

УДК 615.47:681.782.473  
doi:10.21685/2307-5538-2022-2-12

## НАУЧНО-ПРАКТИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ КОНСТРУКЦИИ И РАСЧЕТ ОПТИЧЕСКОЙ ЧАСТИ ЛАЗЕРНОГО ПУЛЬСОКСИМЕТРА ПСО3-2КЛ

**Р. Н. Хизбуллин**

Казанский государственный энергетический университет, Казань, Россия  
Robert.Khizbullin@mail.ru

**Аннотация.** *Актуальность и цели.* Значительная часть работ отечественных и зарубежных исследователей посвящена приборам с пальчиковыми датчиками, работающими в проходящем свете, основываясь на законе Бугера – Ламберта – Бера. Подобные конструкции популярны за счет применения более дешевых светодиодных датчиков, но в то же время они имеют и ряд недостатков, главная из них – невысокая точность измерений. В связи с этим автор данной статьи считает актуальным разработку пульсоксиметра с датчиком обратного рассеяния (поверхностным датчиком), работа которого основана на использовании закона Ламберта. Цель работы – найти решение к важной медицинской проблеме повышения точности измерений и получения расширенной достоверной информации в пульсоксиметрии за счет применения новых технических решений в конструкции оптической части лазерного датчика пульсоксиметра. *Материалы и методы.* Применена методика нахождения оптимального положения лазерных диодов и фотодиодов относительно друг друга и кожного покрова, а также конструкция и положение заградительных элементов, которыми служат прорезы в оптической пластине. *Результаты.* На основании приведенных оптических расчетов предложена конструкция датчика, работающего в обратно рассеянном свете. *Выводы.* Объединение трех лазеров с необходимыми длинами волн и фотодатчика в одном малогабаритном поверхностном датчике позволит избавиться от существенных погрешностей измерения по сравнению с пальцевыми датчиками, в которых могут возникать сдавливание, защемление и даже разрыв кровеносных сосудов.

**Ключевые слова:** датчик лазерный, трехволновый лазерный пульсоксиметр, спектральная зависимость коэффициента поглощения, зависимость поглощения света от длины волны излучения, гемоглобин, зависимость излучения от расстояния до источника, фотоплетизмографический сигнал, фотоприемное устройство

**Для цитирования:** Хизбуллин Р. Н. Научно-практическое обоснование конструкции и расчет оптической части лазерного пульсоксиметра ПСО3-2КЛ // Измерения. Мониторинг. Управление. Контроль. 2022. № 2. С. 101–113. doi:10.21685/2307-5538-2022-2-12

## SCIENTIFIC AND PRACTICAL JUSTIFICATION OF DESIGN AND CALCULATION OF OPTICAL PART OF LASER PULSOXIMETER PSO3-2KL

**R.N. Khizbullin**

Kazan State Energy University, Kazan, Russia  
Robert.Khizbullin@mail.ru

**Abstract.** *Background.* A significant part of the work of domestic and foreign researchers is devoted to devices with finger sensors operating in transmitted light, based on the Booger – Lambert – Behr law. Such designs are popular due to the use of cheaper LED sensors, but at the same time they also have a number of disadvantages, the main one being low measurement accuracy. In this regard, the author of this article considers it relevant to develop a pulse oximeter with a backscattering sensor (surface sensor), whose work is based on the use of Lambert's law. The purpose of the work: to find a solution to an important medical problem of increasing the accuracy of measurements and obtaining extended reliable information in pulse oximetry through the use of new technical solutions in the design of the optical part of the laser pulse oximeter sensor. *Materials and methods.* The technique of finding the optimal position of laser diodes and photodiodes relative to each other and the skin, as well as the design and position of the barrier elements, which serve as slots in the optical plate, is applied. *Results.* Based on the above optical calculations, a design of a sensor operating in backscattered light is proposed. *Conclusions.* Combining three lasers with the necessary wavelengths and a photodetec-

tor (PD) in one small-sized surface sensor will allow you to get rid of significant measurement errors, compared with finger sensors, in which compression, pinching and even rupture of blood vessels can occur.

**Keywords:** laser sensor, three-wave laser pulse oximeter, spectral dependence of the absorption coefficient, dependence of light absorption on the wavelength of radiation, hemoglobin, dependence of radiation on the distance to the source, photoplethysmographic signal, photodetector

**For citation:** Khizbullin R.N. Scientific and practical justification of design and calculation of optical part of laser pulsoximeter PSO3-2KL. *Izmereniya. Monitoring. Upravlenie. Kontrol' = Measurements. Monitoring. Management. Control*. 2022;(2):101–113. (In Russ.). doi:10.21685/2307-5538-2022-2-12

### Введение

*Актуальность работы и постановка задачи.* Биологические ткани являются оптически неоднородными поглощающими средами со средним показателем преломления, бóльшим, чем у воздуха, поэтому от поверхности биообъекта часть излучения отражается (френелевское отражение), а остальная часть проникает в биоткань.

При взаимодействии электромагнитного излучения с веществом (в нашем случае тканью) может происходить множество процессов. Как правило, возникают три основных эффекта, способные помешать свободному распространению света: отражение и преломление, поглощение, рассеяние. Вопрос, связанный с регистрацией информативного оптического отклика от биологической ткани, до сих пор является актуальной задачей [1–4].

На рис. 1 показаны типичные процессы поглощения и рассеяния, происходящие при падении пучка света на биоткань [5].

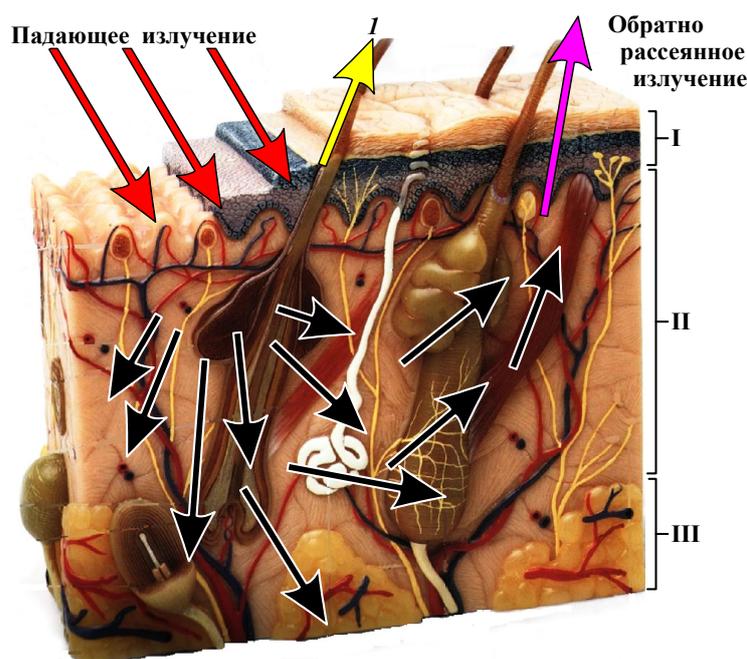


Рис. 1. Общая схема взаимодействия оптического излучения с биотканью:

