

ФИЗИКА ФОРМИРОВАНИЯ СИГНАЛА В ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФИИ: ОЦЕНКА ВКЛАДА ПОГЛОЩЕНИЯ И РАССЕЯНИЯ СВЕТА В РЕГИСТРИРУЕМЫЙ ПОТОК ОПТИЧЕСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

Д.Г. Лапитан, А.П. Тарасов, Д.А. Рогаткин

*Московский областной научно-исследовательский клинический институт
им. М.Ф. Владимирского, Москва*

PHYSICS OF THE SIGNAL FORMATION IN PHOTOPLETHYSMOGRAPHY: ASSESSMENT OF THE CONTRIBUTION OF LIGHT ABSORPTION AND SCATTERING TO THE REGISTERED FLUX OF OPTICAL RADIATION

D.G. Lapitan, A.P. Tarasov, D.A. Rogatkin

Moscow Regional Research and Clinical Institute ("MONIKI"), Moscow, Russia

Реферат

Статья посвящена изучению физических механизмов формирования сигнала фотоплетизмографии (ФПГ) при помощи моделирования распространения света в биологической ткани методом Монте-Карло. Решается задача оценки вклада вариаций поглощения и рассеяния в регистрируемый ФПГ-сигнал. На основе трехслойной модели кожи последовательно моделировались изменения оптических свойств дермального слоя (поглощение и рассеяние) и оценивался их вклад в суммарный сигнал. Расчеты были проведены для двух длин волн – 525 и 810 нм. Было установлено, что для зеленого света основной вклад в формирование сигнала вносит поглощение (88 % против 12 % рассеяния соответственно). В то время как для ближнего инфракрасного света рассеяние преобладает над поглощением. Доли вклада поглощения и рассеяния в этом случае составляют 28 % и 72 % соответственно. Таким образом, для зеленого диапазона длин волн справедлива классическая объемная модель формирования сигнала. Тогда как для ближнего инфракрасного диапазона преобладающим в формировании сигнала является рассеяние среды, которое может меняться за счет таких процессов, как изменения ориентации, агрегации и деформации эритроцитов, их концентрации в диагностическом объеме ткани и т.д.

Ключевые слова: фотоплетизмография, поглощение, рассеяние, моделирование, метод Монте-Карло

Abstract

The paper is devoted to the study of physical mechanisms of photoplethysmography (PPG) signal formation using Monte Carlo simulations of light transport in biological tissue. The problem of estimating the contribution of absorption and scattering variations to the registered PPG signal is solved. Based on a three-layer skin model, changes in the optical properties of the dermal layer (absorption and scattering) were sequentially simulated and their contributions to the total signal were estimated. Calculations were carried out for two wavelengths, 525 nm and 810 nm. It was found that for green light the main contribution to the signal formation is made by absorption (88 % versus 12 % scattering, respectively). While for the near-infrared light, scattering predominates over absorption. In this case, the contributions of absorption and scattering are 28 % and 72 %. Thus, for the green wavelength range the classical volumetric model of signal formation is valid. Whereas for the near-infrared range, the predominant factor in signal formation is scattering of the medium, which can change due to processes such as changes in orientation, aggregation and deformation of red blood cells, their concentration in the diagnostic volume of tissue, etc.

Key words: photoplethysmography, absorption, scattering, Monte-Carlo simulations

E-mail: lapitandenis@mail.ru

<https://doi.org/10.52775/1810-200X-2024-101-1-44-52>

Введение

Фотоплетизмография (ФПГ) – простой оптический метод регистрации пульсовой волны, распространяющейся по артериальному руслу сердечно-сосудистой системы [1]. Метод реализуется путем зондирования ткани некогерентным оптическим излучением видимого или ближнего инфракрасного (ИК) диапазона длин волн и регистрации прошедшего насквозь или обратно рассеянного от ткани сигнала [2]. Метод ФПГ активно применяется для измерения важных параметров сердечно-сосудистой системы, таких как артериальная сатурация крови кислородом, частота пульса и его вариабельность, кровяное давление, сердечный выброс, микрососудистый кровоток и жизнеспособность тканей, эндотелиальная и вазомоторная функции, скорость пульсовой волны, эластичность и тонус сосудов, и т.д. [1, 3–6]. В последнее время также активно развивается метод визуализирующей ФПГ, который позволяет строить карты пульсаций крови и ее сатурации по поверхности кожи [7]. Однако на сегодняшний день нет ясного понимания того, как формируется ФПГ-сигнал. Дискуссии ученых на эту тему ведутся до сих пор. На данный момент можно выделить 3 основных фактора (модели), влияющих на формирование сигнала [8]:

- ✓ изменения объема крови в ткани;
- ✓ ориентация, агрегация и деформация эритроцитов;
- ✓ механические движения капилляров поверхностных слоев дермы.

