23

Монте-Карло моделирование сигналов фотоплетизмографии и пульсоксиметрии для разработки носимых устройств

© М.Ю. Кириллин[1,2], Д.А. Куракина[1,2], В.В. Перекатова[1,2], А.А. Серебрякова[1,2], М.А. Свешникова[1,2], С.Ф. Насрулаев[3], Р.В. Гуркин[3], М.В. Иванченко[1], Е.А. Сергеева[1,2]

[1] Национальный исследовательский Нижегородский государственный университет им. Н.И. Лобачевского,
Нижний Новгород, Россия
[2] Федеральный исследовательский центр Институт прикладной физики им. А.В. Гапонова-Грехова
Российской академии наук,
Нижний Новгород, Россия
[3] SberDevices,
Москва, Россия

e-mail:

Поступила в редакцию 31.10.2025 г.
В окончательной редакции 07.11.2025 г.
Принята к публикации 25.11.2025 г.

С помощью численного моделирования методом Монте-Карло анализируется выбор расстояния источник-детектор в оптической схеме носимого устройства, предназначенного для фотоплетизмографии и пульсоксиметрии в отражательной конфигурации. Моделирование проведено для многослойной среды, имитирующей биоткани пальца человека для трех длин волн: зеленого, красного и ИК диапазонов. Для каждой длины волны моделирование проведено для систолической и диастолической фаз сердцебиения, что позволило проанализировать зависимость относительного изменения сигнала при сердцебиении от расстояния между источником и детектором. Показано монотонное возрастание относительного изменения сигнала между систолической и диастолической фазами с увеличением расстояния источник-детектор. Кроме того, выявлена зависимость коэффициентов калибровочной кривой в пульсоксиметрии от этого параметра. На основе продемонстрированных эффектов выработаны рекомендации по оптимизации расстояния источник-детектор в коммерческих носимых устройствах для заданных технических характеристик оптических элементов.

Ключевые слова: биофотоника, фотоплетизмография, пульсоксиметрия, Монте-Карло моделирование.

DOI: 10.21883/0000000000

Введение

Носимые устройства в настоящее время все чаще используются для повседневного непрерывного мониторинга физиологических параметров человека (частота сердечных сокращений, насыщение крови кислородом, сон и т.д.) [1–4], значительная часть которых оценивается на основе сигналов фотоплетизмографии (ФПГ), регистрируемых на одной или нескольких длинах волн зондирования [1,5].

В носимых устройствах обычно используется отражательный режим измерений, когда источник света и детектор расположены на небольшом расстоянии на внутренней поверхности устройства, прилегающей к поверхности кожи. В этом заключается их существенное отличие от пульс-оксиметров, традиционно функционирующих в просветной конфигурации и помещаемых на дистальную фалангу пальца человека или мочку уха, где при оценке изменения оптического пропускания биоткани при пульсации крови применяется модифицированный закон Ламберта-Бугера-Бера. Указанные локализации характеризуются высоким кровенаполнением, однако устройства с просветной конфигурацией в этих локализациях неудобны для постоянного ношения, что определяет необходимость разработки дизайна на основе отражательной геометрии.

В носимых ФПГ-устройствах преимущественно используются конфигурации, включающие несколько светодиодов, при этом исследовательские устройства используют комбинации от двух [6,7] до четырех [8–10] и пяти [11] длин волн. Длины волн сине-зеленого диапазона используются для регистрации пульсовой волны, в то время как длины волн красного и ИК диапазонов — для оценки сатурации крови. Регистрация сигналов на всех используемых длинах волн может осуществляться как одним, так и несколькими фотодетекторами. Критическим параметром конструкции этих систем является расстояние между источником и детектором, которое в силу конструктивных особенностей может составлять от долей миллиметра до нескольких миллиметров. Многие решения по оптимизации этого параметра в коммерческих и исследовательских устройствах основаны на эмпирических результатах или упрощенных моделях. Например, в исследовании [12] ФПГ-модуль был оптимизирован с помощью моделирования на основе закона Бугера-Ламберта-Бера для максимизации отношения пульсирующей к постоянной компоненте в ФПГ-сигналах.

Помимо расположения источника и детектора на регистрируемый сигнал пульсации крови влияют оптические характеристики биологических тканей. Они демонстрируют сильную спектральную зависимость [13], что приводит к различию в физическом объеме, из которого собирается сигнал (так называемый „измерительный объем"), на разных длинах волн зондирования. В то же время алгоритмы восстановления предполагают, что измерения на разных длинах волн выполняются в одном и том же объеме. Измерительный объем в биологических тканях не может быть определен неинвазивно. В этой ситуации модели распространения света в биологических тканях предлагают удобное решение для проблемы определения измерительного объема. Вместе с тем высокая параметризация задачи затрудняет использование аналитических моделей и требует применения численных методов моделирования. Одним из таких подходов, позволяющих учесть сложную морфологию кожи и выполнить анализ измерительного объема, является статистический метод Монте-Карло. Он основан на анализе случайных траекторий фотонов и обеспечивает возможность отслеживать глубину проникновения отдельных фотонов, предоставляя полную информацию об измерительном объеме.

В настоящей статье мы используем метод Монте-Карло для анализа формирования ФПГ-сигнала в отражательной конфигурации для различных расстояний между источником и детектором на длинах волн, обычно используемых в носимых устройствах. Исследование проведено для многослойной среды, имитирующей ткани пальца человека. Характеристики источника и детектора приближены к типовым параметрам, применяемым в коммерческих носимых устройствах [14].

Метод Монте-Карло ранее использовался для анализа измерительного объема в различных конфигурациях ФПГ-систем [15–17] и построения калибровочных кривых для пульсоксиметрии [18,19] на моделях плоскослоистых сред. В работе [15] в модели рассматривалась единичная артерия, находящаяся в коже, а оптимизация расстояния источник-детектор проводилась для длин волн 520 и 612 nm. В большинстве работ пульсация крови имитируется появлением дополнительного слоя внутри ткани, заполняемого артериальной кровью, который моделирует увеличение объема артериальной крови во время расширения сосудов [16,18,19]. В рамках такой модели демонстрируется значительное изменение объема зондирования даже в течение одного периода пульсации [16]. Однако оценки изменения объема крови в такой модели говорят о том, что ее использование ведет к переоценке локальной вариации оптических свойств биоткани при пульсации. Кроме того, сплошной слой артериальной крови служит „поглощающим" экраном, что не согласуется с реальной физиологией процесса. В работе [17] был представлен альтернативный подход, в рамках которого пульсация моделировалась путем увеличения объема артериальной крови в дерме во время систолы в два раза по сравнению с диастолой. Поскольку характерный размер сосудов существенно меньше измерительного объема ФПГ, характерным размером которого является расстояние источник-детектор [20], равномерное распределение изменения содержания крови по кровенаполненным слоям выглядит наиболее предпочтительным подходом при системном анализе. Следует отметить, что вопрос системного анализа формирования сигналов для уточненной модели биоткани при разработке оптических систем носимых устройств, использующих несколько длин волн зондирования, остается открытым. В настоящей работе проведен анализ формирования сигналов в оптической системе, реализующей принципы ФПГ и пульсоксиметрии в отражательной геометрии с анализом глубины зондирования, относительного изменения сигналов и вида калибровочной кривой для пульсоксиметрии при различных расстояниях источник-детектор с целью выработки рекомендаций по выбору таких расстояний при разработке носимых устройств. В качестве базовой модели выбраны ткани пальца человека по аналогии с работой [17], однако в отличие от этой работы учитывается наличие кровеносных сосудов и в гиподерме, в которой анатомически находятся артерии пальцев.