I – эпидермис; II – дерма; III – жировой слой; I – отраженное от поверхности кожи излучение

Поскольку биологическая ткань включает в себя и большое количество кровеносных сосудов, как мелких, так и достаточно крупных, то ее можно считать сложной структурой, наполненной кровью. Однако кровь имеет свои оптические характеристики. Из всевозможных взаимодействий излучения с кровью нас будет интересовать лишь обратное рассеяние. Оно наблюдается при попадании света на эритроциты, в составе каждого содержатся молекулы Hb и HbO<sub>2</sub>. В зависимости от их количества будет меняться и интенсивность отраженного света (рис. 2), т.е. будет происходить модуляция сигнала на приемном устройстве (фотодиоде) [6–8]. Изменение кровенаполнения сосудов будет идти за счет пульсовой волны.

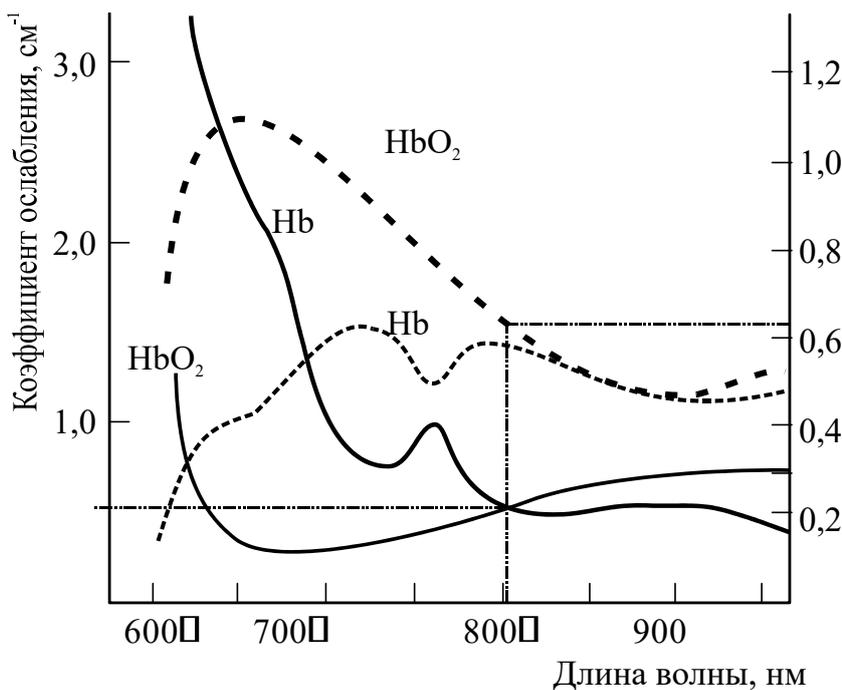


Рис. 2. Зависимость поглощения света от длины волны излучения для различных форм гемоглобина: 1 – оксигемоглобин (HbO<sub>2</sub>); 2 – гемоглобин (Hb). Пунктирной линией представлены графики коэффициента обратного рассеяния для данных форм гемоглобина

Имеются разработки пальчиковых и поверхностных оптических датчиков для фотоплетизмографии и пульсоксиметрии [2, 9, 10], но они не удовлетворяют современным требованиям к диагностическому оборудованию, позволяющим регистрировать сигналы повышенного разрешения и, следовательно, без различных помех. Поэтому перед автором стояла задача в разработке поверхностного оптического датчика для пульсоксиметра высокого разрешения, который позволит решить важную медицинскую проблему повышения точности измерений и получения расширенной достоверной информации в пульсоксиметрии.

#### Материалы и методика

Методология при построения оптической части пульсоксиметра основана на законах Бугера – Ламберта – Бера и Ламберта, а также на других законах геометрической оптики (закон Снеллиуса) и принципах френелевского отражения.

В методологическом плане целью практического исследования является нахождение оптимального положения лазерных диодов и фотодиодов относительно друг друга и кожного покрова, а также конструкция и положение заградительных элементов, которыми служат прорези в оптической пластине.

На первом этапе были определены характеристики излучения лазеров при испускании и прохождении света в оптической пластине.

Интенсивность излучения на выходе лазерного диода можно рассчитать по выражению

$$I_{0e} = \frac{\Phi_e}{\Omega}, \quad (1)$$

где  $\Omega = \pi \cdot \alpha^2$  – телесный угол;  $\alpha = \beta$  – апертурный угол,  $\beta$  – расходимость пучка.

В нашем случае расходимость различна, тогда  $\Omega = \pi \cdot \alpha_1 \cdot \alpha_2 = \Omega = \pi \cdot 36 \cdot 10 = 360\pi$ .

Следовательно,

$$I_{0e} = \frac{10^{-3}}{360\pi} \approx 88,5 \frac{\text{мкВт}}{\text{стр}}. \quad (2)$$

При этом свет на границу раздела сред 1–2 (пластина кожа) будет падать под разными углами – от 0° до 18°. Найдем размер и проекцию площадки освещенной ЛД:

$$a = x \sin \frac{\alpha_1}{2},$$

$$b = x \sin \frac{\alpha_2}{2}, \quad (3)$$

где  $x$  – толщина оптической пластины (или расстояние между ЛД и границей раздела сред 1–2).

В начальном приближении  $x = 4$  мм [1–4], тогда получим  $a = 1,236$  мм,  $b = 0,349$  мм. Проекция засвеченной площадки показана на рис. 3.

Свет от ЛД распространяется в пластине, сделанной из плексигласа (оргстекла), а затем переходит в ткань – кожный покров. Оптические характеристики плексигласа:

- показатель преломления  $n_1 = 1,49$ ;
- коэффициент пропускания  $\mu_{\text{пр}} = 0,92$ ;
- коэффициент рассеяния примем равным нулю.

