

doi: 10.17586/2226-1494-2023-23-2-218-226

УДК 616.12-073

Современные методы математического моделирования в биомедицинских исследованиях

Илья Владимирович Красников¹, Алексей Юрьевич Сетейкин²✉, Бернхард Рот³

^{1,2} Балтийский федеральный университет имени Иммануила Канта, Калининград, 236041, Российская Федерация

² Амурский государственный университет, Амурская область, Благовещенск, 675027, Российская Федерация

³ Центр оптических технологий, Ганновер, 30167, Германия

¹ ivkrasnikov@gmail.com, <https://orcid.org/0000-0001-6934-2963>

² seteikin@mail.ru✉, <https://orcid.org/0000-0001-9220-3320>

³ bernhard.roth@hot.uni-hannover.de, <https://orcid.org/0000-0001-9389-7125>

Аннотация

Предмет исследования. Исследованы основные подходы к математическому моделированию процесса взаимодействия оптического излучения с биологическими тканями. **Метод.** Метод Монте-Карло представляет аппроксимацию решения уравнения переноса излучения. Данное решение достигается с помощью выборки множества возможных траекторий световых квантов (пакетов фотонов) при прохождении через ткань. Полученная стохастическая модель позволяет моделировать распространение света в мутной (рассеивающей) среде. В работе рассмотрены основные типы взаимодействия фотонов с тканью: рассеяние, поглощение и отражение/преломление на границе среды. **Основные результаты.** Показаны эффективные методы моделирования задачи спектроскопии комбинационного рассеяния в мутных средах с учетом параметров детектора и объема выборки. Рассмотрены два принципиальных подхода к численному моделированию комбинационного рассеяния. На основе данных открытых научных работ показан вариант моделирования комбинационного рассеяния в нормальной многослойной коже человека в ближнем инфракрасном диапазоне длин волн. Представлены спектры комбинационного рассеяния срезов нормальной ткани кожи *ex vivo* для количественной оценки различных внутренних микроспектральных свойств различных слоев кожи. Приведено сравнение реконструированного спектра комбинационного рассеяния кожи с клинически измеренными спектрами кожи *in vivo*. Показано общее соответствие смоделированного процесса и экспериментальных данных. **Практическая значимость.** Показана возможность применения последовательного метода Монте-Карло для обработки данных в корреляционной широкополосной оптической когерентной томографии для исследования биологических объектов.

Ключевые слова

оптическое излучение, поглощение, рассеивание, моделирование, биологические ткани, метод Монте-Карло

Ссылка для цитирования: Красников И.В., Сетейкин А.Ю., Рот Б. Современные методы математического моделирования в биомедицинских исследованиях // Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики. 2023. Т. 23, № 2. С. 218–226. doi: 10.17586/2226-1494-2023-23-2-218-226

Modern approaches to the application of mathematical modeling methods in biomedical research

Ilya V. Krasnikov¹, Alexey Yu. Seteikin²✉, Bernhard Roth³

^{1,2} Immanuel Kant Baltic Federal University, Kaliningrad, 236041, Russian Federation

² Amur State University, Amur Region, Blagoveshchensk, 675027, Russian Federation

³ Hannover Centre for Optical Technologies, Hannover, 30167, Germany

¹ ivkrasnikov@gmail.com, <https://orcid.org/0000-0001-6934-2963>

² seteikin@mail.ru✉, <https://orcid.org/0000-0001-9220-3320>

³ bernhard.roth@hot.uni-hannover.de, <https://orcid.org/0000-0001-9389-7125>

© Красников И.В., Сетейкин А.Ю., Рот Б., 2023

Abstract

This paper presents a brief overview of the main approaches to mathematical modeling of the interaction of optical radiation with biological tissues. In the case of light propagation in tissue, the Monte Carlo method is an approximation of the solution of the radiation transfer equation. This is done by sampling the set of all possible trajectories of light quanta (photon packets) as they pass through the tissue. Such a stochastic model makes it possible to simulate the propagation of light in a turbid (scattering) medium. The main types of interaction between photons and tissue are considered: scattering, absorption, and reflection/refraction at the boundary of the medium. The algorithm of the method is based on the statistical approximation of the estimated parameters instead of using non-linear functional transformations. Efficient methods for modeling the problem of Raman spectroscopy in turbid media are shown, taking into account the parameters of the detector and the sample size. Two fundamental approaches to the numerical simulation of Raman scattering are considered. Based on data from open literary sources, a variant of modeling Raman scattering in normal multilayer human skin in the near infrared wavelength range is shown. The Raman spectra of *ex vivo* normal skin tissue sections are presented to quantify various intrinsic micro spectral properties of different skin layers. The reconstructed Raman spectrum of the skin is compared with clinically measured skin spectra *in vivo*. The overall good agreement between the simulated process and experimental data is shown. The possibility of using the sequential Monte Carlo method for data processing in correlation wide-field optical coherence tomography for the study of biological objects is shown.

Keywords

optical radiation, absorption, scattering, modeling, biological tissues, Monte Carlo method

For citation: Krasnikov I.V., Seteikin A.Yu., Roth B. Modern approaches to the application of mathematical modeling methods in biomedical research. *Scientific and Technical Journal of Information Technologies, Mechanics and Optics*, 2023, vol. 23, no. 2, pp. 218–226 (in Russian). doi: 10.17586/2226-1494-2023-23-2-218-226

Введение

Актуальность детального изучения распределения излучения в многослойных биологических средах обусловлена разработкой эффективных методов оптической диагностики. Один из таких подходов — математическое моделирование данных процессов.

В рамках решения проблемы распределения излучения возникает необходимость разработки дистанционных оптических методов диагностики многослойных биологических тканей [1–6]. Однако не все известные методы учитывают в полной мере оптические и геометрические характеристики анализируемых объектов, прежде всего локальных неоднородностей. Наиболее эффективным для решения подобных задач является применение вероятностного метода Монте-Карло (МК), который основан на представлении распространения излучения в виде потока модельных волновых пакетов.

Метод МК — один из вычислительных методов, который базируется на случайной выборке физических величин. Благодаря универсальности данный метод широко применяется в самых разных областях науки, включая оптику биологических тканей [1]. Его популярность в последние два десятилетия при моделировании задач транспорта фотонов в биотканях обусловлена возможностью получения гибкого и строгого решения задачи распространения света в мутных средах со сложной структурой. Метод МК применяется для решения радиационного уравнения переноса излучения (УПИ) с любой требуемой точностью [7] при условии, что требуемая вычислительная нагрузка является доступной. По этой причине данный метод рассматривается как золотой стандарт среди методов моделирования распространения света в биотканях, результаты которого часто используются для проверки других, менее строгих методов, таких как диффузионное приближение УПИ.

Иллюстрацией к правомерности выбора метода МК в качестве основного инструмента для моделирования распространения оптического излучения в биотканях

может служить работа [8]. Для моделирования спектров отражения кожи человека использована семислойная модель кожи.

Несмотря на то, что метод МК является золотым стандартом среди методов моделирования распространения света в мутных средах, его основным недостатком является требование интенсивных вычислений для достижения результатов с желаемой точностью из-за стохастической природы МК-моделирования, что требует больших временных затрат по сравнению с другими аналитическими или эмпирическими методами. В течение последних десятилетий были предприняты значительные усилия, чтобы ускорить процесс МК-моделирования распространения света в биотканях.

