

## ЭЛЕКТРООПТИЧЕСКИЙ ИМИТАТОР КРОВОТОКА ДЛЯ КАЛИБРОВКИ ПРИБОРОВ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФИЧЕСКОГО ТИПА

Д.Г. Лапитан

lapitandenis@mail.ru

Д.А. Рогаткин

rogatkin@medphyslab.com

Л.С. Капустин

kapustin@medphyslab.com

ГБУЗ МО МОНИКИ им. М.Ф. Владимирского, Москва,  
Российская Федерация

---

### Аннотация

Современное развитие оптических неинвазивных методов диагностики в медицине требует разработки рабочих мер, имитирующих свойства реальных биотканей, хранящих и воспроизводящих единицы измеряемых величин для калибровки приборов и обеспечения единства измерений. Разработана рабочая мера, имитирующая пульсирующий кровоток в коже, для настройки и калибровки приборов оптической флоуметрии и фотоплетизмографии. Основу рабочей имитационной меры составляет полимердиспергированная жидкокристаллическая пленка с функциями электрооптического модулятора. Принцип работы пленки заключается в выравнивании жидких кристаллов при подаче на нее напряжения, уменьшении рассеивающих свойств и увеличении тем самым коэффициента пропускания. Это позволяет моделировать переменную составляющую фотоплетизмографического сигнала, обусловленную пульсацией крови. На основе классической двухпоточковой модели Кубелки — Мунка проведен теоретический расчет оптических потоков, вышедших с поверхности рабочей имитационной меры и регистрируемых приборами. Показано, что оптический поток, обратно рассеянный от рабочей имитационной меры, сопоставим с оптическим потоком от реальной кожи, а диапазон изменения глубины модуляции воспроизводимого сигнала превышает таковой для сигналов от кожи. Разработан электронный блок управления модулятором, программируемый в среде LabView на ком-

### Ключевые слова

*Электрооптический модулятор, рабочая имитационная мера, полимердиспергированная жидкокристаллическая пленка, фотоплетизмография, кровотоков, пульсовая волна*

пьютере. Показана способность меры воспроизводить сигналы на разных гармониках в диапазоне значений частоты 0...10 Гц для имитации разных форм пульсовых волн, что делает ее пригодной для калибровки датчиков диагностических приборов

Поступила 28.04.2025

Принята 16.06.2025

© Автор(ы), 2025

---

**Введение.** Оптические методы диагностики биологических тканей активно развиваются в последнее время за счет своей неинвазивности и безопасности для человека [1]. Такие методы позволяют измерять важные параметры состояния биологических тканей, их жизнеспособности, визуализировать анатомическую структуру тканей, сосудистого русла и т. д. Применительно к исследованию кровообращения тканей можно выделить такие методы, как лазерная доплеровская флоуметрия (ЛДФ), лазерная спекл-контрастная визуализация (ЛСКВ), лазерная доплеровская визуализация, фотоплетизмография (ФПГ) и др. [2]. Одним из наиболее технически простых методов исследования гемодинамики можно считать метод ФПГ, который давно известен и активно используется для оценки параметров сердечно-сосудистой системы как в научных исследованиях, так и на практике. Метод ФПГ реализуется путем освещения ткани некогерентным оптическим излучением в видимом и (или) ближнем ИК-диапазонах и регистрации излучения, прошедшего насквозь или обратно рассеянного от ткани [3]. Регистрируемый в ФПГ сигнал состоит из медленно меняющейся «постоянной» компоненты (DC), обусловленной поглощением излучения неподвижными структурами ткани и средним уровнем объема крови в ней, и переменной компоненты (AC), которая образуется за счет артериальных пульсаций кровотока [4]. Несколько лет назад в [5] был предложен новый метод оценки перфузии — некогерентная оптическая флуктуационная флоуметрия (НОФФ). Этот метод регистрирует и анализирует низкочастотные флуктуации оптического обратного рассеянного излучения в диапазоне частот 0...10 Гц, по которым вычисляется перфузия (пф. ед.) — основной параметр, характеризующий микроциркуляцию. Отличие метода НОФФ от метода ФПГ заключается в обработке регистрируемого сигнала. В методе НОФФ используется спектральный анализ с последующим частотным взвешиванием.

Для любых измерительных технологий необходимо наличие рабочих имитационных мер (РИМ), а также аттестованных эталонных мер, которые хранят и воспроизводят единицы измеряемых величин. Создание РИМ составляет основу метрологического обеспечения измерений и является ключевым аспектом при разработке и развитии оптических диагностических методов и приборов. Без такой основы невозможно внедрение новых методов в клиническую практику. Для каждого нового класса диагностических

приборов или технологий требуются отдельные исследования, свои модели измерительного процесса, разработка специализированной нормативно-методической базы, специализированных технических средств метрологического обеспечения измерений. В настоящее время для оптических методов исследования микрогемодинамики, за исключением пульсоксиметрии, эта проблема не решена в силу целого ряда трудностей [6].

Рабочие имитационные меры призваны обеспечить единую настройку и калибровку приборов, а также их метрологическую аттестацию (оценку линейности шкалы, значений погрешностей, областей неопределенности результатов измерений и др.) без использования живых биологических тканей и органов, т. е. используются так называемые фантомы биотканей и органов. Общие подходы в создании фантомов биотканей и органов для медицинских диагностических задач сегодня в мире известны [7–9]. Для задач визуализации достаточно соответствия геометрических размеров рассматриваемых анатомических структур фантома и реального человека, а также моделирования фантомом оптической плотности этих структур в нужном спектральном диапазоне длин волн [9]. При создании фантомов для визуализации часто применяют переработанные полимерные и биологические материалы (фотополимерную резину, желатин, агар-агар, интралипиды, термопластический полиуретан, гели, парафин, и др.) в сочетании с красителями (индоцианином зеленым, индийскими чернилами и др.). Рассеивающие свойства тканей имитируют вкраплением в них светорассеивающих кремниевых микросфер, наночастиц, липосом и аналогичных структур, создающих оптические неоднородности микронных (клеточных) масштабов [10, 11]. В качестве технологии изготовления в последнее время массово начала внедряться печать на 3D-принтерах [12, 13], позволяющая воспроизводить модели многих органов и даже кровеносных сосудов крупного и среднего размера, например, в головном мозге [14]. Однако в таких фантомах для визуализации все свойства модели неизменны, статичны во времени.

В случае когда используется не визуализация, а измерительные технологии, количественно определяющие процессы в органах и тканях, например, процессы кровообращения, которые являются динамичными, фантом становится по определению, данному в метрологии, средством измерения — РИМ, которая должна хранить и воспроизводить количественную измеряемую величину, единицу этой величины, имитируя динамику изменения во времени. Это более сложная задача. Например, если рассматривать технологию ЛДФ, то для имитации эффекта Доплера на движущихся эритроцитах часто предлагаются РИМ из перечисленных материалов

с различными встроенными внутрь искусственными трубками (капиллярами), по которым прокачивают жидкость — имитатор светорассеивающей и светопоглощающей крови [15, 16]. Такие меры сложны, дороги и труднопроизводимы по своим оптическим свойствам. Поэтому они не применяются на практике. Наиболее известная на практике мера (стандарт) для ЛДФ — калибровочный набор PF 1000 Calibration device (Мотилити), производства фирмы Perimed (Швеция). Он воспроизводит регистрируемую величину перфузии крови в тканях в диапазоне 0...1000 пф. ед., но в целом научного обоснования такого диапазона и самой единицы перфузии с привязкой к реальной перфузии крови, например, в коже человека, нет. Принцип действия и устройство такой меры заключается в том, что коллоидный раствор кремниевых микросфер за счет их броуновского движения в растворе может формировать доплеровский сдвиг частот при рассеянии излучения на этих микросферах. Это интересное решение, но плохо работающее на практике. Его недостатком является то, что раствор высыхает, частицы оседают и стабильный сигнал можно получить лишь в течение очень короткого промежутка времени, после чего требуется приготовление нового раствора. Стабильность во времени и воспроизводимость параметров различных жидких, гелевых и других фантомов «ручной работы» — известная и не решенная до сих пор проблема [9, 17]. Поэтому сегодня многие научные группы ищут варианты создания «сухих» мер со стабильными и воспроизводимыми свойствами [9].

