A grayscale microscopic image of biological tissue, showing various cellular structures and patterns. The image is used as a background for the text.

**ПРОБЛЕМЫ
ОПТИЧЕСКОЙ
ФИЗИКИ И
БИОФОТОНИКИ**

OPTICAL PHYSICS AND BIOPHOTONICS

**ПОСВЯЩАЕТСЯ СТОЛЕТИЮ
САРАТОВСКОГО ГОСУДАРСТВЕННОГО УНИВЕРСИТЕТА**

Саратовский государственный университет им. Н.Г. Чернышевского

ПРОБЛЕМЫ ОПТИЧЕСКОЙ ФИЗИКИ И БИОФОТОНИКИ

Материалы 12-ой Международной молодежной научной школы
по оптике, лазерной физике и биофизике

23 - 26 сентября 2008 года
Саратов

СБОРНИК ПОСВЯЩЕН СТОЛЕТИЮ
САРАТОВСКОГО ГОСУДАРСТВЕННОГО УНИВЕРСИТЕТА

ИЗДАТЕЛЬСТВО
«Новый ветер»
2009

УДК 535(068)
ББК 22.343.43

П78 Проблемы оптической физики и биофотоники: Материалы 12 – ой Международ. Молодежной научн. Школы по оптике, лазерной физике и биофотонике. – Саратов: Изд-во «Новый ветер», 2009. – 234 с.: ил

В сборник вошли конспекты лекций и краткие доклады участников 12 – ой Международной молодежной научной школы по оптике, лазерной физике и биофотонике, организованной и проведенной в Саратове в сентябре 2008 года.

Для научных работников, аспирантов и студентов старших курсов физических факультетов университетов, специализирующихся в области оптики, лазерной физики, оптических технологий в биофизике и медицине, спектроскопии и оптоэлектроники.

Редакционная коллегия:

В.В. Тучин (редактор), д-р физ.-мат. наук,
д-р физ.-мат. наук, В.Л. Дербов, д-р физ.-мат. наук,
В.П. Рябухо, д-р физ.-мат. наук, Д.А. Зимняков, д-р физ.-мат. наук,
Г.В. Симоненко (отв. секретарь), канд. физ.-мат. наук

*Международная молодежная научная школа проведена при финансовой поддержке
РФФИ (грант 08-02-06152-г),*

*Российского отделения Международного общества по оптической технике (SPIE),
Научно – образовательного центра «Нелинейная динамика и биофизика» Саратовского государственного
университета
(грант CRDF RUX0-006-SR-06-BG8206)*

*Издание осуществлено при финансовой поддержке Научно – образовательного центра «Нелинейная динамика
и биофизика» Саратовского государственного университета (грант CRDF RUX0-006-SR-06-BG8206)*

УДК 535(068)
ББК 22.343.43

Работа выполнена в авторской редакции
Научное издание

ПРОБЛЕМЫ ОПТИЧЕСКОЙ ФИЗИКИ

Материалы 12 – ой Международной молодежной научной школы
по оптике, лазерной физике и биофотонике

Отв. за выпуск Г.В. Симоненко
Технический редактор Перепелицина О.А. Корректор Лакодина Н.А.
Оригинал – макет подготовила Е.С. Кириллова

Подписано в печать 25.02.2009. Формат 60×84 ½. Бумага офсетная
Гарнитура Times New Roman Cyr. Печать офсетная. Усл. Печ. Л. 48,83(49)
Тираж 100. Заказ № 019

Издательство «Новый ветер»
Отпечатано в типографии ООО «Новый ветер»

ISBN 978 – 5 – 98116 – 085- 1

© Саратовский государственный университет, 2009

N.G. Chernyshevsky Saratov State University

OPTICAL PHYSICS AND BIOPHOTONICS

Proceedings of 12th Annual International School for Young Scientists and Students on Optics, Laser
Physics & Biophotonics

Dedicated to the Centenary Anniversary of Saratov State University

23 – 26 September 2008
Saratov, Russia

«Novyi Veter» Press
2009

Optical Physics and Biophotonics: Proceedings of 12th Annual International School for Young Scientists and Students on Optics, Laser Physics & Biophotonics. – Saratov: «Novyi Veter», 2009. – 234 p.: figs

The Proceeding includes abstracts of lectures and brief reports of participants of 12th Annual International School for Young Scientists and Students on Optics, Laser Physics & Biophotonics organized in Saratov in September 2008.