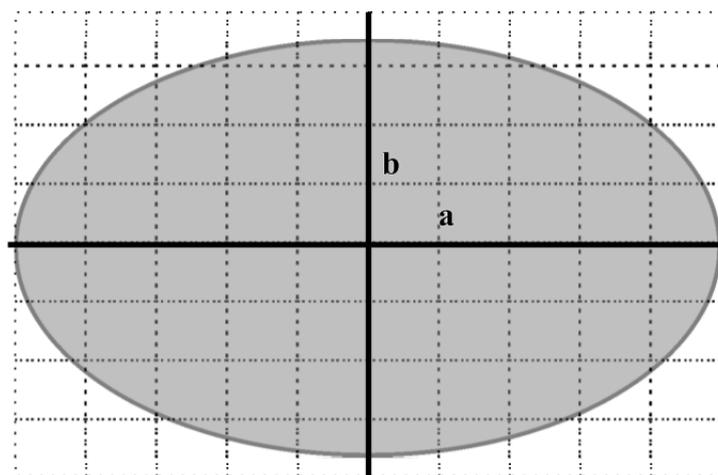


Рис. 3. Проекция пучка лучей на границе 1–2

Таким образом, интенсивность излучения, попавшего на кожу, будет отличаться. Она определяется по закону Бугера:  $I_{le} = I_{0e} e^{-\mu_a x}$ , где  $\mu_a = 1 - \mu_{\text{пр}} = 0,08$  – коэффициент поглощения.

Получаем  $I_{le} \approx 64,3 \frac{\text{мкВт}}{\text{стр}}$  – интенсивность излучения, дошедшего до границы раздела двух сред.

Свет от кожи человека отражается диффузно, в упрощенном варианте можно принять данное отражение согласно закону Ламберта, где сила излучения определяется по выражению

$$I(\theta) = I_{le}^0 \cos \theta, \quad (4)$$

где  $I_{le}^0 = I_{le}$  – энергетическая сила излучения в направлении, перпендикулярном плоскости падения света,  $\theta$  – угол между рассматриваемым направлением и нормалью к поверхности (угол излучения).

Однако коэффициент отражения кожи не равен 1, а равен  $\sim 0,05 \dots 0,07$  или  $5 \dots 7 \%$  [1, 2, 6].

Следовательно, часть упавшего светового потока будет отражаться от поверхности кожи и создавать засветку фотоприемного устройства (ФД), а количество прошедшего излучения можно определить по выражению

$$I_{2e} = (1 - \mu_r) I_{le}^0. \quad (5)$$

Та часть излучения, которая попала в ткань, будет распространяться по более сложным законам. Здесь необходимо учитывать и рассеяние света.

Показатель преломления кожи зависит от длины волны. Его спектральная зависимость может быть описана выражением

$$n_2 = 1,556 - 5,915 \cdot 10^{-4} \lambda + 7,7 \cdot 10^{-7} \lambda^2 - 5,033 \cdot 10^{-10} \lambda^3 + 1,624 \cdot 10^{-13} \lambda^4 - 2,086 \cdot 10^{-17} \lambda^5, \quad (6)$$

где  $\lambda$  – длина волны излучения в нанометрах.

Таким образом, можно рассчитать показатель преломления для всех используемых нами длин волн

$$\begin{aligned} n_{2(640)} &= 1,388, \\ n_{2(805)} &= 1,384, \\ n_{2(940)} &= 1,389. \end{aligned} \quad (7)$$

При прохождении света в коже он будет ослабляться за счет рассеяния и поглощения, кроме того, его распространение будет диффузным. Ослабление лучистого потока в биологической ткани будет идти согласно закону Бугера – Бера:

$$I(z) = (1 - R) I_{2e} \exp(-\mu_t z), \quad (8)$$

где  $R = \left( \frac{n_2 - n_1}{n_2 + n_1} \right)^2$  определяется также для каждой длины волны;  $\mu_t = \mu_a + \mu'_s$  – полный коэффициент затухания;  $\mu_a$  – коэффициент поглощения;  $\mu'_s = \mu_s (1 - g)$  – редуцированный коэффициент рассеяния;  $\mu_s = \frac{2,9 \cdot 10^5}{\lambda}$  – коэффициент рассеяния;  $g = 0,62 + 0,29 \cdot 10^{-3} \lambda$  – поправочный коэффициент;  $z$  – толщина ткани.

Коэффициент поглощения для разных длин волн различен и представлен на рис. 4.

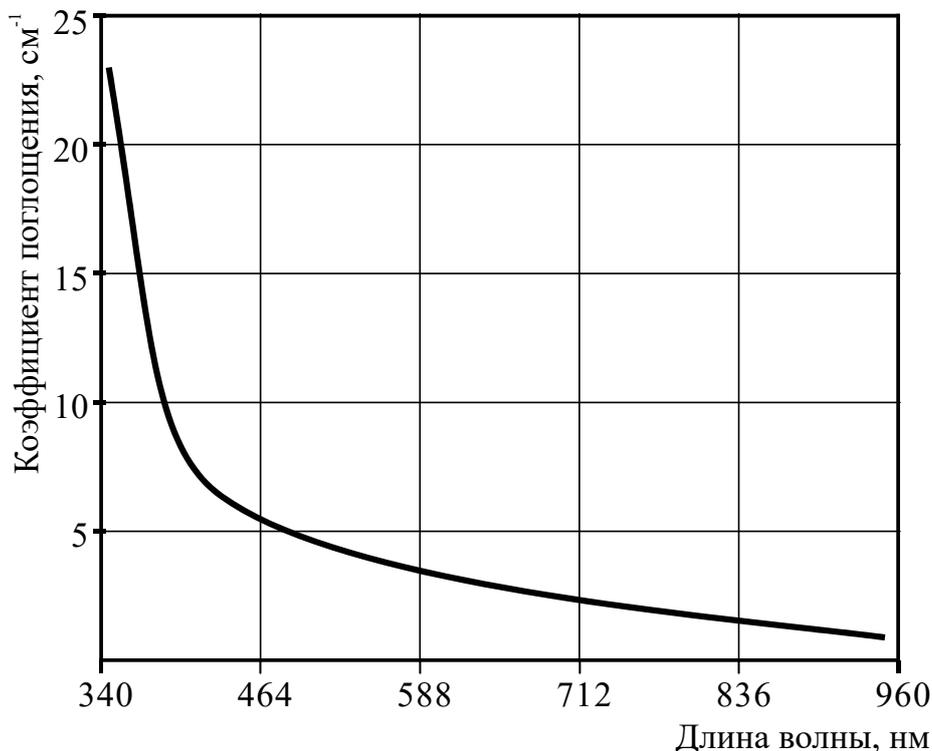


Рис. 4. Спектральная зависимость коэффициента поглощения [6]

Из рис. 4 видно, что

$$\mu_a(640) = 2,5 \frac{1}{\text{см}}; \mu_a(805) = 1,75 \frac{1}{\text{см}}; \mu_a(940) = 1 \frac{1}{\text{см}}.$$

Так как значения коэффициентов приблизительно совпадают в точке 805 нм («изобестическая» точка), то целесообразно вести расчет именно для нее. Из рис. 2 графически получим следующие значения коэффициента рассеяния и поглощения:  $\mu_{sk} = 0,6$ ;  $\mu_{ak} = 0,5$ .