Для достижения оптимальной производительности моделей в работах [9, 10] использована технология параллельных вычислений, известная как NVidia CUDA, что ускоряет процесс моделирования до 1000 раз. Технология ускорения вычислений методом МК с помощью графических процессоров NVidia CUDA является очень актуальной на сегодняшний день. Множество работ посвящены улучшению существующего алгоритма МК и ускорению его работы в двумерном [4, 11] или трехмерном [9, 10, 12] случаях.

Прорыв в области неоперативных методов диагностики долгое время обеспечивали рентген и компьютерная томография, теперь можно ожидать развития от оптической визуализации благодаря использованию неионизирующего излучения и его неинвазивности [13]. Спектроскопия диффузного отражения, ближняя инфракрасная спектроскопия, диффузная оптическая томография, рамановская визуализация, флуоресцентная визуализация, оптическая микроскопия, оптическая когерентная томография и фотоакустическая визуализация относятся к числу широко используемых оптических методов в биомедицине и их потенциал изучен далеко не полностью [14].

Моделирование распространения света в среде основано на характеристиках поглощения и рассеяния, доминирующих при распространении света в биоло-

гических тканях. Распространенным подходом к моделированию распространения света в среде является использование УПИ. Было предложено несколько численных решений для УПИ, основанных на подходящих приближениях, но эффективные решения для гетерогенной среды (ткани) все еще остаются проблемой [15].

Метод Монте-Карло для моделирования распространения излучения в биотканях

Как правило, при моделировании МК через исследуемую среду (ткань) распространяется большое количество фотонов. Фотоны претерпевают отражение, преломление, поглощение или рассеяние [16, 17]. Оптические свойства среды, такие как показатель преломления (n); коэффициенты поглощения (μ_a) и рассеяния (μ_s), а также анизотропия рассеяния (g), определяют путь, пройденный фотонами в среде. Коэффициент поглощения (μ_a) определяется как вероятность поглощения фотона в среде на единицу (бесконечно малой) длины пробега [13].

Геометрия среды, в которой моделируется распространение света, может быть определена как бесконечная или полубесконечная сплошная среда в зависимости от потребностей моделирования. Для рассеяния полярный (θ) и азимутальный (φ) углы рассеянного фотона зависят от оптических свойств ткани и выборки случайных значений. Угол θ вычисляется с использованием фазовой функции Хеньи–Гринштейна, вида:

$$p \cos \theta = \frac{1 - g^2}{2(1 + g^2 - 2g \cos \theta)^{3/2}} \text{ и } \varphi = 2\pi\xi, \quad (1)$$

где ξ — равномерно распределенное случайное число $\xi = [0, 1]$.

Кроме использования подходов численного решения УПИ и метода МК, многие исследования нацелены на разработку моделей для процессов многократного рассеяния. Такие исследования включают теорему случайного блуждания [18, 19], эмпирические предсказания [20] и методы сложения-удвоения [21]. Данные методы часто используют упрощенные аналитические выражения для прогнозирования поведения деталей эксперимента, таких как распределение полного пропускания, средний косинус рассеяния и пройденное расстояние. Использование простых фазовых функций в этих упрощенных моделях для описания, например: анизотропии рассеяния g или изотропного рассеяния, также имеет недостатки. Несмотря на то, что упрощения дают разумные результаты для некоторых усредненных наблюдений, но они не могут различать сходные фазовые функции, например, фазовые функции с одним и тем же g , но совершенно разными функциями плотности вероятности. Еще одна проблема — ограничение работы с анизотропными рассеивающими, поглощающими средами и/или неоднородными распределениями оптической плотности/фазовых функций.

Отметим, что выбор фазовой функции не ограничивается классической функцией Хеньи–Гринштейна. Например, в работах [22–24] приведено решение в виде цепи Маркова для моделирования многократного рассе-

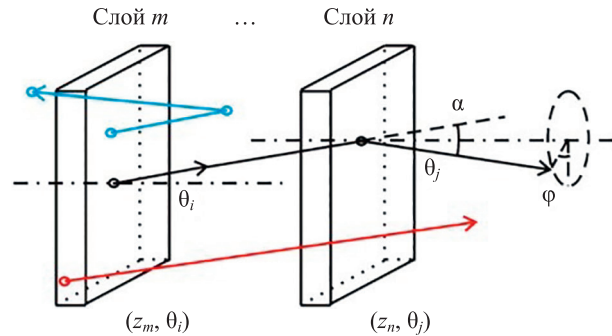


Рис. 1. Схема многократного рассеяния в соответствии с моделью цепи Маркова [22]

Fig. 1. Multiple scattering scheme according to the Markov chain model [22]

яния фотонов через мутные среды посредством процессов анизотропного рассеяния — рассеяния Ми (рис. 1). На схеме пластина дискретизирована на несколько слоев с одинаковой толщиной Δz . Предположим, что оптические свойства внутри каждого слоя одинаковы. m и n — произвольные индексы слоев, а z_m и z_n — расстояния между слоем и падающей плоскостью для слоев m и n . Пусть в m -ом и n -ом слоях происходят два последовательных акта рассеяния; θ_i и θ_j — углы распространения фотонов (зенитные углы); φ — азимутальный угол, причем $\varphi = 0^\circ$ для слоя m из-за симметрии; α — угол между двумя векторами распространения.

Применение метода Монте-Карло в оптической когерентной томографии

Оптическая когерентная томография (ОКТ) — неинвазивный метод, который позволяет быстро получать изображения с высоким разрешением — до одного микрона. Для нужд современной медицины необходимы также высокоскоростные методы визуализации, позволяющие работать по возможности в реальном времени. Эта задача решается последними разработками в области перестраиваемых лазерных технологий и концепций миниатюризации [25–27]. Математическая модель взаимодействия лазерного излучения и биоткани разработана с учетом технических характеристик установки и дополнительных параметров установки, таких как реалистичные геометрические параметры среды и установки, а также требования к обнаружению неоднородностей [28]. До сих пор большинство численных подходов к решению задачи распространения оптического излучения в сильно рассеивающих, в том числе биологических средах, основано на методе МК. В работе [29] разработана модель ОКТ с учетом геометрической реализации зонда с низкокогерентным интерферометрическим обнаружением. Выяснилось, что ОКТ в целом регистрирует только минимально рассеянные фотоны — отдельные фотоны или в рамках модели — пакеты фотонов, которые рассеивались минимально количество раз до попадания на детектор. В [9] описан высокооптимизированный пакет кода МК для моделирования распространения света в среде, разработанный на графических процессорах NVIDIA

(GPU). Значительное ускорение приложений МК для моделирования распространения фотонов на графических процессорах в основном связано с их распараллеливаемой природой, поскольку результаты каждого пакета фотонов могут быть вычислены независимо от всех других пакетов фотонов.

В [30] представлена простая и эффективная модель, основанная на методе МК для моделирования ОКТ-сигналов, коэффициентов рассеяния и эффекта многократного рассеяния фотонов при увеличении концентрации рассеивателей. Отметим, что хотя модель точно оценивает оптические параметры образца, она не требует учета более сложных эффектов, таких как зависимое и многократное рассеяние. Вместо этого вводится некоторая весовая функция, описывающая разные порядки событий многократного рассеяния.

