

УДК 616-71:619-78

М.Г. Хламов, Е.С. ШкуридинаДонецкий национальный технический университет, г.Донецк
кафедра электронной техники**РАЗРАБОТКА СТРУКТУРЫ ОПТОВОЛОКОННОГО ОКСИМЕТРА
МЕТОДАМИ МОДЕЛИРОВАНИЯ****Abstract**

M. Khlamov, K. Shkuridina. Development of flow diagram of fibre-optical oximeter. This article contains the analytical review of the methods of the determination to concentration oxygen in blood. Described method of the operative oxygemoglobin's checking. The optical and structured schemes of measurement's instrument were designed.

Keywords: oxyhaemoglobin, functional saturation, coefficient of ekstinkcii, fibre-optical measuring device, description of transformation, measuring error.

Анотація

Хламов М.Г., Шкурідіна К.С. Розробка структурної схеми оптоволоконного оксиметра. Стаття містить аналітичний огляд методів визначення концентрації кисню в крові. Описаний метод оперативного контролю оксигемоглобіну. Розроблені оптичні і структурні схеми засобу вимірювання.

Ключові слова: оксигемоглобін, функціональна сатурація, коефіцієнт екстинкції, оптоволоконний вимірник, характеристика перетворення, похибка виміру.

Аннотация

Хламов М.Г., Шкуридина Е.С. Разработка структурной схемы оптоволоконного оксиметра. Статья содержит аналитический обзор методов определения концентрации кислорода в крови. Описан метод оперативного контроля оксигемоглобина. Разработаны оптические и структурные схемы средства измерения.

Ключевые слова: оксигемоглобин, функциональная сатурация, коэффициент экстинкции, оптоволоконный измеритель, характеристика преобразования, погрешность измерения.

Постановка задачи и используемые явления. Целью работы является разработка структуры прибора измерения концентрации кислорода в артериальной крови пациента при оперативном контроле за его состоянием методами отражательной спектрофотометрии.

Нормальный газообмен в легких человека обеспечивает удаление углекислого газа из крови и насыщение ее кислородом. В транспортировке газов к легким и от них участвует гемоглобин в трех фракциях: оксигемоглобин (HbO_2), карбоксигемоглобин (COHb) и метгемоглобин (MetHb).

Артериальная кровь человека кроме восстановленного гемоглобина и оксигемоглобина содержит по крайней мере еще два вида гемоглобина, не участвующих в транспорте кислорода: метгемоглобин (MetHb) и карбоксигемоглобин (COHb). Исключая патологические состояния, эти фракции содержатся в артериальной крови в низких концентрациях: MetHb — 0,2 ...0,6%, COHb — 0...0,8%.

При резком увеличении доли дисфункциональных фракций гемоглобина, например, при отравлениях угарным газом, методики определения функциональной сатурации дают результаты, расходящиеся со значениями фракционной сатурации.

В анестезиологическом мониторинге при анализе состава дыхательной газовой смеси определяется содержания CO_2 в выдыхаемом воздухе. С этой целью используется метод капнометрии, позволяющий в реальном масштабе времени вести измерение величины парциального давления CO_2 (или значение объемной концентрации) в момент окончания выдоха — $PETCO_2$. Значение содержания CO_2 в выдыхаемом воздухе в этот момент времени соответствует величине PCO_2 артериальной крови. Следящее измерение $PETCO_2$, достигаемое гораздо более простыми техническими средствами чем PCO_2 артериальной крови, обладает высокой диагностической ценностью в респираторном мониторинге.

Поэтому при разработке оксиметра выбрана методика определения степени насыщения артериальной крови кислородом контроля по двум компонентам: по содержанию в крови гемоглобина и оксигемоглобина, пренебрегая содержанием метгемоглобина и карбоксигемоглобин в связи с их малой долей.

Степень насыщения кислородом определяется величиной *функциональной сатурации* крови кислородом:

$$SaO_2_{\text{фун}} = ([HbO_2] / ([HbO_2] + [Hb]))100 \%, \tag{1}$$

где $[HbO_2]$ и $[Hb]$ — концентрация соответственно оксигемоглобина и гемоглобина.

Кровь человека — оптически плотная субстанция, при прохождении оптического излучения через ее слой интенсивность потока быстро убывает в соответствии с законом Бугера-Ламберта. Поскольку составляющие крови (гемоглобин и оксигемоглобин) имеют различные молярные коэффициенты поглощения (см. рис. 1) [1], то двухчастотный спектрофотометрический метод [2] позволяет установить концентрацию оксигемоглобина и гемоглобина в крови и вычислить функциональную сатурацию.