Классической является объемная модель формирования ФПГ-сигнала, которая предполагает, что интенсивность обратно рассеянного от ткани сигнала меняется за счет вариаций (флуктуаций) объема крови (V_b) в ткани, влияющих на оптические свойства среды [9]. Считается, что вариации кровенаполнения меняют в основном поглощение среды, а точнее ее оптическую плотность, что и приводит к изменению сигнала. Таким образом, регистрируемый фотоприемником сигнал модулируется за счет прохождения пульсовой волны по сосудам. Объемная модель неоднократно была подтверждена теоретически и экспериментально. Например, Мосо А.В. et al в своем исследовании валидировали модель при помощи моделирования Монте-Карло (МК) и экспериментально проверили ее при помощи спектроскопии диффузного отражения и видеокапилляроскопии [10]. В ходе эксперимента на ногтевой складке

пальца было показано, что зеленый свет проникает через капиллярные петли и достигает артериол. Авторы пришли к выводу, что ФПГ-сигнал образуется за счет поглощения света артериолами в дерме.

В начале 1980-х годов были проведены эксперименты, в которых авторы предположили, что изменения ориентации эритроцитов в зависимости от сердечного цикла являются основной причиной формирования ФПГ-волны [11]. Эта гипотеза основана на электрофизиологических характеристиках, когда в конце диастолы, т.е. при низком кровотоке, эритроциты ориентируются случайным образом из-за уменьшения напряжения сдвига. По мере увеличения кровотока эритроциты имеют тенденцию выравниваться вместе с потоком, и во время систолы это выравнивание параллельно направлению потока. Ориентация и деформация эритроцитов влияют на общее затухание света тканью, что, вероятно, способствует формированию ФПГ-сигнала. Кроме того, эта гипотеза подтверждается экспериментально в модели с трубками [12]. Shvartsman и Fine также обнаружили похожий эффект и подтвердили, что ФПГ-подобные сигналы связаны с геометрическими изменениями в агрегации эритроцитов [13]. Они провели эксперимент *in vitro* при помощи трубок с раствором крови и обнаружили пульсирующий кровоток после введения декстрана, активирующего агрегацию эритроцитов. Позднее они разработали управляемую рассеянием модель формирования ФПГ-сигнала (scattering-driven model) [14]. Ключевым моментом в их модели является процесс агрегации эритроцитов и изменение за счет этого размера рассеивателей и рассеяния, соответственно, что в конечном итоге и приводит к модуляции регистрируемого оптического излучения.

И, наконец, недавно была предложена модель формирования фотоплетизмограммы, в которой ключевым моментом являются эластические деформации микрососудистого русла поверхностных слоев дермы [15, 16]. Модель заключается в том, что пульсовые колебания трансмурального артериального давления деформируют компоненты соединительной ткани дермы, что приводит к периодическим изменениям как светорассеяния, так и поглощения. Эти локальные изменения оптических свойств регистрируются далее как вариации интенсивности света фотоприемным устройством. Однако не все экспериментальные на-

блюдения подтверждают эту теорию, что указывает на потенциальное наличие других причин образования сигнала.

Между тем, в недавней работе [17], основанной на моделировании МК и экспериментальных наблюдениях, было показано, что все вышеупомянутых 3 фактора участвуют в формировании ФПГ-сигнала. Вопрос заключается во вкладе каждого отдельного фактора в сигнал в зависимости от разных параметров (длины волны, геометрии освещения и т.д.). Возможно, что при определенных условиях освещения ткани какой-то фактор может превалировать, а другие будут незначительными. Таким образом, целью данной работы является оценка вклада вариаций поглощения и рассеяния в регистрируемый ФПГ-сигнал при помощи моделирования распространения света в тканях методом МК.

Материал и методы

Оптическая модель кожи

Расчеты МК проводились на основе трехслойной оптической модели кожи в геометрии обратного рассеяния [18, 19]. Кожа была представлена в виде следующих слоев: эпидермис, дерма и подкожно-жировая клетчатка. Толщина эпидермального слоя составляла 0,2 мм, дермального – 0,7 мм, подкожно-жировой слой был принят полубесконечным [20]. Дерма и подкожно-жировая клетчатка кожи характеризовались уровнем объемного кровенаполнения (V_b), который можно рассматривать как относительную долю общего гемоглобина (Hb и HbO₂) в диагностическом объеме ткани [21].

