

ИССЛЕДОВАНИЕ МЕТОДОВ МОДЕЛИРОВАНИЯ РАСПРОСТРАНЕНИЯ СВЕТА В МНОГОСЛОЙНЫХ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЯХ ДЛЯ РАСЧЕТА ПОГЛОЩЕННОЙ ДОЗЫ ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

А.А. Кривецкая^{1,2}, Т.А. Савельева^{1,2}, Д.М. Кустов¹, В.В. Левкин³, С.С. Харнас³, В.Б. Лощенов^{1,2}

¹Институт общей физики им. А.М. Прохорова Российской академии наук, Москва, Россия

²Национальный исследовательский ядерный университет «МИФИ», Москва, Россия

³Университетская Клиническая больница №1 Первого МГМУ им. Сеченова, Москва, Россия

Резюме

Изучение процессов взаимодействия излучения в оптическом диапазоне длин волн с биологическими тканями может применяться для различных биомедицинских применений, в том числе для оценки поглощенной дозы лазерного излучения при проведении лазерно-индуцированной терапии. Оценка доли поглощенного излучения может осуществляться при помощи моделирования методами Монте-Карло и удвоения-добавления. В данной работе проведен сравнительный анализ результатов моделирования двумя методами для многослойных моделей биологических тканей трахеи и толстой кишки. Оба метода применены для расчета поглощенной дозы по заданным оптическим свойствам тканей при нескольких видах освещения. Схожие геометрии пучка падающего излучения показали повторяемость с точностью $94\pm3\%$ для коллимированного пучка и $95\pm3\%$ для изотропного/диффузного источника. Преимуществом метода удвоения-добавления является большая вычислительная скорость по сравнению с методом Монте-Карло, в то время как при моделировании методом Монте-Карло можно варьировать большее количество параметров при задании условий освещения образца. Полученные данные могут использоваться для оптимизации дозиметрии в фотодинамической терапии.

Ключевые слова: оптическое свойство, метод удвоения-добавления, метод Монте-Карло, многослойная биологическая ткань, поглощенная доза, лазерная дозиметрия.

Контакты: Кривецкая А.А., e-mail: annakrivetskaya1998@gmail.com

Для цитирования: Кривецкая А.А., Савельева Т.А., Кустов Д.М., Левкин В.В., Харнас С.С., Лощенов В.Б. Исследование методов моделирования распространения света в многослойных биологических тканях для расчета поглощенной дозы лазерного излучения // Biomedical Photonics. – 2026. – Т. 15, № 1. – С. 19–29. doi: 10.24931/2413–9432–2026–15-1-19-29

INVESTIGATION OF METHODS FOR MODELING LIGHT PROPAGATION IN MULTILAYER BIOLOGICAL TISSUES FOR CALCULATING THE ABSORBED DOSE OF LASER RADIATION

Krivetskaya A.A.^{1,2}, Savelieva T.A.^{1,2}, Kustov D.M.¹, Levkin V.V.³, Kharnas S.S.³, Loschenov V.B.^{1,2}

¹Prokhorov General Physics Institute of the Russian Academy of Sciences, Moscow, Russia

²Institute of Engineering Physics for Biomedicine, National Research Nuclear University MEPhI, Moscow, Russia

³Department of Faculty Surgery No. 1, I.M. Sechenov First Moscow State Medical University, Moscow, Russia

Abstract

Studying the interaction of optical wavelength radiation with biological tissues can be used in various biomedical applications, including estimating the absorbed dose of laser radiation during laser-induced therapy. The fraction of absorbed radiation can be estimated using Monte Carlo and adding-doubling simulations. In this paper, we compare the simulation results obtained using the two methods for multilayered models of biological tissues of the trachea and colon. Both methods are used to calculate the absorbed dose based on the specified optical properties of tissues under several types of illumination. Similar incident beam geometries demonstrated repeatability of $94\pm3\%$ for a collimated beam and $95\pm3\%$ for an isotropic/diffuse source. The advantage of the adding-doubling method is its higher computational speed compared to the Monte Carlo method, while Monte Carlo simulation allows for varying a larger number of parameters when specifying the illumination conditions of the sample. The data obtained can be used to optimize dosimetry in photodynamic therapy.

Key words: optical property, adding-doubling method, Monte Carlo method, multilayer biological tissue, absorbed dose, laser dosimetry.

Contacts: Krivetskaya A.A., e-mail: annakrivetskaya1998@gmail.com

For citations: Krivetskaya A.A., Savelieva T.A., Kustov D.M., Levkin V.V., Kharnas S.S., Loschenov V.B. Investigation of methods for modeling light propagation in multilayer biological tissues for calculating the absorbed dose of laser radiation, *Biomedical Photonics*, 2026, vol. 15, no. 1, pp. 19–29. doi: 10.24931/2413–9432–2026–15-1-19-29

Введение

В биомедицинской оптике результаты исследований по моделированию распространения света в биологических тканях могут применяться для различных биомедицинских применений, таких как спектральная диагностика фотодинамической терапии, оптическая биопсия и мониторинг тканевой оксигенации (StO_2), а также - для прогнозирования поглощенной дозы лазерного излучения при проведении лазерно-индуцированной терапии [1,2]. Для более точного описания процессов взаимодействия оптического излучения с реальными тканями необходимо учитывать их многослойность, так как оптические свойства различных слоев могут значительно варьироваться, что уменьшает точность, если считать ткань гомогенной.

Распространение света в тканях определяется оптическими свойствами среды: коэффициентом поглощения (μ_a), коэффициентом рассеяния (μ_s) и фактором анизотропии (g). Коэффициент поглощения определяет, с какой вероятностью фотон поглотится на единице длины пути в ткани. Основными поглотителями в биологических тканях являются гемоглобин, вода, липиды и меланин [3]. Коэффициент рассеяния описывает, как часто фотон меняет направление движения в среде. В ультрафиолетовом и дальнем инфракрасном диапазонах вклад рассеяния относительно меньше на фоне сильного поглощения. В спектральной области 650–1000 нм рассеяние превалирует над поглощением, что формирует окно биологической прозрачности тканей - диапазон, при котором оптическое излучение наиболее глубоко проникает в биологические ткани [4,5]. Фактор анизотропии (средний косинус угла рассеяния) определяет направление рассеяния света.

Распространение света в биологических тканях, которые являются мутными, то есть сильнорассеивающими, средами, может быть описано при помощи теории переноса излучения, которая игнорирует некоторые волновые свойства света, такие как интерференция и поляризация, рассматривая только перенос энергии света в среде. При этом принимается предположение, что энергия частицы при взаимодействии в среднем не изменяется, анализ ограничивается изучением распространения монохроматических фотонов. Основное уравнение теории переноса излучения включает в себя оптические свойства среды (μ_a и μ_s). При проведении спектральных измерений многослойных биологических тканей можно получить значения таких параметров, как диффузное отражение (R_d) и пропускание (T_d), значения

которых определяются оптическими свойствами исследуемого объекта и условиями измерения.

Для решения уравнения теории переноса излучения применяются различные приближения. Одним из стандартных методов численного решения является метод Монте-Карло (MC) [6,7], который обеспечивает высокую точность за счет стохастического моделирования фотонных траекторий, позволяет учитывать наличие слоев с различными значениями оптических свойств, но требует значительных вычислительных ресурсов и, соответственно, временных затрат [8]. Точное решение уравнения переноса излучения в биотканях возможно только численно, что делает метод Монте-Карло одним из наиболее широкодоступных и точных инструментов для моделирования диффузного отражения и пропускания. Метод Монте-Карло может применяться как для решения прямой задачи - моделирования диффузного отражения и пропускания трехслойной модели биологических тканей по заданным оптическим свойствам, так и для решения обратной задачи - восстановления оптических свойств по значениям диффузного отражения и пропускания [9]. Серии работ, включающие первые примеры моделирования диффузного отражения от полубесконечной рассеивающей среды и последующие масштабируемые методы для многослойных геометрий, показали, что метод Монте-Карло позволяет учитывать произвольные распределения μ_a , μ_s и g , а также сложные геометрии и условия освещения [10]. В частности, методы масштабирования траекторий фотонов позволяют существенно сократить время расчетов для широкого диапазона оптических параметров [11].

