

Оптические свойства полимер-диспергированных жидкокристаллических пленок как базовых элементов имитационных мер для калибровки фотоплетизмографических приборов

© Д.Г. Лапитан, А.П. Тарасов, Л.С. Капустин, Д.А. Рогаткин

Московский областной научно-исследовательский клинический институт им. М.Ф. Владимирского (МОНИКИ), Москва, Россия

e-mail: lapitandenis@mail.ru

Поступила в редакцию 13.11.2025 г.

В окончательной редакции 30.01.2026 г.

Принята к публикации 27.03.2026 г.

Собрана экспериментальная установка и проведено исследование оптических свойств двух образцов полимер-диспергированных жидкокристаллических пленок, построены спектры их пропускания в УФ, видимом и ближнем инфракрасном диапазонах, рассчитаны электрооптические кривые (зависимость коэффициента пропускания от приложенного напряжения) для длин волн 515 и 632 nm. На основе двухпоточковой модели Кубелки–Мунка электрооптические кривые были далее преобразованы в коэффициент рассеяния пленок. На длине волны 515 nm коэффициент рассеяния первой пленки изменяется в диапазоне $45\text{--}5\text{ cm}^{-1}$, а второй — в диапазоне $38\text{--}21\text{ cm}^{-1}$ при изменении приложенного напряжения от 0 до 60 V. Показано, что обе пленки позволяют имитировать глубину модуляции фотоплетизмографического сигнала (отношение AC/DC) в пределах физиологического диапазона и, таким образом, пригодны для использования в разрабатываемых рабочих имитационных мерах.

Ключевые слова: полимер-диспергированная жидкокристаллическая пленка, оптические свойства, коэффициент пропускания, коэффициент рассеяния, рабочая имитационная мера, фотоплетизмография.

DOI: 10.61011/OS.2026.05.63340.62-25

Введение

Разработка оптических фантомов, имитирующих оптические свойства реальных биологических тканей, является актуальной задачей в оптической неинвазивной диагностике [1,2]. Применительно к исследованию кровообращения тканей здесь можно выделить такие методы, как лазерная доплеровская флоуметрия, лазерная доплеровская визуализация, фотоплетизмография (ФПГ) и т.д. [3]. Фантомы, имитирующие процессы кровообращения в тканях, важны для таких методов. Поскольку кровоток является динамичным процессом, то в этом случае фантом становится средством измерения — рабочей имитационной мерой (РИМ), которая должна хранить и воспроизводить количественную измеряемую величину, единицу этой величины, имитируя динамику изменения величины во времени. Например, если рассматривать лазерную доплеровскую флоуметрию, то для нее наиболее известная на практике РИМ — это калибровочный набор PF 1000 Calibration kit со стандартом Motility (Perimed AB, Швеция) [4]. Принцип действия этого фантома основан на броуновском движении полистирольных микросфер в растворе и формировании доплеровского сдвига частоты при рассеянии света на них.

Существуют также фантомы на основе фотополимерной резины, желатина, агар-агара, интралипидов, различных гелей, парафина и др. в сочетании с красителями (индоцианин зеленый, индийские чернила и т.д.) для имитации оптических свойств крови и других

компонентов ткани [5,6]. Например, применительно к ФПГ известен оптический фантом на основе геля с различной концентрацией гемоглобина для имитации отдельных временных точек на пульсовой волне [7]. Однако недостатки такого подхода очевидны — для каждой характеристической точки необходимо готовить новый раствор и чем больше точек нужно смоделировать, тем больше растворов требуется приготовить. Известны фантомы в виде трубок, по которым прокачивается кровь [8]. Такие фантомы также имеют ряд недостатков: во-первых, они сложны для изготовления, во-вторых, растворы высыхают со временем, поэтому необходимо каждый раз готовить новые растворы и, в-третьих, наблюдается низкая воспроизводимость измерений на таких фантомах. Таким образом, существует нерешенная до сих пор проблема по воспроизводимости параметров различных жидких, гелевых и т.п. фантомов „ручной работы“ [1].

Между тем существует другая технология, позволяющая моделировать параметры кровотока в тканях. Это полимер-диспергированная жидкокристаллическая (ПДЖК) плёнка с электрически управляемыми оптическими свойствами. Принцип работы ПДЖК заключается в том, что при отсутствии напряжения жидкие кристаллы расположены хаотично и плёнка является сильно рассеивающей средой, а при подаче напряжения кристаллы выстраиваются вдоль одного направления, рассеяние света плёнкой уменьшается и она становится более прозрачной. Управляющее плёнкой напряжение

варьируется в диапазоне 0–110 V, однако уже примерно на 60 V достигается максимум прозрачности. Поэтому эти материалы в последнее время активно применяются в различных устройствах — модуляторы, очки, „умные“ окна и др. [9,10].