Коэффициент поглощения эпидермального слоя был представлен в следующем виде [22]:

$$\mu_{a,epi}(\lambda) = V_{mel}\mu_{a,mel}(\lambda) + V_w\mu_{a,w}(\lambda) + [1 - (V_{mel} + V_w)]\mu_{a,baseline}(\lambda), \quad (1)$$

где λ – длина волны, V_{mel} и V_w – объемные доли меланина и воды в эпидермисе, соответственно, $\mu_{a,mel}$ и $\mu_{a,w}$ – коэффициенты поглощения меланина и воды, $\mu_{a,baseline}$ – базовый коэффициент поглощения, характеризующий поглощение соединительной ткани при отсутствии других хромофоров. $\mu_{a,baseline}$ зависит от длины волны и может быть выражен следующим уравнением [23, 24]:

$$\mu_{a,baseline}(\lambda) = 7,84 \times 10^8 \times \lambda^{-3,255} \text{ [см}^{-1}\text{]}. \quad (2)$$

Оптические свойства дермы сильно зависят от V_b , поэтому коэффициент поглощения 2-го слоя был представлен как [17, 25]:

$$\mu_{a,derm}(\lambda) = V_b\mu_{a,b}(\lambda) + V_w\mu_{a,w}(\lambda) + [1 - (V_b + V_w)]\mu_{a,baseline}(\lambda), \quad (3)$$

где $\mu_{a,b}$ – коэффициент поглощения цельной крови. В свою очередь, $\mu_{a,b}$ может быть выражен через тканевую сатурацию крови кислородом S_tO_2 в виде [17]:

$$\mu_{a,b}(\lambda) = S_tO_2\mu_{a,HbO_2}(\lambda) + (1 - S_tO_2)\mu_{a,Hb}(\lambda), \quad (4)$$

где μ_{a,HbO_2} и $\mu_{a,Hb}$ – коэффициенты поглощения оксигенированного и дезоксигенированного гемоглобина, соответственно.

Поскольку подкожно-жировая клетчатка состоит, в основном, из жира, коэффициент поглощения 3-го слоя был записан в виде:

$$\mu_{a,subcut}(\lambda) = V_b\mu_{a,b}(\lambda) + V_w\mu_{a,w}(\lambda) + [1 - (V_b + V_w)]\mu_{a,fat}(\lambda), \quad (5)$$

где $\mu_{a,fat}$ – коэффициент поглощения жира.

Коэффициент рассеяния каждого слоя был определен как комбинация теорий Ми и Рэ-лея [26]. Коэффициенты рассеяния 1-го и 3-го слоев можно считать постоянными. Коэффициент же рассеяния 2-го дермального слоя был представлен в следующем виде [27]:

$$\mu_{s,derm}(\lambda) = (1 - V_b)\mu_{s,t}(\lambda) + V_b\mu_{s,b}(\lambda), \quad (6)$$

где $\mu_{s,t}$ – коэффициент рассеяния обескровленной дермы, $\mu_{s,b}$ – коэффициент рассеяния цельной крови. Коэффициент рассеяния обескровленной дермы, в свою очередь, может быть определен следующим уравнением [22]:

$$\mu_{s,t}(\lambda) = ((2 \times 10^5)\lambda^{-1,5} + (2 \times 10^{12})\lambda^{-4}) / (1 - g) \text{ [см}^{-1}\text{]}, \quad (7)$$

где g – фактор анизотропии обескровленной дермы.

Оптические свойства хромофоров для проведения моделирования были взяты из литературных источников [22, 28–30]. При расчете коэффициента поглощения цельной крови по формуле (4), уровень сатурации смешанной крови S_tO_2 был установлен на уровне 75 %. Коэффициент анизотропии и показатель преломления для всех слоев принимались равными 0,8 и 1,4 соответственно [31]. Оптические и анатомические параметры слоев модели сведены в табл. 1.

Таблица 1

Оптические и анатомические параметры слоев для модели кожи, используемые в МК-моделировании

Слой	Оптические параметры			Анатомические параметры		
	Параметр, см ⁻¹	Длина волны		V _{mel} , отн. ед.	V _w , отн. ед.	V _b , отн. ед.
		525 нм	810 нм			
Эпидермис	μ_a	29,689	7,066	0,05	0,2	-
	μ_s	308,5	183,9			
Дерма	μ_a	V _b = 0,05	8,484	-	0,6	переменное
		V _b = 0,1	16,529			
		V _b = 0,15	24,574			
	μ_s	V _b = 0,05	242,7			
		V _b = 0,1	270,7			
		V _b = 0,15	298,6			
Подкожно-жировая клетчатка	μ_a	8,717	1,349	-	0,15	0,05
	μ_s	159,7	102,7			

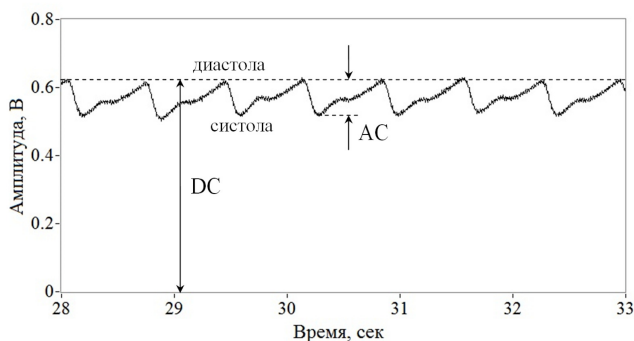


Рис. 1. Пример исходного необработанного ФПГ сигнала с обозначенными на нем переменной (AC) и квазипостоянной (DC) компонентами