Для учета многослойности биологических тканей может также использоваться метод удвоения-добавления (A-D), который позволяет быстро вычислять интегральные коэффициенты отражения и пропускания для слоистых сред, оперируя матрицами отражения и пропускания отдельных слоев. Благодаря высокой скорости метод удвоения-добавления широко используется для описания светового поля в многослойных тканях и валидации более сложных моделей. В то же время классический метод удвоения-добавления подразумевает однородность каждого слоя и не учитывает локальные включения, а также ограничен в анализе пространственно-временной структуры поля, что ограничивает его применение в задачах с сильной гетерогенностью [12,13].

Систематических сравнительных исследований влияния слоев с отличающимися μ_a , μ_s и g на диффузное отражение и пропускание в многослойных тканях

недостаточно. На основе открытых данных существует только одна работа по сравнению методов Монте-Карло и удвоения-добавления применительно к однослойному образцу [14]. В настоящей работе сопоставляются результаты моделирования диффузного отражения и пропускания в моделях многослойных биологических тканей методами Монте-Карло и удвоения-добавления.

Материалы и методы

Алгоритмы, описывающие распространение света в многослойных сильнорассеивающих средах

Метод Монте-Карло является одним из наиболее часто используемых методов для численного решения уравнения теории переноса излучения. Он заключается в определении траектории распространения фотона в среде до его поглощения или выхода из среды исходя из вероятностей поглощения, рассеяния и угла рассеяния. Данные вероятности определяются оптическими свойствами среды - коэффициентами поглощения и рассеяния, а также фактором анизотропии. Моделирование распространения света в тканях методом Монте-Карло осуществлялось при различных геометриях пучка падающего излучения: из точки вниз, из точки изотропно, из волокна с радиусом 0,125 мм и апертурой (NA) 0,37, коллимированный пучок с радиусом 0,125 мм, гауссов пучок с радиусом 0,125 мм. Схематичное отображение данных геометрий падающего излучения представлено на рис. 1. Помимо значений диффузного отражения и пропускания метод Монте-Карло позволяет определять значения доли поглощенного излучения, которая может использоваться при оценке поглощенной дозы лазерного излучения при проведении лазерно-индуцированной терапии.

Метод удвоения-добавления также может использоваться для решения уравнения теории переноса излучения. Он был предложен Ван де Хюльстом в 1963 г. Алгоритм метода отображен в его названии и состоит из двух частей. Сначала для каждого набора оптических свойств, соответствующих различным слоям в образце, осуществляется процесс "удвоения". Для этого на первом шаге рассчитываются значения диффузного отражения (R_d) и пропускания (T_d) для тонкого слоя, толщина которого подразумевает возможность только однократного рассеяния. После этого значение толщины увеличивается в два раза и определяются значения R_d и T_d уже для новой толщины. Данный процесс повторяется до достижения конечной толщины слоя с данным набором оптических свойств. После завершения процесса "удвоения" для каждого набора оптических свойств осуществляется процесс "добавления", который заключается в расчете значений диффузного отражения и пропускания для всего образца, включающего слои с различным набором оптических свойств. Для моделирования диффузного отражения и пропускания многослойных моделей биологических тканей по заданным оптическим свойствам был использован алгоритм, реализованный на языке программирования Python с использованием библи-

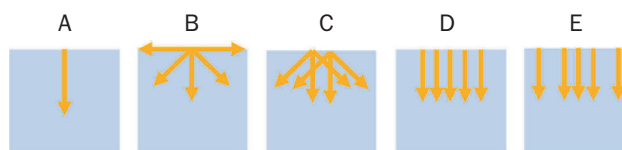


Рис. 1. Варианты геометрии падающего излучения при попадании света в ткань до взаимодействия с рассеивателями и поглотителями: А – из точки вниз; В – из точки изотропно; С – из волокна с заданным радиусом и апертурой; D – коллимированный пучок заданного радиуса; Е – гауссов пучок заданного радиуса.

Fig. 1. Geometry options for incident radiation when light enters the tissue before interacting with diffusers and absorbers: A – from a point downwards; B – from a point isotropically; C – from a fiber with a given radius and aperture; D – collimated beam of a given radius; E – Gaussian beam of a given radius.

отек numpy, scipy и разработанной Скотом Праалем iadpython [15]. Моделирование распространения света в тканях осуществлялось для двух геометрий падающего излучения: коллимированного и диффузного пучков. Значение доли поглощенного излучения (A) определялось как $A=1-R_d-T_d$.

Математические модели многослойных сред

В данной работе в качестве примера многослойных тканей были выбраны стенки полых органов, таких как трахея и толстая кишка, для возможности рассмотрения различных условий освещения. Дозиметрия поглощенной дозы является практически значимой задачей, например, для персонализации фотодинамической терапии (ФДТ) заболеваний органов желудочно-кишечного тракта, которая проводится в качестве дополнения к хирургическому лечению, а также для терапии опухолей небольшого размера и в качестве метода паллиативного лечения [16-19]. Что касается трахеи, вторичные новообразования данного органа встречаются чаще, чем первичные опухоли трахеи, и обычно возникают в результате прямой инвазии трахеи из первичных злокачественных новообразований соседних структур, таких как щитовидная железа, легкие, пищевод, голова и шея или гортань. Примеры эффективного применения ФДТ существуют для таких случаев [20,21], а также для первичных опухолей трахеи [22].

Для достижения целей настоящего исследования было предложено исследовать несколько моделей сильнорассеивающих сред. В первую очередь для сопоставления и верификации результатов моделирования была предложена однослойная модель с оптическими свойствами, в среднем релевантными предлагаемым для исследования биологическим тканям (трахее, желудку, кишке). Более сложные модели строились с учетом все более точной репрезентации слоев в стенках перечисленных полых органов. Их геометрия, оптические свойства и толщина (d) представлены в табл. 1-5.

Для осуществления моделирования стенка трахеи была представлена в виде четырех или шести слоев с заданными оптическими свойствами и толщиной. Параметры для каждого слоя, при которых проводилось моделирование, такие как толщина, коэффициенты

Таблица 1

Оптические свойства однослойной модели биологических тканей

Table 1

Optical properties of a single-layer model of biological tissues

Параметр Parameter	Значения Values
μ_a, cm^{-1}	3
μ_s, cm^{-1}	130
g	0.77
n	1.38
d, mm	2

Таблица 2

Оптические свойства слоев модели биологической ткани, имитирующей слой надхрящницы трахеи между слизистыми на длине волны 542 нм

Table 2

Optical properties of the layers of the biological tissue model simulating the perichondrium layer of the trachea between the mucosal membranes at a wavelength of 542 nm

Параметр Parameter	Слой 1, 3 (слизистая) Layers 1, 3 (mucosa)	Слой 2 (надхрящница) Layer 2 (perichondrium)
μ_a, cm^{-1}	3.6	6.81
μ_s, cm^{-1}	142	120
g	0.73	0.79
n	1.38	1.38
d, mm	0.45	0.1

Таблица 3

Оптические свойства четырехслойной модели трахеи

Table 3

Optical properties of the four-layer trachea model

Слой Layers	Толщина слоя, мм Layer thickness, mm	$\mu_a, \text{cm}^{-1},$ $\mu_s, \text{cm}^{-1},$ g	542 nm	630 nm
слизистая mucosa	0.35	μ_a	3.6	2
		μ_s	142	139
		g	0.73	0.78
подслизистая submucosa	0.55	μ_a	2.8	1.6
		μ_s	140	138
		g	0.72	0.77
фиброзно - хрящевая оболочка fibrocartilaginous membrane	1	μ_a	4	1.1
		μ_s	120	117
		g	0.79	0.81
адвентиция adventitia	0.1	μ_a	3.5	1.4
		μ_s	78	70
		g	0.86	0.89

рассеяния и поглощения, а также фактор анизотропии, представлены в таблицах 3 и 4 [23-28]. Показатель преломления для всех слоев был принят равным 1,37 [29,30].