Применительно к методам ФПГ и НОФФ нет необходимости в мерах с движущимися элементами «крови». Достаточно иметь низкочастотную амплитудную модуляцию обратно рассеянного мерой оптического потока в диапазоне 0...10 Гц. Это натолкнуло авторов на идею использовать в составе меры электрооптический модулятор в качестве основного управляемого элемента. Идея запатентована [18], изготовлен первый макет такой меры с модулятором из бытовой электрохромной жидкокристаллической пленки, и доказана возможность создания таких мер [19]. При разработке собственно электрооптических модуляторов, как основных элементов создаваемых РИМ, сегодня представляется перспективным использование пленок, диспергированных в полимере жидких кристаллов (ПДЖК) (Polymer-Dispersed Liquid Crystal, PDLC). Они состоят из микрокапель жидких кристаллов (ЖК), диспергированных в полимерной матрице. В отсутствие напряжения эти пленки выглядят мутными, так как показатели преломления ЖК и полимера отличаются и свет рассеивается в неоднородной среде. Благодаря анизотропным свойствам ЖК такие пленки легко переключаются из рассеивающего в прозрачное состояние (показатели прелом-

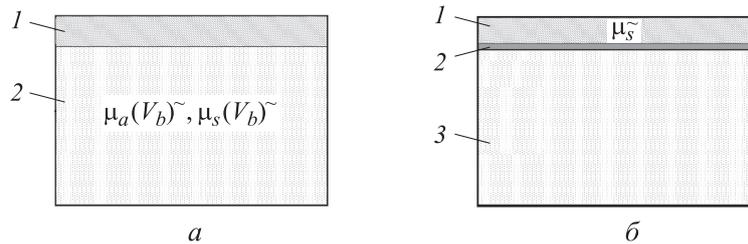
ления ЖК и полимера становятся равными). Время срабатывания таких пленок составляет 10...15 мкс, что позволяет воспроизводить сигналы с частотой до 100 Гц. Поэтому с конца XX века эти материалы стали применяться в различных устройствах — модуляторах, очках, «умных» окнах и др. [20, 21]. Однако конкретные оптические характеристики материалов для РИМ данного класса, которые необходимы для имитации сигналов в ФПГ и НОФФ, параметры управления электрооптическими модуляторами, их конструкция, амплитудно-частотная характеристика, другие специализированные требования остаются до сих пор неизученными, не обоснованными в научном плане и технологически непроработанными.

*Цель настоящей работы* — обоснование оптических характеристик и разработка РИМ на основе пленки ПДЖК, а также исследование возможности ее использования для имитации сигналов пульсации крови для методов ФПГ и НОФФ.

**Обоснование конструкции РИМ.** Кожа человека представляет собой оптически неоднородную структуру и состоит из нескольких слоев (эпидермис, дерма и др.). Основным поглотителем оптического излучения в коже при отсутствии меланина является кровь, поэтому применительно к задаче достаточно разделить между собой слои, различающиеся содержанием крови: эпидермис и дерма с лежащей под ней гиподермой (рис. 1, а). Оптические свойства слоя дермы (коэффициенты поглощения  $\mu_a$  и рассеяния  $\mu_s$ ) зависят от уровня объемного кровенаполнения  $V_b$ . Пульсации крови (флуктуации  $V_b$ ) приводят к изменению  $\mu_a$  и  $\mu_s$  затем к модуляции регистрируемого потока оптического излучения. Как приведено в [22], для зеленого диапазона длин волн вариации поглощения преобладают над вариациями рассеяния при формировании сигнала, тогда как для ближнего ИК-диапазона рассеяние превалирует над поглощением.

Разрабатываемая РИМ независимо от ее структуры должна имитировать изменения оптических свойств ткани, вызванные движением крови и вариациями  $V_b$ . Для этого предложено устройство [19], представляющее собой конструкцию из трех слоев с разными рассеивающими и поглощающими свойствами (рис. 1, б). Первый слой — рассеивающий и слабо поглощающий излучение электрооптический модулятор, прозрачность которого управляется напряжением с какого-либо генератора сигналов, что позволяет имитировать АС компоненту регистрируемого сигнала. Частота и амплитуда управляющего сигнала с генератора выбираются соответствующими частоте и амплитуде имитируемых низкочастотных колебаний кровотока. Второй слой — тонкий, поглощающий излучение оптический фильтр, который выполняется на основе цветной полимерной пленки

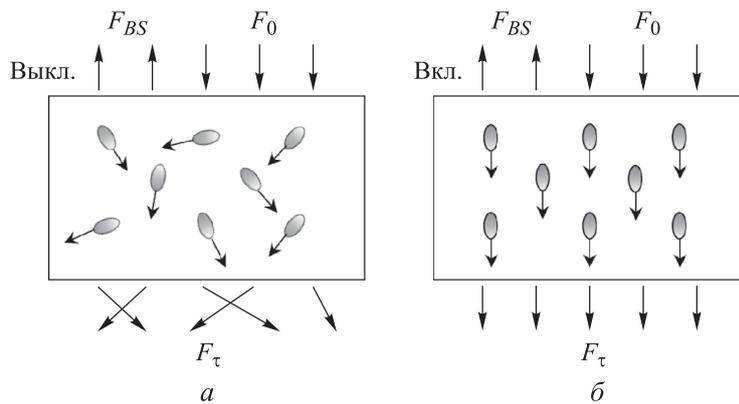
и размещается под первым слоем. Пленка оптического фильтра должна иметь постоянные во времени рассеивающие свойства и показатели поглощения, различающиеся для разных длин волн излучения аналогично гемоглобину крови, что позволяет имитировать поглощение излучения кровью. Третий слой — основание (подложка), выполненная в виде сильно рассеивающего материала — фторопласта, для имитации рассеяния излучения на более глубоких и неподвижных структурах кожи, слабо вносящих вклад в поглощение излучения.



**Рис. 1.** Схематичное изображение структуры кожи:

*a* — два слоя, 1 — эпидермис; 2 — дерма и гиподерма; *б* — три слоя (разработанная РИМ), 1 — электрооптический модулятор; 2 — поглощающий оптический фильтр; 3 — фторопластовое основание

В качестве электрооптического модулятора перспективно использовать пленку ПДЖК, прозрачность которой меняется за счет выравнивания ЖК при подаче на пленку напряжения. Принцип работы такой пленки схематично приведен на рис. 2. В отсутствие напряжения ЖК в пленке располагаются хаотично (рис. 2, *a*), приводя тем самым к рассеянию, распределенному равномерно по всем углам (изотропное рассеяние). При подаче на пленку напряжения ЖК выравниваются в одном направлении (рис. 2, *б*),



**Рис. 2.** Принцип работы пленки ПДЖК:

$F_0$  — падающий оптический поток;  $F_t$  — прошедший поток;  
 $F_{BS}$  — обратно рассеянный поток

что приводит к преобладанию рассеяния вдоль этого направления (анизотропное рассеяние). Таким образом, в отличие от реальной ткани, в которой варьируется коэффициент поглощения за счет изменений  $V_b$ , в таком случае меняется коэффициент рассеяния пленки при подаче на нее соответствующего напряжения.