For researchers, postgraduate and undergraduate students of physical departments of universities specializing in the field of optics, laser physics, optical technologies in biophysics and medicine, spectroscopy and optoelectronics.

Editorial Board:

V.V. Tuchin (editor), PhD, DSc

V.L. Derbov, PhD, DSc,

V.P. Ryabukho, PhD, DSc, D.A. Zimnyakov, PhD, DSc,

G.V. Simonenko (executive secretary), PhD

*International School for Young Scientists was organized at the financial support of
RFBR (grant 08-02-06152-z),
International Society for Optical Engineering (SPIE),
Research – Educational Center “Nonlinear Dynamics and Biophysics” of Saratov State University
(grant CRDF RUX0-006-SR-06-BG8206)*

*Proceeding is published at the financial support of Research – Educational Center “Nonlinear Dynamics and
Biophysics” of Saratov State University (grant CRDF RUX0-006-SR-06-BG8206)*

«Novyi Veter» Press
Printed by «Novyi Veter» Ltd.

ISBN 978 – 5 – 98116 – 085- 1

© Saratov State University, 2009

СОДЕРЖАНИЕ

ПРЕДИСЛОВИЕ	9
ОПТИЧЕСКИЕ ЯВЛЕНИЯ В БИОЛОГИЧЕСКИХ СРЕДАХ	
Response Variable Transform method for concentration measurement with near-infrared spectroscopy in high scattering backgrounds Dan Peng, Huijuan Zhao, Kexin Xu	11
Laser Speckle Imaging for the Quantitative Assessment of Flow Velocity Donald D. Duncan, Sean J. Kirkpatrick, James C. Gladish, & Sawan A. Hurst	16
Study of INS-1E insulinoma cells using autofluorescence imaging J. Kirchnerova, M. Uherek, P. Topor, V. Strbak and D. Chorvat jr.	23
Characterization of dental composite curing using dynamic light scattering Elaine M. Wells-Gray, Sean J. Kirkpatrick, Donald D. Duncan and Ron L. Sakaguchi	29
Обработка сигналов в оптической когерентной томографии с использованием рекурсивной обратной свертки М.А. Вольнский	33
Опыт лазерофотокоагуляции кровоточащей язвы желудка и двенадцатиперстной кишки Ю.Г. Шапкин, С.В. Капралов, В.А. Гришаев, А.Н. Башкатов, Э.А. Генина, В.В. Тучин	37
Модель проницаемости дентина Н.А. Трунина, В.Л. Дербов, В.В. Тучин, Г.Б. Альтшулер	42
Исследование оптического просветления дентина Н.С. Герасимова, Э. А. Генина, Трунина Н.А., А. Н. Башкатов, В.И. Кочубей, В.В. Тучин	47
Моделирование влияния возрастных изменений структуры коллагеновых тканей на их оптическую анизотропию А.Д. Михайлова, Д.А. Зимняков	54
Проточный метод регистрации реакции агглютинации эритроцитов in vitro на основе кросскорреляционного анализа Ю.А. Ганилова, В.А. Дубровский, С.С. Ульянов	60
Регистрация агглютинации эритроцитов на основе математической обработки цифровых фотографий К.Н. Дворецкий, А.А. Долмашкин, В.А. Дубровский	63
Моделирование влияния эпидермиса на перенос света и тепла в кожном покрове В. В. Барун, А. П. Иванов, И. В. Васильковский, С. М. Кватернюк, В. Г. Петрук	69
Спектральные особенности распространения света в морской воде с сильно поглощающими водорослями В. В. Барун, А. П. Иванов, И. В. Васильковский, С. М. Кватернюк, В. Г. Петрук	78
Фотостарение Г.Ф. Пронченкова, С.А. Шишова	85
ОПТИКА РАССЕИВАЮЩИХ СРЕД	89
A heuristic method to describe co-localized scattering and absorbing perturbations in optically diffusive media beyond born approximation Angelo Sassaroli, Fabrizio Martelli, and Sergio Fantini	89
Об особенностях рассеяния лазерного излучения слоями композитов «жидкий кристалл – диспергирующий полимер» Д.А. Зимняков, А.В. Садовой, М.А. Виленский, А. Кудряшова	92
Идентификация спекл-структур, порожденных средой распространения в задачах оптического контроля строительных конструкций Д.К. Проскурин, Н.С. Печенкин, А.В. Земцов	98
Архитектура информационной системы численного моделирования процессов рассеяния оптических волн Д.К. Проскурин, А.В. Земцов, Н.С. Печенкин	102
ВОЛНОВАЯ И КВАНТОВАЯ ОПТИКА	111
Адиабатический подход для задачи о параболической квантовой яме С.И. Виницкий, А.А. Гусев, О. Чулуунбаатар, В.Л. Дербов, Э.М. Казарян, А.А. Костянян, А.А. Саркисян	111
Исследование аномально больших логарифмических вкладов при решении задачи об отдаче ядра квазипотенциальным методом О.А. Бойкова, Н.А. Бойкова, С.В. Клещевская, Ю.Н. Тютяев	118
Водородоподобный атом в поле титан-сапфирового лазера Н.И. Тепер, В.Л. Дербов	124
Численное моделирование эволюции резонансных эллиптически поляризованных оптических бризеров А.В. Волков, О.М. Паршков	126
Спектр излучения системы двух идентичных диполь-дипольно взаимодействующих атомов Горохов А.В., Семин В.В.	132
Численное моделирование поляризационных эффектов при нестационарном двойном резонансе на вырожденных квантовых переходах А.В. Волков, Н.А.	