ПДЖК-пленки можно также использовать и для моделирования процессов кровообращения в тканях и ФПГ сигнала, в частности. Ранее мы запатентовали эту идею [11] и предложили трехслойную структуру РИМ на основе такой пленки [12]. Как известно, регистрируемый в ФПГ сигнал представляет собой сумму двух компонент: переменная (АС) составляющая, которая образуется за счет артериальных пульсаций кровотока, и медленно меняющаяся (квазипостоянная, DC) компонента, обусловленная поглощением света неподвижными структурами ткани и средним уровнем объема крови [13]. При этом отношение АС/DC часто рассматривается как показатель качества ФПГ сигнала. Таким образом, РИМ, несмотря на свою структуру и принцип действия, должна воспроизводить отношение АС/DC, приближенное к реальным тканям. В предложенной нами трехслойной РИМ [12] АС компонента имитируется путем подачи переменного напряжения на ПДЖК пленку, а DC компонента формируется за счет рассеяния света на фторопластовой подложке и поглощения в специальном оптическом фильтре. Мера работает в режиме „обратного рассеяния“, однако может работать и в режиме „пропускания“ при небольшой модификации размеров слоев. Поскольку отношение АС/DC зависит как от амплитуды пульсаций крови в артериальных сосудах, так и от оптических свойств ткани, то изменяя глубину модуляции подаваемого на ПДЖК-пленку переменного сигнала и подбирая разные поглощающие оптические фильтры, возможно имитировать значение АС/DC для разных длин волн.

Для точного моделирования распространения оптического излучения в таких многослойных РИМ и расчета воспроизводимой величины необходимо знание оптических свойств ПДЖК-пленок. Однако оптические свойства таких пленок остаются неизученными и зависят от многих факторов (концентрация жидких кристаллов в полимерной матрице, наличие в ней примесей и т.д.), следовательно, могут варьироваться от плёнки к плёнке. Целью данной работы явилось измерение диапазона варьирования оптических свойств двух образцов ПДЖК-пленок в зависимости от приложенного напряжения для обоснования величины АС/DC.

Что касается оптических свойств (коэффициентов поглощения и рассеяния) материалов, то для их определения часто используются данные по полному и/или направленному пропусканию и отражению [14,15]. Далее для оценки непосредственно коэффициентов поглощения и рассеяния материала на основании полученных экспериментальных данных могут использоваться различные подходы, включая метод добавления-удвоения (*adding-doubling*) [16], обратный метод Монте-Карло

(*inverse Monte Carlo method*) [17], модель Кубелки-Мунка [18]. Мы воспользовались моделью Кубелки-Мунка, поскольку она хорошо подходит для многократно рассеивающей и непоглощающей среды, которой и является ПДЖК-пленка.

Материалы и методы

Фотографии исследуемых образцов пленок представлены на рис. 1. Пленки были изготовлены на заказ фирмой Inter-systems для исследовательских целей. Пленки имеют разную форму, что обусловлено разной формой конструкции разрабатываемых РИМ, но это никак не влияет на их оптические свойства. Толщина обеих пленок составляет 0.045 см.

Для исследования оптических свойств данных образцов пленок была собрана экспериментальная установка, блок-схема которой представлена на рис. 2. Фотографии экспериментальной установки показаны на рис. 3. Для исследования спектральных свойств пленок, а именно качественной оценки спектров пропускания в разных состояниях, установка была собрана в следующей комплектации (рис. 2, а). Свет от широкополосного источника излучения — ксеноновой лампы GLORIA-X150A (Zolix Instruments CO., LTD) — через многомодовое оптическое волокно диаметром 400 μm попадает на пленку, рассеивается в ней, далее собирается кварцевой линзой в приемное оптическое волокно диаметром 600 μm и регистрируется спектрометром. В качестве последнего был использован спектрометр прибора „Мультиком“ [19] с рабочим диапазоном 200–1100 nm. Измерения были проведены с выключенной пленкой (при отсутствии напряжения), включенной (напряжение 60 V), без пленки для снятия спектра источника излучения и без источника для оценки уровня внешнего фонового освещения (шума). Далее из спектров, полученных на пленках, вычитался спектр шума и полученные значения нормировались на спектр источника излучения:

$$S_{\text{PDLC,trans}}(\lambda_i) = \frac{S_{\text{PDLC}}(\lambda_i) - S_{\text{noise}}(\lambda_i)}{S_{\text{source}}(\lambda_i)}, \quad (1)$$

где $S_{\text{PDLC,trans}}(\lambda_i)$ — спектр пропускания ПДЖК-пленки в относительных единицах, $S_{\text{PDLC}}(\lambda_i)$ — суммарный спектр ПДЖК-пленки, $S_{\text{noise}}(\lambda_i)$ — спектр шума, $S_{\text{source}}(\lambda_i)$ — спектр источника излучения.