Учитывая оптические параметры крови, получаем следующее выражение для расчета коэффициентов:

$$\mu_{s0} = \mu_{sk}\mu'_s, \quad (9)$$

$$\mu_{a0} = \mu_{ak}\mu_a. \quad (10)$$

Получив все вышеперечисленные параметры, найдем распределение интенсивности излучения в зависимости от расстояния от источника излучения (рис. 5).

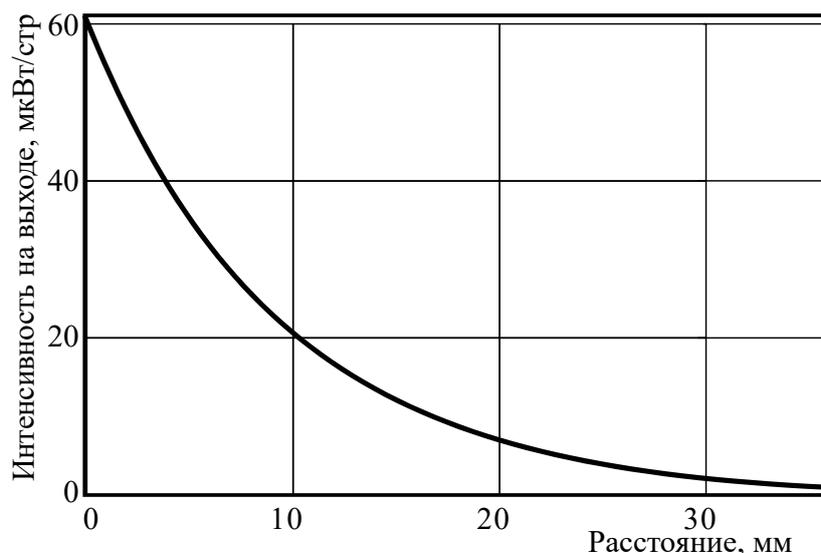


Рис. 5. Зависимость излучения от расстояния до источника

Как видно из рис. 5, зависимость носит экспоненциальный характер и на расстоянии ~40 мм можно наблюдать полное затухание. Распределение потока излучения будет идти по такому же закону.

Исходя из полученных значений, можно рассчитать отклик фотодиода (ток). Зная угол поля зрения ФД, можно рассчитать размер охватываемой области кожи по выражению

$$R = x \sin \frac{\alpha}{2}, \quad (11)$$

где  $x = 4$  мм – расстояние от фотоприемника до поверхности кожи,  $\alpha = 65^\circ$  – угол поля зрения,  $R = 2,1$  мм – радиус охватываемой поверхности.

Площадь круга  $A = \pi R^2 = 14,5$  мм<sup>2</sup>.

Распределение освещенности по данной площадке будет так же нелинейным и определяться по выражению

$$E_e = \frac{\int_{x_1}^{x_2} \Phi_e(x) dx}{A}. \quad (12)$$

Сигнал на фотодиоде можно определить по выражению

$$I_{\text{фп}} = E_e a_{\text{фп}} S_i, \quad (13)$$

где  $a_{\text{фп}}$  – площадь приемной площадки;  $S_i$  – чувствительность ФД.

Зависимость получаемого сигнала от расстояния между источником излучения и ФД можно представить в виде графика (рис. 6).

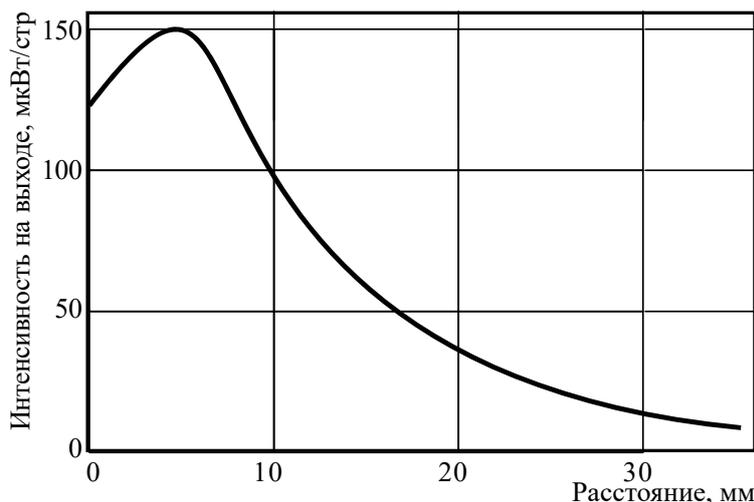


Рис. 6. Зависимость выходного сигнала ФД от расстояния между ЛД и ФД

Как видно из рис. 6, максимальный сигнал получается при расстоянии  $\sim 5$  мм между лазерным диодом и ФД. Однако при измерении фотоплетизмограммы в данной области будут максимальны и помехи. Следовательно, оптимальным положением датчиков будет расстояние соответствующее  $0,8 I_{\max} \dots 0,2 I_{\max}$ , т.е.  $10 \dots 20$  мм.

Засветка ФПУ и пути ее устранения. Ранее рассмотрено: свет, упавший на поверхность кожи, частично отражается от поверхности, вызывает дополнительную засветку на фотоприемном устройстве ФПУ и может привести как к дополнительным помехам, так и полностью вывести приемник из строя. Необходимо устранить данную составляющую светового потока.

Из выражения (4): свет падает под углом от  $0^\circ$  до  $18^\circ$ , следовательно, по закону отражения излучения, отраженная составляющая будет распространяться под теми же углами.

Чтобы полностью убрать данное излучение, можно сделать в пластине прорези перпендикулярно плоскости кожного покрова. Излучение, достигающее данных прорезей, будет падать на границу раздела сред (пластина – воздух) под углами от  $72^\circ$  до  $89^\circ$  (в зависимости от ее расположения).