Моделирование влияния эпидермиса на перенос света и тепла в кожном покрове

В. В. Барун¹, А. П. Иванов¹, И. В. Васильковский², С. М. Кватернюк², В. Г. Петрук²

¹Институт физики им. Б.И.Степанова НАНБ, пр. Независимости 68, Минск 220072, Беларусь,
email: barun@dragon.bas-net.by, ivanovap@dragon.bas-net.by

²Винницкий национальный технический университет, Хмельницкое шоссе 95, Винница 21001,
Украина, email: petruk@vstu.vinnica.ua

Разработаны инженерные подходы к решению задач оптики и теплофизики биологических тканей. Аналитический характер построенных методик позволил получить простое и физически наглядное описание переноса света и тепла в многослойной многокомпонентной среде. В оптической задаче учтены многократное рассеяние излучения в слоях кожи и различное поглощение хромофорами ткани. Изучены световые поля внутри и вне среды. Выявлена роль эпидермиса при их формировании. Показано, в частности, что в общем случае эпидермис нельзя рассматривать как спектральный фильтр, только поглощающий и не рассеивающий свет. Такое упрощенное представление этого слоя может приводить к существенным ошибкам в характеристиках световых полей, особенно в области слабых поглощений ткани. Предложена удобная аппроксимация плотности излучения в двухслойной (эпидермис и дерма) ткани, имеющая вид суммы двух экспоненциальных функций глубины. Для эпидермиса показателями экспонент являются, соответственно, малоугловой показатель ослабления и показатель ослабления в асимптотическом (диффузионном) приближении теории переноса излучения. Указанная аппроксимация позволила получить аналитическое решение тепловой задачи о нагреве биоткани внешним узким световым пучком. Оказалось, что эпидермис оказывает довольно слабое влияние на поля температуры при облучении синим светом. Однако, когда в качестве внешнего источника используется красный свет, эпидермис работает как «печка» и может обеспечить рост температуры дермы в несколько раз по сравнению с однослойной тканью. Обсуждены причины таких особенностей нагрева. Приведены примеры соответствующих расчетов.