Нормальная толщина стенки толстой кишки составляет от 0 до 2 мм в сегментах толстой кишки диаметром ≥ 4 -6 см, от 0,2 до 2,5 мм в сегментах толстой кишки диаметром 3-4 см, от 0,3 до 4 мм в сегментах толстой кишки диаметром 2-3 см и от 0,5 до 5 мм в сегментах толстой кишки диаметром 1-2 см. Максимальная толщина стенки толстой кишки достигает 6 и 8 мм в проксимальном и дистальном отделах толстой кишки соответственно, если измеренный сегмент толстой кишки демонстрировал ширину просвета < 1 см [31].

В работе [32] были проведены измерения 13 образцов толстой кишки человека (аденома и норма в каждом случае) для четырех типов тканей (слизистая оболочка/подслизистый слой и мышечный слой/хорион) с использованием двух интегрирующих сфер и источников лазерного излучения на длинах волн от 476,5 до 532 нм, оптические свойства оценивались с помощью метода удвоения-удвоения. Для нормальных тканей на длине

Таблица 4

Оптические свойства шестислойной модели трахеи

Table 4

Optical properties of the six-layer trachea model

Слой Layers	Толщина слоя, мм Layer thickness, mm	$\mu_a, \text{cm}^{-1},$ $\mu_s, \text{cm}^{-1},$ g	542 nm	630 nm
слизистая mucosa	0.35	μ_a	3.6	2
		μ_s	142	139
		g	0.73	0.78
подслизистая submucosa	0.55	μ_a	2.8	1.6
		μ_s	140	138
		g	0.72	0.77
фиброзно - хрящевая оболочка fibrocartilaginous membrane 1 mm	надхрящница perichondrium 0.1	μ_a oxug.	6.81	1.12
		μ_a deox.	6.54	1.36
		μ_s	120	117
	0.8	μ_a	4	1.1
		μ_s	120	117
		g	0.79	0.81
	надхрящница perichondrium 0.1	μ_a oxug.	6.81	1.12
		μ_a deox.	6.54	1.36
		μ_s	120	117
адвентиция adventitia	0.1	g	0.79	0.81
		μ_a	3.5	1.4
		μ_s	78	70
		g	0.86	0.89

волны 532 нм оптические свойства слоя, содержащего слизистую и подслизистую были представлены значениями $\mu_a = 3,33 \pm 0,14 \text{ см}^{-1}$, $\mu_s = 208 \pm 5,16 \text{ см}^{-1}$, $g = 0,908 \pm 0,029$, а для тканей мышечного слоя $\mu_a = 1,53 \pm 0,06 \text{ см}^{-1}$, $\mu_s = 193 \pm 5,05 \text{ см}^{-1}$, $g = 0,941 \pm 0,048$.

В работе той же группы [33] исследовались оптические свойства нормальной и аденоматозной тканей толстой кишки человека *in vitro* при длинах волн 630, 680, 720, 780, 850 и 890 нм с использованием титан-сапфирового лазера и обратного метода Монте-Карло. Для нормальной слизистой/подслизистой на длине волны 630 нм были определены значения $\mu_a = 0,143 \pm 0,004 \text{ см}^{-1}$ и $\mu_s = 208 \pm 5,27 \text{ см}^{-1}$. Для нормального мышечного слоя $\mu_a = 0,0997 \pm 0,0025 \text{ см}^{-1}$ и $\mu_s = 203 \pm 5,08 \text{ см}^{-1}$. Для мышечного слоя/хориона толстой кишки человека коэффициент анизотропии рассеяния g при 633 нм не приводится напрямую в основном исследовании с использованием интегрирующей сферы. Поскольку значения рассматриваемого параметра плавно возрастает с длиной волны, а в таких работах часто используется гелий-неоновый лазер с длиной волны 632,8–633 нм, в других исследованиях тканей толстой кишки при 633 нм обычно используются коэффициенты анизотропии в диапазоне $g \approx 0,94$ – $0,96$ для мышечных или сильно рассеивающих слоев толстой кишки. Таким образом, практическая оценка для мышечного слоя толстой кишки при 633 нм составляет $g \approx 0,945 \pm 0,01$ для нормальной ткани и немного выше для аденоматозной, предполагая ту же монотонную тенденцию, экстраполированную из диапазона 532–633 нм.

В статье [34] 20 образцов тканей толстой кишки человека (10 образцов слизистой оболочки и 10 образцов подслизистой оболочки), которые после резекции помещались в 0,9-процентный водный раствор NaCl и хранились в нем до проведения спектральных измерений в течение 8–12 ч при температуре $\sim 4^\circ\text{C}$. Оптические свойства определялись на спектрофотометре с интегрирующей сферой в диапазоне 350–2500 нм. Для восстановления оптических свойств в качестве метода для оценки начальных значений использовался обратный метод удвоения-добавления, а для окончательного определения - обратный метод Монте-Карло. В результате были получены аппроксимации спектра коэффициента рассеяния слизистой оболочки функцией $\mu_s(\lambda) = 138,896\lambda^{-3,443} + 14460\lambda^{-0,617}$ и подслизистой оболочки функцией $\mu_s(\lambda) = 125,725\lambda^{-3,594} + 999,947\lambda^{-0,368}$, где λ взята в нанометрах. Что приводит к значениям на длине волны 532 нм $\mu_s(\lambda) = 300,8 \text{ см}^{-1}$ для слизистой и $\mu_s(\lambda) = 99,3 \text{ см}^{-1}$ для подслизистой, а на длине волны 633 нм $\mu_s(\lambda) = 270 \text{ см}^{-1}$ для слизистой и $\mu_s(\lambda) = 93 \text{ см}^{-1}$ для подслизистой. То есть коэффициент рассеяния для слизистой примерно втрое выше, чем для подслизистой. Также были получены аппроксимации для фактора анизотропии слизистой и подслизистой: $g(\lambda) = 0,77 + 0,18[1 - \exp(-(\lambda - 78,7)/111,1)]$ и $g(\lambda) = 0,77 + 0,19[1 - \exp(-(\lambda - 380,4)/128,1)]$. Также авторы показали, что поглощение в слизистой оболочке выше, чем в подслизистой.

В [35] использовали обратный метод удвоения-добавления для быстрой оценки оптических свойств на основе спектров в диапазоне от 400 до 1000 нм для предварительно замороженных образцов слизистой оболочки толстой кишки и аденокарциномы на ранней стадии. Для здоровой слизистой коэффициент поглощения составил $2,5 \text{ см}^{-1}$ на 532 нм и $0,75 \text{ см}^{-1}$ на 633 нм, а редуцированный коэффициент рассеяния 19 см^{-1} и $15,5 \text{ см}^{-1}$ соответственно. Фактор анизотропии на длине волны 532 нм был определен как 0,82, на длине волны 633 нм как 0,865.

Показатель преломления рассмотренных тканей был взят из [36] и составил 1,38 для слизистой, 1,36 для подслизистой и мышцы.

Комбинируя результаты рассмотренных выше работ, мы взяли для нашей математической модели стенки кишки значения оптических свойств, представленные в табл. 5.