Зная показатели преломления обеих сред, можно найти по закону Снеллиуса угол полного внутреннего отражения для данной границы

$$\alpha = \arcsin\left(\frac{n_2}{n_1}\right) = 42^\circ. \quad (14)$$

Так как полученный угол меньше рассматриваемых, можно сделать вывод: все излучение, попадая на границу раздела пластина – воздух, будет полностью отражаться от границы. Следовательно, ее расположение ограничивается лишь конструктивными особенностями датчика. Допустимым положением будет расстояние 1,5 мм от источника излучения.

### Результаты

На основании вышеизложенных расчетов предложена конструкция датчика, примерный вид конструкции показан на рис. 7, глубина прорези 4 мм и ширина 2 мм.

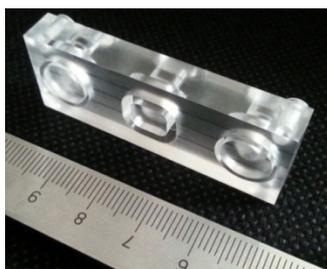


Рис. 7. Вид оптической пластины датчика ПСОЗ-2КЛ

Структурная схема датчика лазерного (ДЛ). Датчик лазерный для трехволнового двухканального пульсоксиметра ПСО3-2КЛ лазерного состоит из двух диодов лазерных полупроводниковых (ЛД), одного фотодиода (ФД), фотоприемного устройства (ФПУ), одного акселерометра (АКС) для регистрации механических движений датчика пациента, одного температурного сенсора (ТС), микроконтроллера (МК), кабеля соединительного с разъемом (КС) (рис. 8).

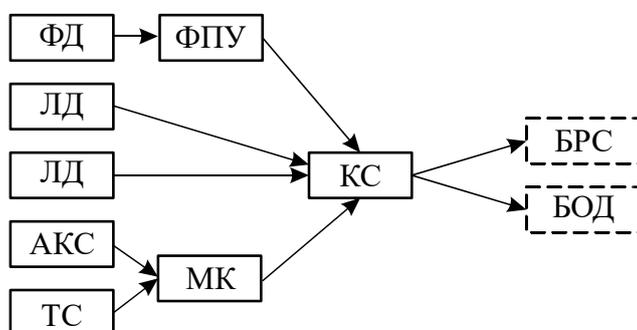


Рис. 8. Структурная схема ДЛ

Оптической частью ПСО3-2КЛ является лазерный датчик, работающий в обратно рассеянном свете. Принцип работы ДЛ показан на рис. 9. Излучателем в нашей схеме выбраны лазерные диоды с длинами волн 640, 940 и 805 нм (являющейся «изобестической точкой»).

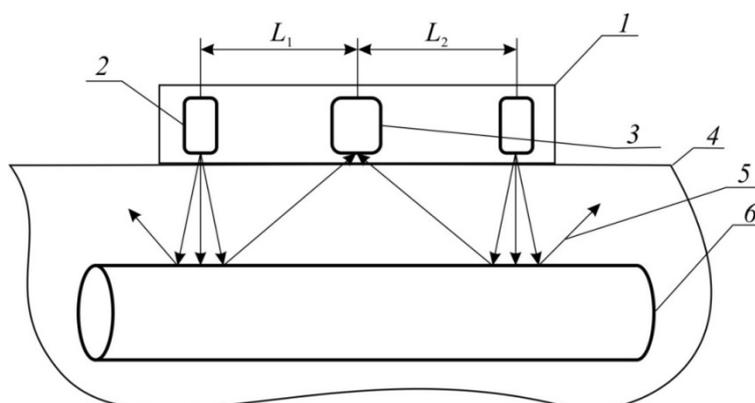


Рис. 9. Принцип работы датчика лазерного: 1 – лазерный датчик; 2 – диод лазерный полупроводниковый; 3 – фотодиод кремниевый; 4 – поверхность кожи пациента; 5 – оптические лазерные лучи; 6 – кровеносный сосуд (артерия);  $L_1 = L_2$  – оптимальное расстояние между ЛД и ФД 10...20 мм

На рис. 10 показана трехмерная модель датчика лазерного, на рис. 11 – фотография датчика лазерного.

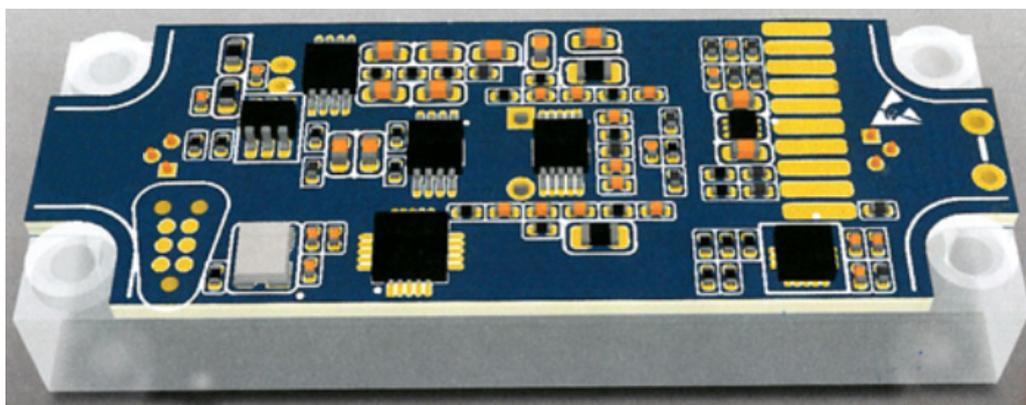


Рис. 10. Трехмерная модель ДЛ



Рис. 11. Фотография ДЛ без кабеля

В качестве источника излучения в датчике применяется лазерный полупроводниковый диод, поэтому ПСОЗ-2КЛ должно удовлетворять требованиям лазерной безопасности в соответствии с ГОСТ Р 50723-94. Класс лазерной опасности – 1-й, в соответствии с ГОСТ 12.1.040-83.

Дополнительной защитой от многократно отраженного излучения может служить чернение поверхности прорезей пластины специальными красками или иными покрытиями с показателем поглощения близким к 1.

### Обсуждение

*Медико-технические исследования и оптимизация конструкции датчиков.* Медико-технические испытания автором проводились в ОАО «Яровит-Ярь», г. Москва. Цель испытаний: определение оптимального расстояния между лазерным диодом и фотоприемным устройством (ФПУ) в *in vivo* (в лечебно – практических условиях), что является важным моментом, так как имеющиеся теоретические данные для проведения расчета не являются абсолютными в связи с трудностью их измерения [8, 9, 11].