Введение

Кожа, как известно [1 – 3], является многослойной биологической тканью. Выделяют три ее основных структурных слоя – роговой, эпидермис и дерму с несколькими подслоями, отличающимися объемной концентрацией кровеносных сосудов [4, 5]. Оценки показали [6], что роговой слой, имеющий малую геометрическую и оптическую толщины, слабо сказывается на световых и тепловых полях внутри и вне кожного покрова. Поэтому в дальнейшем, чтобы не загромождать анализ, пренебрежем влиянием рогового слоя и будем считать, что самым верхним слоем является эпидермис. При воздействии на кожу излучением лазера или другого источника свет будет проходить через эпидермис, рассеиваться и поглощаться им. Известны различные виды такого воздействия – фотодиссоциация оксигемоглобина [7, 8], светокислородный и фотодинамический эффекты [9], нагрев ткани [10] и т. п. Первые два механизма зависят от распределения световой энергии или плотности излучения [11] по глубине среды и показателей поглощения компонент кожи, а нагрев дополнительно определяется переносом тепла в ткани. Ниже будет исследована роль эпидермиса в оптике и теплофизике кожи, т.е. его влияние на световые и тепловые поля при внешнем облучении. Мотивацией к написанию статьи послужила работа [12], в которой подробно изучены оптические характеристики компонентов эпидермиса в УФ области спектра, а также измерены УФ спектры пропускания и отражения изолированным слоем в норме и при патологиях. В данной статье, кроме оптических свойств эпидермиса и его коэффициентов отражения и пропускания, представлена методика расчета и аналитически изучено его оптическое и тепловое взаимодействие с дермой, имеющее место в реальном кожном покрове.

Часто эпидермис рассматривают как спектральный фильтр [13], который только поглощает свет, пренебрегая рассеянием. Иногда кожу считают макроскопически однородной, имеющей однослойную структуру [14]. Понятно, что такие допущения позволяют существенно упростить анализ переноса света и тепла в среде. Однако, сколь указанные предположения обоснованны с точки зрения формирования световых и тепловых полей и какие ошибки при этом возникают? Ответы на поставленные вопросы будут даны в настоящей работе.

В первой части статьи моделируются глубинные профили плотности световой энергии в многослойной многокомпонентной среде. С этой целью использованы инженерные методы теории переноса излучения (ТПИ) [15], учитывающие многократное рассеяние в ткани и многократные переотражения излучения между ее слоями. Вторым этапом является аналитическое решение тепловой задачи. Плотность излучения, найденная при моделировании, использована в качестве

функции источников уравнения переноса тепла. Для его решения использована оптико-теплофизическая модель кожи [16].

Оптические свойства эпидермиса

Спектральные параметры элементарного объема

Основным поглощающим свет компонентом эпидермиса является меланин. Его спектральный показатель поглощения (в см^{-1}) можно аппроксимировать в виде [2]

$$\mu_{a,m}(\lambda) = 6.6 \times 10^{11} \lambda^{-3.33}, \quad (1)$$

где λ – длина волны в нм. Объемная концентрация f_m меланина (доля объема меланина в единичном объеме эпидермиса) может варьироваться от нескольких до десятков % для людей со светлой и темной кожей, соответственно. Полагаем [2], что остальная часть эпидермиса – ткань-основа или «обескровленная ткань» (bloodless tissue в англоязычной литературе), у которой эффективный показатель рассеяния $\mu_{s,t}$ ($\mu_{s,t} = \mu'_{s,t}(1 - g_t)$, где $\mu'_{s,t}$ – показатель рассеяния), показатель поглощения $\mu_{a,t}$ (в см^{-1}) [2] и средний косинус g_t индикатрисы рассеяния $p_c(\gamma)$ [1] имеют, соответственно, вид

$$\mu_{s,t}(\lambda) = 2 \times 10^5 \lambda^{-1.5} + 2 \times 10^{12} \lambda^{-4}, \quad (2)$$