Материалы и методы

В настоящей работе ранее разработанная нами реализация алгоритма Монте-Карло для расчёта спектров отражения в оптической диффузной спектроскопии [21] была адаптирована для моделирования регистрируемого сигнала фотоплетизмограммы для различных длин волн зондирования. Реализация была ранее верифицирована путем сравнения с различными аналитическими моделями [22–24]. Преимуществом данной реализации является возможность расчета распределений глубин зондирования в зависимости от расстояния между источником и детектором.

Предложенная модель позволяет рассчитывать сигналы, регистрируемые оптической системой носимого устройства в конфигурации „на отражение" для различных значений расстояний источник-детектор. Параметры источника и детектора выбраны на основе типичных параметров оптических систем носимых устройств [14]. Рассматривалась конфигурация с одним источником, излучающим на одной из трех возможных длин волн (518, 667 или 941 nm), и одним детектором. Размер источника составлял 1 mm, излучение считалось коллимированным. Ширина детектора составляла 1 mm, числовая апертура детектора выбиралась равной $NA = 0.85$. Число фотонов, использованных при моделировании, составляло 10^{11} для длины волны 518 nm и $5 \cdot 10^{10}$ для длин волн 667 и 941 nm. Для ускорения счета в системе реализован подход кольцевых детекторов, использующий предположение об осевой симметрии рассматриваемой задачи, что позволяет существенно

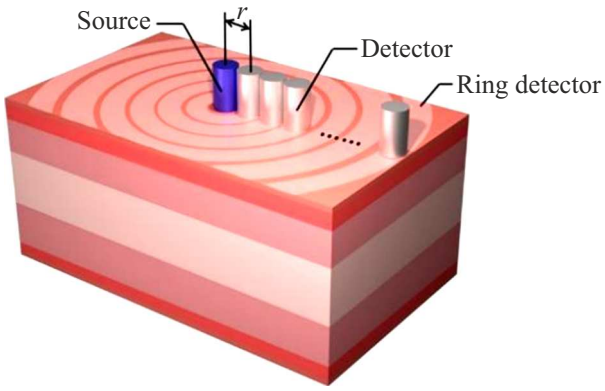

Рис. 1. Схема геометрии конфигурации источника (S) и детекторов (D), применяемая в моделировании Монте-Карло. Система измерения расположена на ладонной стороне пальца.

уменьшить уровень статистического шума при моделировании [22]. Расстояние r между центрами источника и детектора варьировало от 1 до 9.5 mm с шагом 0.5 mm. Интенсивность сигнала $I(r)$, усредненная по площади реального детектора, высчитывалась из мощности, регистрируемой кольцевым детектором, путем деления на площадь кольца со средним радиусом r, равным заданному расстоянию источник-детектор. Схема конфигурации источника и кольцевого детектора с варьируемым значением расстояния между ними проиллюстрирована на рис. 1. Помимо интенсивности принимаемого сигнала в модели также рассчитывались карты плотности фотонных траекторий и распределение фотонов $P(z, r)$ по максимальным глубинам z, достигнутым в среде, для различных расстояний источник-детектор r [21].

Численное моделирование выполнялось в приближении плоскослоистой структуры объекта, характеристики слоев которого соответствовали морфологическим структурам пальца человека, а их оптические свойства на требуемых длинах волн были определены на основании данных научной литературы. Реалистичная и используемая при моделировании упрощённая морфология человеческого пальца представлены соответственно на рис. 2, a и b, тогда как в табл. 1 приведены усредненные толщины слоёв биоткани, задаваемые в численной модели пальца. Общая толщина пальца, рассматриваемая в моделировании, составляла 16 mm и соответствовала измеренному у добровольцев (из исследовательской группы) характерному размеру проксимальной фаланги женского пальца без прижима или мужского пальца с прижимом. Размер среды в ортогональных направлениях составлял 100 mm для соответствия условию полубесконечного слоя. В модели учтено, что ладонная сторона, на которой расположены источники и детектор, характеризуется более толстым роговым слоем, чем тыльная сторона.

В настоящем исследовании мы отказались от концепции артериального слоя, которая использовалась в предыдущих аналогичных моделированиях [16]. Подход,

Таблица 1. Характерные толщины слоев в задаче распространения излучения в тканях проксимальной фаланги пальца человека

Слои	Толщина, mm
Роговой слой + эпидермис (ладонная/тыльная сторона)	0.2/0.1
Дерма (ладонная/тыльная сторона)	1/1
Гиподерма (ладонная/тыльная сторона)	4.7/1
Сухожилие (ладонная/тыльная сторона)	3/1
Кость	4
Всего	16

использованный в настоящей работе, схож с примененным в [17], однако ключевое различие заключается в том, что мы не рассматриваем верхнее и нижнее сплетения как отдельные кровеносные слои, а считаем, что кровь равномерно распределена в дерме. Данное предположение основано на нашем предыдущем исследовании, в котором с помощью оптоакустического метода было показано, что четкое проявление отдельных сплетений наблюдается только у добровольцев старше 50 лет, причем различие в содержании крови между сплетениями и промежутком между ними составляет менее 40 % [25]. Кроме того, мы предполагаем, что слой гиподермы, лежащий глубже слоя дермы и образованный соединительной и жировой тканями, также обладает ненулевым содержанием крови, поскольку, согласно морфологии, в нем расположены основные артерии, идущие вдоль всего пальца (рис. 2, a). В нашей упрощенной геометрии мы не выделяем артерии как отдельные структуры, заменяя их равномерным распределением крови по всему слою гиподермы. Такое упрощение вполне соответствует тому факту, что при измерении регистрируется усредненный по измерительному объему вклад от крови, сосредоточенной в артериях.

Оптические свойства всех выбранных слоев на трех длинах волн излучения источников приведены в табл. 2 со ссылками на опубликованные научные работы, из которых они были взяты. В соответствии с морфологическими данными дерма и гиподерма были выбраны как слои, содержащие кровь; параметры пульсового изменения крови в этих слоях задавались отдельно. Возможное наличие крови в остальных структурах было несущественным и описывалось их базовыми оптическими свойствами. В модели различаются оптические свойства поверхностного слоя „роговой слой + эпидермис“ для ладонной и тыльной сторон, поскольку эпидермис ладони относится к так называемой толстой коже и содержит меньшее количество меланина, чем эпидермис тыльной стороны, который относится к тонкой коже.