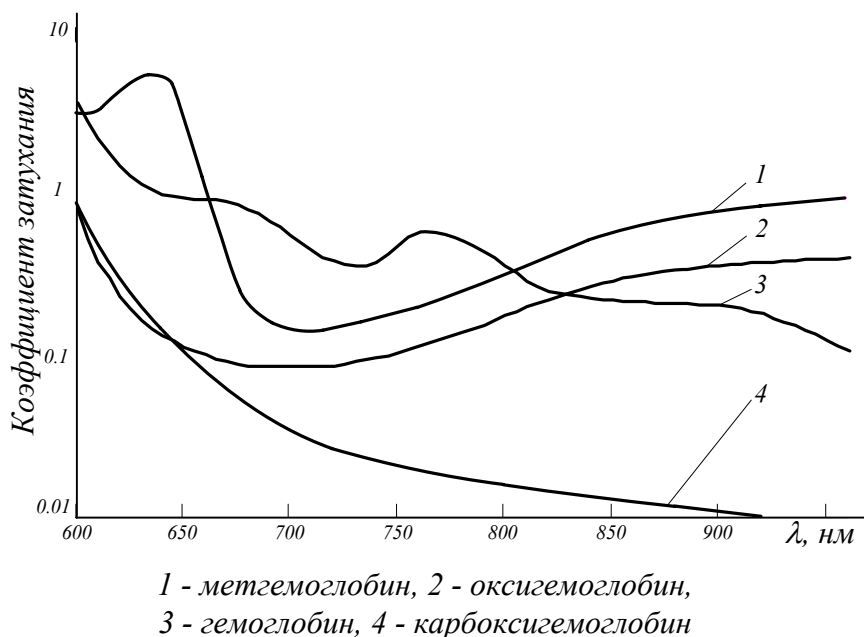


Рисунок 1 — Зависимость поглощения оптического излучения от длины волны для различных форм гемоглобина

Как известно [3], распространении плоской электромагнитной волны в поглощающей среде описывается уравнениями Максвелла. Решения уравнений относительно напряженности электрического поля волны дает экспоненциальное убывание ее амплитуды по мере проникновения излучения в поглощающую среду. Так при одномерном случае имеем

$$E = e_y E_0 \exp\left(-\frac{\omega \cdot \gamma}{c} x\right) \cos\left(\omega t - \frac{n \cdot \omega}{c} x\right). \quad (2)$$

где E_0 — амплитуда вектора напряженности электрического поля, e_y — орт в направлении y , ω — круговая частота колебаний распространяющейся волны, n — коэффициент преломления среды, в которой распространяется волна, x — направление распространения волны, c — скорость распространения электромагнитной волны в вакууме, γ — коэффициент экстинкции, описывающий уменьшение амплитуды вектора напряженности электрического поля.

С другой стороны согласно закону Бугера – Ламберта при прохождении слоя поглощающего вещества толщиной x изменение интенсивности монохроматического оптического потока определяется как

$$I(x) = I_0 \exp(-\chi x), \quad (3)$$

где χ — линейный показатель поглощения вещества.

Учитывая переход от амплитудных величин к энергетическим и пренебрегая отличием скорости распространения электромагнитного излучения в вакууме и воздухе, связь линейного показателя поглощения с коэффициентом экстинкции задается в виде:

$$\chi = 4\pi\gamma/\lambda_0. \quad (4)$$

Оптические свойства сильно поглощающего вещества задаются комплексным показателем преломления. Вводя комплексное значение показателя преломления в формулу, определяющую коэффициент отражения, получим обобщение для случая поглощающей среды. В частности, для нормального падения луча из вакуума ($n_1 = 1$) на поверхность поглощающей среды ($n_2^* = n - i\gamma$) имеем

$$R_{\perp} = \left| \frac{(n - i \cdot \gamma) - 1}{(n - i \cdot \gamma) + 1} \right|^2 = \frac{(n - 1)^2 + \gamma^2}{(n + 1)^2 + \gamma^2}. \quad (5)$$

Поскольку линейный показатель поглощения χ и выражается через концентрацию поглощающего вещества C соотношением

$$\chi = kC, \quad (6)$$

где k — здесь и далее натуральный коэффициент поглощения монохроматического излучения веществом.