Второй вариант комплектации установки был собран для измерения коэффициентов пропускания пленок в зависимости от приложенного напряжения (рис. 2, б). Для этого использовались лазерные источники света прибора „Мультиком“, работающие на длинах волн 515 и 632 nm. Зеленый и красный диапазоны длин волн активно используются в современных ФПГ измерениях [3]. Для регистрации лазерного излучения, прошедшего сквозь пленки, был использован измеритель мощности „StarLite“ (Ophir Optronics Solutions Ltd., Израиль), чья

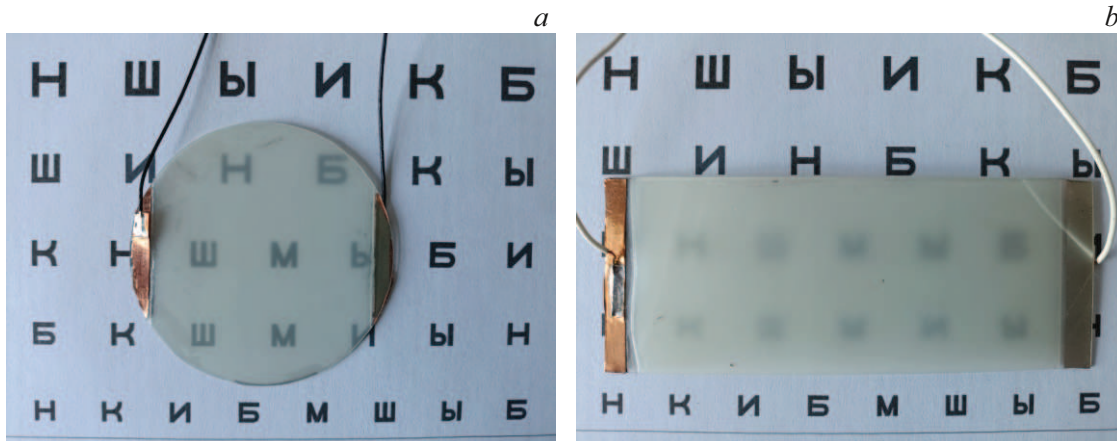


Рис. 1. ПДЖК-пленки, используемые в исследовании: образец 1 (а) и образец 2 (б).

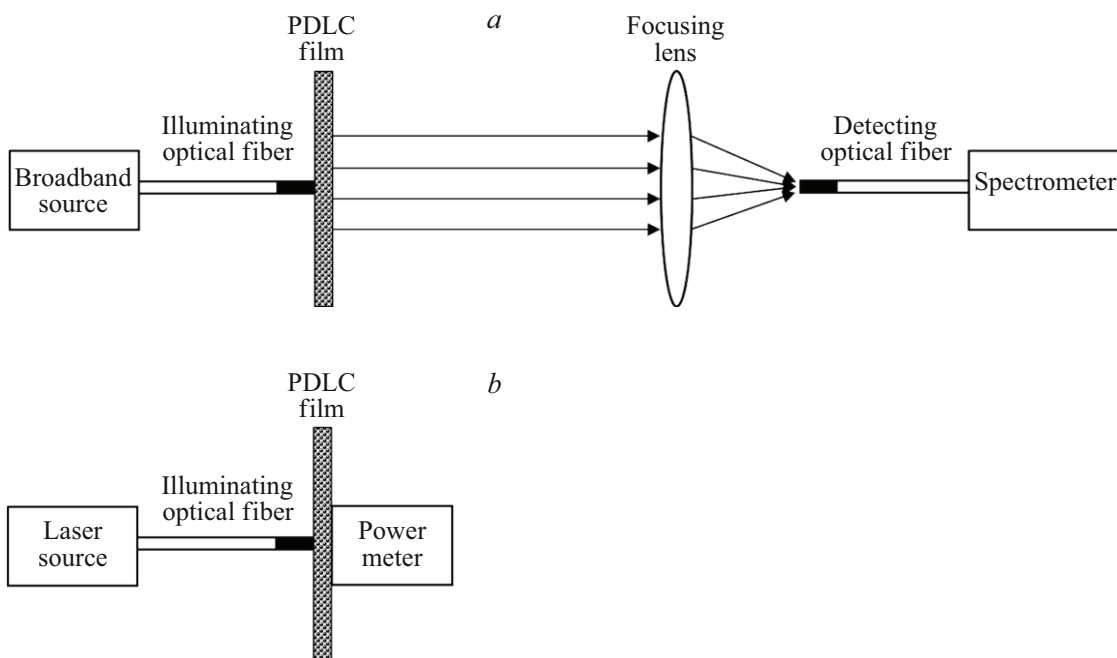


Рис. 2. Блок-схема экспериментальной установки для исследования оптических свойств ПДЖК-пленок: для измерения спектров пропускания (а) и коэффициента пропускания на определённой длине волны для разных уровней приложенного напряжения (б).

измерительная головка располагалась непосредственно рядом с исследуемой пленкой. Инструментальная погрешность измерителя мощности составляет 2%. Использование когерентного излучения лазеров позволило более точно сфокусировать пучок света, рассеянный пленкой, в головку измерителя мощности размерами 1×1 см и учесть тем самым боковые компоненты рассеяния. В процессе эксперимента напряжение, подаваемое на пленку, варьировалось от 0 до 60 V с шагом 5 V. Для оценки воспроизводимости результатов измерения были проведены 5 раз (в разные дни). Далее было рассчитано среднее значение и среднеквадратическое отклонение (СКО), которое в данном случае отражает методическую погрешность.