*Методика измерения.* В ходе эксперимента измерялось напряжение, снимаемое на выходе фотоприемного устройства (ФПУ), в состав которого входят фотодиод и схема усиления. Схема измерения напряжения ФПУ представлена на рис. 12.

Лазерные диоды (640 и 805 нм) подключаются к источнику питания, на котором можно выставить определенную частоту импульсов, экспозицию и мощность. Поскольку конструкция самого лазерного диода не позволяет вести эксперимент с необходимой точностью, используются оптоволоконные кабели, которые подводят излучение в необходимую нам точку, благодаря чему система становится компактной и «гибкой» в использовании.

Для фотоприемного устройства (ФПУ) используется выбранный ранее фотодиод с рассчитанной схемой включения и усилительным каналом. Напряжение питания ФПУ задается своим источником питания и равняется 5 В. Датчики устанавливаются на кожу (поверхностный датчик). Отсчеты расстояния выставлялись вдоль крупных и хорошо заметных артериальных сосудов.

К выходу ФПУ подключается многоканальный осциллограф (рис. 12), показания которого передаются на персональный компьютер (ПК) и выводятся на монитор. Чувствительность осциллографа ~1 мВ, что вполне достаточно для нашей системы.



Рис. 12. Блок-схема измерения напряжения для определения оптимальной величины расстояния между ЛД и ФД

Измерения проводились на группе пациентов, датчик располагался на руке. Тип кожи был выбран европейский, поскольку разработка данного прибора велась для нашего географического расположения. Расстояние между лазерным диодом и ФПУ менялось с интервалом 2 мм, начальной точкой отсчета было выбрано положение 10 мм из-за конструктивных особенностей исходного датчика и в соответствии с рекомендациями литературы.

Графики двух ФПГ сигналов, зарегистрированных с правой и левой руки одновременно, показаны на рис. 13.

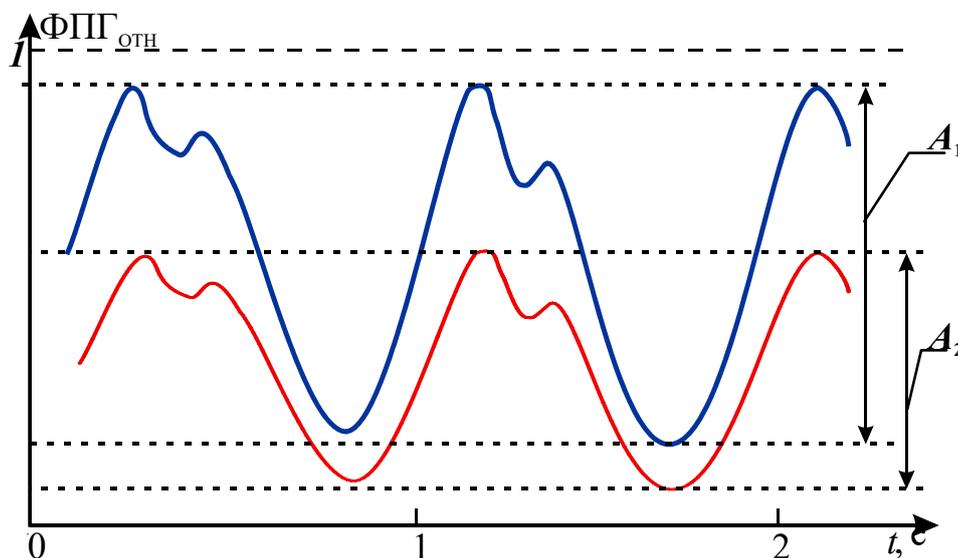


Рис. 13. Графики двух ФПГ сигналов, зарегистрированных с правой и левой руки одновременно

Проанализировав полученные данные, авторами были построены следующие графики (рис. 14, 15).

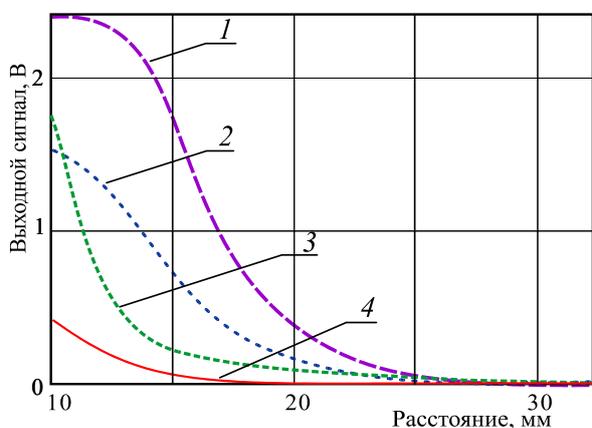


Рис. 14. График зависимости выходного сигнала фотоприемного устройства от расстояния между ЛД и ФД (пациент 1):  
1 – ИК-лазер (локтевой сгиб); 2 – К-лазер (локтевой сгиб); 3 – ИК-лазер (кисть);  
4 – К-лазер (кисть)

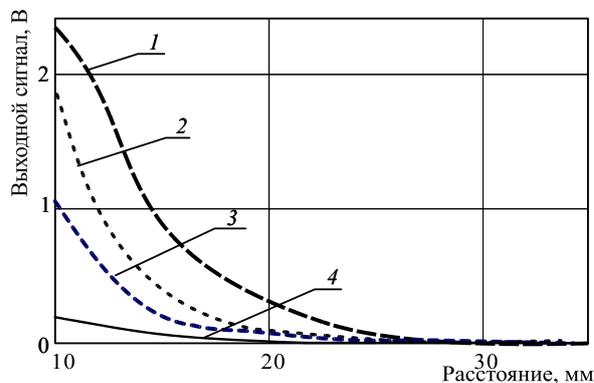


Рис. 15. График зависимости выходного сигнала фотоприемного устройства от расстояния между ЛД и ФД (пациент 2):  
1 – ИК-лазер (локтевой сгиб); 2 – К-лазер (локтевой сгиб); 3 – ИК-лазер (кисть);  
4 – К-лазер (кисть)

На рис. 14 представлены зависимости для пациента 1 (европейский тип кожи, малая глубина залегания сосудов  $\sim 1,5$  мм), а рис. 15 соответствует измерениям пациента 2 (европейский тип кожи, большая глубина залегания сосудов  $\sim 2,5 \dots 3$  мм). По полученным данным видно, что наилучший сигнал получается при измерении в области локтевого сгиба, как для красной (640 нм), так и для инфракрасной (805 нм) длины волны лазерного излучения. Следует отметить, что измерения в данной области при помощи датчика, работающего на пропускание

излучения через кожный покров, становятся невозможными, доказывая недостатки подобных приборов. При этом датчик обратного рассеянного света является незаменимым для регистрации сигналов в подобных случаях.