Таблица 5

Оптические параметры трехслойной модели нормальных тканей стенки толстой кишки

Table 5

Optical parameters of a three-layer model of normal colon wall tissues

Слой Layers	Толщина слоя, мм Layer thickness, mm	μ_a , см^{-1} , μ_s , см^{-1} , g	542 nm	630 nm
слизистая mucosa	0.4	μ_a	2,78	0,80
		μ_s	204,52	197,60
		g	0,88	0,90
		n	1,38	1,38
подслизистая submucosa	0.4	μ_a	1	0,7
		μ_s	99	93
		g	0,96	0,96
		n	1,36	1,36
мышечный слой muscular layer	2	μ_a	1,53	0,0997
		μ_s	193	203
		g	0,941	0,945
		n	1,36	1,36

Результаты и обсуждение

Результаты математического моделирования распространения света в первичных моделях

В табл. 6 и 7 представлены для сравнения результаты моделирования методами удвоения-добавления и Монте-Карло для упрощенных моделей биологических тканей с оптическими свойствами в диапазоне, соответствующим реальным значениям на длине волны 542 нм.

Результаты моделирования с использованием алгоритмов Монте-Карло и удвоения-добавления показывают повторяемость при схожих условиях освещения (изотропный источник из точки для Монте-Карло можно сопоставить с диффузным освещением метода

удвоения-добавления, а сопоставление условий при коллимированном освещении не требует дополнительных комментариев).

Несмотря на то, что коллимированный пучок падающего излучения не является моделью, полностью адекватной экспериментальным условиям при освещении через оптическое волокно с заданной апертурой, мы видим по результатам моделирования методом Монте-Карло, что эти два варианта освещения все-таки ближе друг к другу, чем случай изотропного/диффузного источника излучения. В последнем случае мы получаем завышенные значения сигнала диффузного отражения.

Результаты математического моделирования распространения света в моделях трахеи

В табл. 8-11 приведены результаты моделирования методами Монте-Карло и удвоения-добавления значений диффузного отражения и пропускания, а также доли поглощенного излучения для четырехслойной и шестислойной моделей трахеи на длинах волн 542 и 630 нм. На рис. 2 приведена схема траектории распространения

света в тканях при регистрации сигнала диффузного отражения и пропускания на примере четырехслойной модели трахеи.

При освещении со стороны адвентиции диффузное отражение ожидается меньше, поскольку оно возникает из-за светорассеяния, которое у адвентиции почти в два раза ниже по сравнению со слизистой. При этом фактор анизотропии у адвентиции выше, то есть в случае рассеяния рассеянный фотон с большей вероятностью будет направлен вперед, а не назад к приемнику сигнала диффузного отражения. То есть слизистая работает как своеобразное сильнорассеивающее зеркало, отражая вдвое больше света.

Для шестислойной модели трахеи наблюдается снижение соответствия между методом Монте-Карло и удвоения-добавления ($94 \pm 1\%$) по сравнению с четырехслойной моделью ($95 \pm 2\%$). Это обусловлено тем, что в шестислойной модели присутствуют слои с высоким уровнем кровенаполнения (надхрящница), у которых коэффициент поглощения и редуцированный

Таблица 6

Полученные путем моделирования распространения света в однослойной модели биологических тканей значения диффузного отражения и пропускания

Table 6

Diffuse reflection and transmission values obtained by simulating light propagation in a single-layer model of biological tissue

	MC	MC	MC	MC	MC	A-D	A-D
	NA 0.37	из точки вниз from a point downwards	изотропный isotropic	коллимиро- ванный collimated	Гауссов Gaussian	диффузный diffuse	коллимиро- ванный collimated
R_d	0.27	0.27	0.33	0.27	0.27	0.32	0.29
T_d	0.03	0.03	0.02	0.03	0.03	0.03	0.03

Таблица 7

Результаты моделирования для модели, представляющей собой надхрящницу трахеи между слизистыми

Table 7

Simulation results for a model representing the tracheal perichondrium between the mucous membranes

	MC	MC	MC	MC	MC	A-D	A-D
	NA 0.37	из точки вниз from a point downwards	изотропный isotropic	коллимиро- ванный collimated	Гауссов Gaussian	диффузный diffuse	коллимиро- ванный collimated
R_d	0.269	0.268	0.329	0.267	0.268	0.32	0.29
T_d	0.071	0.072	0.056	0.071	0.071	0.09	0.1

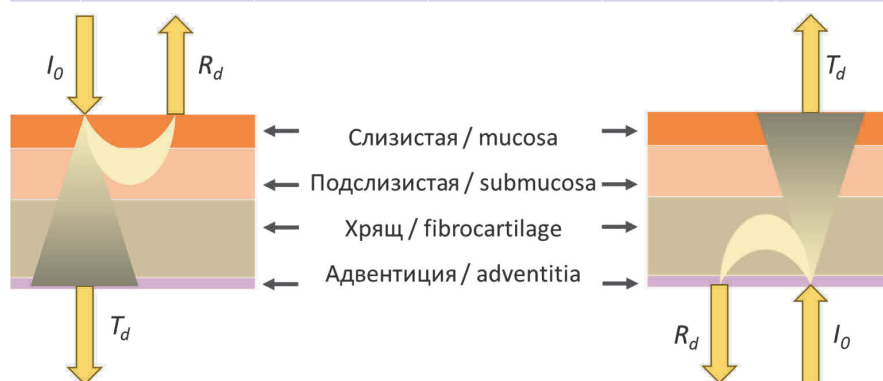


Рис. 2. Схема геометрии освещения (поток падающего излучения I_0) и регистрации сигналов диффузного отражения (R_d) и диффузного пропускания (T_d).

Fig. 2. Schematic diagram of the illumination geometry (incident radiation flux I_0) and registration of diffuse reflection (R_d) and diffuse transmission (T_d) signals.

Таблица 8
Результаты моделирования распространения излучения с длиной волны 542 нм в четырехслойной модели трахеи

Table 8
Results of modeling the propagation of radiation at a wavelength of 542 nm in a four-layer model of the trachea

Направление Direction		MC	MC	A-D	MC	A-D
		NA 0.37	диффузный diffuse		коллимированный collimated	
со стороны слизистой from the mucosa	R _d	0.287	0.343	0.351	0.286	0.302
	A	0.700	0.647	0.63	0.702	0.676
	T _d	0.013	0.010	0.019	0.013	0.022
со стороны адвентиции from the adventitia	R _d	0.166	0.216	0.246	0.164	0.212
	A	0.798	0.807	0.737	0.800	0.769
	T _d	0.035	0.027	0.017	0.035	0.019

Таблица 9
Результаты моделирования распространения излучения с длиной волны 630 нм в четырехслойной модели трахеи

Table 9
Results of modeling the propagation of radiation at a wavelength of 630 nm in a four-layer model of the trachea

Направление Direction		MC	MC	A-D	MC	A-D
		NA 0.37	диффузный diffuse		коллимированный collimated	
со стороны слизистой from the mucosa	R _d	0.35	0.40	0.402	0.35	0.369
	A	0.57	0.53	0.513	0.57	0.538
	T _d	0.08	0.06	0.085	0.08	0.093
со стороны адвентиции from the adventitia	R _d	0.30	0.34	0.408	0.29	0.377
	A	0.56	0.54	0.506	0.56	0.528
	T _d	0.14	0.11	0.086	0.14	0.095

Таблица 10
Результаты моделирования распространения излучения с длиной волны 542 нм в шестислойной модели трахеи

Table 10
Results of modeling the propagation of radiation with a wavelength of 542 nm in a six-layer model of the trachea