Для описания динамики кровенаполнения вводились следующие характеристики:

– C_{dia} — фоновое кровенаполнение дермы в диастолической фазе, определяемое как объемная доля крови в

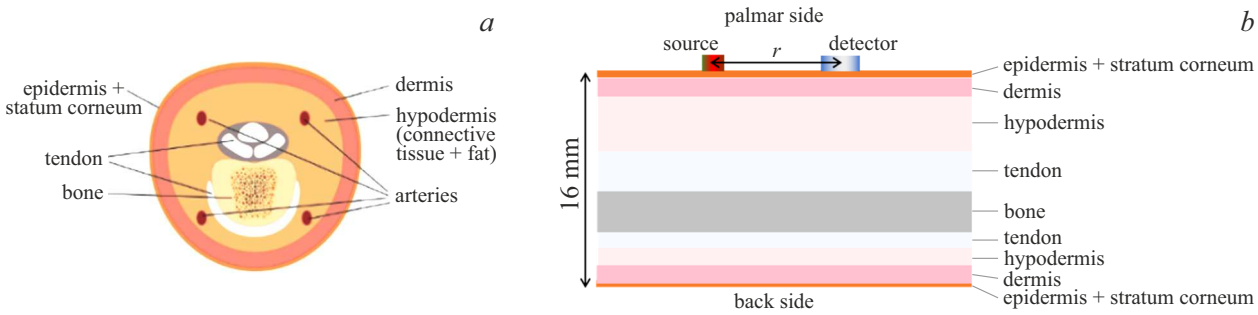

Рис. 2. Схема сечения пальца (a), девятислойная плоскослоистая модель пальца, используемая при моделировании (b).

Таблица 2. Оптические свойства различных слоев биоткани

Слой	Параметр	Длина волны			Ссылки
		518 nm	667 nm	941 nm	
Роговой слой + эпидермис (ладонная/тыльная сторона)	μ_a, mm^{-1}	0.5/0.6	0.2/0.3	0.06/0.1	[16,26,27]
	μ_s, mm^{-1}	28/35	22/25	18/20	[16]
	g	0.77	0.81	0.89	[16]
	n	1.4	1.4	1.4	[28,29]
Дерма обескровленная	μ_a, mm^{-1}	0.1	0.07	0.05	[27,30]
	μ_s, mm^{-1}	20	15	10	[16]
	g	0.78	0.82	0.89	[16]
	n	1.4	1.4	1.4	[29]
Гиподерма обескровленная (жировая и соединительная ткани)	μ_a, mm^{-1}	0.2	0.1	0.06	[26]
	μ_s, mm^{-1}	6	5.6	5	[16]
	g	0.8	0.85	0.9	[16]
	n	1.4	1.4	1.4	[29]
Сухожилие	μ_a, mm^{-1}	0.14	0.07	0.05	[29,31]
	μ_s, mm^{-1}	16	12	9	[29]
	g	0.86	0.86	0.86	[32]
	n	1.45	1.45	1.45	[28,29]
Кость	μ_a, mm^{-1}	0.1	0.06	0.03	[29,31]
	μ_s, mm^{-1}	18	16	14	[29]
	g	0.86	0.86	0.86	[32]
	n	1.5	1.5	1.5	[28,29]

заданной ткани; данная величина оценивается как среднее кровенаполнение периферических тканей человека;

– StO_{dia} — фоновая сатурация периферических тканей в диастолической фазе;

– Δ — доля добавочного кровенаполнения в систолической фазе, описывающая относительную прибавку к объемной доле крови в момент прохождения пика пульсовой волны кровяного давления;

– StO_{sys} — сатурация артериальной крови в систолической фазе пульсовой волны;

– $\mu_{a,\text{HbO}}$ — показатель поглощения полностью оксигенированной крови;

$\mu_{a,\text{Hb}}$ — показатель поглощения полностью деоксигенированной крови.

Данные параметры определяют изменение показателей поглощения в дерме и гиподерме относительно значений, указанных в табл. 2 и обозначаемых далее как $\mu_{a,D}^{(0)}$ и $\mu_{a,Sub}^{(0)}$ соответственно.

Показатель поглощения дермы в диастолической фазе $\mu_{a,D}^{(\text{dia})}$:

$$\mu_{a,D}^{(\text{dia})} = \mu_{a,D}^{(0)} + C_{\text{dia}}\left(StO_{\text{dia}}\mu_{a,\text{HbO}} + (1 - StO_{\text{dia}})\mu_{a,\text{Hb}}\right). \quad (1)$$

Показатель поглощения гиподермы в диастолической фазе $\mu_{a,Sub}^{(\text{dia})}$:

$$\mu_{a,Sub}^{(\text{dia})} = \mu_{a,Sub}^{(0)} + 0.5C_{\text{dia}}\left(StO_{\text{dia}}\mu_{a,\text{HbO}} + (1 - StO_{\text{dia}})\mu_{a,\text{Hb}}\right). \quad (2)$$

Таблица 3. Значения некоторых параметров динамики крови для различных длин волн

StO_{sys}	Δ	C_{dia}	StO_{dia}	$\mu_{a,\text{HbO}}$, mm^{-1}	$\mu_{a,\text{Hb}}$, mm^{-1}
				518 nm/667 nm/941 nm	
0.8÷1	0.25	0.02	$StO_{\text{sys}}-0.1$	12.61/0.16/0.66	16.74/1.58/0.37

Пиковый показатель поглощения дермы в систолической фазе $\mu_{a,D}^{(\text{sys})}$:

$$\mu_{a,D}^{(\text{sys})} = \mu_{a,D}^{(\text{dia})} + \Delta \cdot C_{\text{dia}}\big(StO_{\text{sys}}\mu_{a,\text{HbO}} + (1 - StO_{\text{sys}})\mu_{a,\text{Hb}}\big). \quad (3)$$

Пиковый показатель поглощения гиподермы в систолической фазе $\mu_{a,Sub}^{(\text{sys})}$:

$$\mu_{a,Sub}^{(\text{sys})} = \mu_{a,Sub}^{(\text{dia})} + 0.5\Delta \cdot C_{\text{sys}}\big(StO_{\text{sys}}\mu_{a,\text{HbO}} + (1 - StO_{\text{sys}})\mu_{a,\text{Hb}}\big). \quad (4)$$

В табл. 3 приведены используемые при расчетах значения введенных параметров, соотношения между ними, а также коэффициенты поглощения оксигенированной и деоксигенированной крови на соответствующих длинах волн, взятые из [33]. В табл. 4 показаны значения коэффициентов поглощения в кровенаполняемых дерме и гиподерме в диастолической и систолической фазах для заданной пиковой сатурации $StO_{\text{sys}} = 0.98$, а также значения эффективного коэффициента ослабления диффузного света $\mu_{\text{ef}} = \sqrt{3\mu_a(\mu_a + \mu_s(1-g))}$ для основных морфологических слоев. Именно этот параметр определяет характер зависимости интенсивности сигнала от расстояния между источником и детектором. Из табл. 4 видно, что наиболее заметное изменение коэффициента поглощения между диастолической и систолической фазами происходит на длине волны 518 nm — примерно на 20% в дерме и на 10% в гиподерме, а самое слабое — на длине волны 667 nm — в пределах 1–1.5%. Относительное изменение эффективного коэффициента ослабления между фазами примерно вдвое меньше, чем относительное изменение коэффициента поглощения.