Моделирование ФПГ-сигнала методом МК

Как известно, регистрируемый в ФПГ сигнал состоит из квазипостоянной компоненты (DC), обусловленной поглощением света неподвижными структурами ткани и средним уровнем объема крови, и переменной компоненты (AC), которая образуется за счет артериальных пульсаций кровотока, дыхательной активности и т.д. Пример записи ФПГ сигнала с обозначенными на нем компонентами представлен на рис. 1. Для моделирования переменной компоненты достаточно использовать 2 временные точки: диастола и систола. Считаем, что в диастолу есть некий базовый уровень кровенаполнения – V_b , а в систолу добавляется какое-то приращение: $V_b + \Delta V_b$. При увеличении кровенаполнения регистрируемая мощность оптического излучения падает за счет более сильного поглощения кровью (см. рис. 1). Таким образом, исходный сигнал в систолу меньше сигнала в

диастолу. Как правило, такой сигнал далее инвертируют для более удобного восприятия и анализа.

Чтобы однозначно симитировать регистрируемый фотоприемником ФПГ-сигнал, необходимо смоделировать распространение фотонов в среде для этих двух состояний, подставив значения кровенаполнения в коэффициенты поглощения и рассеяния дермального слоя по (3) и (6). Главная идея нашего исследования заключается в последовательном изменении оптических свойств дермального слоя, что позволяет понять вклад каждого процесса в формирование ФПГ-сигнала. Сначала мы изменяли отдельно поглощение слоя путем изменения V_b в (3), далее мы изменяли рассеяние аналогичным образом в (6) и, наконец, мы меняли поглощение и рассеяние одновременно. Приращение уровня кровенаполнения относительно базового уровня ($\Delta V_b/V_b$) составляло 5%. Данное значение по данным литературы неизвестно и было подобрано в результате серии предварительных симуляций. Коэффициенты поглощения и рассеяния 1-го и 3-го слоев в ходе моделирования оставались постоянными.

В работе была использована численная модель, которая основана на известных принципах МК-моделирования транспорта фотонов в биологических тканях с использованием метода взвешивания фотонов [32]. Для повышения точности вычислений при расчете потоков обратного рассеяния была использована геометрия дисковых детекторов [33]. В ходе моделирования в среду запускалось 10^9 фотонов и регистрировались фотоны, дошедшие до детектора. Использовались круглый источник

диаметром 1 мм и квадратный детектор размером 1×1 мм, что максимально соответствует конфигурации реальных ФПГ-датчиков. Результатом моделирования являлся обратно рассеянный оптический поток, который рассчитывался относительно падающего потока, освещающего ткань. Расчеты были выполнены для двух длин волн (525 нм и 810 нм), для разных базовых уровней кровенаполнения дермального слоя ($V_b=0,05; 0,1; 0,15$) и разных расстояний источник – детектор (r), которое варьировали от 1 до 5 мм для длины волны 525 нм и от 1 до 10 мм для длины волны 810 нм. Моделирование было выполнено в программе Matlab 2022 (MathWorks, США). В конечном итоге рассчитывалось AC/DC отношение ФПГ сигнала по следующей формуле [18]:

$$AC/DC = (|Flux_{diast} - Flux_{syst}| / Flux_{diast}) \cdot 100 \%, \quad (8)$$

где $Flux_{diast}$ – обратно рассеянный поток в момент диастолы, $Flux_{syst}$ – обратно рассеянный поток в момент систолы.

Результаты и обсуждение

Результаты расчета AC/DC отношения ФПГ сигнала по данным МК представлены на рис. 2. Как видно, для длины волны 525 нм наблюдается явное преобладание поглощения в формировании сигнала, а для длины волны 810 нм ситуация прямо противоположная – рассеяние преобладает над поглощением. Эта зависимость наблюдается равномерно для всех r . При этом отношение AC/DC растет с увеличением r для обеих длин волн. Это достаточно предсказуемый результат, который был подтвержден экспериментально в предыдущих исследованиях [18]. Что касается зависимости AC/DC от кровенаполнения, то здесь также наблюдается аналогичный и ожидаемый результат – AC/DC растет с увеличением V_b . Это объясняется тем, что чем больше V_b , тем меньше постоянная составляющая ФПГ-сигнала и, следовательно, больше значение AC/DC. Реальные значения AC/DC отношения ФПГ сигналов, записанных *in vivo*, составляют примерно 4–9 % для зеленого света и 2–5 % для ближнего ИК света [18, 34]. Амплитуда компоненты AC в основном зависит от моделируемого прироста кровенаполнения в дермальном слое. В моделировании мы использовали приращение, равное 5 %, относительно исходного уровня кровенаполнения ($\Delta V_b/V_b$). По мере уменьшения этого