Далее на основе полученных экспериментальных данных были проведены расчеты коэффициента рассеяния пленок. Для этого мы использовали одномерную двухпоточковую модель Кубелки–Мунка, которая учитывает многократное рассеяние света в среде, но не позволяет учесть анизотропию [20]. Поскольку коэффициент поглощения жидких кристаллов в полимерной матрице близок к нулю [21], то пленку можно представить как исключительно рассеивающую среду. Прошедший через такую среду оптический поток может быть описан следующим уравнением [22]:

$$F_{\tau} = F_0 \frac{1}{1 + SH}, \tag{2}$$

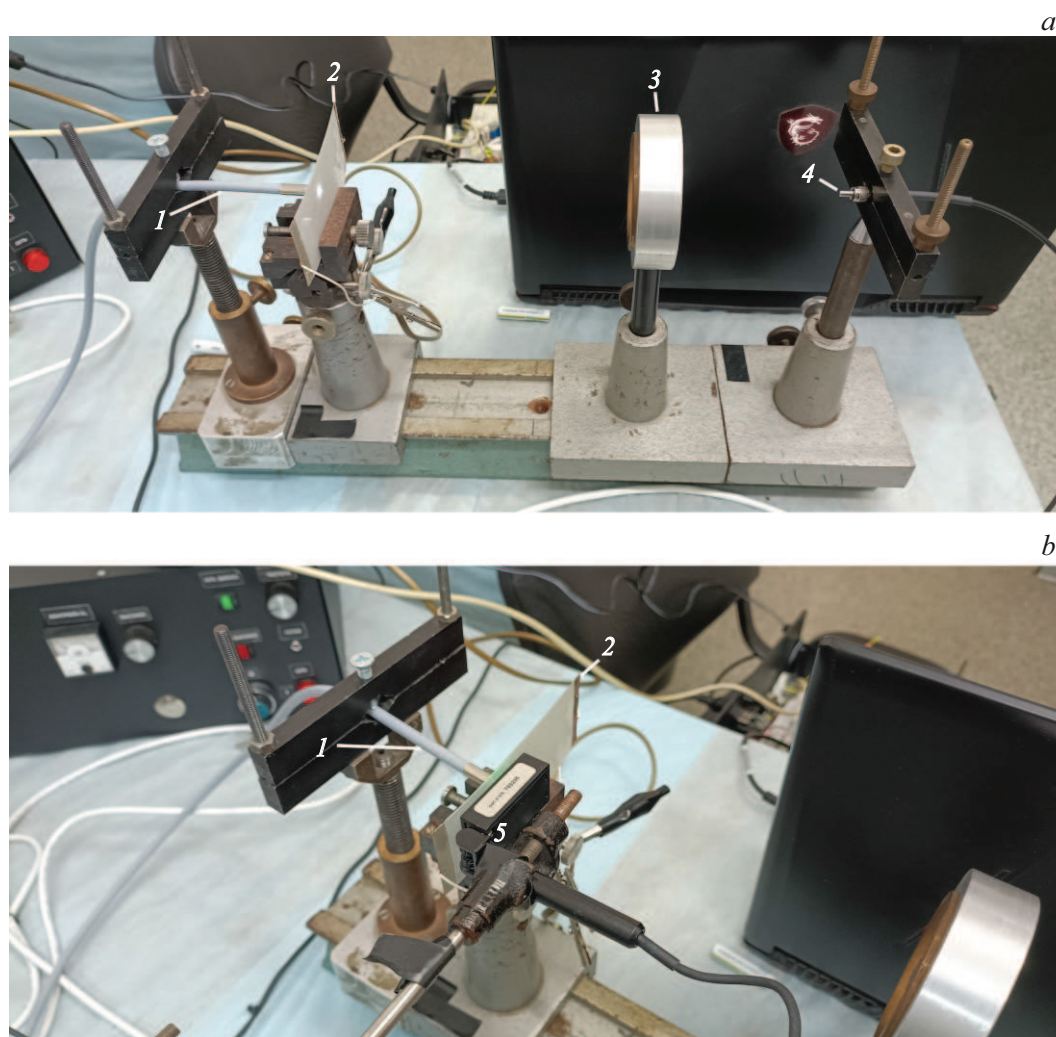


Рис. 3. Фотографии экспериментальной установки, (а) и (б) соответствуют конфигурациям установки на рис. 2. 1 — освещающее оптическое волокно, 2 — ПДЖК-пленка, 3 — фокусирующая линза, 4 — приемное оптическое волокно, 5 — измеритель мощности.

где F_0 — падающий на среду оптический поток, F_T — прошедший сквозь среду оптический поток, S — погонный (транспортный) коэффициент рассеяния среды, $H = 0.045$ см — толщина среды. Строго говоря, коэффициент S не во всех задачах соответствует классическому коэффициенту μ_s , однако для нашей идеализированной одномерной задачи, согласно результатам [23], мы можем принять их идентичными. Таким образом, зная коэффициент пропускания пленки F_T/F_0 , можно легко определить ее коэффициент рассеяния.