**Расчет оптических потоков.** Проведем расчет оптических потоков, вышедших с поверхности реальной кожи и РИМ, для их сопоставления. Для этого используем классическую двухпотокую модель Кубелки — Мунка в решении уравнения переноса излучения [23]. Эта модель представляет собой одномерную среду распространения излучения с двумя разнонаправленными потоками  $F_+(x)$  (прямой) и  $F_-(x)$  (обратный) внутри нее. В такой формулировке классическая система уравнений записывается в виде двух связанных линейных дифференциальных уравнений 1-го порядка [23, 24]:

$$\begin{aligned} \frac{dF_+(x)}{dx} &= -(K + S)F_+(x) + SF_-(x); \\ \frac{dF_-(x)}{dx} &= (K + S)F_-(x) - SF_+(x), \end{aligned} \quad (1)$$

где  $K, S$  — погонные (транспортные) коэффициенты поглощения и рассеяния излучения элементом среды  $dx$ . Коэффициенты  $K$  и  $S$  не во всех задачах соответствуют классическим коэффициентам  $\mu_a$  и  $\mu_s$  уравнения переноса [23], однако для идеализированной одномерной задачи, согласно результатам [24], можно принять их идентичными. Решения уравнений (1) как для одного слоя конечной ширины, так и для полубесконечного слоя приведены в [23]. На основе этих решений выведено выражение для мощности обратно рассеянного оптического потока  $F_{BS}$  для случая двухслойной кожи:

$$\begin{aligned} F_{BS,skin} = F_0 &\left[ \frac{A_{-,1}(1 - \exp(-2\alpha_{0,1}H_1))}{1 - A_{-,1}^2 \exp(-2\alpha_{0,1}H_1)} + \right. \\ &\left. + \frac{A_{-,2}(1 - A_{-,1}^2)^2 \exp(-2\alpha_{0,1}H_1)}{(1 - A_{-,1}^2 \exp(-2\alpha_{0,1}H_1) - A_{-,1}A_{-,2}(1 - \exp(-2\alpha_{0,1}H_1)))(1 - A_{-,1}^2 \exp(-2\alpha_{0,1}H_1))} \right], \end{aligned} \quad (2)$$

где  $F_0$  — мощность падающего на среду оптического потока;  $H_1$  — толщина первого слоя;

$$A_{-,i} = \frac{S_i}{K_i + S_i + \alpha_{0,i}}; \quad \alpha_{0,i} = \sqrt{K_i(K_i + 2S_i)}, \quad (3)$$

$K_i$  и  $S_i$  ( $i = 1, 2$  — номер слоя) — коэффициенты поглощения и рассеяния соответствующего слоя. Уравнение (2) позволяет независимо исследовать процессы изменения оптических свойств слоев и их влияние на величину обратно рассеянного потока.

Для каждого слоя кожи коэффициенты поглощения можно представить как сумму коэффициентов поглощения входящих в их состав хромофоров [22]:

$$\begin{aligned} K_1(\lambda) &= V_{mel} \mu_{a,mel}(\lambda) + V_w \mu_{a,w}(\lambda) + [1 - (V_{mel} + V_w)] \mu_{a,baseline}(\lambda); \\ K_2(\lambda) &= V_b \mu_{a,b}(\lambda) + V_w \mu_{a,w}(\lambda) + [1 - (V_b + V_w)] \mu_{a,baseline}(\lambda); \\ \mu_{a,mel}(\lambda) &= 6,6 \cdot 10^{11} \lambda^{-3,33}; \quad \mu_{a,baseline}(\lambda) = 7,84 \cdot 10^8 \lambda^{-3,255}, \end{aligned} \quad (4)$$

где  $\lambda$  — длина волны;  $V_{mel}$ ,  $V_w$ ,  $V_b$  — объемные доли меланина, воды и крови;  $\mu_{a,mel}$ ,  $\mu_{a,w}$ ,  $\mu_{a,b}$  — коэффициенты поглощения меланина, воды и крови;  $\mu_{a,baseline}$  — коэффициент поглощения соединительной ткани в отсутствие других хромофоров.

В отличие от кожи, пленка ПДЖК и фторопластовое основание, входящие в состав РИМ, практически не поглощают излучение в видимом и ближнем ИК-диапазонах. Коэффициент поглощения  $K$  нематических ЖК и полимерной матрицы незначительный [25], следовательно, можно пренебречь поглощением ( $K = 0$ ) в исходной системе дифференциальных уравнений (1) и решить ее для пленки ПДЖК только с учетом рассеяния. В этом случае в такой чисто рассеивающей излучение среде толщиной  $H_1$  решения для прошедшего и обратно рассеянного потоков имеют вид [26]:

$$F_\tau = F_0 \frac{1}{1 + S_1 H_1}; \quad (5)$$

$$F_{BS} = F_0 \frac{S_1 H_1}{1 + S_1 H_1}. \quad (6)$$

Пленка поглощающего оптического фильтра, входящая в состав РИМ, может быть очень тонкой (десятки микрометров) и рассеянием в ней можно пренебречь. Такая пленка характеризуется только коэффициентом пропускания  $T_f$  на определенной длине волны. Таким образом, структуру РИМ можно представить в виде двухслойной среды, первый слой которой имеет конечную толщину  $H_1$ , второй слой является полубесконечным и идеально рассеивающим ( $K < 1$  и  $S > 300$ ), возвращающим за счет толщины назад все падающее на него излучение. Между ними располагается фильтр с бесконечно малой толщиной. Используя

выражения (5) и (6), легко вывести выражение для обратно рассеянного потока двухслойной среды:

$$F_{BS,measure} = F_0 \left[ \frac{S_1 H_1}{1 + S_1 H_1} + \frac{T_f^2}{(1 + S_1 H_1 (1 - T_f^2))(1 + S_1 H_1)} \right]. \quad (7)$$

Таким образом, мощность обратно рассеянного от РИМ потока зависит в предложенной модели, главным образом, от коэффициента рассеяния, толщины пленки ПДЖК и от  $T_f$ . Коэффициент рассеяния  $S_1$  пленки ПДЖК зависит, в свою очередь, от концентрации ЖК в полимерной матрице, наличия примесей в ней и, следовательно, от конкретного экземпляра пленки. Коэффициент  $S_1$  можно определить экспериментально с помощью выражения (5), зная коэффициент пропускания пленки (определяемый как  $T_{PDLC} = F_\tau / F_0$ ), в выключенном и включенном состояниях. Для этого исследования закуплена пленка ПДЖК (Inter-Systems, США), толщиной  $H_1 = 0,045$  см и  $T_{PDLC} = 0,07$  и  $0,8$  в выключенном и включенном состояниях. Согласно (5), коэффициент рассеяния пленки для этих двух состояний равен  $295$  и  $5$  см<sup>-1</sup>. Таким образом, максимальный диапазон изменения коэффициента рассеяния первого слоя РИМ составляет порядка  $290$  см<sup>-1</sup>.

Рассчитаем обратно рассеянные оптические потоки от кожи и РИМ по (2) и (7) для длины волны  $525$  нм. Оптические свойства основных хромофоров кожи для расчета коэффициентов поглощения слоев по (4) приведены в [27–30]. Моделирование выполнено для разных значений коэффициента рассеяния первого слоя, поскольку рассеивающие свойства этого слоя оказывают значительное влияние на  $F_{BS}$  как в случае кожи, так и в случае РИМ. Коэффициент рассеяния второго (дермального) слоя кожи приведен в [27], оптические и анатомические параметры слоев модели кожи и РИМ — в табл. 1 и 2.

Таблица 1

**Анатомические и оптические параметры слоев модели кожи для  $\lambda = 525$  нм, используемые в моделировании**

Слой	Анатомические параметры, отн. ед.		Оптические параметры, см <sup>-1</sup>	
	$V_{mel}$	$V_w$	$K$	$S$
Эпидермис ( $H_1 = 0,01$ см)	0,05	0,2	29,7	100 200 300
Дерма и гиподерма ( $H_2 \rightarrow \infty$ )	0	0,5	<i>var</i>	198,7

Оптические параметры слоев РИМ для  $\lambda = 525$  нм

Слой	$S$ , $\text{см}^{-1}$	Коэффициент пропускания $T_f$ , отн. ед.
Пленка ПДЖК ( $H_1 = 0,045$ см)	5–295	0,07–0,8
Поглощающий оптический фильтр	–	0,1
		0,5
		0,8
Фторопласт ( $H_2 \rightarrow \infty$ )	304	–