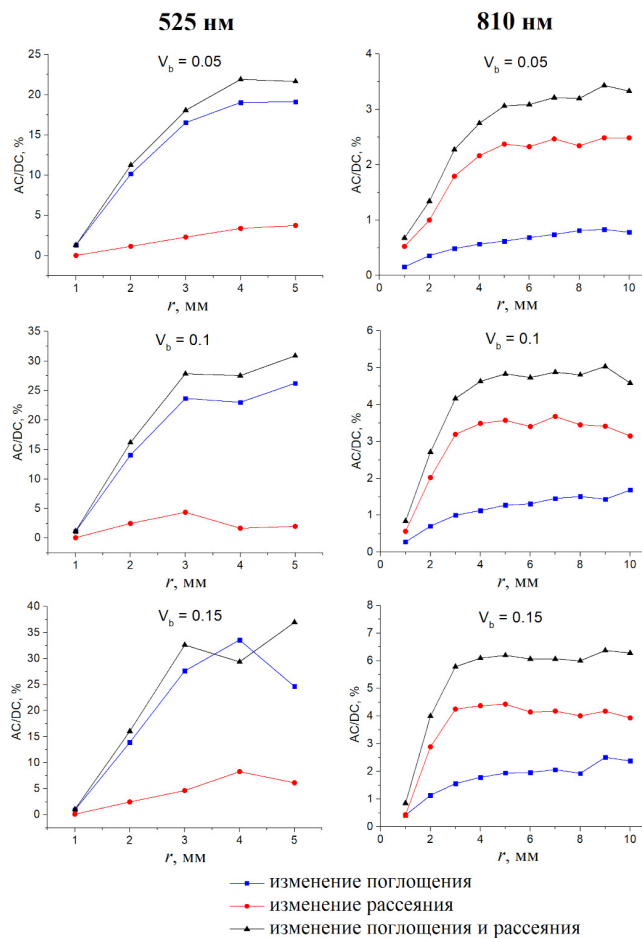


Рис. 2. Результаты расчета отношения AC/DC ФПГ-сигнала в зависимости от расстояния источник-детектор r для разных значений V_b при изменении поглощения среды (синяя кривая), рассеяния (красная кривая), поглощения и рассеяния одновременно (черная кривая). Результаты представлены для длин волн 525 нм (слева) и 810 нм (справа)

значения отношение AC/DC также будет падать. Таким образом, полученные значения AC/DC сходятся к экспериментальным данным при низких значениях V_b и $\Delta V_b/V_b$. В то же время, сохраняется и соотношение между двумя длинами волн.

Чтобы численно оценить вклад каждого процесса (поглощения и рассеяния) в формирование сигнала, мы разделили значения AC/DC соответствующего процесса на значение AC/DC суммарного сигнала и усреднили по всем значениям V_b . Суммарный сигнал соответствует ситуации, когда поглощение и рассеяние меняются одновременно (черная кривая на рис. 2). Полученные результаты

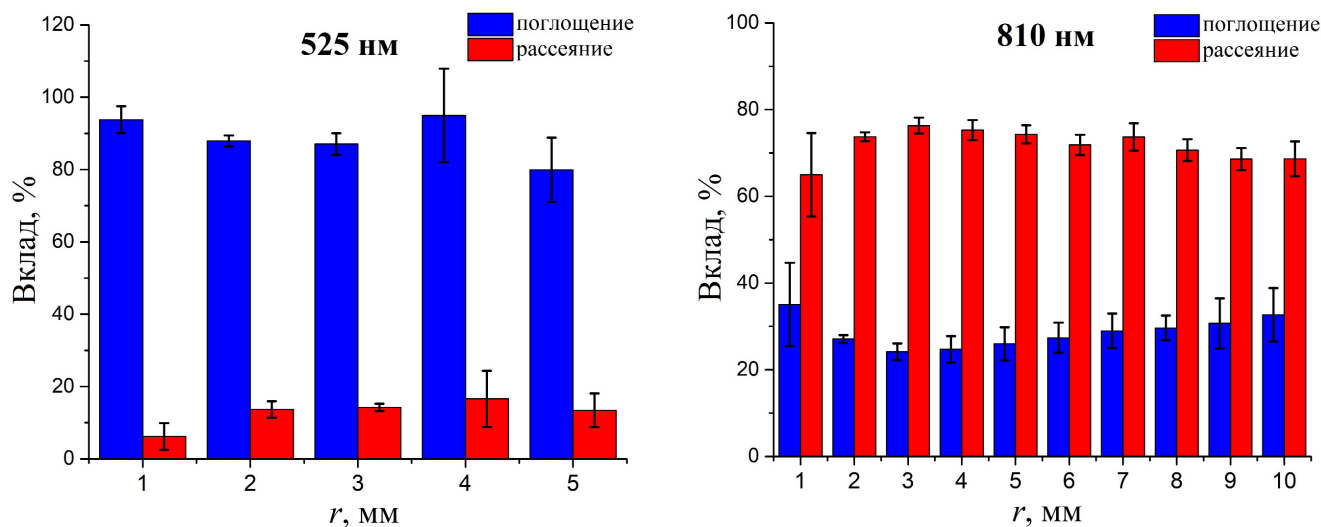


Рис. 3. Вклад вариаций поглощения и рассеяния в ФПГ-сигнал в зависимости от r для длин волн 525 нм (слева) и 810 нм (справа). Данные представлены как среднее значение по всем значениям $V_b \pm$ стандартное отклонение