Практика показывает, что основной проблемой количественных ОКТ-измерений является линейная зависимость коэффициента рассеяния μ_s от концентрации рассеивателей в случае слабоссеивающих однородных сред. В случае сильного рассеяния зависимость становится нелинейной и, следовательно, более сложной. Модель, разработанная в [30], способна точно предсказывать эту нелинейность и потенциально может быть распространена на ОКТ-исследования биологических тканей и соответствующее определение оптических свойств в будущем.

Последние биомедицинские результаты *in vivo* показали, что распределение интенсивности сигнала на изображении ткани ОКТ хорошо описывается логарифмически-нормальной (гамма) функцией. Чтобы полностью понять и использовать этот факт, была разработана модель ОКТ МК, учитывающая спекл-эффекты [31]. Полученные в результате предсказания статистики спеклы МК соответствуют экспериментальным результатам ОКТ для серии контрольных фантомов с переменными характеристиками рассеяния, а гамма-распределение — теоретическим и экспериментальным результатам. Возможность количественной оценки характеристик ткани с низким разрешением с помощью спекл-анализа ОКТ может оказаться полезной в диагностической фотомедицине.

В работе [32] рассмотрено влияние контролируемого механического сжатия, вызванного датчиком ОКТ в сочетании с динамометром, на кросс-поляризационные ОКТ-изображения кожи. Регистрация ОКТ-изображений в двух поляризациях (параллельной и ортогональной) позволила получить дополнительную информацию о структурных особенностях исследуемой ткани. Показано, что увеличение контраста перехода эпидермис/дерма и снижение контраста перехода роговой слой/эпидермис на ОКТ-изображениях связано с механическим сжатием кожи человека *in vivo*, что может быть связано со структурными и функциональными изменениями, вызванными компрессией. Чтобы подтвердить происхождение контраста на изображениях ОКТ, вызванного механическим сжатием, выполнено моделирование методом МК. Полученные результаты совпали с экспериментальными результатами.

Моделирование процессов комбинационного рассеяния с использованием метода Монте-Карло

Другой подход для визуализации и анализа характеристик биологических тканей — спектроскопия комбинационного рассеяния [33]. Численное моделирование комбинационного рассеяния состоит из двух этапов: расчет потока фотонов в каждой точке среды и последующая генерация соответствующего числа фотонов комбинационного рассеяния в каждой точке. Для эффективного моделирования комбинационного рассеяния света в мутных средах применяются два подхода [34]. Оба подхода используют метод МК для моделирования процесса комбинационного рассеяния. В первом подходе — прямом методе, предполагается, что коэффициенты поглощения $\mu_a(\lambda_{Raman})$ и комбинационного рассеяния $\mu_s(\lambda_{Raman})$ постоянны во всем образце. При распространении фотона в среде, с некоторой вероятностью P_{Raman} , может происходить переизлучение нового, комбинационно-рассеянного фотона (рис. 2).

Второй подход, так называемый двухэтапный подход, создает достаточное количество рамановских рассеянных фотонов без увеличения вероятности комбинационного рассеяния P_{Raman} или количества фотонов. Первый шаг идентичен коду МК в работе [21]. Он имитирует распространение падающих фотонов через образец, что приводит к распределению фотонов возбуждения (родительских) фотонов $A_{ex}(r, z)$. В соче-

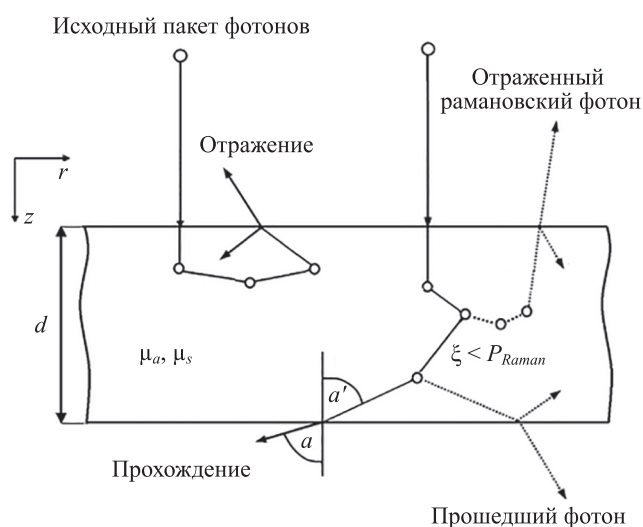


Рис. 2. Общая схема имитационной модели Монте-Карло, используемой для прямого и двухэтапного подходов, где d — глубина слоя; a, a' — углы траектории фотона относительно границы слоя.

○ — место, где происходит поглощение или начало распространения фотонов; — траектории упруго рассеянных фотонов; — траектории комбинационно-рассеянных фотонов [34]

Fig. 2. General scheme of the Monte Carlo simulation model used for both direct and two-stage methods, where d — tissue depth; a, a' — trajectory angles.

○ — is the place where the absorption or the beginning of the propagation of photons occurs; — are the trajectories of elastically scattered photons; — are the trajectories of Raman-scattered photons [34]

тании с коэффициентом поглощения μ_a это определяет пространственное распределение фотонов возбуждения $\Phi_{ex}(r, z)$ внутри образца. На втором этапе из каждой точки, где были поглощены «родительские» фотоны, запускаются фотоны комбинационного рассеяния с изотропно распределенными направлениями и весом

$$W_{Raman} = \Phi_{ex}(r, z)\mu_{Raman} \quad (2)$$

где r — радиальная координата в изотропном случае.

При прямом сближении исходный фотон движется в среде и в любой момент может подвергнуться комбинационному рассеянию. В двухэтапном подходе сначала моделируется распространение рэлеевских фотонов. На каждом шаге, где происходит поглощение, некоторые фотоны из пакета поглощаются, а фотоны комбинационного рассеяния запускаются и распространяются.

В работе [35] с помощью МК-моделирования изучена миграция с временным разрешением фотонов комбинационного рассеяния и фотонов Тиндаля — фотонов, рассеянных частицами с размерами порядка длины волны света, в непрозрачных образцах при изотропном и прямом рассеянии. Подходящее значение вероятности комбинационного рассеяния ($P_{Raman} = 0,01$) использовано для моделирования достаточного количества фотонов по статистическим причинам. Отметим, что в настоящее время большинство моделей основано на двухэтапном подходе к рамановскому моделированию [34].

На рис. 3 представлены результаты моделирования процессов комбинационного рассеяния в растворе β -каротина + чернила с использованием технологии NVIDIA CUDA. Математическая модель комбинационного рассеяния основана на принципах моделирования флуоресценции, при этом распространение фотонов возбуждения смоделировано классическим алгоритмом МК [37]. Результаты моделирования показали,

что оптические свойства раствора β -каротина, изучаемого с помощью комбинационного рассеяния, внесли существенные изменения в профиль обнаруженного сигнала. При этом наблюдается согласованность результатов моделирования и экспериментальных данных для интенсивности пиков в спектре комбинационного рассеяния β -каротина.