В моделировании предполагалось, что  $F_0 = 1$ ,  $H_1 = 0,01$  см для кожи,  $H_1 = 0,045$  см для меры. Мощность обратно рассеянного потока  $F_{BS}$  для кожи построена в зависимости от  $V_b$ , поскольку изменение кровенаполнения является ключевым фактором в формировании сигнала в ФПГ. Для РИМ построена зависимость  $F_{BS}$  от коэффициента рассеяния пленки ПДЖК ( $S_1$ ) в диапазоне  $0 \dots 300 \text{ см}^{-1}$ , как было определено ранее, и для разных значений коэффициента пропускания поглощающего оптического фильтра ( $T_f = 0,1; 0,5; 0,8$ ). Полученные графики приведены на рис. 3. Регистрируемые оптические потоки от кожи и меры могут быть сопоставимыми по величине при правильном выборе оптических свойств материалов РИМ (диапазон значений на рис. 3, б полностью перекрывает диапазон значений на рис. 3, а при уменьшении  $S_1$ ). Оптический поток

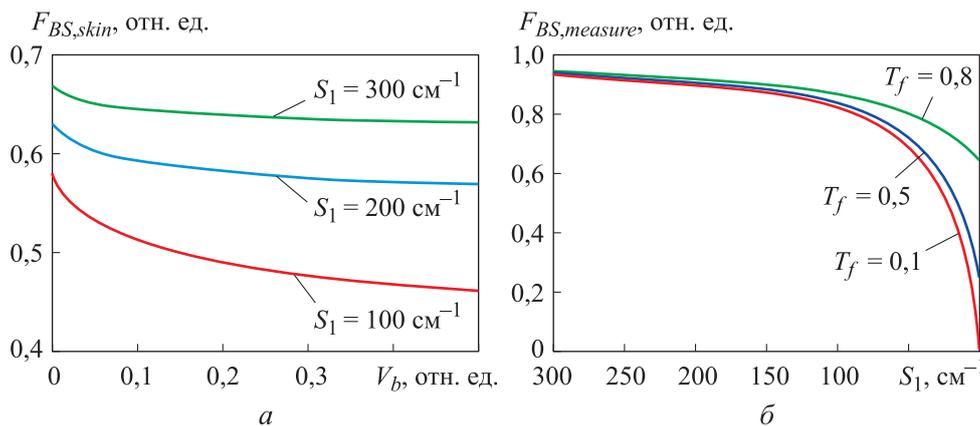


Рис. 3. Модельные зависимости мощности обратно рассеянного оптического потока от кровенаполнения второго слоя для разных значений коэффициента рассеяния первого слоя для кожи (а) и от коэффициента рассеяния пленки ПДЖК для разных значений коэффициента пропускания пленки фильтра для РИМ (б)

от РИМ является наиболее чувствительным к изменению коэффициента рассеяния пленки ПДЖК и варьируется в более широком диапазоне при низких  $T_f$ , вплоть до 0 при  $S_1 = 0$  (см. рис. 3, б). Поток  $F_{BS}$  от кожи сильно зависит от рассеяния первого слоя и при его увеличении  $F_{BS}$  увеличивается, теряя чувствительность от  $V_b$  (см. рис. 3, а).

Следует также пояснить разные механизмы формирования обратно рассеянных сигналов от кожи и РИМ. В случае кожи прилив крови в систолу (увеличение  $V_b$ ) приводит к уменьшению  $F_{BS}$  за счет увеличения поглощения света кровью. В случае РИМ увеличение напряжения, подаваемого на пленку ПДЖК, приводит к уменьшению рассеяния первого слоя, за счет чего больше излучения проникает во второй слой и рассеивается в нем. Это также приводит к уменьшению  $F_{BS}$ .

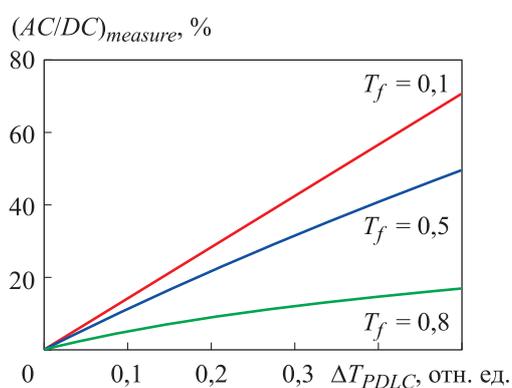
Проведем расчет относительного изменения  $\Delta F_{BS}$  для РИМ, вызванного изменением коэффициента рассеяния пленки ПДЖК при подаче на нее переменного напряжения. В этом случае расчеты удобнее проводить в зависимости от коэффициента пропускания пленки ПДЖК ( $T_{PDLC}$ ), а не от  $S_1$ , поскольку  $T_{PDLC}$  можно легко определить в зависимости от приложенного напряжения по известным электрооптическим характеристикам пленок. Таким образом, имеется некий базовый уровень коэффициента пропускания  $T_{PDLC,0}$ , относительно которого добавляется приращение  $\Delta T_{PDLC}$ . Базовый уровень и приращение коэффициента рассеяния пленки ПДЖК можно записать через  $T_{PDLC}$  с помощью (5):

$$S_{1,0} = \frac{1 - T_{PDLC,0}}{T_{PDLC,0} H_1}; \quad \Delta S_1 = \frac{1 - (T_{PDLC,0} + \Delta T_{PDLC})}{(T_{PDLC,0} + \Delta T_{PDLC}) H_1} - S_{1,0}. \quad (8)$$

Определим приращение регистрируемого потока  $F_{BS}$ , вызванное приращением  $\Delta T_{PDLC}$ . Для этого хорошо подходит используемый в ФПГ параметр отношения переменной компоненты (АС) к квазипостоянной (DC), зависящий как от статических оптических свойств среды, так и от величины пульсаций крови. Этот параметр представляет собой глубину модуляции сигнала. Подставив (8) в (7), легко получить отношение  $AC/DC$  для РИМ в следующем виде:

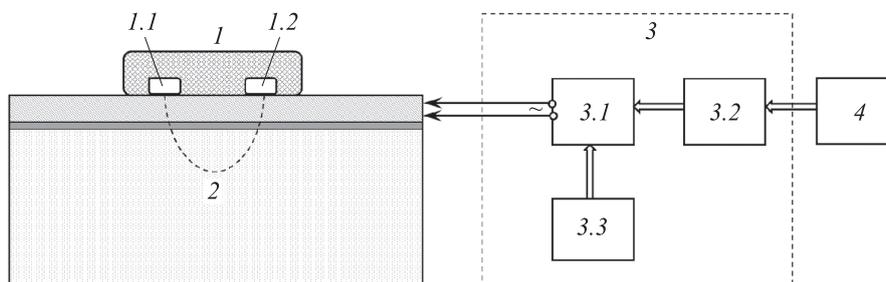
$$\begin{aligned} \left( \frac{AC}{DC} \right)_{measure} &= \frac{|\Delta F_{BS,measure}(T_{PDLC,0}, \Delta T_{PDLC})|}{F_{BS,measure}(T_{PDLC,0})} = \\ &= \frac{|F_{BS,measure}(T_{PDLC,0} + \Delta T_{PDLC}) - F_{BS,measure}(T_{PDLC,0})|}{F_{BS,measure}(T_{PDLC,0})}. \end{aligned} \quad (9)$$

Зависимость  $AC/DC$  от  $\Delta T_{PDL C}$  для базового уровня  $T_{PDL C,0} = 0,3$  и для разных значений  $T_f$ , смоделированная по (9), приведена на рис. 4. Зависимость носит линейный характер и РИМ позволяет воспроизводить сигналы с глубиной модуляции до 70 % при  $T_f = 0,1$ . Значения  $AC/DC$  для реальной кожи составляют примерно 3...10 % для зеленого диапазона спектра [22]. Таким образом, для достижения такого уровня глубины модуляции достаточно обеспечить приращение коэффициента пропускания пленки ПДЖК  $\sim 0,1$  отн. ед. Графики на рис. 4 позволяют рассчитать приращение в зависимости от  $T_f$ . Для снижения глубины модуляции воспроизводимого мерой сигнала возможно также добавление дополнительного демпфирующего оптического фильтра поверх слоя пленки ПДЖК.