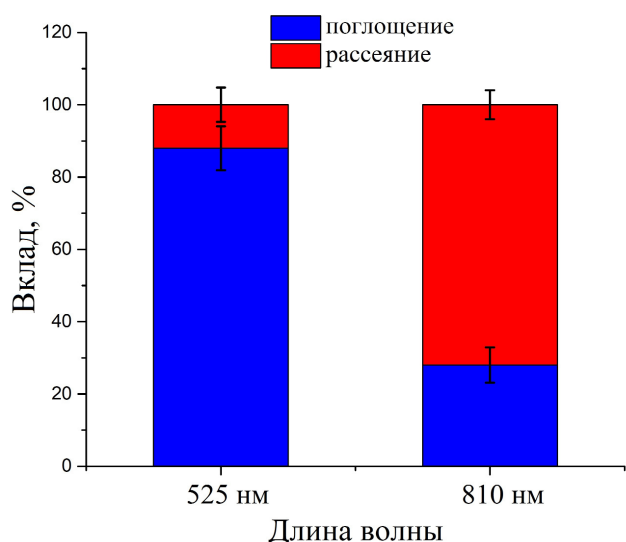


Рис. 4. Вклад вариаций поглощения и рассеяния в ФПГ-сигнал, усредненный по всем значениям V_b и r

показаны на рис. 3. Как видно, соотношение поглощения и рассеяния равномерно распределено по всем r для обеих длин волн. Это говорит о том, что влияние поглощения и рассеяния на ФПГ сигнал практически не зависит от расстояния между источником и приёмником.

И наконец, мы усреднили полученные соотношения поглощения и рассеяния по всем r . Полученные значения представлены на рис. 4. Для зеленого света доли поглощения и рассея-

ния в суммарном сигнале составляют 88 ± 6 % и 12 ± 5 %, соответственно. Для ближнего ИК света эти пропорции составляют 28 ± 5 % и 72 ± 4 %. Таким образом, зеленый свет в основном модулируется изменениями поглощения, что соответствует объемной модели. Напротив, свет в ближнем ИК диапазоне изменяется главным образом из-за вариаций рассеяния. Следует отметить, что в данной работе мы моделировали изменение рассеяния за счет изменения V_b в дермальном слое в рамках объемной модели. Таким образом, мы можем предположить, что ФПГ-сигнал на длине волны 810 нм формируется преимущественно за счет изменения концентрации рассеивателей в диагностическом объеме ткани из-за приливов и отливов крови. Однако рассеяние может также меняться и за счет других процессов, таких как агрегация или ориентация эритроцитов, которые могут приводить к таким же изменениям коэффициента рассеяния. Чтобы отдельно оценить вклад каждого процесса в формирование сигнала, необходимо проводить дальнейшие исследования.

Стоит также отметить, что полученный результат согласуется с нашим предыдущим исследованием, в котором мы аналитически исследовали рассматриваемую задачу [35]. В этой работе на основе модифицированного закона Бугера–Ламберта–Бера мы подтвердили, что глубина модуляции ФПГ-сигнала зависит от длины волны и геометрии освещения. Было обнаружено, что в случае зеленого света основ-

ной вклад в модуляцию ФПГ-сигнала вносят изменения поглощения, тогда как в случае излучения в красном и ближнем ИК диапазоне модуляция, в основном, обусловлена изменениями рассеяния. Таким образом, результаты наших численных и аналитических расчетов хорошо согласуются друг с другом.

Заключение

В данной работе мы провели численную оценку вклада вариаций поглощения и рассеяния в ФПГ-сигнал для различных длин волн методом МК. По результатам моделирования было установлено, что для зеленого света на длине волны 525 нм поглощение преобладает над рассеянием при формировании ФПГ-сигнала. Однако для ближнего ИК света на длине волны 810 нм рассеяние преобладает над поглощением. Полученный результат впервые проясняет физический механизм формирования ФПГ сигнала для разных диапазонов длин волн. Можно сделать вывод, что для зеленого диапазона длин волн справедлива классическая объемная модель формирования сигнала, а для ближнего ИК диапазона работоспособной является управляемая рассеянием модель [14]. В последнем случае рассеяние среды может меняться за счет таких процессов, как изменения ориентации, агрегации и деформации эритроцитов, их концентрации в диагностическом объеме ткани и т.д. Это, в свою очередь, требует дальнейших исследований.

Конфликт интересов отсутствует.