Полученная цепочка отношений позволяет установить связь между величиной отраженного оптического потока от поверхности сильно поглощающего вещества и его концентрацией.

Постановка задач исследования.

В случае двухкомпонентной сильно поглощающей среды измерения могут производиться на двух длинах волн оптического излучения. В качестве опорной выбирается изоспестическая длина волны, на которой коэффициенты поглощения гемоглобина и оксигемоглобина равны. В качестве основной измерительной длины волны выбирается волна излучения, на которой коэффициенты поглощения гемоглобина и оксигемоглобина максимально отличаются. Задача состоит в установлении зависимости сатурации по экспериментально определяемым значениям отраженных потоков излучения от крови на двух длинах волн.

Анализ исследований и публикаций. В клинических лабораторных исследованиях широко используется спектрофотометрический метод с анализом проходящего излучения.

Спектрофотометрические приборы анализа крови и гуморальных сред реализованы в виде лабораторного оборудования и, не смотря на принимаемые меры по автоматизации процедур клинических анализов, не обеспечивают получения результатов в режиме реального времени («on line»). Оперативные средства контроля насыщения кислородом крови такие, как пульсометрические и оксиметрическая катетерная система измерения насыщения *in vivo* [1] обладают рядом недостатков; первая низкими точностью и достоверностью, вторая —

низкими чувствительностью и точностью. Недостатки первой связаны с существенным влиянием кожного покрова и тканей на процессы светопоглощения. Второго — низкой светосилой обмена излучением через боковые поверхности световода-источника и световода-приемника и неравномерный слой крови между ними.

Решение задач и результаты исследований. В случае двухкомпонентной сильно поглощающей среды измерения следует производить на двух длинах волн оптического излучения. В качестве опорной выбирается изосбестическая длина волны равная $0,805$ мкм, на которой коэффициенты поглощения гемоглобина и оксигемоглобина равны (см. рис.1). Для этого случая справедливы соотношения:

$$\chi(\lambda_2)L = 4\pi \cdot \gamma(\lambda_2) \cdot L/\lambda_2 = WL[k_0(\lambda_2)C_0 + k_g(\lambda_2)C_g] = W \cdot L \cdot k(\lambda_2), \quad (7)$$

где L — длина оптического пути в поглощающем веществе; λ_2 — изосбестическая длина волны; $k_0(\lambda_2) = k_g(\lambda_2) = k(\lambda_2)$ — коэффициенты поглощения оксигемоглобина и гемоглобина на изосбестической длине волны; C_0 и C_g — относительные концентрации оксигемоглобина и гемоглобина; W — общий вес гемоглобина на единицу объема крови.

Из последнего следует:

$$W = 4\pi \cdot \gamma(\lambda_2) / [k(\lambda_2) \cdot \lambda_2] \quad (8)$$

В качестве основной измерительной длины волны выбирается волна излучения $\lambda_1 = 0,66$ мкм, на которой коэффициенты поглощения гемоглобина и оксигемоглобина максимально отличаются. С учетом предыдущего, для волны λ_1 получим:

$$\frac{\gamma(\lambda_1)}{\gamma(\lambda_2)} \cdot \frac{\lambda_2}{\lambda_1} \cdot k(\lambda_2) = k_0(\lambda_1) \cdot C_0 + k_g(\lambda_1) \cdot C_g. \quad (9)$$

Принимая во внимание, что $C_0 + C_g = 1$, относительная концентрация оксигемоглобина определяется как

$$C_0 = \frac{k_g(\lambda_1) - \frac{\gamma(\lambda_1)}{\gamma(\lambda_2)} \cdot \frac{\lambda_2}{\lambda_1} \cdot k(\lambda_2)}{k_g(\lambda_1) - k_0(\lambda_1)}. \quad (10)$$

Здесь значения коэффициентов экстинкции на длинах волн λ_1 и λ_2 определяется по результатам измерений отраженных потоков излучения на этих длинах волн. Коэффициенты отражения вычисляются как отношение отраженного потока к падающему на поверхность поглощающей среды. Расчет значений коэффициентов экстинкции выполняется по формуле

$$\gamma(\lambda) = \sqrt{\frac{R_{\perp}(\lambda)(n+1)^2 - (n-1)^2}{1 - R_{\perp}(\lambda)}}, \quad (11)$$

где n — коэффициент преломления плазмы крови.

Оптическая схема прибора по измерению концентрации кислорода в крови. В ходе разработки прибора, реализующего предложенный метод измерения кислорода в крови, предложена структура оптической схемы, представленная на рисунке 2.