StO ₂	Направление Direction		MC	MC	A-D	MC	A-D
			NA 0.37	диффузный diffuse		коллимированный collimated	
Оксигенированная надхрящница Oxygenated perichondrium	со стороны слизистой from the mucosa	R _d	0.287	0.342	0.340	0.285	0.306
		A	0.705	0.652	0.64	0.707	0.672
		T _d	0.008	0.006	0.020	0.008	0.022
	со стороны адвентиции from the adventitia	R _d	0.146	0.182	0.225	0.145	0.193
		A	0.830	0.801	0.76	0.831	0.79
		T _d	0.024	0.017	0.015	0.024	0.017
Дезоксигенированная надхрящница Deoxygenated perichondrium	со стороны слизистой from the mucosa	R _d	0.286	0.342	0.339	0.285	0.305
		A	0.705	0.651	0.644	0.707	0.675
		T _d	0.008	0.007	0.017	0.008	0.020
	со стороны адвентиции from the adventitia	R _d	0.148	0.184	0.227	0.147	0.195
		A	0.828	0.798	0.758	0.828	0.788
		T _d	0.024	0.018	0.015	0.025	0.017

коэффициент рассеяния становятся более близкими, и предположения диффузионного приближения теории переноса излучения перестают удовлетворять условиям распространения света [37]. При этом результаты моделирования отличаются в большей степени при освещении со стороны адвентиции. Это объясняется тем, что в этом случае тонкий, но с высоким показателем поглощения, слой надхрящницы находится ближе к источнику (его отделяет в данном случае только 0,1 мм адвентиции в отличие от 0,9 мм слизистой и подслизистой в случае освещения со стороны слизистой). Поскольку на длине волны 633 нм поглощение оксигенированного гемоглобина меньше, чем свободного, эти слои надхрящницы, невзирая на кровенаполнение, удовлетворяют условиям диффузионного приближения и показывают результаты более близкие к результатам моделирования методом Монте-Карло. Таким образом, мы можем заключить, что при наличии в многослойном органе слоев с высоким коэффициентом поглощения для расчета поглощенной дозы предпочтительно использовать численное имитационное моделирование Монте-Карло, в то время как в остальных случаях метод удвоения-добавления позволяет получить результаты, близкие к результатам Монте-Карло при похожих условиях освещения.

Результаты математического моделирования распространения света в модели толстой кишки

В табл. 12 и 13 приведены результаты моделирования для трехслойной модели стенки толстой кишки.

В табл. 12, 13 мы видим, что при моделировании методом Монте-Карло между регистрируемыми параметрами диффузно отраженного и диффузно прошед-

шего излучения выше контраст в случае освещения со стороны слизистой и со стороны мышцы по сравнению с результатами моделирования методом удвоения-добавления для длины волны 532 нм, а на 630 нм наблюдается обратная картина. При этом независимо от типа моделирования мы видим, что доля поглощенного излучения отличается в большую сторону при освещении со стороны слизистой, что очевидно связано с тем, более или менее поглощающий слой находится на пути падающего излучения первым, поскольку именно ему достается большая доза излучения. Однако вопрос состоит не в том, какова суммарная поглощенная доза по слоям, а в каком слое находится фокус интереса. Если рассмотреть поглощение по слоям при освещении коллимированным светом, то при освещении на 630 нм со стороны слизистой, то слизистая получит 0,146 от всего излучения, подслизистая 0,129, а мышца 0,048, а при освещении на той же длине волны со стороны мышцы слизистая поглотит в долях 0,065, подслизистая 0,070, а мышца 0,074. Таким образом, зависит от постановки задачи, какой вариант освещения лучше выбрать, поскольку при новообразовании в слизистом слое логично производить облучение с его стороны, а при наличии инвазии в мышечный слой мы видим, что будет достигнута большая равномерность поглощенной дозы при освещении с его стороны.

При сопоставлении значений поглощенного излучения для моделей трахеи и толстой кишки, полученных методами Монте-Карло и удвоения-добавления, было получено, что рассматриваемые методы показывают соответствие с точностью $95 \pm 3\%$ ($95 \pm 3\%$ для диффузного пучка и $94 \pm 3\%$ для коллимированного пучка).

Таблица 11

Результаты моделирования распространения излучения с длиной волны 630 нм в шестислойной модели трахеи

Table 11

Results of modeling the propagation of radiation with a wavelength of 630 nm in a six-layer model of the trachea

StO ₂	Направление Direction		MC	MC	A-D	MC	A-D
			NA 0.37	диффузный diffuse		коллимированный collimated	
Оксигенированная надхрящница Oxygenated perichondrium	со стороны слизистой from the mucosa	R _d	0.352	0.405	0.413	0.350	0.381
		A	0.577	0.537	0.503	0.578	0.526
		T _d	0.071	0.058	0.084	0.071	0.093
	со стороны адвентиции from the adventitia	R _d	0.304	0.346	0.402	0.303	0.37
		A	0.567	0.549	0.512	0.567	0.535
		T _d	0.129	0.105	0.086	0.130	0.095
Дезоксигенированная надхрящница Deoxygenated perichondrium	со стороны слизистой from the mucosa	R _d	0.351	0.404	0.408	0.349	0.376
		A	0.580	0.539	0.509	0.581	0.533
		T _d	0.069	0.057	0.083	0.069	0.091
	со стороны адвентиции from the adventitia	R _d	0.298	0.340	0.402	0.297	0.369
		A	0.575	0.558	0.513	0.576	0.538
		T _d	0.127	0.103	0.085	0.127	0.093

Таблица 12

Результаты моделирования распространения излучения с длиной волны 532 нм в трехслойной модели стенки толстого кишечника

Table 12

Results of modeling the propagation of radiation at a wavelength of 532 nm in a three-layer model of the colonic wall

		MC	MC	A-D	MC	A-D
		NA 0.37	диффузный diffuse		коллимированный collimated	
со стороны слизистой from the mucosa	R _d	0.277	0.325	0.289	0.276	0.252
	A	0.684	0.643	0.632	0.685	0.66
	T _d	0.039	0.031	0.079	0.039	0.088
со стороны мышцы from the muscle	R _d	0.228	0.282	0.287	0.226	0.249
	A	0.676	0.643	0.637	0.677	0.666
	T _d	0.096	0.076	0.076	0.097	0.085

Таблица 13

Результаты моделирования распространения излучения с длиной волны 635 нм в трехслойной модели стенки толстого кишечника

Table 13

Results of modeling the propagation of radiation at a wavelength of 635 nm in a three-layer model of the colonic wall

		MC	MC	A-D	MC	A-D
		NA 0.37	диффузный diffuse		коллимированный collimated	
со стороны слизистой from the mucosa	R _d	0.471	0.514	0.457	0.470	0.425
	A	0.323	0.312	0.282	0.323	0.293
	T _d	0.206	0.174	0.261	0.206	0.282
со стороны мышцы from the muscle	R _d	0.484	0.544	0.543	0.482	0.509
	A	0.208	0.189	0.175	0.209	0.184
	T _d	0.308	0.267	0.282	0.309	0.307

Заключение

Сравнение методов моделирования переноса света в многослойных биологических тканях, таких как методы Монте-Карло и удвоения-добавления, имеет большое значение для задач расчета поглощенной дозы лазерного излучения при проведении различных видов лазерно-индуцированной терапии, например, гипертермии или фотодинамической терапии. Рассматриваемые методы моделирования представляют собой качественно разные подходы к решению проблемы переноса излучения. Сравнивая результаты применения метода Монте-Карло с решениями метода удвоения-добавления в той же многослойной конфигурации, можно проверить численную точность реализаций последнего и количественно оценить ошибки, вносимые предположениями, используемыми в нем. Метод удвоения-добавления использует аналитическое приближение теории переноса излучения, что позволяет быстро вычислять требуемые параметры пропускания, отражения и поглощения. При этом Монте-Карло как метод численного имитационного моделирования является вычислительно затратным, но может естественным образом обрабатывать сложные трехмерные геометрии, гетерогенные слои и произвольные конфигурации ис-

точника и детектора. В настоящей статье мы сопоставили различные реализации этих двух методов для многослойных моделей таких биологических тканей как стенка трахеи (с постепенным усложнением ее структуры в модели) и стенка толстой кишки, рассмотрели влияние на параметры распространения света того, с какой стороны многослойной ткани производится освещение, как влияют на распространение света тонкие, но при этом кровенаполненные слои, как влияет степень сатурации крови кислородом в тканях. Мы показали, что для многослойных сред с включениями слоев, содержащих кровь в такой концентрации, что коэффициент поглощения и редуцированный коэффициент рассеяния становятся достаточно близкими, чтобы предположения диффузионного приближения теории переноса излучения не удовлетворяли условиям распространения света, использование численного имитационного моделирования Монте-Карло является предпочтительным для расчета поглощенной дозы, в то время как в остальных случаях метод удвоения-добавления позволяет получить результаты, близкие к результатам Монте-Карло при похожих условиях освещения.