На основе полученных значений коэффициента рассеяния пленок далее были проведены расчеты для имитирующей кожу трехслойной меры, предложенной в [12]. Первый слой такой меры — это пленка ПДЖК для имитации пульсаций крови. Второй слой представляет собой поглощающий оптический фильтр для имитации поглощения света кровью. И третий слой — фторопласт для имитации рассеяния света на неподвижных структурах ткани. Согласно [12], обратно рассеянный от

такой меры оптический поток может быть выражен при помощи следующего выражения:

$$F_{BS,measure} = F_0 \left[\frac{SH}{1 + SH} + \frac{T_f^2}{(1 + SH(1 - T_f^2))(1 + SH)} \right], \quad (3)$$

где T_f — коэффициент пропускания поглощающего оптического фильтра. Уравнение (3) позволяет рассчитывать мощность воспроизводимого мерой сигнала, а также глубину его модуляции. Применительно к ФПГ глубина модуляции регистрируемого сигнала представляет собой отношение AC/DC и, как было сказано выше, является важным показателем качества сигнала [24].

Результаты и обсуждение

На рис. 4 представлены полученные спектры пропускания пленок. Как видно, спектр пропускания для образца 1 практически равномерен для видимого и

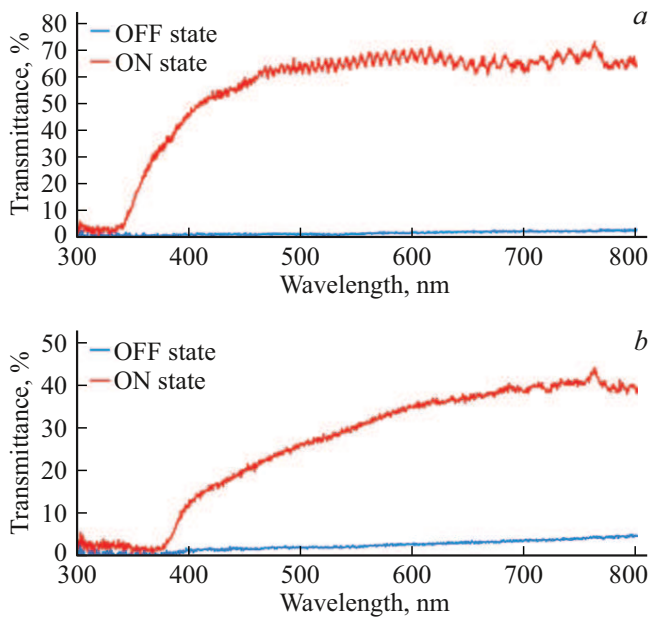


Рис. 4. Спектры пропускания ПДЖК-пленок в выключенном (0 V) и включенном (60 V) состояниях для образца 1 (a) и образца 2 (b).

ближнего инфракрасного диапазонов, тогда как пропускание для образца 2 меньше по амплитуде и линейно увеличивается с ростом длины волны. Пропускание пленок в выключенном состоянии близко к нулю во всем диапазоне длин волн.

На рис. 5 представлены полученные зависимости коэффициента пропускания пленок от приложенного напряжения для двух длин волн. Образец 1 имеет более крутую электрооптическую характеристику, чем образец 2. Это говорит о том, что данный образец обеспечивает более широкий диапазон варьирования коэффициента рассеяния и выходного сигнала соответственно. Полученные кривые по форме соответствуют результатам работы [25], однако конкретные значения пропускания пленок для конкретных уровней напряжения могут отличаться за счет разницы в концентрации жидких кристаллов в сополимере.

Полученные зависимости коэффициента пропускания пленок от приложенного напряжения далее были преобразованы в зависимости коэффициента рассеяния ($\mu_s = S$) от напряжения при помощи уравнения (2). Результаты представлены на рис. 6. Для образца 1 коэффициент рассеяния варьируется от 45 cm^{-1} до примерно 5 cm^{-1} для 515 nm и от 33 cm^{-1} до 5 cm^{-1} для 632 nm. При этом наибольший разброс μ_s наблюдается при низких напряжениях (0–10 V), а минимальное рассеяние наблюдается уже на 15–20 V. Для образца 2 электрооптическая характеристика более пологая и μ_s варьируется от 38 cm^{-1} до 21 cm^{-1} для 515 nm и от 27 cm^{-1} до 14 cm^{-1} для 632 nm. Полученный результат говорит о том, пленка 1 является более чувствительной к изменению напряжения и, следовательно, для моделирования