Система состоит из лазера с длиной волны 660 нм. Конструкция выбранного лазера позволяет подключить его к оптоволокну с помощью специального коннектора. В качестве оптоволоконного световода выбрано полимерное многомодовое оптоволокно. Отношение диаметра ядра к оптической оболочке 200/220 микрон (± 15 микрон). Коэффициент ввода при таком соединении зависит от величины воздушного зазора коннектор-световод, величины возвратных потерь и величины потока попадающего в световод с учетом углов расхождения потока лазера.

Излучение от источника поступает в световод так, чтобы ось потока излучения направлена перпендикулярно плоскости торца световода, находящегося внутри внутрисосудистого оптоволоконного катетера. Катетер представляет собой поливинилхлоридную пленку из непрозрачного материала, которая служит экраном и устраняет возможность попадания в

световод внешнего излучения. Диаметр катетера не более 270 мкм. Катетер проводит свет в кровь через передающее оптоволокно без потерь.

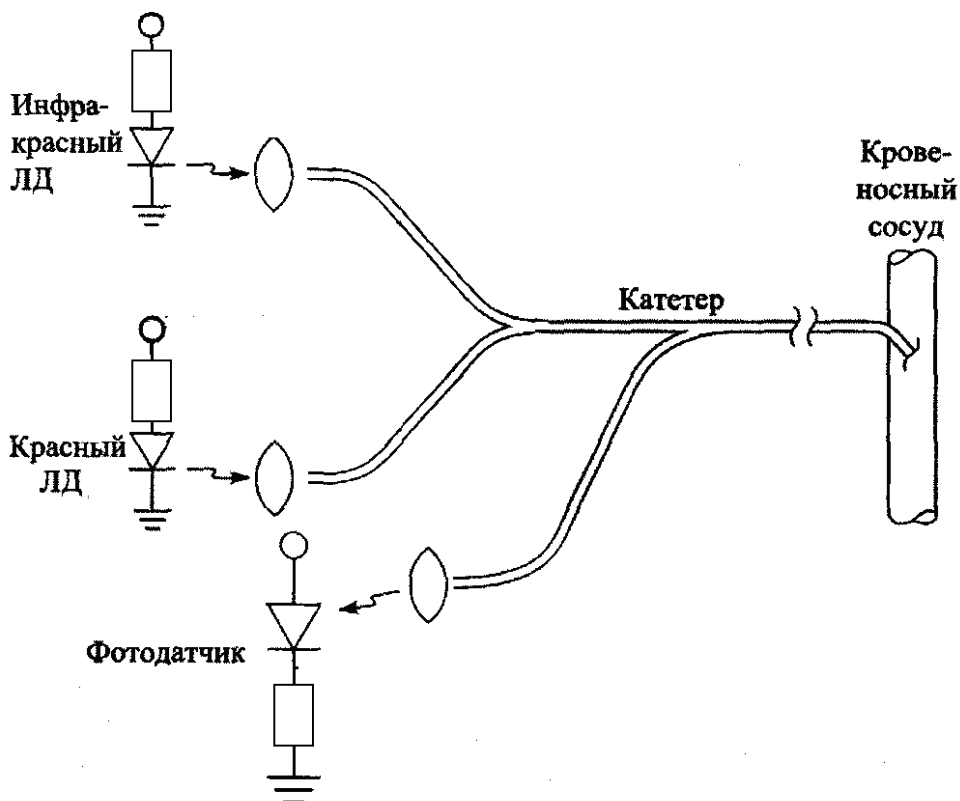


Рисунок 2 — Структурная схема оптической системы прибора

Торец оптоволоконна находится в непосредственном контакте с кровью. Оптический поток частично поглощается кровью и частично отражается от границы световод-кровь, как показано на рис.3. Отраженный выходной поток формирует оптический информационный сигнал.