Работа выполнена при финансовой поддержке Российского научного фонда, грант № 25-25-00516.

ЛИТЕРАТУРА

1. Star W.M. Light dosimetry in vivo // *Physics in medicine and biology*. – 1997. – Vol. 42. – P. 763–787. doi: 10.1088/0031-9155/42/5/003.
2. Wilson B. C., Lilge L., Weersink R. A., Pires L. Photodynamic therapy dosimetry: current status and the emerging challenge of immune stimulation // *Journal of biomedical optics*. – 2025. – Vol. 30. – P. 34118. doi: 10.1117/1.JBO.30.S3.S34118.
3. Bergmann F., Foschum F., Marzel L., Kienle A. Ex Vivo Determination of Broadband Absorption and Effective Scattering Coefficients of Porcine Tissue // *Photonics*. – 2021. – Vol. 8. – P. 365. doi: 10.3390/photonics8090365.
4. Deyev S., Lebedenko E. Targeted Bifunctional Proteins and Hybrid Nanoconstructs for Cancer Diagnostics and Therapies // *Molecular Biology*. – 2017. – Vol. 51. – P. 788–803. doi: 10.1134/S002689331706005X.
5. Albraim S., Issa H., Alaissamy K., Bartoli A., Alhabeel M. Photodynamic Therapy in Skin Treatment // *Journal of MAR Dental Sciences*. – 2022. – Vol. 7. – P. 3.
6. Serebryakova I., Surkov Yu., Fashchevskii A., Xu Y., Xia Q., Li D., Zhu D., Genina E., Tuchin V. Monte Carlo simulation of light distribution in multilayer biological tissue // Китайско-российский семинар по биофотонике и биомедицинской оптике-2024. – 2024. – Vol. 1. – P. 33–38. doi: 10.24412/cl-37303-2024-1-33-38.
7. Савельева Т.А., Кривецкая А.А., Кустов Д.М., Клобуков М.И., Романишкин И.Д., Линьков К.Г., Левкин В.В., Харнас С.С., Лощенов В.Б. Применение модели Кубелки-Мунка для быстрого интраоперационного анализа оптических свойств стенки кишечника с помощью оптоволоконного спектрометра // *Biomedical Photonics*. – 2025. – Vol. 14. – P. 30–38. doi: 10.24931/2413-9432-2025-14-3-30-38.
8. Романишкин И.Д., Савельева Т.А., Оспанов А., Калягина Н.А., Кривецкая А.А., Уденев А.М., Линьков К.Г., Горайнов С.А., Шугай С.В., Павлова Г.В., Пронин И.Н., Лощенов В.Б. Сравнение оптико-спектральных характеристик глиобластомы при интраоперационной диагностике и оптической биопсии *ex vivo* // *Biomedical Photonics*. – 2024. – Vol. 13. – P. 4–12. doi: 10.24931/2413-9432-2024-13-4-4-12.
9. Fredriksson I., Larsson M., Strömberg T. Inverse Monte Carlo method in a multilayered tissue model for diffuse reflectance spectroscopy // *J. Biomed. Opt.* – 2012. – Vol. 17. – P. 047004. doi: 10.1117/1.JBO.17.4.047004.
10. Привалов В.Е., Сетейкин А.Ю., Фотиади А.Э. Моделирование распространения лазерного излучения в неоднородных средах со сложной геометрией. Научно-технические ведомости Санкт-Петербургского государственного политехнического университета // *Физико-математические науки*. – 2013. – Vol. 4-2. – P. 148–153.
11. Liu Q., Ramanujam N. Scaling method for fast Monte Carlo simulation of diffuse reflectance spectra from multilayered turbid media // *J. Opt. Soc. Am. A*. – 2007. – Vol. 24. – P. 1011–1025.
12. Prah S.A., van Gemert M.J.C., Welch A.J. Determining the optical properties of turbid media by using the adding-doubling method // *Appl. Opt.* – 1993. – Vol. 32. – P. 559–568.
13. Prah S.A. The Adding-Doubling Method. In: Welch A. J., Van Gemert M. J. C., eds. *Optical-Thermal Response of Laser-Irradiated Tissue* // *Lasers, Photonics, and Electro-Optics*. Springer, Boston, MA. – 1995. doi: 10.1007/978-1-4757-6092-7_5.
14. Vincely V.D., Vishwanath K. Lateral light losses in integrating sphere measurements: comparison of Monte-Carlo with inverse adding-doubling algorithm // *Proc. SPIE*. – 2020. – P. 11231:112310G. doi: 10.1117/12.2546265.
15. <https://github.com/scottprah/iadpython>
16. Lee H.H., Choi M.G., Hasan T. Application of photodynamic therapy in gastrointestinal disorders: an outdated or re-emerging technique? // *The Korean journal of internal medicine*. – 2017. – Vol. 32. – P. 1–10. doi: 10.3904/kjim.2016.200.
17. Цеймах А.Е., Шойхет Я.Н., Цеймах Е.А., Бедян Н.К., Макаренков А.С. Многокурсовая фотодинамическая терапия у пациента со злокачественным новообразованием большого дуоденального сосочка. Клинический случай // *Biomedical Photonics*. – 2025. – Vol. 14. – P. 39–42. doi: 10.24931/2413-9432-2025-14-3-39-42.
18. Rodrigues J.A., Correia J.H. Photodynamic Therapy for Colorectal Cancer: An Update and a Look to the Future // *International Journal of Molecular Sciences*. – 2023. – Vol. 24. – P. 12204. doi: 10.3390/ijms241512204.
19. Кривецкая А.А., Савельева Т.А., Кустов Д.М., Левкин В.В., Харнас С.С., Лощенов В.Б. Автоматизация планирования и контроля фо-