Кроме того, были получены зависимости выходного сигнала от изменения мощности лазерных диодов с выбранными длинами волн (рис. 16). Для удобства измерения проводились с постоянным значением расстояния между ЛД и ФПУ 10 мм.

Таким образом, данные, полученные экспериментальным путем, подтверждают теоретический расчет. Следовательно, оптимальное положение лазерных датчиков и фотоприемного устройства находится в диапазоне 10... 20 мм.

### *Заключение*

На сегодняшний день имеется ряд достойных работ по применению пальцевых двухволновых одноканальных светодиодных ( $\lambda_1 = 940 \pm 20$  нм;  $\lambda_2 = 640 \pm 20$  нм) датчиков для ФПП («Акутест» авт. Малиновский Е. Л., «Спектротест» Рогаткин Д. А. и др.). Применение таких датчиков на СД неизбежно приводит к «физиологической помехе» при регистрации ФПП сигнала за счет разного количества поглощения света основными информативными составляющими кровотока – гемоглобином и оксигемоглобином. Следовательно, получить необходимую точность – менее 5 %, повторяемость и адекватность ФПП сигнала невозможно. В связи с этим авторами выполнены теоретические и практические работы по оптической части и разработан новый лазерный трехволновый двухканальный датчик с ФД для пульсоксиметрии с использованием третьей длинны волны ( $\lambda = 805 \pm 0,75$  нм). В разработанном датчике нивелирована «физиологическая помеха при получении фотоплетизмограммы и получена погрешность измерений менее 5 % по отношению к приведенным приборам, например у «Акутест» погрешность составляет не более 30 %.

На основе проведенных теоретических и практических исследований разработана конструкция оптической части датчика.

При проведенные теоретических и практических работ получены:

– характеристики излучения лазеров при испускании и прохождении света в оптической пластине;

– зависимость излучения от расстояния до источника носит экспоненциальный характер и на расстоянии ~40 мм можно наблюдать полное затухание, распределение потока излучения будет идти по такому же закону;

– зависимость выходного сигнала ФД от расстояния между ЛД и ФД, максимальный сигнал получается при расстоянии ~5 мм между лазерным диодом и ФД, и получено оптимальное положение датчика соответствующему расстоянию  $0,8 I_{\max} \dots 0,2 I_{\max}$ , т.е. 10... 20 мм.

В качестве дополнительной защиты от помех в конструкцию оптического датчика добавлены прорези между источником и приемником с возможностью чернения при необходимости, основной функцией которых является устранение «паразитного» отраженного от поверхности кожи излучения.

В ходе медико-технических испытаний разработанного датчика в ООО «Яровит-Ярь», г. Москва, были получены зависимости выходного сигнала от изменения мощности лазерных диодов с выбранными длинами волн. Также в ходе испытаний данные, полученные экспериментальным путем, подтвердили теоретический расчет. Эксперимент показал, что оптимальное положение лазерных датчиков и фотоприемного устройства находится в диапазоне 10...20 мм.

Итак, данные теоретического расчета подтверждены результатами практического клинического исследования на пациентах, и определено наилучшее расположение поверхностного датчика на теле пациента.

### *Список литературы*

1. Бугер П. Оптический трактат о градации света. М. : Изд-во АН СССР, 1950.
2. Буйлин В. А., Ларюшин А. И., Никитина М. В. Свето-лазерная терапия / под ред. проф. Е. И. Брехова. М. ; Тверь : Триада, 2004. 256 с.
3. Гайдук М. И., Григорьянц В. В., Зайцев В. Н. [и др.]. Биофизическое обоснование фотоплетизмографии в отраженном свете // Мед. техника. 1990. № 2. С. 4–8.

4. Lambert J. Photometria, sive de mensura et gradibus luminis, colorum et mubrac // Ostwald's Klassiker den exakten. Wissenschaften. 1892. Nr. 31–33.
5. Troy T. L., Thennadil S. N. Optical properties of human skin in the near infra-red wavelength range of 1000 to 2200 nm // J. Biomed. Opt. 2001. Vol. 6, № 2. P. 167–176.
6. Kamal A. A., Harness J. B., Irving G., Mearns A. J. Skin photoplethysmography – a review // Comput Methods Programs Biomed. 1989. Vol. 28. P. 257–269.
7. Иржак Л. И. Гемоглобины и их свойства. М. : Медицина, 1975. 327 с.
8. Biophotonics. Optical Science and Engineering for the 21st Century / ed. by Xun Shen, R. Van Wijk. New York : Springer Science ; Business Media, Inc., 2005. 222 p.
9. Рогаткин Д. А., Дунаев А. В., Лапаева Л. Г. Метрологическое обеспечение методов и приборов неинвазивной медицинской спектрофотометрии // Мед. техника. 2010. № 2. С. 31–36.
10. Ларюшин А. И., Хизбуллин Р. Н. Оптико-электронные приборы и биодозиметрический контроль в медицине : монография. Казань : Казан. гос. энерг. ун-т, 2018. 248 с.
11. Jacques S. L. The role of skin optics in diagnostic and therapeutic uses of lasers // Lasers in dermatology. В. : Springer-Verlag, 1991. P. 1–21.
12. Крекс Е. Оксигеметрия. М. : Медицина, 1978. 212 с.
13. Cheang P., Smit P. Обзор бесконтактной фотоплетизмографии. Loughborough Univ., 2003. P. 57–92.
14. Якушенков Ю. Г. Теория и расчет оптико-электронных приборов. М. : Логос, 1993. 480 с.
15. Rogatkin D. A., Lapaeva L. G., Petritskaya E. N. [et al.]. Multifunctional laser noninvasive spectroscopic system for medical diagnostics and metrological provisions for that // Proc. SPIE. 2009. P. 7368.
16. Афанасьев А. И., Рогаткин Д. А., Сергиенко А. А., Шумский В. И. Методики и аппаратура неинвазивной оптической тканевой оксиметрии // Материалы XXVI школы по когерентной оптике и голографии / под. ред. А. Н. Малова. Иркутск : Папирус2, 2008. С. 505–513.
17. Патент № 2398232 РФ. Устройство для калибровки медицинских диагностических спектрофотометрических приборов / Рогаткин Д. А., Лапаева Л. Г., Сидоров В. В. ; от 21.08.2008 ; опубл. 27.08.2010. Бюлл. № 24.
18. Хизбуллин Р. Н. Оптический двухканальный пульсоксиметр на основе лазерных датчиков для решения актуальных задач в медицинской практике // Фотоника. 2017. № 1. С. 144–157.
19. Галкин М. А., Невзоров В. П., Хизбуллин Р. Н. Оценка эффективности мануального воздействия с использованием лазерной плетизмографии высокого разрешения // Мануальная терапия. 2012. Т. 2, № 42. С. 42–48.
20. Ларюшин А. И., Галкин М. А., Хизбуллин Р. Н., Новиков В. А. Двухканальный лазерный фотоплетизмограф // Мир измерений. 2010. № 7. С. 22–28.
21. Рогаткин Д. А. Физические основы оптической оксиметрии // Медицинская физика. 2012. № 2. С. 97–114.
22. Галкин М. А., Семикин Г. И. Аппаратно-программное обеспечение диагностики сердечно-сосудистой системы человека с применением метода оптической плетизмографии высокого разрешения // Гуманитарный вестник. 2013. № 12.