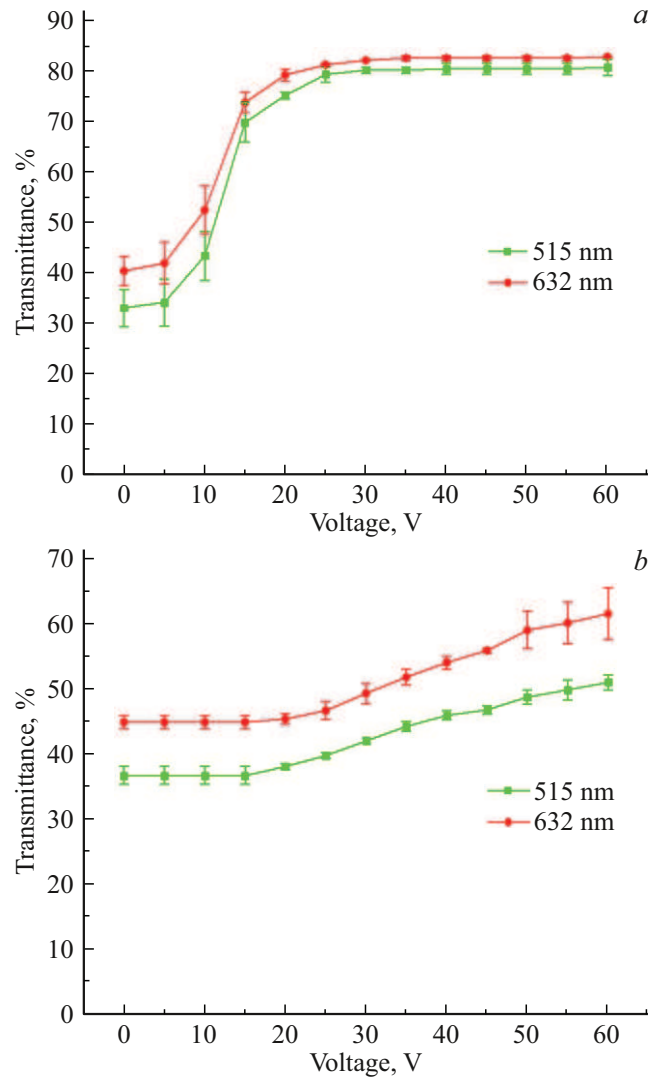


Рис. 5. Зависимости коэффициента пропускания ПДЖК-пленок от приложенного напряжения для образца 1 (a) и образца 2 (b). Данные представлены в виде среднее \pm СКО.

АС компоненты излучения требует меньший диапазон управляющих напряжений.

Расчитанные значения коэффициента рассеяния пленок позволили рассчитать обратно рассеянный от трехслойной РИМ оптический поток, а точнее, глубину модуляции потока (отношение АС/DC). Для этого сначала был рассчитан базовый оптический поток в выключенном состоянии пленки при $\mu_{s,0} = \mu_s(0 \text{ V})$, а затем вычислено приращение потока, вызванное приращением коэффициента рассеяния при подаче напряжения: $\Delta(\mu_s) = \mu_s(0 \text{ V}) - \mu_s(60 \text{ V})$. Итоговая глубина модуляции регистрируемого излучения была вычислена как:

$$\left(\frac{AC}{DC}\right)_{\text{measure}} = \frac{|\Delta F_{BS, \text{measure}}(\mu_{s,0}, \Delta\mu_s)|}{F_{BS, \text{measure}}(\mu_{s,0})} \quad (4)$$

Смоделированные по (4) значения АС/DC в зависимости от коэффициента пропускания поглощающего

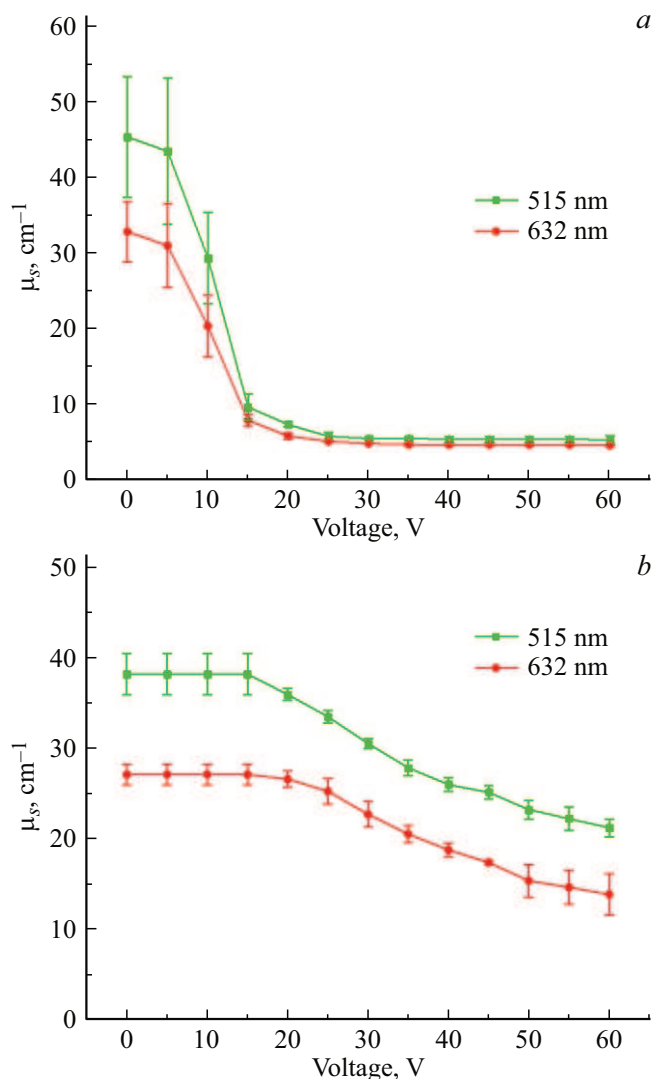


Рис. 6. Зависимости коэффициента рассеяния ПДЖК-пленок от приложенного напряжения для образца 1 (а) и образца 2 (б). Данные представлены в виде среднее \pm СКО.