Список литературы

1. Allen J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. *Physiol Meas.* 2007; 28 (3): R1-R39. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/28/3/R01>.
2. Лапитан ДГ, Глазков АА, Рогаткин ДА. Влияние параметров цифровой фильтрации на форму пульсовой волны в фотоплетизмографии на отражение. *Биомедицинская радиоэлектроника.* 2021; 24 (3): 37-47. <https://doi.org/10.18127/j15604136-202103-04>.
Lapitan DG, Glazkov AA, Rogatkin DA. Influence of digital filtering parameters on the pulse waveform in reflectance photoplethysmography. *Biomedical Radioelectronics.* 2021; 24 (3): 37-47 (In Russ.).
3. Elgendi M. On the analysis of fingertip photoplethysmogram signals. *Curr Cardiol Rev.* 2012; 8 (1): 14-25. <https://doi.org/10.2174/157340312801215782>.
4. Лебедев ПА, Калакутский ЛИ, Власова СП, Горлов АП. Фотоплетизмография в оценке эластических свойств и реактивности периферических артерий. *Регионарное кровообращение и микроциркуляция.* 2004; 3 (1): 1-36.
Lebedev P.A., Kalakutskiy L.I., Vlasova S.P., Gorlov A.P. Photoplethysmography in assessing elastic properties and reactivity of peripheral arteries. *Regional Blood Circulation and Microcirculation.* 2004; 3 (1): 1-36 (In Russ.).
5. Лапитан ДГ, Глазков АА, Рогаткин ДА. Оценка возрастных изменений эластичности стенок периферических сосудов методом фотоплетизмографии. *Медицинская физика.* 2020; 87 (3): 71-7.
Lapitan DG, Glazkov AA, Rogatkin DA. Evaluation of the age-related changes of elasticity of peripheral vascular walls by photoplethysmography. *Medical Physics.* 2020; 87 (3): 71-7 (In Russ.).
6. Глазков АА, Лапитан ДГ, Макаров ВВ, Рогаткин ДА. Оптический неинвазивный автоматизированный прибор для исследования центральной и периферической гемодинамики. *Физические основы приборостроения.* 2021; 10 (4): 42. <https://doi.org/10.25210/jfop-2104-028036>.
Glazkov AA, Lapitan DG, Makarov VV, Rogatkin DA. Optical non-invasive automated device for studying central and peripheral hemodynamics. *Physical principles of instrumentation.* 2021; 10 (4): 42 (In Russ.).
7. Волков ИЮ, Сагайдачный АА, Фомин АВ. Фотоплетизмографическая визуализация гемодинамики и двухмерная оксиметрия. *Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия Физика.* 2022; 22 (1): 15-45. <https://doi.org/10.18500/1817-3020-2022-22-1-15-45>.
Volkov IYu, Sagaidachnyi AA, Fomin AV. Photoplethysmographic imaging of hemodynamics and two-dimensional oximetry. *Izvestiya of Saratov University. New series. Physics.* 2022; 22 (1): 15-45 (In Russ.).
8. Kyriacou PA, Chatterjee S. The origin of photoplethysmography. *Photoplethysmography.* Academic Press. 2022; P. 17-43.