При исследовании характера зависимости сигнала обратного рассеяния от параметров результаты численного моделирования сопоставлялись с аналитическими нормированными зависимостями интенсивности $I_{\text{theory}}(r)$ сигнала обратного рассеяния от расстояния в однородном полубесконечном слое биоткани на разных длинах волн, для чего использована следующая модель интенсивности сигнала обратного рассеяния для источника единичной мощности [34]:

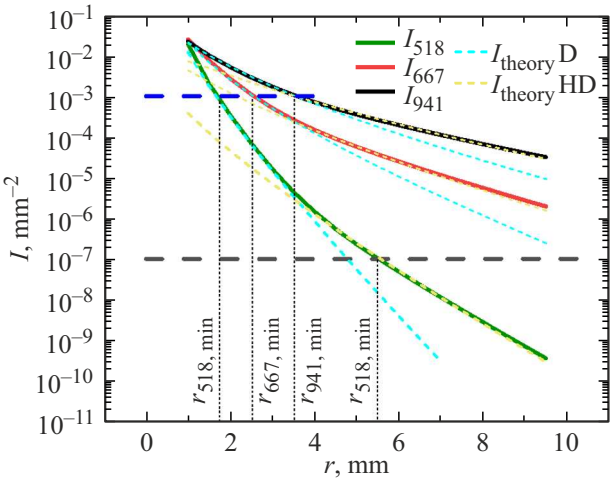

Рис. 3. Зависимость интенсивности $I(r)$ сигнала обратного рассеяния в диастолической фазе от расстояния источник-детектор r на трех длинах волн зондирования для источника единичной мощности. Цветным штрихом показаны аналитически рассчитанные асимптотики $I_{\text{theory}}(r)$ для полубесконечного слоя дермы (I_{theory} D, циановый) и гиподермы (I_{theory} HD, желтый). Черным штрихом указана оценка нижнего предела чувствительности детектора $I_{\min} = 10^{-7}$. Синим штрихом указана оценка верхнего предела динамического диапазона фотодетектора, соответствующая $I_{\max} = 10^{-3}$.

$$I_{\text{theory}}(r) = \frac{l_t}{4\pi}\left[\left(\mu_{\text{ef}} + \frac{1}{\sqrt{r^2 + l_t^2}}\right)\frac{\exp(-\mu_{\text{ef}}\sqrt{r^2 + l_t^2})}{r^2 + l_t^2} + \frac{7}{3}\left(\mu_{\text{ef}} + \frac{1}{\sqrt{r^2 + (7l_t/3)^2}}\right)\frac{\exp(-\mu_{\text{ef}}\sqrt{r^2 + (7l_t/3)^2})}{r^2 + (7l_t/3)^2}\right], \quad (5)$$

где $l_t = \mu_a + \mu_s(1-g)$ — транспортная длина.

Результаты и обсуждение

Интенсивность обратного рассеяния в зависимости от расстояния источник-детектор

На рис. 3 представлены зависимости интенсивности $I(r)$ сигнала обратного рассеяния в диастолической фазе от расстояния r между центрами неточечных источника и детектора для трех рассматриваемых длин волн: $I_{518}(r)$ для $\lambda = 518$ nm, $I_{667}(r)$ для $\lambda = 667$ nm и $I_{941}(r)$ для $\lambda = 941$ nm. Зависимости нормированы на мощность источника. Видно, что в рассматриваемом диапазоне значений r происходит изменение скорости спадания сигнала с расстоянием. Это обусловлено слоистой структурой биоткани, где слой дермы обладает большим коэффициентом диффузного ослабления по сравнению с ниже расположенной гиподермой. В подтверждение данного факта были построены аналитические нормированные

Таблица 4. Значения коэффициентов поглощения дермы и гиподермы для сатурации $StO_2 = 0.98$ и эффективных коэффициентов ослабления слоев пальца для различных длин волн

Параметр	Слой		$\lambda = 518\,\text{nm}$	$\lambda = 667\,\text{nm}$	$\lambda = 941\,\text{nm}$
Коэффициент поглощения, mm^{-1}	Дерма	$\mu_{a,D}^{(\text{dia})}/\mu_{a,D}^{(\text{sys})}$	0.36/0.42	0.077/0.078	0.062/0.065
	Гиподерма	$\mu_{a,sub}^{(\text{dia})}/\mu_{a,sub}^{(\text{dia})}$	0.33/0.36	0.103/0.104	0.066/0.068
Эффективный коэффициент ослабления, mm^{-1}	Дерма	$\mu_{\text{ef},D}^{(\text{dia})}/\mu_{\text{ef},D}^{(\text{sys})}$	2.27/2.48	0.800/0.805	0.465/0.478
	Гиподерма	$\mu_{\text{ef},sub}^{(\text{dia})}/\mu_{\text{ef},sub}^{(\text{sys})}$	1.23/1.30	0.541/0.542	0.335/0.339
	Сухожилие	$\mu_{\text{ef,tendon}}$	1.00	0.61	0.44
	Кость	$\mu_{\text{ef,bone}}$	0.87	0.64	0.42

зависимости интенсивности $I_{\text{theory}}(r)$ сигнала обратного рассеяния от расстояния в полубесконечном слое дермы и гиподермы, для чего использована модель, описываемая соотношением (5). Изменение наклона происходит на расстояниях 3.5–4 mm, и можно предположить, что на указанных расстояниях r измерительный объем переходит из области дермы в гиподерму. С дальнейшим увеличением r существенного изменения наклона зависимостей $I(r)$ не происходит, что может быть обусловлено двумя факторами: незначительным изменением эффективного коэффициента ослабления в более глубоких слоях или несущественным смещением измерительного объема вглубь из области гиподермы при увеличении r. Детальное исследование расположения области чувствительности при различных r будет дано ниже.

