффициенты ( $K_i$ ), т.е. прокалибровать.

40 Работа устройства может быть пояснен графиками записи тестовых сигналов с устройства, показанными на фиг.3-7. На фиг.3 представлена регистрируемая с предлагаемого устройства контролируемым прибором ЛДФ-грамма при имитации в течение 40 секунд постоянной составляющей  $I_m(t)$  на уровне 22-25 пф.ед. без частотных ритмов микроциркуляции. Этот режим реализовывался на макете устройства подачей на электромеханический преобразователь синусоидального напряжения с амплитудой 2 В с частотой 500 Гц. Фиг.4 отражает частотный спектр этого сигнала. На фиг.5 представлена регистрируемая с предлагаемого устройства проверяемым 50 прибором ЛДФ-грамма при реализации режима модуляции по амплитуде электрического управляющего сигнала сигналом частотой 0,3 Гц, имитирующим нейрогенный ритм регуляции микрогемодинамики. Фиг.6 отражает частотный спектр этого сигнала, что наглядно демонстрирует возможности предлагаемого устройства



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. Фиг.7 демонстрирует возможность управления и перестройки устройства на имитацию различных постоянных значений величины  $I_m(t)$  путем подачи на электромеханический преобразователь разных модулированных и не модулированных напряжений с несущей частотой 200 Гц (1 - 200 Гц, 1 В; 2 - 200 Гц, 0,5 В; 3 - 200 Гц, 0,2 В).

Использование данного устройства с широкими функциональными возможностями, позволит существенно повысить достоверность контроля состояния приборов лазерной доплеровской флоуметрии.

#### Формула изобретения

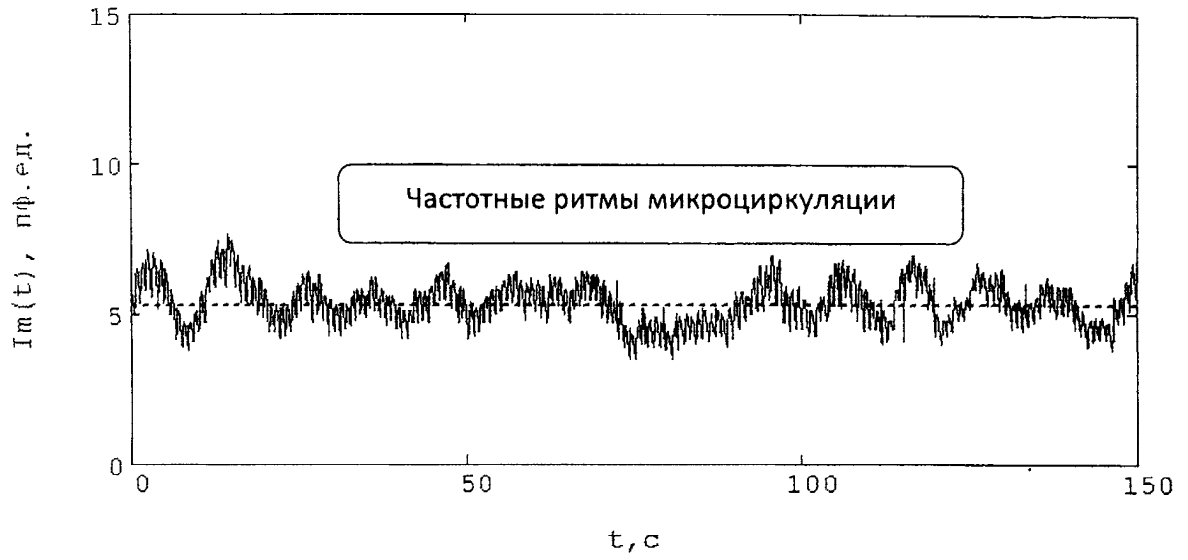
1. Устройство для метрологического контроля состояния приборов лазерной доплеровской флоуметрии, представляющее собой слоистую конструкцию из различных твердых материалов с разными светорассеивающими оптическими свойствами, содержащую неподвижные верхний и нижний слои и размещенный между ними средний слой, перемещаемый электромеханическим движущим устройством, отличающееся тем, что конструкция дополнительно снабжена слоем со светопоглощающим покрытием, движущее устройство выполнено в виде электромеханического преобразователя электрического сигнала в механические колебания в полосе частот 0,1 Гц - 20 кГц, при этом средний слой расположен с зазором 0,1-1 мм от верхнего слоя и размещен на слое со светопоглощающим покрытием, который расположен на поверхности электромеханического преобразователя электрического сигнала в механические колебания.