Одно из основных применений спектроскопии комбинационного рассеяния — определение химического состава образца, который затем можно использовать для извлечения из образца статической или динамической биологической информации. Кроме того, применительно к исследуемым образцам модель эффективно имитирует комбинационное рассеяние для однослойных и многослойных образцов произвольной геометрии, включая как фокусированные, так и коллимированные лазерные пучки для возбуждения, а также различные значения числовой апертуры NA и радиуса возбуждающего пучка [36].

Для удобства в модель введем понятие сечения комбинационного рассеяния или, альтернативно, вероятности события комбинационного рассеяния μ_{Raman} , аналогичного сечению упругого рассеяния [4, 24, 34, 38, 39]. Преимущество использования этого параметра заключается в том, что для каждого шага моделирования он представляет вероятность повторного излучения рассматриваемого фотона в виде рамановского фотона. При расчете распределения фотонов более выгоден двухшаговый подход [34]. Учитывая тот факт, что процесс комбинационного рассеяния очень слаб, этот подход значительно ускоряет моделирование комбинационного рассеяния, что является обязательным для моделирования многокомпонентных сред со сложной геометрий [34].

В работе [40] рассмотрена попытка моделирования комбинационного рассеяния нормальной кожи человека в ближнем инфракрасном диапазоне длин волн.

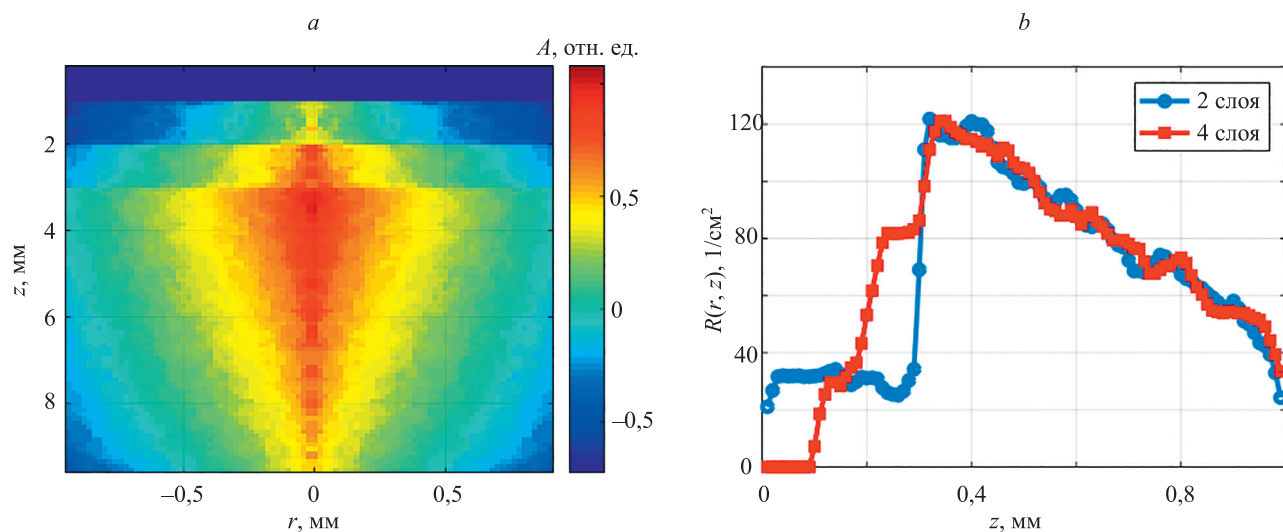


Рис. 3. Распределение вероятности поглощения (A), переизлученных рамановских фотонов в четырехслойной среде β -каротина + чернила (a). $R(r, z)$ — плотность потока фотонов комбинационного рассеяния для двух- и четырехслойных сред, распределенных по глубине (b) [36]

Fig. 3. Probability distribution of absorption (A), of re-emitted Raman photons in a 4-layer medium of β -carotene + ink (a). Density of the Raman photon flux for 2 and 4-layer media, depth distribution (b) [36]

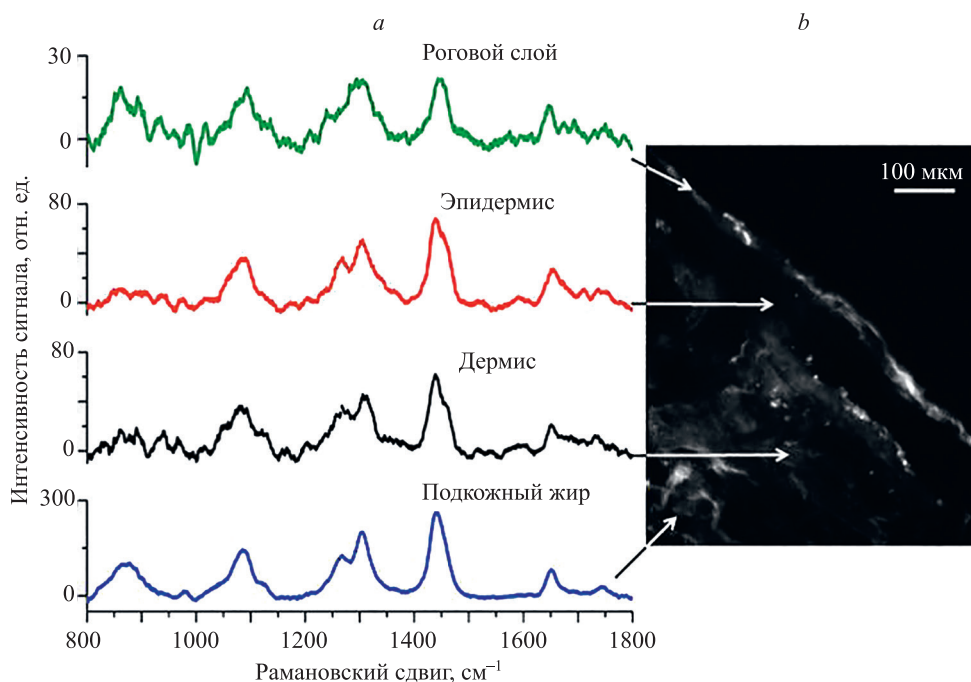


Рис. 4. Собственные спектры комбинационного рассеяния, измеренные для разных слоев неокрашенного иссеченного образца нормальной кожи (а). Ближнее инфракрасное автофлуоресцентное изображение среза кожи, показывающее места измерения (b) [44]

Fig. 4. Intrinsic Raman spectra measured for different layers of an unstained excised sample of normal skin (a). Near Infrared autofluorescence image of a skin section showing measurement sites (b) [44]

Построена восьмислойная модель кожи с транспортными параметрами. Расчет распределения возбуждающего света с длиной волны 785 нм внутри модельной среды выполнен с помощью кода МК [16]. Для моделирования комбинационного рассеяния использованы аналогичные процедуры моделирования, как при моделировании флуоресценции [41–43].

Спектры комбинационного рассеяния срезов нормальной ткани кожи *ex vivo* измерены для количественной оценки внутренних микроспектральных свойств различных слоев кожи [40]. Проведено сравнение реконструированного спектра комбинационного рассеяния кожи с клинически измеренными спектрами кожи *in vivo*, для подтверждения правильности выбора подхода к моделированию (рис. 4) распределения и эффективности выхода рамановских фотонов.