Заметное различие в эффективном показателе ослабления на трех длинах волн как для дермы, так и для гиподермы (табл. 4) приводит к тому, что спадание интенсивности обратного рассеяния в исследуемом диапазоне значений r составляет 3 порядка для $\lambda = 941\,\text{nm}$, 4 порядка для $\lambda = 667\,\text{nm}$ и 9 порядков для $\lambda = 518\,\text{nm}$. Это спадание особенно критично для $\lambda = 518\,\text{nm}$, что накладывает условия на выбор расстояния источник-детектор. Из-за невысокого среднего уровня сигнала $I_{518}(r)$ основной вклад в помехи вносит темновой шум фотодетектора. Типичная мощность источника для носимого устройства составляет порядка 10–15 mW, тогда как минимальная интенсивность, обеспечивающая десятикратное превосходство полезного сигнала над уровнем темного фототока, может быть оценена как $0.1\,\mu\text{W/cm}^2$ [14]. Таким образом, для нормированной на мощность источника интенсивности в единицах $1/\text{mm}^2$ уровень минимального полезного сигнала составляет $I_{\min} = 10^{-7}$ и представлен на рис. 3 в виде черной штриховой линии, ниже которой сигнал считается не удовлетворяющим требованиям успешного измерения. Другая характеристика фотодетектора — величина его динамического диапазона — может накладывать ограничения на минимальное расстояние источник-детектор. Для фотодетектора с параметрами из [14] максимальный уровень нормированной на мощность источника интенсивности в единицах $1/\text{mm}^2$ может быть оценен как $I_{\max} = 10^{-3}$ и представлен на рис. 3 в виде синей штриховой линии. Таким образом, можно считать, что расстояние источник-детектор для $\lambda = 518\,\text{nm}$ не должно превышать $r_{518,\max} = 5\,\text{mm}$, тогда как для длин волн 941 и 667 nm, используемых для измерения сатурации артериальной крови, темновой шум не является ограничением максимальных расстояний источник-детектор. С другой стороны, минимальное расстояние r, определяемое динамическим диапазоном детектора, может быть оценено как $r_{518,\min} = 1.8\,\text{mm}$ для $\lambda = 518\,\text{nm}$, $r_{667,\min} = 2.5\,\text{mm}$ для $\lambda = 667\,\text{nm}$ и $r_{941,\min} = 3.5\,\text{mm}$ для $\lambda = 941\,\text{nm}$. Это ограничение может быть преодолено понижением мощности источника.

Анализ измерительного объема

Как было показано ранее в ряде работ [17], глубина зондирования зависит от расстояния источник-детектор, причем выбор этого параметра является эффективным средством управления измерительным объемом. Как известно, в случае конфигурации на отражение измерительный объем представляет собой банановидные (banana-shape) области. Типичный вид таких областей для рассматриваемых длин волн представлен на рис. 4 и демонстрирует увеличение глубины зондирования с расстоянием источник-детектор. Карты представлены в логарифмической шкале и нормированы на максимальное значение плотности траекторий.

Карты распределения траекторий дают возможность качественно проанализировать, какие области биоткани попадают в измерительный объем для разных длин волн. Для $\lambda = 518\,\text{nm}$ заглубление измерительного объема с ростом значений r происходит более медленными темпами по сравнению с $\lambda = 667\,\text{nm}$ и $\lambda = 941\,\text{nm}$, и для $r > 8\,\text{mm}$ положение измерительных объемов на трех длинах волн заметно различается. Вместе с тем области чувствительности остаются в пределах кровенаполненных слоев — дермы и гиподермы, что позволяет упрощать детализацию при описании влияния более глубоких слоев биоткани на формирование сигнала диффузного отражения.

Для численной характеризации положения измерительного объема были построены зависимости глубины зондирования $z_{\max}$ (рис. 5). Эта величина рассчитана как

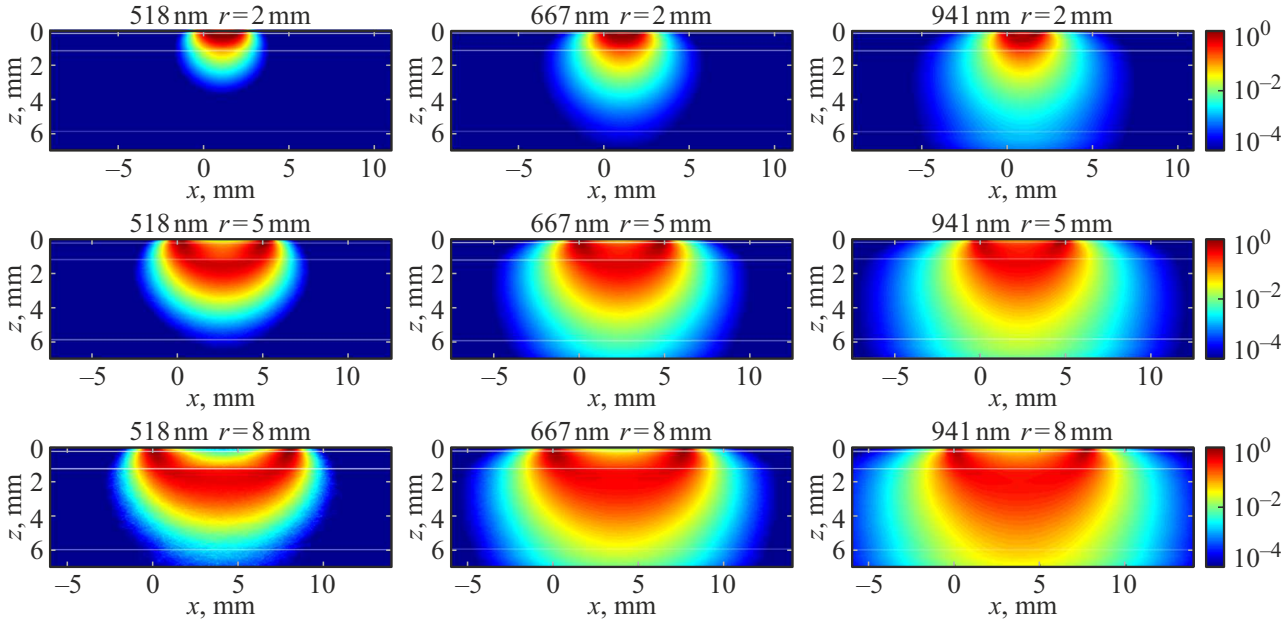

Рис. 4. Типичные карты траекторий фотонов (в логарифмической шкале) для трех длин волн и характерных расстояний источник-детектор $r = 2$, 5 и 8 mm. Белые прямые соответствуют границам слоев в соответствии с табл. 1.

среднее от распределения фотонов $P(z, r)$, пришедших на определенный детектор на расстоянии r, по максимальным глубинам, достигнутым в среде [21]:

$$z_{\max}(r) = \int P(z, r) z dz / \int P(z, r) dz. \qquad (6)$$

Как и карты траекторий, зависимости $z_{\max}(r)$ демонстрируют, что основной вклад в формирование сигнала при релевантных расстояниях источник-детектор вносят дермальный и гиподермальный слои со стороны ладони. Сигнал от фотонов, достигающих слоев на тыльной стороне, незначителен по сравнению с сигналом, обратно рассеянным от указанных слоев ладонной стороны. Для длин волн 667 и 941 nm переход глубины зондирования из слоя дермы в гиподерму происходит при $r = 2$ mm, тогда как для 518 nm этот переход происходит для $r = 3$ mm. Начиная с $r = 5$ mm, наблюдается возрастающее отклонение кривых $z_{\max}(r)$ для различных длин волн друг от друга, причем наиболее сильно это отклонение выражено для $\lambda = 518$ nm. Данный факт иллюстрирует взаимное смещение измерительных объемов, что может затруднять интерпретацию данных, получаемых на больших r.