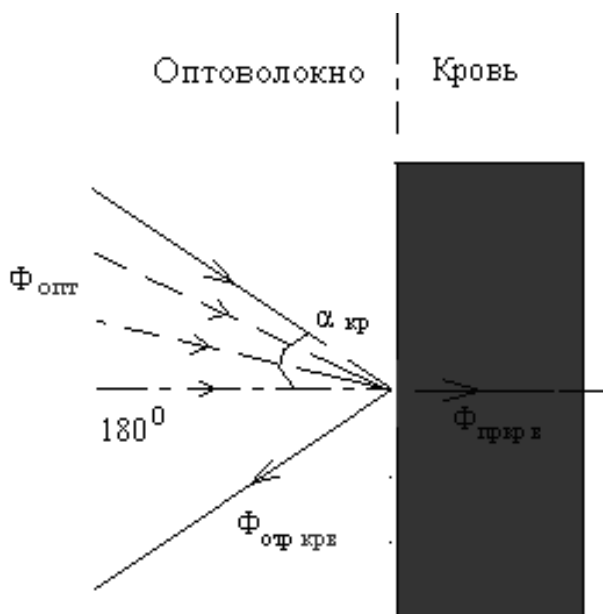


Рисунок 3 — Схема потоков оптических сигналов в системе световод-кровь-световод

Часть потока поглощается кровью, а отраженный световой поток возвращается катетером через принимающее оптоволокно на фотодиод.

При моделировании процессов передачи излучения и светосилы оптической системы учтены распределения пространственной плотности потока излучения лазерных диодов, потери излучения при вводе в световоды и отраженных потоков в световод приемника, потери излучения при вводе в фотоприемник, спектральное согласие источников излучения и фотоприемника.

Структурная схема прибора по измерению концентрации кислорода в крови.

Структурная схема оксиметра приведена на рис. 4. Работа излучающего лазера регулируется устройством стабилизации мощности излучения (УСМИ). Сигнал, излучаемый лазером (Л), поступает в оптическую систему (ОС), рассмотренную выше. Далее сигнал поступает на фотодиод (ФД), далее на предварительный усилитель (ПУ), усиливается услителем (У). На выходе амплитудного детектора (АД) получаем демодулированный сигнал без пульсаций. Сигнал поступает на активный фильтр (АФ), где происходит преобразование переменного сигнала в постоянный, изменяющийся во времени. Получаем интересующую информационную составляющую, сдвинутую на величину постоянной составляющей сигнала. Поэтому далее в структурную схему включен масштабирующий преобразователь (МП), убирающий неинформативную составляющую.

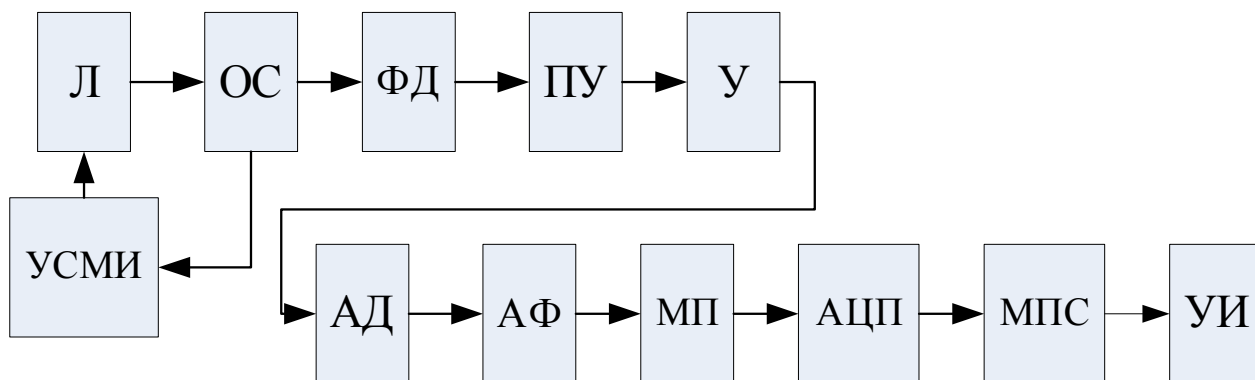


Рисунок 4 — Структурная схема прибора измеряющего концентрацию кислорода в крови

После преобразуем аналоговый сигнал цифровой (АЦП) и подаем его в микропроцессорную систему (МПС), выполняющую функцию обработки цифрового сигнала и вычислению концентрации кислорода. Окончательный результат подается на устройство индикации (УИ).

Характеристика преобразования.

В ходе моделирования выполнен расчет оптического сигнала, моделирование электрического сигнала, преобразование его в цифровую форму и этим же методом установлена характеристика преобразование.

Получена характеристика преобразования средства измерения (СИ) представленная на рис. 5.

Разработан алгоритм обработки данных измерения, обеспечивающий формирование результатов измерений в значениях сатурации и парциального давления. Алгоритм представляется в виде полинома, получены его коэффициенты (рисунок 6).