**Рис. 4.** Смоделированная зависимость глубины модуляции обратно рассеянного сигнала, формируемого РИМ, от  $\Delta T_{PDL C}$  для различных значений коэффициента пропускания поглощающего оптического фильтра

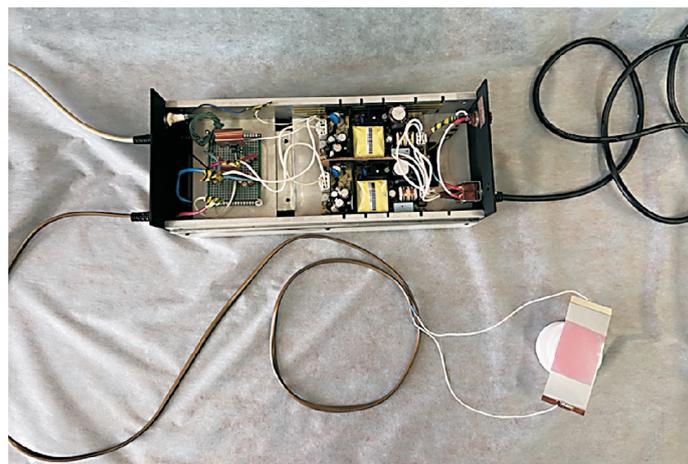
**Работа РИМ и имитация сигналов.** Для управления работой электрооптического модулятора (пленки ПДЖК) собран блок управления, включающий в себя усилитель постоянного тока (УПТ), блок питания (БП) усилителя, цифроаналоговый преобразователь (ЦАП) и персональный компьютер (ПК). Блок-схема управления модулятором приведена на рис. 5. В такой реализации в качестве управляющего сигнала используется цифровой сигнал, который формируется в программной среде LabView на ПК (National Instruments, США) с помощью стандартных модулей генерации периодических сигналов. Данный сигнал поступает на ЦАП, в качестве которого выступает универсальный модуль ввода/вывода аналоговых и цифровых сигналов E-502 (L-Card, РФ), и далее на УПТ. Усилитель постоянного тока собран на основе транзисторов КТ815Г и КТ814Г (ОАО «Интеграл», РФ). Блок питания усилителя состоит из двух последовательно соединенных источников питания RPS-60-48 (48 В) и RPS-60-24 (24 В) (Mean Well, Тайвань). С выхода УПТ электрический периодический сигнал подается на пленку ПДЖК, прозрачность которой меняется в соответствии



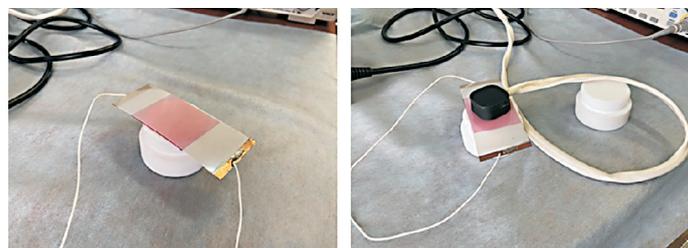
**Рис. 5.** Блок-схема управления электрооптическим модулятором и поверки оптического датчика с помощью разработанной РИМ:

1 — оптический датчик (1.1 — источник света; 1.2 — фотоприемник);  
 2 — РИМ; 3 — блок управления модулятором (3.1 — УПТ; 3.2 — ЦАП;  
 3.3 — блок питания); 4 — ПК

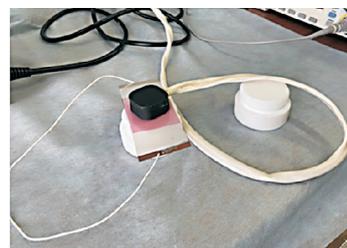
с поданным сигналом. Диапазон управляющего переменного сигнала составляет 30...60 В. Внешний вид собранного блока управления модулятором приведен на рис. 6.



*а*



*б*



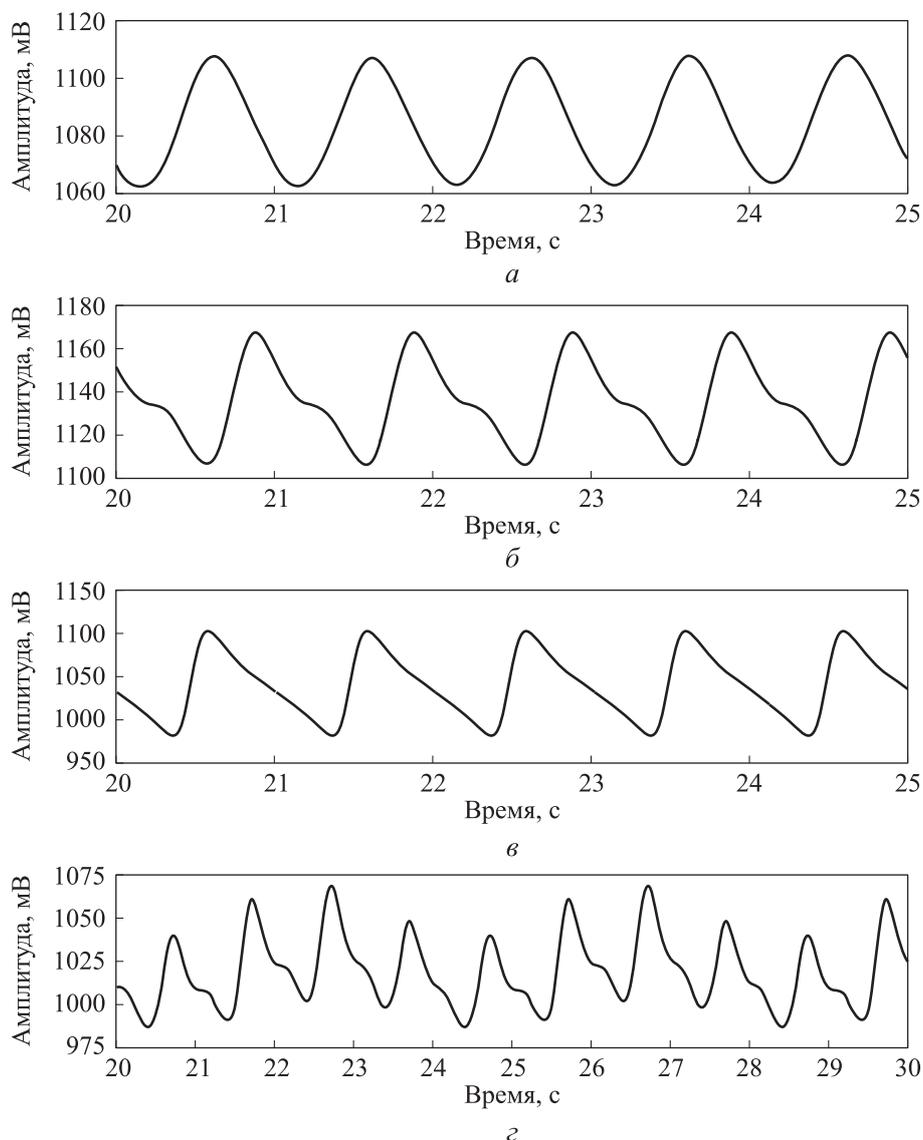
*в*

**Рис. 6.** Внешний вид блока управления электрооптическим модулятором с РИМ (а), РИМ без оптического датчика диагностического прибора (б) и с датчиком (в)

Процедура регистрации сигнала оптическим датчиком диагностического прибора с поверхности разработанной РИМ заключается в следующем. Датчик ФПГ-типа, содержащий светодиодный источник излучения и фотоприемник, размещается на РИМ (см. рис. 5). При включении датчика излучение от источника проходит через пленки до фторопластового основания и рассеивается в нем. Далее часть этого излучения проходит обратно через пленки до фотоприемника и регистрируется. За счет модуляции обратно рассеянного потока по амплитуде электрооптическим модулятором и поглощения части излучения в поглощающем оптическом фильтре имитируется сигнал пульсаций крови в сосудах кожи.