Выбранный процесс моделирования показал, что большинство измеренных *in vivo* рамановских сигналов кожи исходит от дермы (70 %) и эпидермиса (28 %). Роговой слой, хотя и очень тонкий, все же вносит существенный вклад (1,3 %) из-за его близкого расположения к поверхности, что облегчает выход рамановских фотонов. Вклад подкожных слоев также не является незначительным (1,1 %) из-за его гораздо более высокой эффективности комбинационного рассеяния по сравнению с другими слоями ткани (в 4–5 раз выше, чем у эпидермиса/дермы), хотя он расположен глубоко вну-

три кожи. В результате получено высокое соответствие между смоделированными и измеренными данными.

Заключение

Моделирование распространения света в биологических тканях на основе метода Монте-Карло стало важным инструментом для понимания тонкостей взаимодействия света и материи в сложных средах, имеющих отношение, например, к областям медицины и наукам о жизни. Помимо эффективных алгоритмов моделирования, точное моделирование является ключом к последним достижениям в этой области. Новые идеи, полученные в результате моделирования, служат ценным вкладом в разработку новых инструментов, основанных на неинвазивных оптических принципах, или облегчают интерпретацию данных измерений, полученных из биологических образцов. Методы моделирования, представленные в работе, в основном ориентированы на биомедицинскую оптическую визуализацию и спектроскопию. Дополнительные преимущества будут получены за счет постоянно растущей доступной вычислительной мощности и концепций искусственного интеллекта, таких как машинное обучение и концепции глубокого обучения, которые, вероятно, также будут способствовать развитию моделирования, а также анализа данных.

Литература

References

1. Тучин В.В. Оптика биологических тканей. Методы рассеяния света в медицинской диагностике. М.: Физматлит, 2012. 812 с.
2. Arridge S.R. Optical tomography: forward and inverse problems // *Inverse Problems*, 2009, vol. 25, no. 12, pp. 123010. <https://doi.org/10.1088/0266-5611/25/12/123010>
3. Bassi A., D'Andrea C., Valentini G., Cubeddu R., Arridge S.R. Temporal propagation of spatial information in turbid media // *Optics Letters*, 2008, vol. 33, no. 23, pp. 2836–2838. <https://doi.org/10.1364/OL.33.002836>
4. Meglinski I., Doronin A.V. Monte Carlo modeling of photon migration for the needs of biomedical optics and biophotonics // *Advanced Biophotonics*, 2012, pp. 1–72.
5. Fischer D.G., Prael S.A., Duncan D.D. Monte Carlo modeling of spatial coherence: free-space diffraction // *Journal of the Optical Society of America A*, 2008, vol. 25, no. 10, pp. 2571–2581. <https://doi.org/10.1364/JOSAA.25.002571>
6. Jacques S. Monte Carlo modeling of light transport in tissue // *Optical-thermal response of laser-irradiated tissue*. Springer Netherlands, 2010. P. 109–144. https://doi.org/10.1007/978-90-481-8831-4_5
7. Flock S.T., Patterson M.S., Wilson B.C., Wyman D.R. Monte Carlo modeling of light propagation in highly scattering tissues. I. Model predictions and comparison with diffusion theory // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1989, vol. 36, no. 12, pp. 1162–1168. <https://doi.org/10.1109/tbme.1989.1173624>
8. Flock S.T., Wilson B.C., Patterson M.S. Monte Carlo modeling of light propagation in highly scattering tissues. II. Comparison with measurements in phantoms // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1989, vol. 36, no. 12, pp. 1169–1173. <https://doi.org/10.1109/10.42107>
9. Alerstam E., Lo W., Han T., Rose J., Andersson-Engels S., Lilje L. Next-generation acceleration and code optimization for light transport in turbid media using GPUs // *Biomedical Optics Express*, 2010, vol. 1, no. 2, pp. 658–675. <https://doi.org/10.1364/boe.1.000658>
10. Li P., Liu C., Li X., He H., Ma H. GPU acceleration of Monte Carlo simulations for polarized photon scattering in anisotropic turbid media // *Applied Optics*, 2016, vol. 55, no. 27, pp. 7468–7476. <https://doi.org/10.1364/ao.55.007468>
11. Doronin A., Meglinski I. Peer-to-peer Monte Carlo simulation of photon migration in topical applications of biomedical optics // *Journal of Biomedical Optics*, 2012, vol. 17, no. 9, pp. 090504. <https://doi.org/10.1117/1.jbo.17.9.090504>
12. Korhonen V.O., Myllylä T.S., Kirillina M.Yu., Popov A.P., Bykov A.V., Gorshkov A.V., Sergeeva E.A., Kinnunen M., Kiviniemi V. Light propagation in NIR spectroscopy of the human brain // *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics*, 2014, vol. 20, no. 2, pp. 7100310. <https://doi.org/10.1109/jstqe.2013.2279313>
13. Wang L.V., Wu H.-I. *Biomedical Optics: Principles and Imaging*. Hoboken, NJ, USA: Wiley, 2009. 376 p.
14. Yun S.H., Kwok S.J. Light in diagnosis, therapy and surgery // *Nature Biomedical Engineering*, 2017, vol. 1, no. 1, pp. 0008. <https://doi.org/10.1038/s41551-016-0008>
15. Tian J., Liu K., Lu Y., Qin C., Yang X., Zhu S., Han D., Feng J., Ma X., Chang Z. Evaluation of the simplified spherical harmonics approximation in bioluminescence tomography through heterogeneous mouse mode // *Optics Express*, 2010, vol. 18, no. 20, pp. 20988–21002. <https://doi.org/10.1364/oe.18.020988>
16. Jacques S.L., Wang L. Animated simulation of light transport in tissues // *Proceedings of SPIE*, 1994, vol. 2134, pp. 2134A. <https://doi.org/10.1117/12.182939>
17. Periyasamy V., Pramanik M. Advances in Monte Carlo simulation for light propagation in tissue // *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, 2017, vol. 10, pp. 122–135. <https://doi.org/10.1109/rbme.2017.2739801>
18. Gandjbakhche A.H., Weiss G.H., Bonner R.F., Nossal R. Photon path-length distributions for transmission through optically turbid slabs // *Physical Review E*, 1993, vol. 48, no. 2, pp. 810–818. <https://doi.org/10.1103/physreve.48.810>
19. Li X., Ma L. Scaling law for photon transmission through optically turbid slabs based on random walk theory // *Applied Sciences*, 2012, vol. 2, no. 1, pp. 160–165. <https://doi.org/10.3390/app2010160>
20. Sun X., Li X., Ma L. A closed-form method for calculating the angular distribution of multiply scattered photons through isotropic turbid slabs // *Optics Express*, 2011, vol. 19, no. 24, pp. 23932–23937. <https://doi.org/10.1364/oe.19.023932>
1. Tuchin V.V. *Biological Tissue Optics. Light Scattering Methods in Medical Diagnostics*. Moscow, Fizmatlit Publ., 2012, 812 p. (in Russian)
2. Arridge S.R. Optical tomography: forward and inverse problems. *Inverse Problems*, 2009, vol. 25, no. 12, pp. 123010. <https://doi.org/10.1088/0266-5611/25/12/123010>
3. Bassi A., D'Andrea C., Valentini G., Cubeddu R., Arridge S.R. Temporal propagation of spatial information in turbid media. *Optics Letters*, 2008, vol. 33, no. 23, pp. 2836–2838. <https://doi.org/10.1364/OL.33.002836>
4. Meglinski I., Doronin A.V. Monte Carlo modeling of photon migration for the needs of biomedical optics and biophotonics. *Advanced Biophotonics*, 2012, pp. 1–72.
5. Fischer D.G., Prael S.A., Duncan D.D. Monte Carlo modeling of spatial coherence: free-space diffraction. *Journal of the Optical Society of America A*, 2008, vol. 25, no. 10, pp. 2571–2581. <https://doi.org/10.1364/JOSAA.25.002571>
6. Jacques S. Monte Carlo modeling of light transport in tissue. Optical-thermal response of laser-irradiated tissue. *Springer Netherlands*, 2010, pp. 109–144. https://doi.org/10.1007/978-90-481-8831-4_5
7. Flock S.T., Patterson M.S., Wilson B.C., Wyman D.R. Monte Carlo modeling of light propagation in highly scattering tissues. I. Model predictions and comparison with diffusion theory. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1989, vol. 36, no. 12, pp. 1162–1168. <https://doi.org/10.1109/tbme.1989.1173624>
8. Flock S.T., Wilson B.C., Patterson M.S. Monte Carlo modeling of light propagation in highly scattering tissues. II. Comparison with measurements in phantoms. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1989, vol. 36, no. 12, pp. 1169–1173. <https://doi.org/10.1109/10.42107>
9. Alerstam E., Lo W., Han T., Rose J., Andersson-Engels S., Lilje L. Next-generation acceleration and code optimization for light transport in turbid media using GPUs. *Biomedical Optics Express*, 2010, vol. 1, no. 2, pp. 658–675. <https://doi.org/10.1364/boe.1.000658>
10. Li P., Liu C., Li X., He H., Ma H. GPU acceleration of Monte Carlo simulations for polarized photon scattering in anisotropic turbid media. *Applied Optics*, 2016, vol. 55, no. 27, pp. 7468–7476. <https://doi.org/10.1364/ao.55.007468>
11. Doronin A., Meglinski I. Peer-to-peer Monte Carlo simulation of photon migration in topical applications of biomedical optics. *Journal of Biomedical Optics*, 2012, vol. 17, no. 9, pp. 090504. <https://doi.org/10.1117/1.jbo.17.9.090504>
12. Korhonen V.O., Myllylä T.S., Kirillina M.Yu., Popov A.P., Bykov A.V., Gorshkov A.V., Sergeeva E.A., Kinnunen M., Kiviniemi V. Light propagation in NIR spectroscopy of the human brain. *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics*, 2014, vol. 20, no. 2, pp. 7100310. <https://doi.org/10.1109/jstqe.2013.2279313>
13. Wang L.V., Wu H.-I. *Biomedical Optics: Principles and Imaging*. Hoboken, NJ, USA: Wiley, 2009, 376 p.
14. Yun S.H., Kwok S.J. Light in diagnosis, therapy and surgery. *Nature Biomedical Engineering*, 2017, vol. 1, no. 1, pp. 0008. <https://doi.org/10.1038/s41551-016-0008>
15. Tian J., Liu K., Lu Y., Qin C., Yang X., Zhu S., Han D., Feng J., Ma X., Chang Z. Evaluation of the simplified spherical harmonics approximation in bioluminescence tomography through heterogeneous mouse mode. *Optics Express*, 2010, vol. 18, no. 20, pp. 20988–21002. <https://doi.org/10.1364/oe.18.020988>
16. Jacques S.L., Wang L. Animated simulation of light transport in tissues. *Proceedings of SPIE*, 1994, vol. 2134, pp. 2134A. <https://doi.org/10.1117/12.182939>
17. Periyasamy V., Pramanik M. Advances in Monte Carlo simulation for light propagation in tissue. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, 2017, vol. 10, pp. 122–135. <https://doi.org/10.1109/rbme.2017.2739801>
18. Gandjbakhche A.H., Weiss G.H., Bonner R.F., Nossal R. Photon path-length distributions for transmission through optically turbid slabs. *Physical Review E*, 1993, vol. 48, no. 2, pp. 810–818. <https://doi.org/10.1103/physreve.48.810>
19. Li X., Ma L. Scaling law for photon transmission through optically turbid slabs based on random walk theory. *Applied Sciences*, 2012, vol. 2, no. 1, pp. 160–165. <https://doi.org/10.3390/app2010160>
20. Sun X., Li X., Ma L. A closed-form method for calculating the angular distribution of multiply scattered photons through isotropic turbid slabs. *Optics Express*, 2011, vol. 19, no. 24, pp. 23932–23937. <https://doi.org/10.1364/oe.19.023932>