Анализ характеристик пульсовой волны

Прохождение пульсовой волны сопровождается вариациями интенсивности сигнала диффузного отражения $\Delta I(r)$ из-за повышения показателя поглощения в результате возрастания объема крови в периферических тканях. Регистрируемая при этом фотоплетизмограмма используется для определения как частоты сердечного ритма (обычно с использованием длин волн зеленого диапазона), так и оценки сатурации артериальной крови кислородом, причем для определения последней традиционно используется калибровочная зависимость, которая строится в предположении, что сатурация линейно зависит от отношения относительных изменений сигналов на длинах волн 667 и 941 nm при пульсации. Величина относительного изменения сигнала фотоплетизмограммы, $\delta I(r) = |\Delta I(r)|/I(r)$, зависит от выбора расстояния источник-детектор, и важным критерием выбора является независимость производных характеристик от этого параметра.

Зависимости относительного изменения сигналов $\delta I(r)$ на трех длинах волн от расстояния источник-детектор, полученные в результате Монте-Карло моделирования, представлены на рис. 6. Наиболее низкий уровень $\delta I(r)$ продемонстрирован для длины волны 667 nm, что связано с меньшей относительной разницей ($\delta\mu_{a,D} = \mu_{a,D}^{(\mathrm{sys})}/\mu_{a,D}^{(\mathrm{dia})} - 1$) в систолическом и диастолическом поглощении на данной длине волны по сравнению с 941 и 518 nm (табл. 4). Амплитуда пульсовой волны на 518 nm существенно выше, чем на двух других длинах волн и для больших значений r величина δI_{518} стремится к 1. Зависимость $\delta I_{518}(r)$ характеризуется изменением наклона вблизи $r = 4$ mm. Этот эффект, в частности, связан с меньшим относительным пульсовым изменением поглощения в гиподерме, куда смещается измерительный объем для $r > 4$ mm, по сравнению с дермой. Для длин волн 667 nm и 941 nm величины относительного изменения поглощения в дерме и гиподерме близки, и существенного изменения накло-

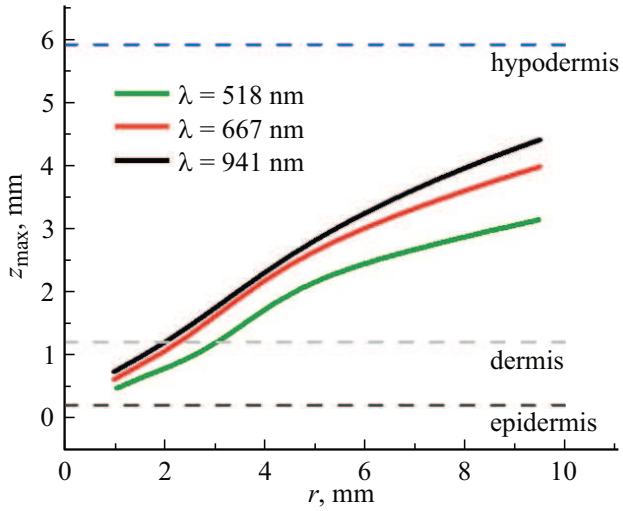

Рис. 5. Зависимость глубины зондирования z_{max} от расстояния источник-детектор для трех длин волн зондирования.

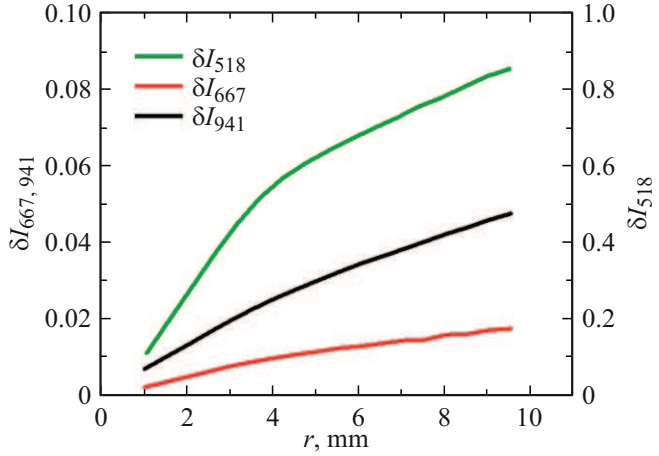

Рис. 6. Относительное изменение сигнала при пульсации $\delta I(r)$ в зависимости от расстояния источник-детектор r на трех длинах волн зондирования.

на у зависимостей $\delta I_{667}(r)$ и $\delta I_{941}(r)$ не наблюдается.

Возрастание $\delta I_{518}(r)$ в сочетании с ограничением среднего уровня сигнала $I_{518}(r)$ из-за шумов приемника позволяет определить оптимальный интервал расстояний источник-детектор в случае, когда требуется измерить только пульсовую волну. В диапазоне $r = 3-5$ mm пульсовая волна обладает как высокой амплитудой, так и достаточным средним уровнем сигнала. Следует отметить, что большие значения амплитуды пульсовой волны обусловлены тем фактом, что в модели рассмотрено предельное изменение объема артериальной крови при пульсации, что фактически соответствует максимально возможному регистрируемому изменению, и в обычных условиях эта величина будет существенно меньше.

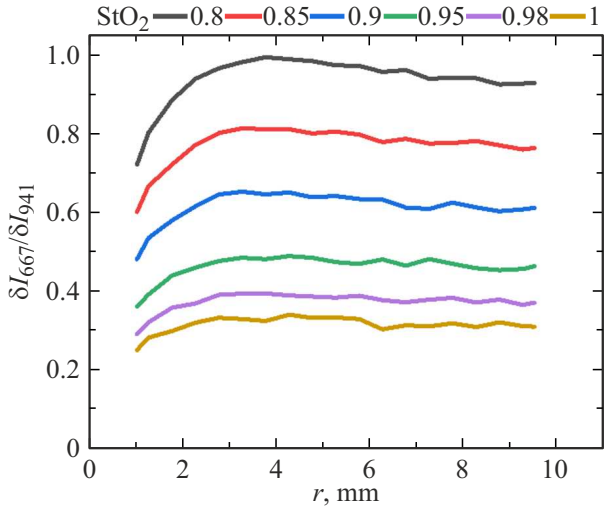

Рис. 7. Зависимость величины $R = \delta I_{667}/\delta I_{941}$ от расстояния источник-детектор для различных сатураций артериальной крови из физиологического диапазона.

Анализ зависимости калибровочной кривой сатурации от расстояния источник-детектор

Для оценки сатурации артериальной крови традиционно используется пара длин волн из красного и ИК диапазонов, где поглощение окси- и дезоксигемоглобина существенно различается. Количественное определение сатурации производится из соотношения относительных изменений сигналов на двух длинах волн $R = \delta I_{667}/\delta I_{941}$ с помощью эмпирически или численно полученной калибровочной кривой [17,35]. Зависимость величины R от расстояния источник-детектор представлена на рис. 7 для различных значений сатурации артериальной крови из физиологического диапазона. Из представленной зависимости можно видеть, что ни для одного значения сатурации эта величина не является инвариантной относительно расстояния источник-детектор.

Полученные результаты позволяют предположить, что калибровочная кривая для пульс-оксиметрии в отражательной геометрии также может зависеть от выбранного расстояния источник-детектор, и использование известных калибровочных кривых без привязки к конкретной конфигурации системы может приводить к погрешностям в определении сатурации.