REFERENCES

1. Star W.M. Light dosimetry in vivo. *Physics in medicine and biology*, 1997, vol. 42, pp. 763–787. doi: 10.1088/0031-9155/42/5/003
2. Wilson B.C., Lilge L., Weersink R.A., Pires L. Photodynamic therapy dosimetry: current status and the emerging challenge of immune stimulation. *Journal of biomedical optics*, 2025, vol. 30, pp. S34118. doi: 10.1117/1.JBO.30.S3.S34118
3. Bergmann F., Foschum F., Marzel L., Kienle A. Ex Vivo Determination of Broadband Absorption and Effective Scattering Coefficients of Porcine Tissue. *Photonics*, 2021, vol. 8, pp. 365. <https://doi.org/10.3390/photonics8090365>
4. Deyev S., Lebedenko E. Targeted Bifunctional Proteins and Hybrid Nanoconstructs for Cancer Diagnostics and Therapies. *Molecular Biology*, 2017, vol. 51, pp. 788–803. doi: 10.1134/S002689331706005X
5. Albraim S., Issa H., Alaissamy K., Bartoli A., Alhabeel M. Photodynamic Therapy in Skin Treatment. *Journal of MAR Dental Sciences*, 2022, vol. 7, p. 3.
6. Serebryakova I., Surkov Yu., Fashchevskii A., Xu Y., Xia Q., Li D., Zhu D., Genina E., Tuchin V. Monte Carlo simulation of light distribution in multilayer biological tissue. *Chinese-Russian workshop on biophotonics and biomedical optics-2024*, 2024, vol. 1, pp. 33–38. doi: 10.24412/cl-37303-2024-1-33-38
7. Savelieva T.A., Krivetskaya A.A., Kustov D.M., Klobukov M.I., Romanishkin I.D., Linkov K.G., Levkin V.V., Kharnas S.S., Loschenov V.B. Application of the Kubelka-Munk model for fast intraoperative analysis of intestinal optical properties using a fiber optic spectrometer. *Biomedical Photonics*, 2025, vol. 14, pp. 30–38. doi: 10.24931/2413-9432-2025-14-3-30-38
8. Romanishkin I.D., Savelieva T.A., Ospanov A., Kalyagina N.A., Krivetskaya A.A., Udennev A.M., Linkov K.G., Goryajnov S.A., Shugay S.V., Pavlova G.V., Pronin I.N., Loschenov V.B. Comparison of optical-spectral characteristics of glioblastoma at intraoperative diagnosis and ex vivo optical biopsy. *Biomedical Photonics*, 2024, vol. 13, pp. 4–12. doi: 10.24931/2413-9432-2024-13-4-4-12
9. Fredriksson I., Larsson M., Strömberg T. Inverse Monte Carlo method in a multilayered tissue model for diffuse reflectance spectroscopy. *J. Biomed. Opt.*, 2012, vol. 17, pp. 047004. doi: 10.1117/1.JBO.17.4.047004
10. Privalov V.E., Seteikin A.Yu., Fotiadi A.E. Simulation of laser radiation propagation in inhomogeneous media with complex geometry. *Научно-технические ведомости Санкт-Петербургского государственного политехнического университета. Физико-математические науки*, 2013, vol. 4-2, pp. 148–153.
11. Liu Q., Ramanujam N. Scaling method for fast Monte Carlo simulation of diffuse reflectance spectra from multilayered turbid media. *J. Opt. Soc. Am. A*, 2007, vol. 24, pp. 1011–1025.
12. Prah S.A., van Gemert M.J.C., Welch A.J. Determining the optical properties of turbid media by using the adding-doubling method. *Appl. Opt.*, 1993, vol. 32, pp. 559–568.
13. Prah S.A. The Adding-Doubling Method. In: Welch A. J., Van Gemert M. J. C., eds. *Optical-Thermal Response of Laser-Irradiated Tissue*. *Lasers, Photonics, and Electro-Optics*, Springer, Boston, MA; 1995. doi: 10.1007/978-1-4757-6092-7_5
14. Vincely V.D., Vishwanath K. Lateral light losses in integrating sphere measurements: comparison of Monte-Carlo with inverse adding-doubling algorithm. *Proc. SPIE*, 2020, pp. 11231:112310G. doi: 10.1117/12.2546265
15. <https://github.com/scottprah/iadpython>
16. Lee H.H., Choi M.G., Hasan T. Application of photodynamic therapy in gastrointestinal disorders: an outdated or re-emerging technique? *The Korean journal of internal medicine*, 2017, vol. 32, pp. 1–10. doi: 10.3904/kjim.2016.200
17. Tseimakh A.E., Shoykhet I.N., Tseimakh E.A., Bedyan N.K., Makarenkov A.S. Multi-course photodynamic therapy in a patient with malignant tumor of the major duodenal papilla. Clinical case. *Biomedical Photonics*, 2025, vol. 14, pp. 39–42. doi: 10.24931/2413-9432-2025-14-3-39-42;
18. Rodrigues J.A., Correia J.H. Photodynamic Therapy for Colorectal Cancer: An Update and a Look to the Future. *International Journal of Molecular Sciences*, 2023, vol. 24, pp. 12204. doi: 10.3390/ijms241512204
19. Krivetskaya A.A., Savelieva T.A., Kustov D.M., Levkin V.V., Kharnas S.S., Loschenov V.B. Automatization of planning and control of