2. Устройство для метрологического контроля состояния приборов лазерной доплеровской флоуметрии по п.1, отличающееся тем, что нижний слой выполнен в виде корпуса.

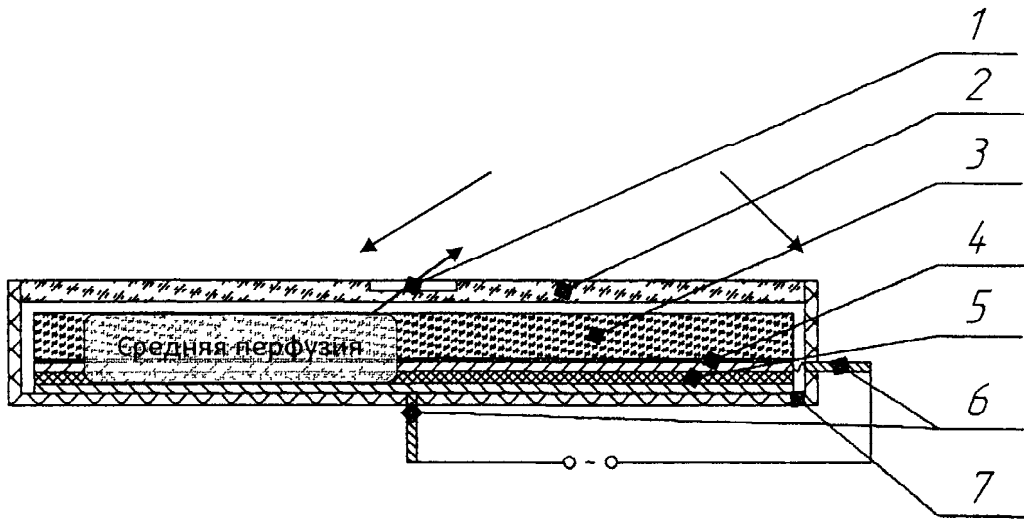
3. Устройство для метрологического контроля состояния приборов лазерной доплеровской флоуметрии по п.1, отличающееся тем, что верхний слой выполнен в виде крышки с приспособлением для размещения оптического зонда.

4. Устройство для метрологического контроля состояния приборов лазерной доплеровской флоуметрии по п.1, отличающееся тем, что электромеханический преобразователь электрического сигнала в механические колебания выполнен с возможностью воспроизводить колебания и управляться электрическим сигналом в полосе частот 0,1 Гц - 20 кГц, модулированным по амплитуде более низкочастотным сигналом, например синусоидальным, в полосе частот 0,01-1 Гц.

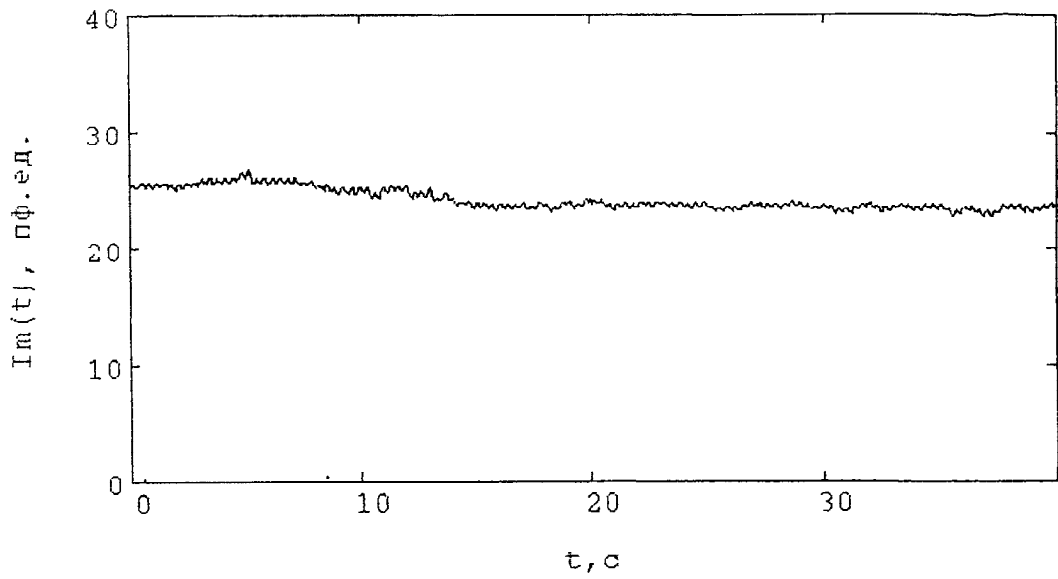
5. Устройство по п.1, отличающееся тем, что в светорассеивающий слой введен краситель, изменяющий поглощение света на определенных длинах волн.