21. *Optical-Thermal Response of Laser-Irradiated Tissue*. V. 2 / ed. by A.J. Welch, M.J. Van Gemert. Springer Science+Business Media B.V., 2011. 958 p. <https://doi.org/10.1007/978-90-481-8831-4>
22. Lin Y., Northrop W.F., Li X. Markov chain solution of photon multiple scattering through turbid slabs // *Optics Express*. 2016. V. 24. N 23. P. 26942–26947. <https://doi.org/10.1364/OE.24.026942>
23. Xu F., Davis A.B., Sanghavi S.V., Martonchik J.V., Diner D. Linearization of Markov chain formalism for vector radiative transfer in a plane-parallel atmosphere/surface system // *Applied Optics*. 2012. V. 51. N 16. P. 3491–3507. <https://doi.org/10.1364/ao.51.003491>
24. Zhu C., Liu Q. Review of Monte Carlo modeling of light transport in tissues // *Journal of Biomedical Optics*. 2013. V. 18. N 5. P. 50902. <https://doi.org/10.1117/1.jbo.18.5.050902>
25. Drexler W., Liu M., Kumar A., Kamali T., Unterhuber A., Leitgeb R.A. Optical coherence tomography today: speed, contrast, and multimodality // *Journal of Biomedical Optics*. 2014. V. 19. N 7. P. 71412. <https://doi.org/10.1117/1.JBO.19.7.071412>
26. Wieser W., Draxinger W., Klein T., Karpf S., Pfeiffer T., Huber R. High definition live 3D-OCT in vivo: design and evaluation of a 4D OCT engine with 1 GVoxel/s // *Biomedical Optics Express*. 2014. V. 5. N 9. P. 2963–2977. <https://doi.org/10.1364/BOE.5.002963>
27. Kim J., Brown W., Maher J.R., Levinson H., Wax A. Functional optical coherence tomography: principles and progress // *Physics in Medicine and Biology*. 2015. V. 60. N 10. P. 211–237. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/60/10/r211>
28. Thrane L. *Optical Coherence Tomography: Modeling and applications*. Risø National Laboratory, 2001. 76 p.
29. Smithies D.J., Lindmo T., Chen Z., Nelson J.S., Milner T.E. Signal attenuation and localization in optical coherence tomography studied by Monte Carlo simulation // *Physics in Medicine and Biology*. 1998. V. 43. N 10. P. 3025–3044. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/43/10/024>
30. Varkentin A., Otte M., Meinhardt-Wollweber M., Rahlves M., Mazurenka M., Morgner U., Roth B. Simple model to simulate OCT-depth signal in weakly and strongly scattering homogeneous media // *Journal of Optics*. 2016. V. 18. N 12. P. 125302. <https://doi.org/10.1088/2040-8978/18/12/125302>
31. Kirillin M., Farhat G., Sergeeva E., Kolios M., Vitkin A. Speckle statistics in OCT images: Monte Carlo simulations and experimental studies // *Optics Letters*. 2014. V. 39. N 12. P. 3472–3475. <https://doi.org/10.1364/ol.39.003472>
32. Kirillin M., Agrba P., Kamensky V. Mechanical compression in cross-polarization OCT imaging of skin: In vivo study and Monte Carlo simulation // *Photonics & Lasers in Medicine*. 2014. V. 3. N 4. P. 363–372. <https://doi.org/10.1515/plm-2014-0015>
33. Shih W.-C., Bechtel K.L., Feld M.S. Intrinsic Raman spectroscopy for quantitative biological spectroscopy. Part I: theory and simulations // *Optics Express*. 2008. V. 16. N 17. P. 12726–12736. <https://doi.org/10.1364/OE.16.012726>
34. Krasnikov I., Suhr C., Seteikin A., Roth B., Meinhardt-Wollweber M. Two efficient approaches for modeling of Raman scattering in homogeneous turbid media // *Journal of the Optical Society of America A*. 2016. V. 33. N 3. P. 426–433. <https://doi.org/10.1364/JOSAA.33.000426>
35. Everall N., Hahn T., Matousek P., Parker A.W., Towrie M. Photon migration in Raman spectroscopy // *Applied Spectroscopy*. 2004. V. 58. P. 591–597. <https://doi.org/10.1366/000370204774103426>
36. Krasnikov I., Seteikin A., Kniggendorf A.-K., Meinhardt-Wollweber M., Roth B. Simulation of Raman scattering including detector parameters and sampling volume // *Journal of the Optical Society of America A*. 2017. V. 34. N 12. P. 2138–2144. <https://doi.org/10.1364/JOSAA.34.002138>
37. Zharebtsov E., Dremine V., Popov A., Doronin A., Kurakina D., Kirillin M., Meglinski I., Bykov A. Hyperspectral imaging of human skin aided by artificial neural networks // *Biomedical Optics Express*. 2019. V. 10. N 7. P. 3545–3559. <https://doi.org/10.1364/BOE.10.003545>
38. Reble C., Gersonde I., Andree S., Eichler H.J., Helfmann J. Quantitative Raman spectroscopy in turbid media // *Journal of Biomedical Optics*. 2010. V. 15. N 3. P. 037016. <https://doi.org/10.1117/1.3456370>
39. *Handbook of Optical Biomedical Diagnostics*. Vol. PM107 / ed. by V. Tuchin. Washington: SPIE Press, 2002. 1110 p.
40. Wang S., Zhao J., Lui H., He Q., Bai J., Zeng H. Monte Carlo simulation of in vivo Raman spectral measurements of human skin with a multi-layered tissue optical model // *Journal of*
21. *Optical-Thermal Response of Laser-Irradiated Tissue*. V. 2. Ed. by A.J. Welch, M.J. Van Gemert. Springer Science+Business Media B.V., 2011. 958 p. <https://doi.org/10.1007/978-90-481-8831-4>
22. Lin Y., Northrop W.F., Li X. Markov chain solution of photon multiple scattering through turbid slabs. *Optics Express*, 2016, vol. 24, no. 23, pp. 26942–26947. <https://doi.org/10.1364/OE.24.026942>
23. Xu F., Davis A.B., Sanghavi S.V., Martonchik J.V., Diner D. Linearization of Markov chain formalism for vector radiative transfer in a plane-parallel atmosphere/surface system. *Applied Optics*, 2012, vol. 51, no. 16, pp. 3491–3507. <https://doi.org/10.1364/ao.51.003491>
24. Zhu C., Liu Q. Review of Monte Carlo modeling of light transport in tissues. *Journal of Biomedical Optics*, 2013, vol. 18, no. 5, pp. 50902. <https://doi.org/10.1117/1.jbo.18.5.050902>
25. Drexler W., Liu M., Kumar A., Kamali T., Unterhuber A., Leitgeb R.A. Optical coherence tomography today: speed, contrast, and multimodality. *Journal of Biomedical Optics*, 2014, vol. 19, no. 7, pp. 71412. <https://doi.org/10.1117/1.JBO.19.7.071412>
26. Wieser W., Draxinger W., Klein T., Karpf S., Pfeiffer T., Huber R. High definition live 3D-OCT in vivo: design and evaluation of a 4D OCT engine with 1 GVoxel/s. *Biomedical Optics Express*, 2014, vol. 5, no. 9, pp. 2963–2977. <https://doi.org/10.1364/BOE.5.002963>
27. Kim J., Brown W., Maher J.R., Levinson H., Wax A. Functional optical coherence tomography: principles and progress. *Physics in Medicine and Biology*, 2015, vol. 60, no. 10, pp. 211–237. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/60/10/r211>
28. Thrane L. *Optical Coherence Tomography: Modeling and applications*. Risø National Laboratory, 2001, 76 p.
29. Smithies D.J., Lindmo T., Chen Z., Nelson J.S., Milner T.E. Signal attenuation and localization in optical coherence tomography studied by Monte Carlo simulation. *Physics in Medicine and Biology*, 1998, vol. 43, no. 10, pp. 3025–3044. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/43/10/024>
30. Varkentin A., Otte M., Meinhardt-Wollweber M., Rahlves M., Mazurenka M., Morgner U., Roth B. Simple model to simulate OCT-depth signal in weakly and strongly scattering homogeneous media. *Journal of Optics*, 2016, vol. 18, no. 12, pp. 125302. <https://doi.org/10.1088/2040-8978/18/12/125302>
31. Kirillin M., Farhat G., Sergeeva E., Kolios M., Vitkin A. Speckle statistics in OCT images: Monte Carlo simulations and experimental studies. *Optics Letters*, 2014, vol. 39, no. 12, pp. 3472–3475. <https://doi.org/10.1364/ol.39.003472>
32. Kirillin M., Agrba P., Kamensky V. Mechanical compression in cross-polarization OCT imaging of skin: In vivo study and Monte Carlo simulation. *Photonics & Lasers in Medicine*, 2014, vol. 3, no. 4, pp. 363–372. <https://doi.org/10.1515/plm-2014-0015>
33. Shih W.-C., Bechtel K.L., Feld M.S. Intrinsic Raman spectroscopy for quantitative biological spectroscopy. Part I: theory and simulations. *Optics Express*, 2008, vol. 16, no. 17, pp. 12726–12736. <https://doi.org/10.1364/OE.16.012726>
34. Krasnikov I., Suhr C., Seteikin A., Roth B., Meinhardt-Wollweber M. Two efficient approaches for modeling of Raman scattering in homogeneous turbid media. *Journal of the Optical Society of America A*, 2016, vol. 33, no. 3, pp. 426–433. <https://doi.org/10.1364/JOSAA.33.000426>
35. Everall N., Hahn T., Matousek P., Parker A.W., Towrie M. Photon migration in Raman spectroscopy. *Applied Spectroscopy*, 2004, vol. 58, pp. 591–597. <https://doi.org/10.1366/000370204774103426>
36. Krasnikov I., Seteikin A., Kniggendorf A.-K., Meinhardt-Wollweber M., Roth B. Simulation of Raman scattering including detector parameters and sampling volume. *Journal of the Optical Society of America A*, 2017, vol. 34, no. 12, pp. 2138–2144. <https://doi.org/10.1364/JOSAA.34.002138>
37. Zharebtsov E., Dremine V., Popov A., Doronin A., Kurakina D., Kirillin M., Meglinski I., Bykov A. Hyperspectral imaging of human skin aided by artificial neural networks. *Biomedical Optics Express*, 2019, vol. 10, no. 7, pp. 3545–3559. <https://doi.org/10.1364/BOE.10.003545>
38. Reble C., Gersonde I., Andree S., Eichler H.J., Helfmann J. Quantitative Raman spectroscopy in turbid media. *Journal of Biomedical Optics*, 2010, vol. 15, no. 3, pp. 037016. <https://doi.org/10.1117/1.3456370>
39. *Handbook of Optical Biomedical Diagnostics*. Vol. PM107. Ed. by V. Tuchin. Washington, SPIE Press, 2002, 1110 p.
40. Wang S., Zhao J., Lui H., He Q., Bai J., Zeng H. Monte Carlo simulation of in vivo Raman spectral measurements of human skin