Применение данного алгоритма позволяет восстановить сигнал с погрешностью порядка 0.3 %. Оценка погрешности получена в ходе моделирования измерительного процесса.

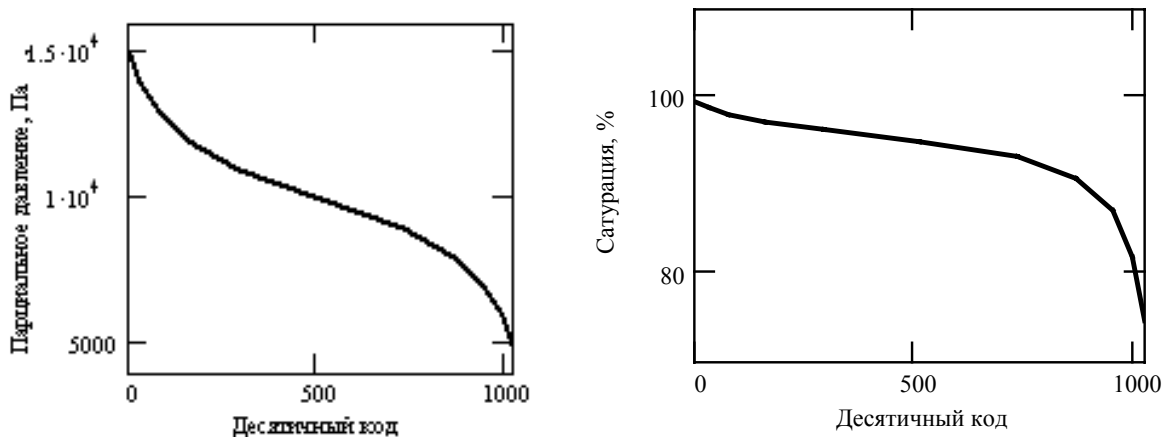


Рисунок 5 — Характеристика преобразования СИ

$$\begin{aligned}
 A \cdot 10^{15} &= \begin{pmatrix} 1.4995 \times 10^{19} \\ -3.8718 \times 10^{16} \\ 2.2498 \times 10^{14} \\ -9.0623 \times 10^{11} \\ 2.154 \times 10^9 \\ -2.8799 \times 10^6 \\ 1995.6124 \\ -0.5589 \end{pmatrix} & CO2mod_q &:= \sum_{k=0}^m A_k \cdot (KOD101_q)^k \\
 & PO2mmртст_q &:= \frac{CO2mod_q \cdot 75}{10000} \\
 & PO2Па &:= \frac{PO2mmртст \cdot 10000}{75} \\
 A2 \cdot 10^{15} &= \begin{pmatrix} 9.928170528 \times 10^{16} \\ -1.532382448 \times 10^{13} \\ -1.081614457 \times 10^{11} \\ 1.768761225 \times 10^9 \\ -9.555829529 \times 10^6 \\ 2.535774827 \times 10^4 \\ -35.461176189 \\ 0.025037127 \\ -7.042027287 \times 10^{-6} \end{pmatrix} & SaO2mod_q &:= \sum_{k=0}^m A2_k \cdot (KOD102_q)
 \end{aligned}$$

Рисунок 6 — Алгоритм масштабирования данных и коэффициенты полинома

Моделирование выполнено с использованием пакета Mathcad 2000.

Выводы:

1. Предложен метод оперативного контроля за степенью насыщения крови кислородом основанный на измерении отраженного потока от поверхности крови как сильно поглощающей среды.
2. Разработана оптическая и структурная схемы прибора контроля содержания оксигемоглобина в крови *in vivo*.
3. Разработаны алгоритмы обработки данных измерения и получена характеристика преобразования средства измерения.
4. Разрабатываемый прибор может входить в комплекс медицинских приборов мониторинга состояния пациента в операционной и реанимационной палатах.

Литература

1. Медицинские приборы. Разработка и применение./Джон В. Кларк мл., Майкл Р. Ньюман, Валтер Х. Олсон и др.; Ред. Джон Г.Вебстер. — К.: Медторг, 2004, — 620 с.
2. Булатов М.И., Калинкин И.П. Практическое руководство по фотометрическим методам анализа. —5-е изд. — Л.:Химия, 1986. — 432 с.
3. Носов Ю.Р. Оптоэлектроника — М.: Радио и связь, 1989, — 432 с.

Здано в редакцію:
17.03.2009р.

Рекомендовано до друку:
д.т.н, проф. Зорі А.А.