- тодинамической терапии органов желудочно-кишечного тракта // *Biomedical Photonics*. – 2025. – 14. – P. 40-54. doi: 10.24931/2413-9432-2025-14-2-40-54.
20. Singh H., Benn B.S., Jani C., Abdalla M., Kurman J.S. Photodynamic therapy for treatment of recurrent adenocarcinoma of the lung with tracheal oligometastasis // *Respiratory medicine case reports*. – 2022. – Vol. 37. – P. 101620. doi: 10.1016/j.rmcr.2022.101620.
21. Jung H.S., Kim H.J., Kim K.W. Intraoperative photodynamic therapy for tracheal mass in non-small cell lung cancer: A case report // *World journal of clinical cases*. – 2023. – Vol. 11. – P. 3915–3920. <https://doi.org/10.12998/wjcc.v11.i16.3915>.
22. Martin L.K., Otterson G.A., Bekaii-Saab T. Photodynamic therapy (PDT) may provide effective palliation in the treatment of primary tracheal carcinoma: a small case series // *Photomedicine and laser surgery*. – 2012. – Vol. 30. – P. 668–671. doi: 10.1089/pho.2012.3293.
23. Hohmann M., Lengenfelder B., Kanawade R., Klämpfl F., Douplik A., Albrecht H. Measurement of optical properties of pig esophagus by using a modified spectrometer set-up // *Journal of Biophotonics*. – 2017. – Vol. 11. doi: 10.1002/jbio.201600187.
24. Descalle M.-A., Jacques S.L., Pahl S.A., Laing T.J., Martin W.R. Measurements of ligament and cartilage optical properties at 35mm, 365nm and in the visible range [440-800nm] // *SPIE*. – 1998. – Vol. 3195. – P. 280-286.
25. Youn J.-I., Telenkov S. A., Kim E., Bhavaraju N. C., Wong B. J. F., Valvano J. W., Milner T. E. Optical and Thermal Properties of Nasal Septal Cartilage // *Lasers in Surgery and Medicine*. – 2000. – Vol. 27. – P. 119-128.
26. Bagratashvili N.V., Sviridov A.P., Sobol E.N., Kitai M.S. Optical properties of nasal septum cartilage // *Proc. SPIE*. – 1998. – P.3254. <https://doi.org/10.1117/12.308189>.
27. Nawn C.D., Blackburn M.B., De Lorenzo R.A., Ryan K.L. Using spectral reflectance to distinguish between tracheal and oesophageal tissue: applications for airway management // *Anaesthesia*. – 2019. – Vol. 74. – P. 340-347. doi: 10.1111/anae.14566.
28. Ebert D., Roberts C., Farrar S., Johnston W., Litsky A., Bertone A. Articular Cartilage Optical Properties in the Spectral Range 300-850 nm // *Journal of biomedical optics*. – 1998. – Vol. 3. – P. 326-33. doi: 10.1117/1.429893.
29. Khan R., Gul B., Khan S., Nisar H., Ahmad I. Refractive index of biological tissues: Review, measurement techniques, and applications // *Photodiagnosis and photodynamic therapy*. – 2021. – Vol. 33. – P. 102192. doi: 10.1016/j.pdpdt.2021.102192.
30. Carvalho S., Gueiral N., Nogueira E., Henrique R., Oliveira L., Tuchin V. Wavelength dependence of the refractive index of human colorectal tissues: comparison between healthy mucosa and cancer // *Journal of Biomedical Photonics & Engineering*. – 2016. – Vol. 2. – P. 040307-1. doi: 10.18287/JBPE16.02.040307.
31. Wiesner W., Mortel K.J., Ji H., Ros P.R. Normal colonic wall thickness at CT and its relation to colonic distension // *Journal of computer assisted tomography*. – 2002. – Vol. 26. – P. 102–106. doi: 10.1097/00004728-200201000-00015.
32. Wei H.J., Xing D., Lu J.J., Gu H.M., Wu G.Y., Jin Y. Determination of optical properties of normal and adenomatous human colon tissues in vitro using integrating sphere techniques // *World journal of gastroenterology*. – 2005. – Vol. 11. – P. 2413–2419. doi: 10.3748/wjg.v11.i16.2413.
33. Wei H., Xing D., Wu G., Gu H., Lu J., Jin Y., Li X.-Y. Differences in optical properties between healthy and pathological human colon tissues using a Ti:sapphire laser: an in vitro study using the Monte Carlo inversion technique // *J. Biomed. Opt.* – 2005. – Vol. 10. – P. 044022. doi: 10.1117/1.1990125.
34. Bashkatov A., Genina E., Kochubey V., Rubtsov V., Kolesnikova E., Tuchin V. Optical properties of human colon tissues in the 350–2500 nm spectral range // *Quantum Electronics*. – 2014. – Vol. 44. – P. 77. doi: 10.1070/QE2014v044n08ABEH015613.
35. Carvalho S., Gueiral N., Nogueira E., Henrique R., Oliveira L., Tuchin V.V. Comparative study of the optical properties of colon mucosa and colon precancerous polyps between 400 and 1000 nm // *Proc. SPIE*. – 2017. – P. 10063:100631L. doi: 10.1117/12.2253023.
36. Vo-Dinh T., ed. *Biomedical Photonics Handbook*. 1st ed. CRC Press. – 2003. doi: 10.1201/9780203008997.
37. Ismael F.S., Amasha H.M., Bachir W.H. Алгоритм определения оптимального числа волокон используемых при внутритканевой фотодинамической терапии рака молочной железы на основании диффузионного уравнения // *Biomedical Photonics*. – 2019. – Vol. 8. – P. 17-27. doi: 10.24931/2413-9432-2019-8-4-17-27
- photodynamic therapy of gastrointestinal organs. *Biomedical Photonics*, 2025, vol. 14, pp. 40-54. doi: 10.24931/2413-9432-2025-14-2-40-54
20. Singh H., Benn B.S., Jani C., Abdalla M., Kurman J.S. Photodynamic therapy for treatment of recurrent adenocarcinoma of the lung with tracheal oligometastasis. *Respiratory medicine case reports*, 2022, vol. 37, pp. 101620. doi: 10.1016/j.rmcr.2022.101620
21. Jung H.S., Kim H.J., Kim K.W. Intraoperative photodynamic therapy for tracheal mass in non-small cell lung cancer: A case report. *World journal of clinical cases*, 2023, vol. 11, pp. 3915–3920. doi: 10.12998/wjcc.v11.i16.3915
22. Martin L.K., Otterson G.A., Bekaii-Saab T. Photodynamic therapy (PDT) may provide effective palliation in the treatment of primary tracheal carcinoma: a small case series. *Photomedicine and laser surgery*, 2012, vol. 30, pp. 668–671. doi: 10.1089/pho.2012.3293
23. Hohmann M., Lengenfelder B., Kanawade R., Klämpfl F., Douplik A., Albrecht H. Measurement of optical properties of pig esophagus by using a modified spectrometer set-up. *Journal of Biophotonics*, 2017, vol. 11. doi: 10.1002/jbio.201600187
24. Descalle M.-A., Jacques S.L., Pahl S.A., Laing T.J., Martin W.R. Measurements of ligament and cartilage optical properties at 35mm, 365nm and in the visible range [440-800nm]. *SPIE*, 1998, vol. 3195, pp. 280-286.
25. Youn J.-I., Telenkov S.A., Kim E., Bhavaraju N.C., Wong B.J.F., Valvano J. W., Milner T. E. Optical and Thermal Properties of Nasal Septal Cartilage. *Lasers in Surgery and Medicine*, 2000, vol. 27, pp. 119-128.
26. Bagratashvili N.V., Sviridov A.P., Sobol E.N., Kitai M.S. Optical properties of nasal septum cartilage. *Proc. SPIE*, 1998, vol. 3254. doi: 10.1117/12.308189
27. Nawn C.D., Blackburn M.B., De Lorenzo R.A., Ryan K.L. Using spectral reflectance to distinguish between tracheal and oesophageal tissue: applications for airway management. *Anaesthesia*, 2019, vol. 74, pp. 340-347. doi: 10.1111/anae.14566
28. Ebert D., Roberts C., Farrar S., Johnston W., Litsky A., Bertone A. Articular Cartilage Optical Properties in the Spectral Range 300-850 nm. *Journal of biomedical optics*, 1998, vol. 3, pp. 326-33. doi: 10.1117/1.429893
29. Khan R., Gul B., Khan S., Nisar H., Ahmad I. Refractive index of biological tissues: Review, measurement techniques, and applications. *Photodiagnosis and photodynamic therapy*, 2021, vol. 33, pp. 102192. doi: 10.1016/j.pdpdt.2021.102192
30. Carvalho S., Gueiral N., Nogueira E., Henrique R., Oliveira L., Tuchin V. Wavelength dependence of the refractive index of human colorectal tissues: comparison between healthy mucosa and cancer. *Journal of Biomedical Photonics & Engineering*, 2016, vol. 2, pp. 040307-1. doi: 10.18287/JBPE16.02.040307
31. Wiesner W., Mortel K. J., Ji H., Ros P. R. Normal colonic wall thickness at CT and its relation to colonic distension. *Journal of computer assisted tomography*, 2002, vol. 26, pp. 102–106. doi: 10.1097/00004728-200201000-00015
32. Wei H.J., Xing D., Lu J.J., Gu H.M., Wu G.Y., Jin Y. Determination of optical properties of normal and adenomatous human colon tissues in vitro using integrating sphere techniques. *World journal of gastroenterology*, 2005, vol. 11, pp. 2413–2419. doi: 10.3748/wjg.v11.i16.2413
33. Wei H., Xing D., Wu G., Gu H., Lu J., Jin Y., Li X.-Y. Differences in optical properties between healthy and pathological human colon tissues using a Ti:sapphire laser: an in vitro study using the Monte Carlo inversion technique. *J. Biomed. Opt.*, 2005, vol. 10, pp. 044022. doi: 10.1117/1.1990125
34. Bashkatov A., Genina E., Kochubey V., Rubtsov V., Kolesnikova E., Tuchin V. Optical properties of human colon tissues in the 350–2500 nm spectral range. *Quantum Electronics*, 2014, vol. 44, pp. 77. doi: 10.1070/QE2014v044n08ABEH015613
35. Carvalho S., Gueiral N., Nogueira E., Henrique R., Oliveira L., Tuchin V.V. Comparative study of the optical properties of colon mucosa and colon precancerous polyps between 400 and 1000 nm. *Proc. SPIE*, 2017, pp. 10063:100631L. doi: 10.1117/12.2253023
36. Vo-Dinh T., ed. *Biomedical Photonics Handbook*, 1st ed. CRC Press; 2003. doi: 10.1201/9780203008997
37. Ismael F.S., Amasha H.M., Bachir W.H. A diffusion equation based algorithm for determination of the optimal number of fibers used for breast cancer treatment planning in photodynamic therapy. *Biomedical Photonics*, 2019, vol. 8, pp. 17-27. doi: 10.24931/2413-9432-2019-8-4-17-27