### References

1. Buger P. *Opticheskiy traktat o gradatsii sveta = Optical treatise on the gradation of light*. Moscow: Izdvo AN SSSR, 1950. (In Russ.)
2. Buylin V.A., Laryushin A.I., Nikitina M.V. *Sveto-lazernaya terapiya = Light-laser therapy*. Moscow; Tver: Triada, 2004:256. (In Russ.)
3. Gayduk M.I., Grigor'yants V.V., Zaytsev V.N. [et al.]. Biophysical substantiation of photoplethysmography in reflected light. *Med. tekhnika = Medical equipment*. 1990;(2):4–8. (In Russ.)
4. Lambert J. Photometria, sive de mensura et gradibus luminis, colorum et mubrac. *Ostwald's Klassiker den exakten*. Wissenschaften. 1892:31–33.
5. Troy T.L., Thennadil S.N. Optical properties of human skin in the near infra-red wavelength range of 1000 to 2200 nm. *J. Biomed. Opt.* 2001;6(2):167–176.
6. Kamal A.A., Harness J.B., Irving G., Mearns A.J. Skin photoplethysmography – a review. *Comput Methods Programs Biomed.* 1989;28:257–269.
7. Irzhak L.I. *Gemoglobiny i ikh svoystva = Hemoglobins and their properties*. Moscow: Meditsina, 1975:327. (In Russ.)
8. Xun Shen, R. Van Wijk (ed.). *Biophotonics. Optical Science and Engineering for the 21st Century*. New York: Springer Science; Business Media, Inc., 2005:222.
9. Rogatkin D.A., Dunaev A.V., Lapaeva L.G. Metrological support of methods and devices of non-invasive medical spectrophotometry. *Med. tekhnika = Medical equipment*. 2010;(2):31–36. (In Russ.)
10. Laryushin A.I., Khizbullin R.N. *Optiko-elektronnye pribory i biodozimetricheskii kontrol' v meditsine: monografiya = Optoelectronic devices and biosimetric control in medicine : monograph*. Kazan: Kazan. gos. energ. un-t, 2018:248. (In Russ.)

11. Jacques S.L. The role of skin optics in diagnostic and therapeutic uses of lasers. *Lasers in dermatology*. B.: Springer-Verlag, 1991:1–21.
12. Krepis E. *Oksigometriya = Oxyhemometry*. Moscow: Meditsina, 1978:212. (In Russ.)
13. Cheang P., Smit P. *Obzor beskontaktnoy fotopletizmografii = Overview of contactless photoplethysmography*. Loughborough Univ. 2003:57–92. (In Russ.)
14. Yakushenkov Yu.G. *Teoriya i raschet optiko-elektronnykh priborov = Theory and calculation of optoelectronic devices*. Moscow: Logos, 1993:480. (In Russ.)
15. Rogatkin D.A., Lapaeva L.G., Petritskaya E.N. [et al.]. Multifunctional laser noninvasive spectroscopic system for medical diagnostics and metrological provisions for that. *Proc. SPIE*. 2009:73681.
16. Afanas'ev A.I., Rogatkin D.A., Sergienko A.A., Shumskiy V.I. Methods and equipment of noninvasive optical tissue oximetry. *Materialy XXVI shkoly po kogerentnoy optike i golografii = Materials of the XXVI School of coherent Optics and holography*. Irkutsk: Papirus2, 2008:505–513. (In Russ.)
17. Patent № 2398232 RF. Device for calibration of medical diagnostic spectrophotometric devices. Rogatkin D.A., Lapaeva L.G., Sidorov V.V.; 21.08.2008; publ. 27.08.2010, bull. № 24. (In Russ.)
18. Khizbullin R.N. Optical two-channel pulse oximeter based on laser sensors for solving urgent problems in medical practice. *Fotonika = Photonics*. 2017;(1):144–157. (In Russ.)
19. Galkin M.A., Nevzorov V.P., Khizbullin R.N. Evaluation of the effectiveness of manual exposure using high-resolution laser plethysmography. *Manual'naya terapiya = Manual therapy*. 2012;2(42):42–48. (In Russ.)
20. Laryushin A.I., Galkin M.A., Khizbullin R.N., Novikov V.A. Two-channel laser photoplethysmograph. *Mir izmereniy = The world of dimensions*. 2010;(7):22–28. (In Russ.)
21. Rogatkin D.A. Physical foundations of optical oximetry. *Meditsinskaya fizika = Medical physics*. 2012;(2):97–114. (In Russ.)
22. Galkin M.A., Semikin G.I. Hardware and software for diagnostics of the human cardiovascular system using the method of high-resolution optical plethysmography. *Gumanitarnyy vestnik = Humanitarian Bulletin*. 2013;(12). (In Russ.)

#### **Информация об авторах / Information about the authors**

##### **Роберт Накибович Хизбуллин**

доцент кафедры электротехнические  
комплексы и системы,  
Казанский государственный  
энергетический университет  
(Россия, г. Казань, ул. Красносельская, 51)  
E-mail: Robert.Khizbullin@mail.ru

##### **Robert N. Khizbullin**

Associate professor of the sub-department  
of electrical complexes and systems,  
Kazan State Power Energy University  
(51 Krasnoselskaya street, Kazan, Russia)

**Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов /  
The authors declare no conflicts of interests.**

**Поступила в редакцию/Received 21.03.2022**

**Поступила после рецензирования/Revised 22.04.2022**

**Принята к публикации/Accepted 12.05.2022**