- Biophotonics. 2014. V. 7. N 9. P. 703–712. <https://doi.org/10.1002/jbio.201300045>
41. Zeng H., MacAulay C., McLean D.I., Palcic B. Reconstruction of in vivo skin autofluorescence spectrum from microscopic properties by Monte Carlo simulation // *Journal of Photochemistry and Photobiology B: Biology*. 1997. V. 38. N 2-3. P. 234–240. [https://doi.org/10.1016/s1011-1344\(96\)00008-5](https://doi.org/10.1016/s1011-1344(96)00008-5)
 42. Chen R., Huang Z., Lui H., Hamzavi I., McLean D.I., Xie S., Zeng H. Monte Carlo simulation of cutaneous reflectance and fluorescence measurements – The effect of melanin contents and localization // *Journal of Photochemistry and Photobiology B: Biology*. 2007. V. 86. N 3. P. 219–226. <https://doi.org/10.1016/j.jphotobiol.2006.11.001>
 43. Wang S., Zhao J., Lui H., He Q., Zeng H. Monte Carlo simulation of near infrared autofluorescence measurements of in vivo skin // *Journal of Photochemistry and Photobiology B: Biology*. 2011. V. 105. N 3. P. 183–189. <https://doi.org/10.1016/j.jphotobiol.2011.08.008>
 44. Wang S., Zhao J., Lui H., He Q., Zeng H. A modular Raman microspectroscopy system for biological tissue analysis // *Spectroscopy*. 2010. V. 24. N 6. P. 577–583. <https://doi.org/10.1155/2010/592315>
- with a multi-layered tissue optical model. *Journal of Biophotonics*, 2014, vol. 7, no. 9, pp. 703–712. <https://doi.org/10.1002/jbio.201300045>
41. Zeng H., MacAulay C., McLean D.I., Palcic B. Reconstruction of in vivo skin autofluorescence spectrum from microscopic properties by Monte Carlo simulation. *Journal of Photochemistry and Photobiology B: Biology*, 1997, vol. 38, no. 2-3, pp. 234–240. [https://doi.org/10.1016/s1011-1344\(96\)00008-5](https://doi.org/10.1016/s1011-1344(96)00008-5)
 42. Chen R., Huang Z., Lui H., Hamzavi I., McLean D.I., Xie S., Zeng H. Monte Carlo simulation of cutaneous reflectance and fluorescence measurements – The effect of melanin contents and localization. *Journal of Photochemistry and Photobiology B: Biology*, 2007, vol. 86, no. 3, pp. 219–226. <https://doi.org/10.1016/j.jphotobiol.2006.11.001>
 43. Wang S., Zhao J., Lui H., He Q., Zeng H. Monte Carlo simulation of near infrared autofluorescence measurements of in vivo skin. *Journal of Photochemistry and Photobiology B: Biology*, 2011, vol. 105, no. 3, pp. 183–189. <https://doi.org/10.1016/j.jphotobiol.2011.08.008>
 44. Wang S., Zhao J., Lui H., He Q., Zeng H. A modular Raman microspectroscopy system for biological tissue analysis. *Spectroscopy*, 2010, vol. 24, no. 6, pp. 577–583. <https://doi.org/10.1155/2010/592315>