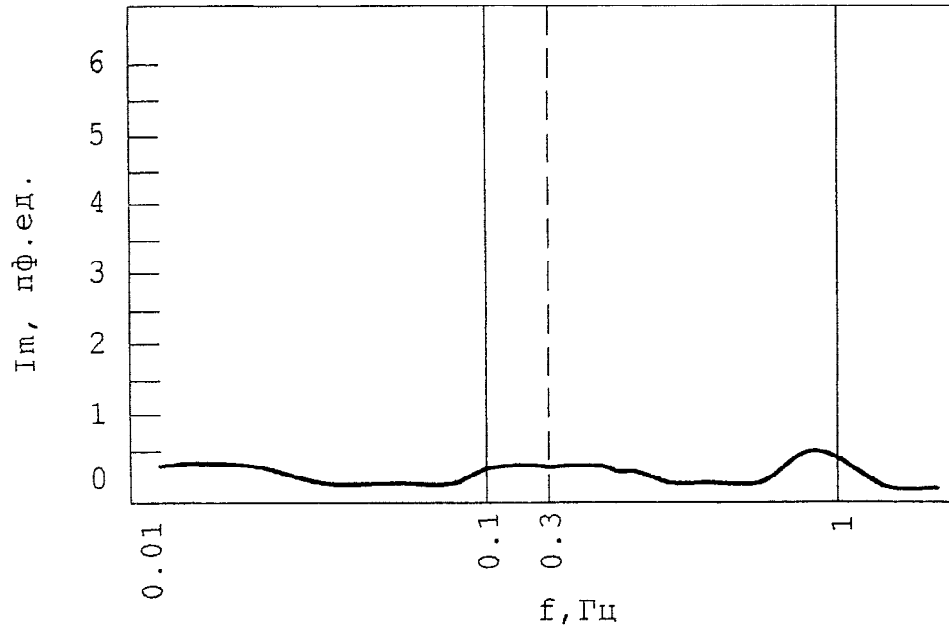
Фиг. 1



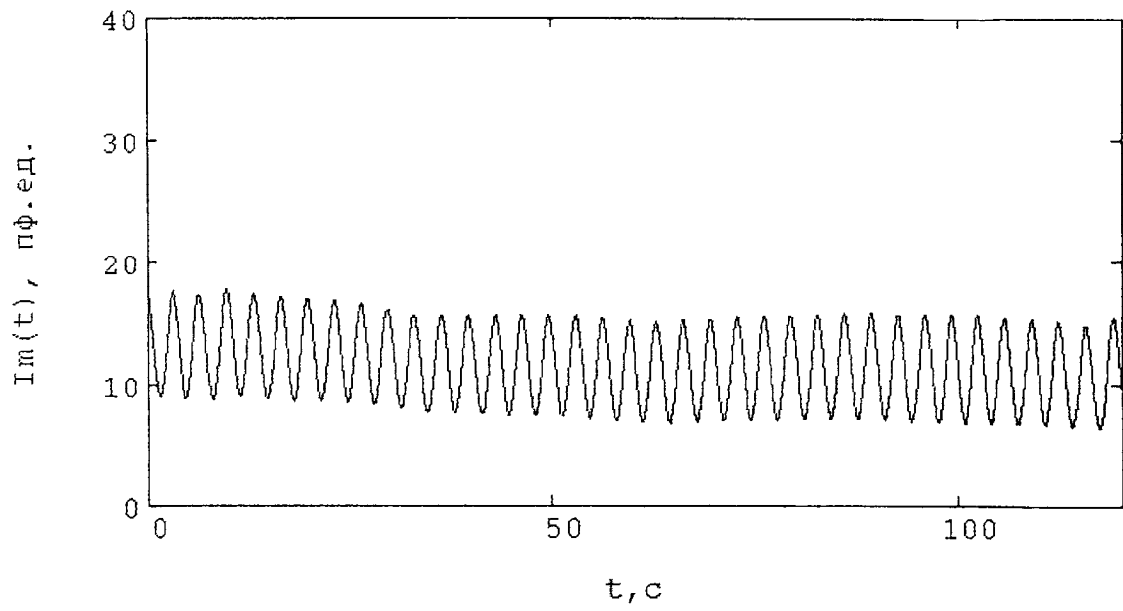
Фиг. 2