С целью выявления зависимости параметров калибровочной кривой от расстояния источник-детектор соотношение между сатурацией артериальной крови StO_2 и величиной $R = \delta I_{667}/\delta I_{941}$ было аппроксимировано линейной функцией с коэффициентами a и b, определяемыми для каждого значения r [35]:

$$StO_2 = a(r)R + b(r). \quad (7)$$

Зависимость параметров a и b от расстояния источник-детектор представлена на рис. 8. Из этого

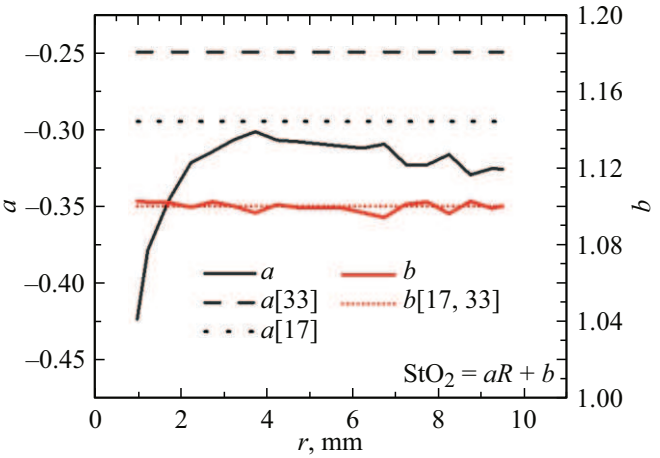

Рис. 8. Зависимость коэффициентов линейной аппроксимации a и b калибровочной кривой (6) в отражательной геометрии от расстояния источник-детектор.

рисунка можно видеть, что параметр b практически не зависит от r, тогда как параметр a, отвечающий за наклон калибровочной кривой, значимо меняется с расстоянием. Изменение $a(r)$ наиболее существенно в интервале $r = 1-3.5$ mm, тогда как для $r > 3.5$ mm эта зависимость слабая, однако все равно необходимо отметить нисходящий тренд. В этой связи выбор расстояния $r > 3.5$ mm является более предпочтительным для осуществления пульс-оксиметрии с использованием длин волн красного и инфракрасного диапазонов, что согласуется с оценкой минимальных расстояний $r_{667,\min}$ и $r_{941,\min}$, обусловленных верхней границей динамического диапазона детектора.

При сопоставлении абсолютных значений коэффициента b со значениями, используемыми ранее в калибровочных кривых, можно видеть, что он практически совпадает для результатов, полученных в настоящей работе, и результатов, полученных ранее в работах [17,35]. Что касается коэффициента a, то в работе [17] было показано, что значение этого коэффициента при использовании моделирования Монте-Карло для многослойной модели получилось ниже, чем в ранее опубликованной калибровочной кривой [35]. Параметры a и b из цитируемых работ показаны на рис. 8 пунктирными линиями. Значения коэффициента a, полученные в настоящей работе, согласуются со значением, полученным в работе [17], и отличаются от него для расстояний источник-детектор, превышающих 2.5 mm, не более, чем на 10 %.

Заключение

В настоящей работе проведено системное исследование формирования сигналов фотоплетизмографии и пульс-оксиметрии в отражательной оптической системе носимого устройства с тремя длинами волн зондирования, находящимися в зеленом (518 nm), красном (667 nm) и ближнем ИК (941 nm) диапазонах. Исследование проведено с помощью численного моделирования регистрируемых сигналов обратного рассеяния методом Монте-Карло, что позволило проанализировать зависимость характерной глубины зондирования от расстояния источник-детектор (r) и сопоставить ее с границами морфологических слоев ткани — эпидермиса, дермы и гиподермы. В частности, было показано, что для длин волн 667 и 941 nm переход глубины зондирования из слоя дермы в гиподерму происходит при $r = 2$ mm, тогда как для 518 nm этот переход происходит для $r = 3$ mm. Исследование интенсивности зарегистрированного сигнала в зависимости от r также показало, что в заданном диапазоне значений r на формирование сигнала основное влияние оказывают слои дермы и гиподермы, что было подтверждено аналитическими асимптотиками интенсивности сигнала как функции r в однородном слое с параметрами дермы и гиподермы соответственно.

Анализ относительного изменения сигналов в систолической и диастолической фазах показал монотонное возрастание относительного изменения с ростом r, что говорит о высоком потенциале сравнительно больших расстояний источник-детектор при достаточной чувствительности детектора. Сопоставление полученных результатов с техническими характеристиками доступных коммерческих чипов для фотоплетизмографии показало, что можно ожидать достаточную чувствительность детектора для длин волн красного и ИК диапазонов практически во всем диапазоне рассмотренных расстояний, тогда как для длины волны зеленого спектра предельные расстояния ограничены из-за темновых шумов величиной 5–6 mm.

Актуальным вопросом является проблема зависимости калибровочной кривой в пульс-оксиметрии от конфигурации оптической системы в отражательной геометрии. В рамках исследования была показана зависимость величины $R = \delta I_{667}/\delta I_{941}$ от расстояния источник-детектор, что указывает на необходимость индивидуальной калибровки для заданной конфигурации носимых устройств и на возможную погрешность при использовании универсальных калибровочных формул. Аппроксимация зависимости величины R от сатурации артериальной крови линейной функцией показала, что коэффициент b, отвечающий за постоянную часть, практически инвариантен относительно расстояния источник-детектор, тогда как коэффициент a, отвечающий за наклон прямой, демонстрирует существенную зависимость от r. Наиболее существенной эта зависимость оказывается в интервале расстояний r менее 3.5 mm, что говорит о необходимости выбора больших расстояний источник-детектор для обеспечения универсальности калибровочной кривой, даже если мощность источника обеспечивает уровень сигнала в пределах

динамического диапазона детектора и для расстояний меньше 3.5 mm.

Обсуждая зависимость полученных результатов от индивидуальных параметров, которые могут варьировать для разных людей, следует отметить следующее. В рассматриваемой локализации наиболее вариативной является толщина эпидермиса, включающая также толщину рогового слоя толстой кожи. Однако этот слой не является кровенаполненным и может рассматриваться как ослабляющий фильтр для регистрируемого сигнала [24]. Таким образом, вариация этого параметра никак не повлияет на относительные величины, которые являются основным предметом изучения настоящей работы. Изменение толщины слоя дермы, очевидно, может сказываться на отношении вкладов дермы и гиподермы в регистрируемый сигнал и повлиять на характерное расстояние источник-детектор, когда вклад от гиподермы начинает доминировать над вкладом от дермы при формировании сигнала и которое в настоящей модели соответствует величине порядка 4 mm.

Таким образом, численное моделирование Монте-Карло сигналов обратного рассеяния позволило определить существенные для формирования сигнала морфологические слои неоднородной биоткани, а также сформулировать ряд рекомендаций по выбору расстояния источник-детектор в оптической системе носимых устройств.

Благодарности

Авторы благодарны В.В. Дремину и А.В. Дунаеву за полезные обсуждения.