оптического фильтра T_f (второй слой в РИМ) показаны на рис. 7. Как видно, глубина модуляции воспроизводимого образцом 1 сигнала превышает примерно в 2 раза глубину модуляции образца 2. Значения АС/DC для реальной кожи составляют 3–10% для зеленого диапазона спектра и 1–5% для красного диапазона [26–28]. Обе пленки превышают эти диапазоны, таким образом, они обе могут быть использованы в качестве основных элементов РИМ.

Заключение

В настоящей работе было проведено исследование оптических свойств двух образцов ПДЖК-пленок, входящих в состав имитационных мер для калибровки ФПП устройств. В результате были получены спектры пропускания пленок в диапазоне 300–800 nm и электрооптиче-

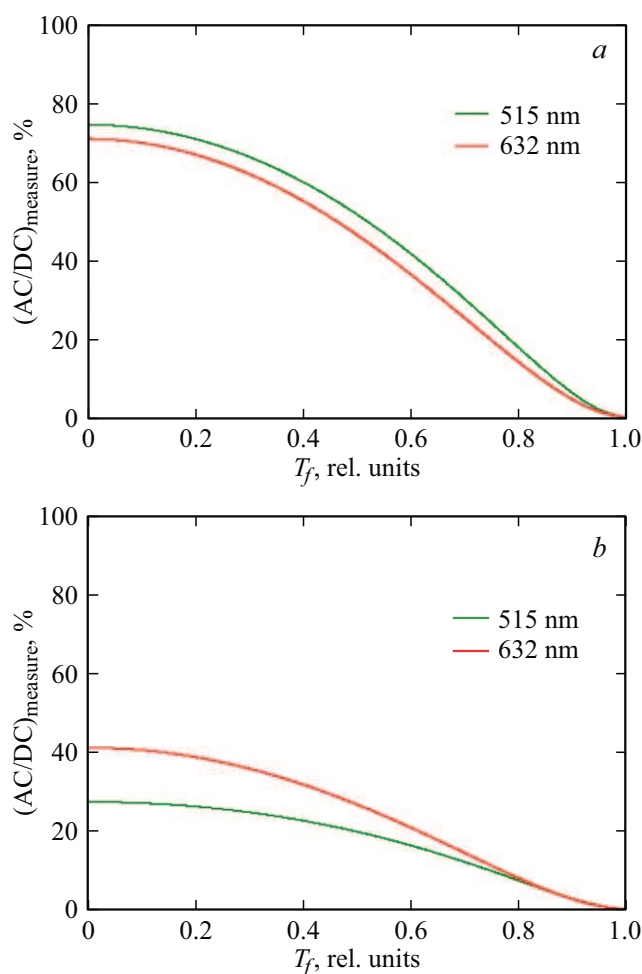


Рис. 7. Рассчитанная зависимость глубины модуляции обратно рассеянного от трехслойной РИМ сигнала от коэффициента пропускания поглощающего оптического фильтра T_f для образца 1 (а) и образца 2 (б).

ские кривые для длин волн 515 и 632 nm. В дальнейшем мы также планируем исследовать электрооптические свойства и для ближнего инфракрасного диапазона. Был проведен расчет коэффициента рассеяния пленок для разных уровней приложенного напряжения. Пленка 1 показала больший диапазон варьирования коэффициента рассеяния, чем пленка 2. Количественные данные коэффициента рассеяния пленок имеют важное значение, поскольку позволяют проводить более точные расчеты распространения света в многослойных мерах, имитирующих пульсации объема крови в ткани. В частности, на основе полученных данных проведен расчет величины АС/DC формируемого сигнала для трехслойной РИМ и показано, что обе пленки подходят для использования в таких мерах.

Конфликт интересов

Авторы заявляют, что у них нет конфликта интересов.