Для тестирования сигналов с РИМ проведены эксперименты с помощью оптического датчика прибора для измерения перфузии, работающего в режиме ФПГ [5]. Датчик включает в себя три зеленых светодиода с пиковой длиной волны излучения 525 нм (BL-L324PGC, Betlux Electronics, КНР), радиально расположенных вокруг кремниевого фотодиода (TEFD4300, Vishay, США) на расстоянии 5 мм. Измерения проведены за счет подачи на пленку ПДЖК синусоидальных сигналов разной частоты и регистрации обратно рассеянных от РИМ сигналов фотоприемником датчика. Смоделированы следующие виды сигналов: сигнал с одной гармоникой на частоте 1 Гц, сигнал с двумя гармониками 1 и 2 Гц для имитации типичной формы пульсовой волны, сигнал с пятью гармониками 1, 2, 3, 4 и 5 Гц для имитации более сложной формы пульсовой волны, а также сигнал с двумя гармониками 1 и 2 Гц с дополнительной модуляцией на частоте 0,25 Гц для имитации дыхательных колебаний кровотока. Регистрируемые датчиком сигналы инвертированы и обработаны фильтром скользящего среднего с шириной окна 0,125 с для сглаживания помех. Полученные результаты приведены на рис. 7. Записанные сигналы соответствуют типичным сигналам, регистрируемым в ФПГ. Различные каскады обработки в ФПГ (усилители, фильтры и др.) вносят те или иные искажения в регистрируемый сигнал. Рабочая имитационная мера воспроизводит правдоподобный сигнал, который может быть использован в качестве опорного для калибровки датчиков.

Отметим, что в методе ФПГ достаточно воспроизведения РИМ сигналов с разными амплитудами и на разных частотах, как приведено на рис. 7. Однако применительно к методу НОФФ РИМ должна храниться и воспроизводиться разные уровни перфузии крови, измеряемой в абсолютных, а не относительных единицах. В настоящее время пока нет четкой договоренности, что есть единица перфузии. Дальнейшая работа будет направлена на обоснование единицы перфузии и на исследование возможности воспроизведения этой величины разработанной РИМ.



**Рис. 7.** Примеры записанных периодических сигналов от РИМ (метод ФПГ): одна гармоника с частотой 1 Гц (*а*); две гармоники с частотами 1 и 2 Гц (*б*); пять гармоник с частотами 1, 2, 3, 4 и 5 Гц соответственно (*в*); две гармоники с частотами 1 и 2 Гц, смодулированные низкочастотной гармоникой 0,25 Гц (РИМ имитирует дыхательные колебания) (*г*)

**Заключение.** Проведенные теоретические и экспериментальные исследования показали, что разработанная РИМ на основе электрооптического модулятора позволяет адекватно имитировать оптические сигналы для приборов ФПГ-типа. Разработанная трехслойная структура РИМ воспроизводит обратно рассеянный оптический сигнал, сопоставимый

с таковым от реальной кожи. Продемонстрирована способность РИМ воспроизводить сигналы на разных гармониках в диапазоне значений частоты 0...5 Гц. Это позволит имитировать разные формы пульсовых волн в ФПГ. Таким образом, РИМ может быть использована для проверки и настройки датчиков в ФПГ-приборах.

## ЛИТЕРАТУРА

- [1] Boas D.A., Pitris C., Ramanujam N., et al. Handbook of biomedical optics. London, CRC Press, 2016.
- [2] Рогаткин Д.А. Физические основы современных оптических методов исследования микрогемодинамики *in vivo*. *Медицинская физика*, 2017, № 4, с. 75–93. EDN: YPPIXС
- [3] Allen J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. *Physiol. Meas.*, 2007, vol. 28, no. 3, pp. R1–R39. DOI: <https://doi.org/10.1088/0967-3334/28/3/R01>
- [4] Лапитан Д.Г., Тарасов А.П., Рогаткин Д.А. Физика формирования сигнала в фотоплетизмографии: оценка вклада поглощения и рассеяния света в регистрируемый поток оптического излучения. *Медицинская физика*, 2024, № 1, с. 44–52. EDN: АВМІUA
- [5] Lapitan D., Rogatkin D. Optical incoherent technique for noninvasive assessment of blood flow in tissues: theoretical model and experimental study. *J. Biophotonics*, 2021, vol. 14, art. e202000459. DOI: <https://doi.org/10.1002/jbio.202000459>
- [6] Rogatkin D.A., Dunaev A.V., Lapaeva L.G. Metrological support of methods and devices for noninvasive medical spectrophotometry. *Biomed. Eng.*, 2010, vol. 44, no. 2, pp. 66–70. DOI: <https://doi.org/10.1007/s10527-010-9157-x>
- [7] Bouchard J.P., Veilleux I., Noiseux I., et al. Accurately characterized optical tissue phantoms: how, why and when? *Proc. SPIE*, 2011, vol. 7906. DOI: <https://doi.org/10.1117/12.875400>
- [8] Saager R.B., Quach A., Rowland R.A., et al. Low-cost tissue simulating phantoms with adjustable wavelength-dependent scattering properties in the visible and infrared ranges. *J. Biomed. Opt.*, 2016, vol. 21, no. 6, art. 067001. DOI: <https://doi.org/10.1117/1.JBO.21.6.067001>
- [9] Hacker L., Wabnitz H., Pifferi A., et al. Criteria for the design of tissue-mimicking phantoms for the standardization of biophotonic instrumentation. *Nat. Biomed. Eng.*, 2022, vol. 6, pp. 541–558. DOI: <https://doi.org/10.1038/s41551-022-00890-6>
- [10] Bykov A.V., Popov A.P., Priezzhev A.V., et al. Multilayer tissue phantoms with embedded capillary system for OCT and DOCT imaging. *Proc. SPIE-OSA Biomedical Optics*, 2011, paper 80911R. DOI: <https://doi.org/10.1364/ECBO.2011.80911R>

- [11] Spinelli L., Botwicz M., Zolek N., et al. Determination of reference values for optical properties of liquid phantoms based on Intralipid and India ink. *Biomed. Opt. Express*, 2014, vol. 5, no. 7, art. 2037. DOI: <https://doi.org/10.1364/BOE.5.002037>
- [12] Filippou V., Tsoumpas C. Recent advances on the development of phantoms using 3D printing for imaging with CT, MRI, PET, SPECT, and ultrasound. *Med. Phys.*, 2018, vol. 45, pp. e740–e760. DOI: <https://doi.org/10.1002/mp.13058>
- [13] Sekar S.K.V., Pacheco A., Martella P., et al. Solid phantom recipe for diffuse optics in biophotonics applications: a step towards anatomically correct 3D tissue phantoms. *Biomed. Opt. Express*, 2019, vol. 10, no. 4, pp. 2090–2100. DOI: <https://doi.org/10.1364/BOE.10.002090>
- [14] Liu Y., Ghassemi P., Depkon A., et al. Biomimetic 3D-printed neurovascular phantoms for near-infrared fluorescence imaging. *Biomed. Opt. Express*, 2018, vol. 9, no. 6, pp. 2810–2824. DOI: <https://doi.org/10.1364/BOE.9.002810>
- [15] Raine-Fenning N.J., Ramnarine K.V., Nordin N.M., et al. Quantification of blood perfusion using 3D power Doppler: an *in-vitro* flow phantom study. *J. Phys. Conf. Ser.*, 2004, vol. 1, no. 1, pp. 181–186. DOI: <https://doi.org/10.1088/1742-6596/1/1/040>
- [16] Vogt W.C., Zhou X., Andriani R., et al. Photoacoustic oximetry imaging performance evaluation using dynamic blood flow phantoms with tunable oxygen saturation. *Biomed. Opt. Express*, 2019, vol. 10, no. 2, pp. 449–464. DOI: <https://doi.org/10.1364/BOE.10.000449>
- [17] Jones C.J.M., Munro P.R. Stability of gel wax based optical scattering phantoms. *Biomed. Opt. Express*, 2018, vol. 9, no. 8, pp. 3495–3502. DOI: <https://doi.org/10.1364/BOE.9.003495>
- [18] Рогаткин Д.А., Лапитан Д.Г. Устройство для метрологического контроля состояния приборов оптической флоуметрии. Патент РФ 2777514. Заявл. 27.10.2021, опубл. 05.08.2022.
- [19] Tarasov A., Lapitan D., Rogatkin D. Combined non-invasive optical oximeter and flowmeter with basic metrological equipment. *Photonics*, 2022, vol. 9, no. 6, art. 392. DOI: <https://doi.org/10.3390/photonics9060392>
- [20] Doane J.W., Vaz N.A., Wu B.-G., et al. Field controlled light scattering from nematic microdroplets. *Appl. Phys. Lett.*, 1986, vol. 48, no. 4, pp. 269–271. DOI: <https://doi.org/10.1063/1.96577>
- [21] Friedman A. Polymer-dispersed liquid crystal films for light control. In: *Mathematics in industrial problems*. New York, Springer-Verlag, 1990, pp. 62–79. DOI: [https://doi.org/10.1007/978-1-4613-9098-5\\_7](https://doi.org/10.1007/978-1-4613-9098-5_7)
- [22] Lapitan D.G., Tarasov A.P., Shtyflyuk M.E., et al. On the origin of the photoplethysmography signal: modeling of volumetric and aggregation effects. *Photonics*, 2024, vol. 11, no. 7, art. 637. DOI: <https://doi.org/10.3390/photonics11070637>
- [23] Исимару А. Распространение и рассеяние волн в случайно-неоднородных средах. Т. 1. М., Мир, 1981.