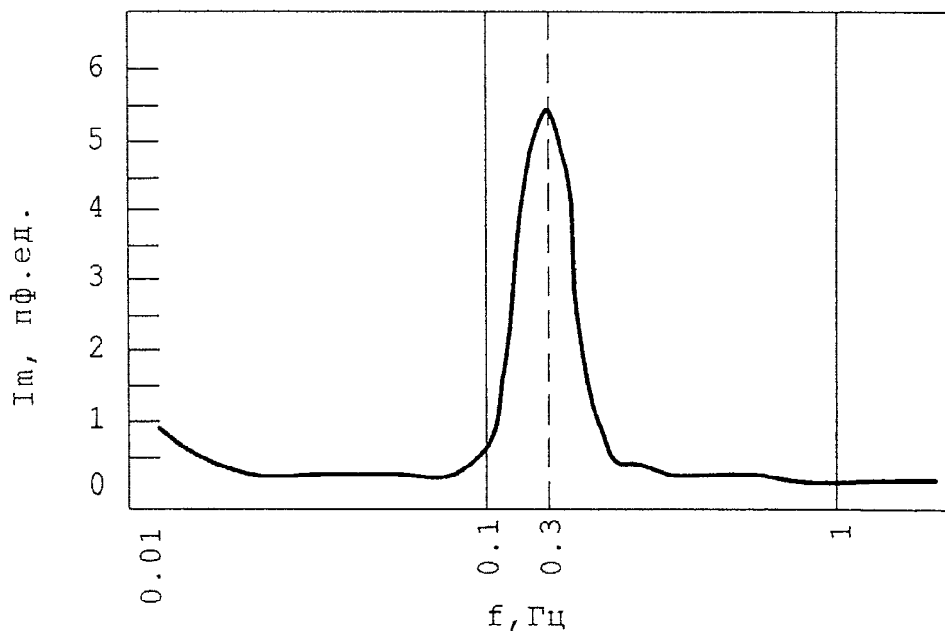
Фиг. 3



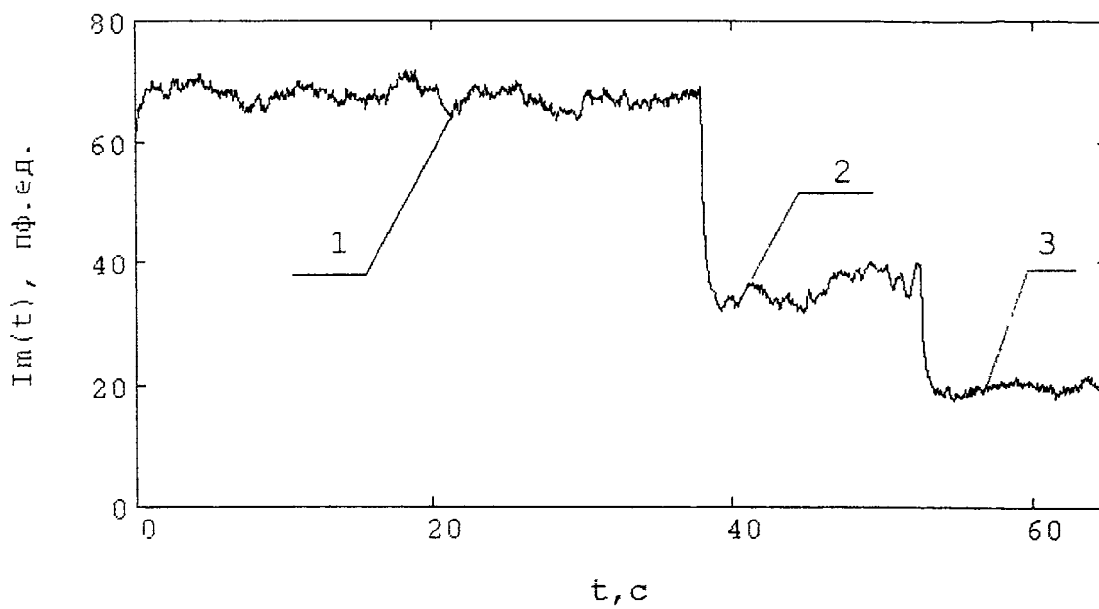
Фиг. 4



Фиг. 5



Фиг. 6



Фиг. 7