Список литературы

- [1] L. Hacker, H. Wabnitz, A. Pifferi, S. Di Nardo, A. Farina, M. Pagliazzi, R. Reif, D. Roblyer, I. Schelkanova, Y. Zhao, R.A. Simon, A. Cerussi, B.J. Tromberg. *Nat. Biomed. Eng.*, **6**, 541 (2022). DOI: 10.1038/s41551-022-00890-6
- [2] Д.А. Рогаткин, А.В. Дунаев, Л.Г. Лапаева. *Медицинская техника*, **2** (260), 30 (2010).
- [3] Д.А. Рогаткин. *Медицинская физика*, **4**, 75 (2017).
- [4] V. Rajan, B. Varghese, T.G. van Leeuwen, W. Steenbergen. *Lasers Med. Sci.*, **24**, 269 (2009). DOI: 10.1007/s10103-007-0524-0
- [5] A.V. Bykov, A.P. Popov, A.V. Priezhev, R. Myllylä. In: *Optical Coherence Tomography and Coherence Techniques V*, ed. by R. Leitgeb, B. Bouma. *Proc. SPIE*, **8091**, 80911R (2011). DOI: 10.1117/12.889417
- [6] L. Spinelli, M. Botwicz, N. Zolek, M. Kacprzak, A. Durin, P. Sawosz, R. Maniewski, A. Liebert. *Biomed. Opt. Express*, **5** (7), 2037 (2014). DOI: 10.1364/BOE.5.002037
- [7] V.N. Du Le, S. Fronckowiak, E. Badolato. *Sensors*, **25** (7), 2311 (2025). DOI: 10.3390/s25072311
- [8] W.C. Vogt, X. Zhou, R. Andriani, M. Alqassim, P.A. Gourley, P.L. Leu, D.A. Low, H. El-Haddad, Y. Zou, B. Chen, B.A. Moffitt. *Biomed. Opt. Express*, **10**(2), 449 (2019). DOI: 10.1364/BOE.10.000449
- [9] A. Friedman. In: *Mathematics in Industrial Problems*, ed. by A. Friedman. IMA Vol. Math. Appl., 31 (Springer, NY, 1990), p. 89–94. DOI: 10.1007/978-1-4613-9098-5_7
- [10] В.В. Беляев, В.Н. Авдеев. *Электроника: Наука, технология, бизнес*, **7**, 80 (2023). DOI: 10.22184/1992-4178.2023.228.7.80.90
- [11] Д.А. Рогаткин, Д.Г. Лапитан. Патент РФ № 2777514. Устройство для метрологического контроля состояния приборов оптической флоуметрии. Заявка № 2021131510 от 27.10.2021; опублик. 05.08.2022.
- [12] Д.Г. Лапитан, Д.А. Рогаткин, Л.С. Капустин. *Вестник МГТУ им. Н.Э. Баумана. Сер. Приборостроение*, **3** (152), 27 (2025).
- [13] J. Allen. *Physiol. Meas.*, **28**, R1 (2007). DOI: 10.1088/0967-3334/28/3/R01
- [14] N. Huber, J. Heitz, D. Bäuerle. *The European Physical Journal-Applied Physics*, **25** (1), 33 (2004). DOI: 10.1051/epjap:2003083
- [15] E. Salomatina, B. Jiang, J. Novak, A.N. Yaroslavsky. *J. Biomedical Optics*, **11** (6), 064026 (2006). DOI: 10.1117/1.2398928
- [16] S.A. Prahl, M.J. van Gemert, A.J. Welch. *Appl. Opt.*, **32** (4), 559 (1993). DOI: 10.1364/AO.32.000559
- [17] I.V. Yaroslavsky, A.N. Yaroslavsky, T. Goldbach, H.J. Schwarzmaier. *Appl. Opt.*, **35**, 6797 (1996). DOI: 10.1364/AO.35.006797
- [18] R.R. Anderson, J.A. Parrish. *J. investigative dermatology*, **77** (1), 13 (1981). DOI: 10.1111/1523-1747.ep12479191
- [19] I.A. Raznitsyna, A.P. Tarasov, D.A. Rogatkin. *Instrum. Exp. Tech.*, **63**, 267 (2020). DOI: 10.1134/S0020441220020049
- [20] А. Исмару. *Распространение и рассеяние волн в случайно-неоднородных средах*, т. 1 (Мир, М., 1981), 280 с.
- [21] S.T. Wu, K.C. Lim. *Appl. Opt.*, **26** (9), 1722 (1987). DOI: 10.1364/AO.26.001722
- [22] S. Persheyev, D. Rogatkin. *Herald of the Bauman Moscow State Technical University. Ser. Natural Sciences*, **5**, 78 (2017). DOI: 10.18698/1812-3368-2017-5-78-94
- [23] Д.А. Рогаткин. *Медицинская техника*, **2**, 10 (2007).
- [24] D.G. Lapitan, A.P. Tarasov. In: *Proc. of the 2019 IEEE 8th Int. Conf. on Advanced Optoelectronics and Lasers (CAOL)* (IEEE, Sozopol, Bulgaria, 2019), p. 103–106. DOI: 10.1109/CAOL46282.2019.9019552
- [25] E.P. Pozhidaev, A.V. Kaznacheev, S.I. Torgova, V.V. Kesaev, V.A. Barbashov. *Opt. Mater. Express*, **10** (12), 3030–3040 (2020). DOI: 10.1364/OME.410163
- [26] D.G. Lapitan, A.P. Tarasov, D.A. Rogatkin. *J. Biomed. Photonics Eng.*, **8** (3), 030306 (2022). DOI: 10.18287/JBPE22.08.030306
- [27] D.G. Lapitan, A.P. Tarasov, M.E. Shtyflyuk, D.A. Rogatkin. *Photonics*, **11** (7), 637 (2024). DOI: 10.3390/photonics11070637
- [28] E.F. Pribadi, R.K. Pandey, P.C.P. Chao. *Microsystem Technologies*, **26**, 3409 (2020). DOI: 10.1007/s00542-020-04895-6