- [24] Рогаткин Д.А. Об особенностях в определении оптических свойств мутных биологических тканей и сред в расчетных задачах медицинской неинвазивной спектrophотометрии. *Медицинская техника*, 2007, № 2, с. 10–17. EDN: IATAWZ
- [25] Wu S.T., Lim K.C. Absorption and scattering measurements of nematic liquid crystals. *Appl. Opt.*, 1987, vol. 26, no. 9, pp. 1722–1727.  
DOI: <https://doi.org/10.1364/AO.26.001722>
- [26] Persheyev S., Rogatkin D. A new look at fundamentals of the photometric light transport and scattering theory. Part 1: One-dimensional pure scattering problems. *Herald of the Bauman Moscow State Technical University, Series Natural Sciences*, 2017, no. 5 (74), pp. 78–94. DOI: <https://doi.org/10.18698/1812-3368-2017-5-78-94>
- [27] Jacques S.L. Optical properties of biological tissues: a review. *Phys. Med. Biol.*, 2013, vol. 58, no. 11, pp. R37–R61. DOI: <https://doi.org/10.1088/00319155/58/11/R37>
- [28] Bosschaart N., Edelman G.J., Aalders M.C., et al. A literature review and novel theoretical approach on the optical properties of whole blood. *Lasers Med. Sc.*, 2014, vol. 29, no. 2, pp. 453–479. DOI: <https://doi.org/10.1007/s10103-013-1446-7>
- [29] Hale G.M., Querry M.R. Optical constants of water in the 200-nm to 200- $\mu$ m wavelength region. *Appl. Opt.*, 1973, vol. 12, no. 3, pp. 555–563.  
DOI: <https://doi.org/10.1364/AO.12.000555>
- [30] Simpson C.R., Kohl M., Essenpreis M., et al. Near-infrared optical properties of *ex vivo* human skin and subcutaneous tissues measured using the Monte Carlo inversion technique. *Phys. Med. Biol.*, 1998, vol. 43, no. 9, pp. 2465–2478.  
DOI: <https://doi.org/10.1088/0031-9155/43/9/003>

**Лапитан Денис Григорьевич** — канд. техн. наук, старший научный сотрудник лаборатории медико-физических исследований ГБУЗ МО МОНИКИ им. М.Ф. Владимирского (Российская Федерация, 129110, Москва, ул. Щепкина, д. 61/2).

**Рогаткин Дмитрий Алексеевич** — д-р техн. наук, заведующий лабораторией медико-физических исследований ГБУЗ МО МОНИКИ им. М.Ф. Владимирского (Российская Федерация, 129110, Москва, ул. Щепкина, д. 61/2).

**Капустин Лев Сергеевич** — старший лаборант лаборатории медико-физических исследований ГБУЗ МО МОНИКИ им. М.Ф. Владимирского (Российская Федерация, 129110, Москва, ул. Щепкина, д. 61/2).

**Просьба ссылаться на эту статью следующим образом:**

Лапитан Д.Г., Рогаткин Д.А., Капустин Л.С. Электрооптический имитатор кровотока для калибровки приборов фотоплетизмографического типа. *Вестник МГТУ им. Н.Э. Баумана. Сер. Приборостроение*, 2025, № 3 (152), с. 27–48. EDN: SDOFRU

## BLOOD FLOW ELECTRO-OPTICAL SIMULATOR FOR CALIBRATION OF THE PHOTOPLETHYSMOGRAPHY DEVICES

D.G. Lapitan

D.A. Rogatkin

L.S. Kapustin

lapitandenis@mail.ru

rogatkin@medphyslab.com

kapustin@medphyslab.com

Moscow Regional Research and Clinical Institute (“MONIKI”),

Moscow, Russian Federation

---

### Abstract

Development of the advanced optical noninvasive diagnostic methods in medicine requires establishment of the working measures simulating properties of the real biotissues storing and reproducing the measured value units for calibrating the devices and ensuring the measurements uniformity. A working measure is developed that simulates the pulsating blood flow in the skin for adjusting and calibrating the optical flow-metrics and photoplethysmography devices. The measure is based on a polymer-dispersed liquid crystal film acting as the electro-optical modulator. Its operation principle is in aligning the liquid crystals when voltage is applied to it, reducing the light-scattering properties, and thereby increasing the transmittance. This makes it possible to simulate the photoplethysmography signal variable component caused by the blood pulsation. Based on the classical two-stream Kubelka — Munk model, a theoretical computation of the optical flows emitted from the measure surface and registered by the devices was performed. The paper shows that the value of the optical flow backscattered from the measure is comparable with the value of flow from the real skin, and the variation range of the reproduced signal modulation depth exceeds that for the signals from the skin. An electronic control unit for the modulator operation is developed, it is programmed in the LabView environment from a personal computer. The paper demonstrates the measure ability to reproduce signals at different harmonics in the frequency range of 0–10 Hz to simulate different forms of the pulse waves making it suitable for calibrating sensors of the diagnostic devices

### Keywords

*Electro-optical modulator, working simulation measure, polymer-dispersed liquid crystal film, photoplethysmography, blood flow, pulse wave*

Received 28.04.2025

Accepted 16.06.2025

© Author(s), 2025

## REFERENCES

- [1] Boas D.A., Pitris C., Ramanujam N., et al. Handbook of biomedical optics. London, CRC Press, 2016.
- [2] Rogatkin D.A. Physical foundations of modern optical methods for studying micro-hemodynamics *in vivo*. *Meditinskaya fizika* [Medical Physics], 2017, no. 4, pp. 75–93 (in Russ.). EDN: YPPIXC
- [3] Allen J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. *Physiol. Meas.*, 2007, vol. 28, no. 3, pp. R1–R39.  
DOI: <https://doi.org/10.1088/0967-3334/28/3/R01>
- [4] Lapitan D.G., Tarasov A.P., Rogatkin D.A. Physics of the signal formation in photoplethysmography: assessment of the contribution of light absorption and scattering to the registered flux of optical radiation. *Meditinskaya fizika* [Medical Physics], 2024, no. 1, pp. 44–52 (in Russ.). EDN: ABMIUA
- [5] Lapitan D., Rogatkin D. Optical incoherent technique for noninvasive assessment of blood flow in tissues: theoretical model and experimental study. *J. Biophotonics*, 2021, vol. 14, art. e202000459. DOI: <https://doi.org/10.1002/jbio.202000459>
- [6] Rogatkin D.A., Dunaev A.V., Lapaeva L.G. Metrological support of methods and devices for noninvasive medical spectrophotometry. *Biomed. Eng.*, 2010, vol. 44, no. 2, pp. 66–70. DOI: <https://doi.org/10.1007/s10527-010-9157-x>
- [7] Bouchard J.P., Veilleux I., Noiseux I., et al. Accurately characterized optical tissue phantoms: how, why and when? *Proc. SPIE*, 2011, vol. 7906.  
DOI: <https://doi.org/10.1117/12.875400>
- [8] Saager R.B., Quach A., Rowland R.A., et al. Low-cost tissue simulating phantoms with adjustable wavelength-dependent scattering properties in the visible and infrared ranges. *J. Biomed. Opt.*, 2016, vol. 21, no. 6, art. 067001.  
DOI: <https://doi.org/10.1117/1.JBO.21.6.067001>
- [9] Hacker L., Wabnitz H., Pifferi A., et al. Criteria for the design of tissue-mimicking phantoms for the standardization of biophotonic instrumentation. *Nat. Biomed. Eng.*, 2022, vol. 6, pp. 541–558. DOI: <https://doi.org/10.1038/s41551-022-00890-6>
- [10] Bykov A.V., Popov A.P., Priezzhev A.V., et al. Multilayer tissue phantoms with embedded capillary system for OCT and DOCT imaging. *Proc. SPIE-OSA Biomedical Optics*, 2011, paper 80911R. DOI: <https://doi.org/10.1364/ECBO.2011.80911R>
- [11] Spinelli L., Botwicz M., Zolek N., et al. Determination of reference values for optical properties of liquid phantoms based on Intralipid and India ink. *Biomed. Opt. Express*, 2014, vol. 5, no. 7, art. 2037. DOI: <https://doi.org/10.1364/BOE.5.002037>
- [12] Filippou V., Tsoumpas C. Recent advances on the development of phantoms using 3D printing for imaging with CT, MRI, PET, SPECT, and ultrasound. *Med. Phys.*, 2018, vol. 45, pp. e740–e760. DOI: <https://doi.org/10.1002/mp.13058>