Авторы

Красников Илья Владимирович — кандидат физико-математических наук, старший научный сотрудник, Балтийский федеральный университет имени Иммануила Канта, Калининград, 236041, Российская Федерация, [sc 14015775100](https://orcid.org/0000-0001-6934-2963), <https://orcid.org/0000-0001-6934-2963>, ivkrasnikov@gmail.com

Сетейкин Алексей Юрьевич — кандидат физико-математических наук, доцент, старший научный сотрудник, Балтийский федеральный университет имени Иммануила Канта, Калининград, 236041, Российская Федерация; доцент, ведущий научный сотрудник, Амурский государственный университет, Амурская область, Благовещенск, 675027, Российская Федерация, [sc 8842686100](https://orcid.org/0000-0001-9220-3320), <https://orcid.org/0000-0001-9220-3320>, seteikin@mail.ru

Рот Бернхард — доктор естественных наук, профессор, директор, Центр оптических технологий, Ганновер, 30167, Германия, <https://orcid.org/0000-0001-9389-7125>, bernhard.roth@hot.uni-hannover.de

Статья поступила в редакцию 01.09.2022
Одобрена после рецензирования 06.01.2023
Принята к печати 22.03.2023

Authors

Ilya V. Krasnikov — PhD (Physics & Mathematics), Senior Researcher, Immanuel Kant Baltic Federal University, Kaliningrad, 236041, Russian Federation, [sc 14015775100](https://orcid.org/0000-0001-6934-2963), <https://orcid.org/0000-0001-6934-2963>, ivkrasnikov@gmail.com

Alexey Yu. Seteikin — PhD (Physics & Mathematics), Associate Professor, Senior Researcher, Immanuel Kant Baltic Federal University, Kaliningrad, 236041, Russian Federation; Associate Professor, Leading Researcher, Amur State University, Amur Region, Blagoveshchensk, 675027, Russian Federation, [sc 8842686100](https://orcid.org/0000-0001-9220-3320), <https://orcid.org/0000-0001-9220-3320>, seteikin@mail.ru

Bernhard Roth — D.Sc. (Natural Sciences), Professor, Director, Centre for Optical Technologies, Hannover, 30167, Germany, <https://orcid.org/0000-0001-9389-7125>, bernhard.roth@hot.uni-hannover.de

Received 01.09.2022
Approved after reviewing 06.01.2023
Accepted 22.03.2023



Работа доступна по лицензии
Creative Commons
«Attribution-NonCommercial»