9. Reisner A, Shaltis PA, McCombie D, Asada HH, Warner DS, Warner MA. Utility of the photoplethysmogram in circulatory monitoring. *J Amer Soc Anesth.* 2008;108 (5): 950-8. <https://doi.org/10.1097/ALN.0b013e31816c89e1>.
10. Moco AV, Stuijk S, de Haan G. New insights into the origin of remote PPG signals in visible light and infrared. *Sci Rep.* 2018; 8. <https://doi.org/10.1038/s41598-018-26068-2>.
11. Nijboer JA, Dorlas JC, Mahieu HF. Photoelectric plethysmography-some fundamental aspects of the reflection and transmission methods. *Clin Phys Physiol Meas.* 1981; 2 (3): 205. <https://doi.org/10.1088/0143-0815/2/3/004>.
12. Lindberg LG, Oberg PA. Optical properties of blood in motion. *Opt Exp.* 1993; 32: 253-7. <https://doi.org/10.1117/12.60688>.
13. Shvartsman LD, Fine I. Optical transmission of blood: effect of erythrocyte aggregation. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2003; 50 (8): 1026-33. <https://doi.org/10.1109/TBME.2003.814532>.
14. Fine I., Kaminsky A. Scattering-driven PPG signal model. *Biomed Opt Exp.* 2022; 13 (4): 2286-98. <https://doi.org/10.1364/BOE.451620>.
15. Kamshilin AA, Nippolainen E, Sidorov IS, et al. A new look at the essence of the imaging photoplethysmography. *Sci Rep.* 2015; 5: 10494. <https://doi.org/10.1038/srep10494>.
16. Kamshilin AA, Margaryants NB. Origin of photoplethysmographic waveform at green light. *Phys Proc.* 2017; 86: 72-80. <https://doi.org/10.1016/j.phpro.2017.01.02>.
17. Chatterjee S, Budidha K, Kyriacou P. Investigating the origin of photoplethysmography using a multiwavelength Monte Carlo model. *Physiol Meas.* 2020; 41 (8): 084001. <https://doi.org/10.1088/1361-6579/aba008>.
18. Lapitan DG, Tarasov AP, Rogatkin DA. Justification of the photoplethysmography sensor configuration by Monte Carlo modeling of the pulse waveform. *J Biomed Photonics Eng.* 2022; 8 (3): 030306. <https://doi.org/10.18287/JBPE22.08.030306>.
19. Lapitan DG, Tarasov AP, Rogatkin DA. Dependence of the registered blood flow in incoherent optical fluctuation flowmetry on the mean photon path length in a tissue. *Photonics.* 2023; 10: 190. <https://doi.org/10.3390/photonics10020190>.
20. Reuss JL. Multilayer modeling of reflectance pulse oximetry. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2005; 52 (2): 153-9. <https://doi.org/10.1109/TBME.2004.840188>.
21. Dunaev AV, Zherebtsov EA, Rogatkin DA, et al. Substantiation of medical and technical requirements for noninvasive spectrophotometric diagnostic devices. *J Biomed Opt.* 2013; 18 (10): 107009. <https://doi.org/10.1117/1.JBO.18.10.107009>.
22. Jacques SL. Skin optics summary. 1998. <https://omlc.org/news/jan98/skinoptics.html>.
23. Saidi IS. Transcutaneous optical measurement of hyperbilirubinemia in neonates. PhD thesis, Rice University, USA. 1992.
24. Jacques SL. Origins of tissue optical properties in the UVA, visible, and NIR regions. *OSA TOPS Adv Opt imaging Phot Migr.* 1996; 2: 364-9. <https://doi.org/10.1364/AOIPM.1996.OPC364>.
25. Meglinski IV, Matcher SJ. Computer simulation of the skin reflectance spectra. *Comput Methods Programs Biomed.* 2003; 70 (2): 179-86. [https://doi.org/10.1016/S0169-2607\(02\)00099-8](https://doi.org/10.1016/S0169-2607(02)00099-8).
26. Jacques SL. Optical properties of biological tissues: A review. *Phys Med Biol.* 2013; 58: R37-R61. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/58/11/R37>.
27. Chatterjee S, Phillips JP, Kyriacou PA. Monte Carlo investigation of the effect of blood volume and oxygen saturation on optical path in reflectance pulse oximetry. *Biomed Phys Eng Exp.* 2016; 2 (6): 065018. <https://doi.org/10.1088/2057-1976/2/6/065018>.
28. Bosschaart N, Edelman GJ, Aalders MC, et al. A literature review and novel theoretical approach on the optical properties of whole blood. *Lasers Med Sci.* 2014; 29 (2): 453-79. <https://doi.org/10.1007/s10103-013-1446-7>.
29. Hale GM, Query MR. Optical constants of water in the 200-nm to 200-m wavelength region. *Appl Opt.* 1973; 12 (3): 555-63. <https://doi.org/10.1364/AO.12.000555>.
30. Simpson CR, Kohl M, Essenpreis M, Cope M. Near-infrared optical properties of ex vivo human skin and subcutaneous tissues measured using the Monte Carlo inversion technique. *Phys Med Biol.* 1998; 43 (9): 2465-78. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/43/9/003>.
31. Salomatina E, Jiang B, Novak J, Yaroslavsky AN. Optical properties of normal and cancer-

- ous human skin in the visible and near-infrared spectral range. *J Biomed Opt.* 2006; 11: 064026. <https://doi.org/10.1117/1.2398928>.
32. Wang L, Jacques SL, Zheng L. MCML—Monte Carlo modeling of light transport in multi-layered tissues. *Comput Meth Programs Biomed.* 1995; 47: 131-46. [https://doi.org/10.1016/0169-2607\(95\)01640-f](https://doi.org/10.1016/0169-2607(95)01640-f).
33. Tarasov AP. Acceleration of Monte Carlo simulation of light transport in tissues using disk-detector geometry in the backscattering problem. In: 2020 International Conference Laser Optics (ICLO); 2020 November 2-6; St. Petersburg, Russia; 2020. P. 1-1. <https://doi.org/10.1109/ICLO48556.2020.9285847>.
34. Pribadi EF, Pandey RK, Chao PCP. Optimizing a novel PPG sensor patch via optical simulations towards accurate heart rates. *Microsyst Technol.* 2020; 26: 3409-20. <https://doi.org/10.1007/s00542-020-04895-6>.
35. Lapitan DG, Tarasov AP. Analytical Assessment of the Modulation Depth of Photoplethysmographic Signal Based on the Modified Beer-Lambert Law. In: 2019 IEEE 8th International Conference on Advanced Optoelectronics and Lasers (CAOL); 2019 September 6-8; 2019. P. 103-106. <https://doi.org/10.1109/CAOL46282.2019.9019552>.