- [13] Sekar S.K.V., Pacheco A., Martella P., et al. Solid phantom recipe for diffuse optics in biophotonics applications: a step towards anatomically correct 3D tissue phantoms. *Biomed. Opt. Express*, 2019, vol. 10, no. 4, pp. 2090–2100. DOI: <https://doi.org/10.1364/BOE.10.002090>
- [14] Liu Y., Ghassemi P., Depkon A., et al. Biomimetic 3D-printed neurovascular phantoms for near-infrared fluorescence imaging. *Biomed. Opt. Express*, 2018, vol. 9, no. 6, pp. 2810–2824. DOI: <https://doi.org/10.1364/BOE.9.002810>
- [15] Raine-Fenning N.J., Ramnarine K.V., Nordin N.M., et al. Quantification of blood perfusion using 3D power Doppler: an *in-vitro* flow phantom study. *J. Phys. Conf. Ser.*, 2004, vol. 1, no. 1, pp. 181–186. DOI: <https://doi.org/10.1088/1742-6596/1/1/040>
- [16] Vogt W.C., Zhou X., Andriani R., et al. Photoacoustic oximetry imaging performance evaluation using dynamic blood flow phantoms with tunable oxygen saturation. *Biomed. Opt. Express*, 2019, vol. 10, no. 2, pp. 449–464. DOI: <https://doi.org/10.1364/BOE.10.000449>
- [17] Jones C.J.M., Munro P.R. Stability of gel wax based optical scattering phantoms. *Biomed. Opt. Express*, 2018, vol. 9, no. 8, pp. 3495–3502. DOI: <https://doi.org/10.1364/BOE.9.003495>
- [18] Rogatkin D.A., Lapitan D.G. Ustroystvo dlya metrologicheskogo kontrolya sostoyaniya priborov opticheskoy floumetrii [Device for metrological monitoring of the state of optical flowmetry devices]. Patent RU 2777514. Appl. 27.10.2021, publ. 05.08.2022 (in Russ.).
- [19] Tarasov A., Lapitan D., Rogatkin D. Combined non-invasive optical oximeter and flowmeter with basic metrological equipment. *Photonics*, 2022, vol. 9, no. 6, art. 392. DOI: <https://doi.org/10.3390/photonics9060392>
- [20] Doane J.W., Vaz N.A., Wu B.-G., et al. Field controlled light scattering from nematic microdroplets. *Appl. Phys. Lett.*, 1986, vol. 48, no. 4, pp. 269–271. DOI: <https://doi.org/10.1063/1.96577>
- [21] Friedman A. Polymer-dispersed liquid crystal films for light control. In: *Mathematics in industrial problems*. New York, Springer-Verlag, 1990, pp. 62–79. DOI: [https://doi.org/10.1007/978-1-4613-9098-5\\_7](https://doi.org/10.1007/978-1-4613-9098-5_7)
- [22] Lapitan D.G., Tarasov A.P., Shtyflyuk M.E., et al. On the origin of the photoplethysmography signal: modeling of volumetric and aggregation effects. *Photonics*, 2024, vol. 11, no. 7, art. 637. DOI: <https://doi.org/10.3390/photonics11070637>
- [23] Iishimaru A. Wave propagation and scattering in random media. New York, Academic Press, 1978.
- [24] Rogatkin D.A. A specific feature of the procedure for determination of optical properties of turbid biological tissues and media in calculation for noninvasive medical spectrophotometry. *Biomed. Eng.*, 2007, vol. 41, no. 2, pp. 59–65. DOI: <https://doi.org/10.1007/s10527-007-0013-6>

- [25] Wu S.T., Lim K.C. Absorption and scattering measurements of nematic liquid crystals. *Appl. Opt.*, 1987, vol. 26, no. 9, pp. 1722–1727.  
DOI: <https://doi.org/10.1364/AO.26.001722>
- [26] Persheyev S., Rogatkin D. A new look at fundamentals of the photometric light transport and scattering theory. Part 1: One-dimensional pure scattering problems. *Herald of the Bauman Moscow State Technical University, Series Natural Sciences*, 2017, no. 5 (74), pp. 78–94. DOI: <https://doi.org/10.18698/1812-3368-2017-5-78-94>
- [27] Jacques S.L. Optical properties of biological tissues: a review. *Phys. Med. Biol.*, 2013, vol. 58, no. 11, pp. R37–R61. DOI: <https://doi.org/10.1088/00319155/58/11/R37>
- [28] Bosschaart N., Edelman G.J., Aalders M.C., et al. A literature review and novel theoretical approach on the optical properties of whole blood. *Lasers Med. Sci.*, 2014, vol. 29, no. 2, pp. 453–479. DOI: <https://doi.org/10.1007/s10103-013-1446-7>
- [29] Hale G.M., Querry M.R. Optical constants of water in the 200-nm to 200- $\mu$ m wavelength region. *Appl. Opt.*, 1973, vol. 12, no. 3, pp. 555–563.  
DOI: <https://doi.org/10.1364/AO.12.000555>
- [30] Simpson C.R., Kohl M., Essenpreis M., et al. Near-infrared optical properties of *ex vivo* human skin and subcutaneous tissues measured using the Monte Carlo inversion technique. *Phys. Med. Biol.*, 1998, vol. 43, no. 9, pp. 2465–2478.  
DOI: <https://doi.org/10.1088/0031-9155/43/9/003>

**Lapitan D.G.** — Cand. Sc. (Eng.), Senior Research Fellow, Laboratory of Medical and Physical Research, Moscow Regional Research and Clinical Institute (“MONIKI”) (Shchepkina ul. 61/2, Moscow, 129110 Russian Federation).

**Rogatkin D.A.** — Dr. Sc. (Eng.), Head of Laboratory of Medical and Physical Research, Moscow Regional Research and Clinical Institute (“MONIKI”) (Shchepkina ul. 61/2, Moscow, 129110 Russian Federation).

**Kapustin L.S.** — Senior Laboratory Assistant, Laboratory of Medical and Physical Research, Moscow Regional Research and Clinical Institute (“MONIKI”) (Shchepkina ul. 61/2, Moscow, 129110 Russian Federation).

**Please cite this article in English as:**

Lapitan D.G., Rogatkin D.A., Kapustin L.S. Blood flow electro-optical simulator for calibration of the photoplethysmography devices. *Herald of the Bauman Moscow State Technical University, Series Instrument Engineering*, 2025, no. 3 (152), pp. 27–48 (in Russ.). EDN: SDOFRU