Финансирование работы

Работа выполнена при поддержке Министерства экономического развития Российской Федерации (соглашение о предоставлении гранта № 139-15-2025-004 от 17 апреля 2025 г., ИГК 000000Ц313925Р3Х0002) и ПАО Сбербанк (договор #50004802685 от 20.12.2023 г.).

Конфликт интересов

Авторы заявляют, что у них нет конфликта интересов.

Список литературы

[1] D. Castaneda, A. Esparza, M. Ghamari, C. Soltanpur, H. Nazeran. Int. J. Biosens. Bioelectron., **4** (4), 195–202 (2018). DOI: 10.15406/ijbsbe.2018.04.00125

[2] D. Dias, J. Paulo Silva Cunha. Sensors (Basel), **18** (8), (2018). DOI: 10.3390/s18082414

[3] S. Park, S. Jayaraman. IEEE Eng. Med. Biol. Mag., **22** (3), 41–8 (2003). DOI: 10.1109/memb.2003.1213625

[4] G. Prieto-Avalos, N.A. Cruz-Ramos, G. Alor-Hernandez, J.L. Sanchez-Cervantes, L. Rodriguez-Mazahua, L.R. Guarneros-Nolasco. Biosensors (Basel), **12** (5), (2022). DOI: 10.3390/bios12050292

[5] D. Ray, T. Collins, S. Woolley, P. Ponnapalli. IEEE Rev. Biomed. Eng., **16**, 136–151 (2023). DOI: 10.1109/RBME.2021.3121476

[6] A. Boukhayma, A. Barison, S. Haddad, A. Caizzone. IEEE Access, **9**, 127217–127225 (2021). DOI: 10.1109/ACCESS.2021.3111956

[7] K.M. Warren, J.R. Harvey, K.H. Chon, Y. Mendelson. Sensors (Basel), **16** (3), (2016). DOI: 10.3390/s16030342

[8] S. Han, D. Roh, J. Park, H. Shin. Sensors (Basel), **19** (24), (2019). DOI: 10.3390/s19245441

[9] L. Yan, S. Hu, A. Alzahrani, S. Alharbi, P. Blanos. Biosensors (Basel), **7** (2), (2017). DOI: 10.3390/bios7020022

[10] J. Liu, B.P. Yan, W.X. Dai, X.R. Ding, Y.T. Zhang, N. Zhao. Biomed. Opt. Express, **7** (10), 4313–4326 (2016). DOI: 10.1364/BOE.7.004313

[11] C.T. Hsiao, C. Tong, G.L. Cote. Biosensors (Basel), **15** (4), (2025). DOI: 10.3390/bios15040208

[12] Y.-H. Kao, P.C.-P. Chao, C.-L. Wey. IEEE J. Selected Topics in Quant. Electron., **25** (1), 1–10 (2018). DOI: 10.1109/JSTQE.2018.2871604

[13] V.V. Tuchin, V. Tuchin. *Tissue Optics: Light Scattering Methods and Instruments for Medical Diagnosis* (SPIE Optical Engineering Press, 2000).

[14] *OSRAM SFH-7072 Datasheet* [Электронный ресурс]. URL: https://look.ams-osram.com/m/682b32d8c8dd3713/original/SFH-7072.pdf

[15] E.F. Pribadi, R.K. Pandey, P.C.-P. Chao. Microsystem Technologies, **26** (11), 3409–3420 (2020). DOI: 10.1007/s00542-020-04895-6

[16] V. Dremin, E. Zherebtsov, A. Bykov, A. Popov, A. Doronin, I. Meglinski. Appl. Opt., **58** (34), 9398–9405 (2019). DOI: 10.1364/AO.58.009398

[17] S. Chatterjee, P.A. Kyriacou. Sensors (Basel), **19** (4), (2019). DOI: 10.3390/s19040789

[18] A. Doronin, I. Fine, I. Meglinski. Laser Physics, **21** (11), 1972–1977 (2011). DOI: 10.1134/S1054660X11190078

[19] L. Hernandez-Quintanar, D.A. Fabila-Bustos, M. Hernandez-Chavez, A. Valor, J.M. de la Rosa, S. Stolik. Comput Methods Programs Biomed., **187**, 105237 (2020). DOI: 10.1016/j.cmpb.2019.105237

[20] E.V. Zharkikh, V.V. Dremin, A.V. Dunaev. J. Biophotonics, **16** (9), e202300139 (2023). DOI: 10.1002/jbio.202300139

[21] D. Kurakina, V. Perekatova, E. Sergeeva, A. Kostyuk, I. Turchin, M. Kirillin. Laser Phys. Lett., **19** (3), 035602 (2022). DOI: 10.1088/1612-202X/ac4be8

[22] E. Sergeeva, D. Kurakina, I. Turchin, M. Kirillin. J. Innovative Optical Health Sciences, **17** (05), 2342002 (2024). DOI: 10.1142/S1793545823420026

[23] V. Perekatova, E. Sergeeva, M. Kirillin, A. Khilov, D. Kurakina, I. Turchin. Opt. Commun., **579**, 131440 (2025). DOI: 10.1016/j.optcom.2024.131440

[24] Е.А. Сергеева, Д.А. Куракина, А.А. Гетманская, М.Ю. Кириллин. Опт. и спектр., **133** (12), (2025).

[25] V. Perekatova, M. Kirillin, S. Nemirova, A. Orlova, A. Kurnikov, A. Khilov, K. Pavlova, V. Kazakov, V. Vildanov, I. Turchin, P. Subochev. Photonics, **9** (7), 482 (2022). DOI: 10.3390/photonics9070482

[26] E. Salomatina, B. Jiang, J. Novak, A.N. Yaroslavsky. J. Biomed. Opt., **11** (6), 064026 (2006). DOI: 10.1117/1.2398928

[27] Y. Shimojo, T. Nishimura, H. Hazama, T. Ozawa, K. Awazu. J. Biomed. Opt., **25** (4), 1–14 (2020). DOI: 10.1117/1.JBO.25.4.045002

[28] R. Khan, B. Gul, S. Khan, H. Nisar, I. Ahmad. Photodiagnosis Photodyn. Ther., **33**, 102192 (2021). DOI: 10.1016/j.pdpdt.2021.102192
[29] A.N. Bashkatov, E.A. Genina, V.V. Tuchin. J. Innovat. Opt. Health Sciences, **4** (01), 9–38 (2011). DOI: 10.1142/S1793545811001319
[30] T. Kono, J. Yamada. Intern. J. Thermophysics, **40** (5), 51 (2019).
[31] J.L. Sandell, T.C. Zhu. J. Biophotonics, **4** (11–12), 773–87 (2011). DOI: 10.1002/jbio.201100062
[32] S.L. Jacques. Phys. Med. Biol., **58** (11), R37–61 (2013). DOI: 10.1088/0031-9155/58/11/R37
[33] *Optical Absorption of Hemoglobin* [Электронный ресурс]. URL: https://omlc.org/spectra/hemoglobin/
[34] T.J. Farrell, M.S. Patterson, B. Wilson. Med. Phys., **19** (4), 879–88 (1992). DOI: 10.1118/1.596777
[35] J.T.B. Moyle. *Pulse Oximetry* (BMJ Books, London, UK, 1994).