$$\mu_{a,t}(\lambda) = 0.244 + 85.4 \exp[-(\lambda - 154)/66.2], \quad (3)$$

$$g_t(\lambda) = 0.62 + 0.0029\lambda. \quad (4)$$

Известно [17] и другое соотношение для $\mu'_{s,t}$

$$\mu_{s,t}(\lambda) = 7.84 \times 10^8 \lambda^{-3.255}, \quad (5)$$

которое дает результаты, близкие к (2). Однако соотношение (2) экспериментально получено для более широкого интервала длин волн 350 – 1100 нм по сравнению с 450 – 750 нм в случае (5). Первое слагаемое в (2) отвечает за рассеяние волокнами ткани-основы, а второе – за релеевское рассеяние мелкими частицами диаметром порядка 100 нм [2]. В качестве индикатрисы рассеяния эпидермиса часто используют [1] функцию Хеньи – Гринштейна с параметром асимметрии, определяемым формулой (4).

Таким образом, соотношения (1) – (5) дают все оптические спектральные параметры элементарного объема эпидермиса, необходимые для расчета характеристик переноса излучения в нем. Например, показатель поглощения имеет вид

$$\mu_{a,e}(\lambda) = \mu_{a,m}(\lambda)f_m + \mu_{a,t}(\lambda)(1 - f_m), \quad (6)$$

показатель ослабления –

$$\mu'_{e,e}(\lambda) = \mu_{a,m}(\lambda)f_m + \mu_{a,t}(\lambda)(1 - f_m) + \mu_{s,t}(\lambda)/[1 - g_t(\lambda)], \quad (7)$$

эффективный показатель ослабления –

$$\mu_{e,e}(\lambda) = \mu'_{e,e}(\lambda)[1 - g_t(\lambda)], \quad (8)$$

доля света, рассеянного в переднюю полусферу –

$$F_e(\lambda) = 0.5 \int_0^{\pi/2} p_c(\gamma, \lambda) \sin \gamma d\gamma \approx 1 - [1 - g_t(\lambda)]/3, \quad (9)$$

оптическая толщина $\tau_e(\lambda) = \mu_{e,e}(\lambda)d_e$ (d_e – геометрическая толщина), вероятность выживания фотона $\Lambda_e(\lambda) = \mu_{s,e}(\lambda)/\mu_{e,e}(\lambda)$ и т. д. Последнее равенство в (9) получено [15] на основе анализа и аппроксимации различных индикатрис с большой степенью вытянутости «вперед». На рис. 1 показаны спектральные оптические параметры элементарного объема эпидермиса, которые требуются для разработки соответствующих методик расчета.

Спектры отражения и пропускания света эпидермисом

Из рис. 1 видно, что рассеивательная оптическая толщина $\Lambda_e \tau_e$ эпидермиса составляет несколько единиц в ближней УФ области спектра при заметном поглощении и менее 0.5 в красном и ближнем ИК диапазоне. Это позволяет использовать малоугловое приближение (МУП) ТПИ [15] для расчета характеристик отражения и пропускания при направленном освещении. Согласно

МУП, коэффициент диффузного отражения при освещении по нормали к поверхности эпидермиса имеет вид

$$R_e(\lambda) = \Lambda_e(\lambda) \frac{1 - F_e(\lambda)}{1 - F_e(\lambda)\Lambda_e(\lambda)} \int_0^1 \left\{ 1 - \exp\left[-\alpha(\lambda)d_e \frac{1+\nu}{\nu}\right] \right\} d\nu, \quad (10)$$

коэффициент направленного пропускания

$$T_e(\lambda) = \exp[-\alpha(\lambda)d_e], \quad (11)$$

где $\alpha = \mu'_{e,e}(1 - \Lambda_e F_e)$ – показатель ослабления в МУП, $\nu = \cos(\gamma)$, γ – угол рассеяния. При получении (10) полагалось, что индикатриса рассеяния при $\pi/2 \leq \gamma \leq \pi$ имеет слабо выраженную угловую структуру и может быть представлена в виде $p_e = 2(1 - F_e)$.

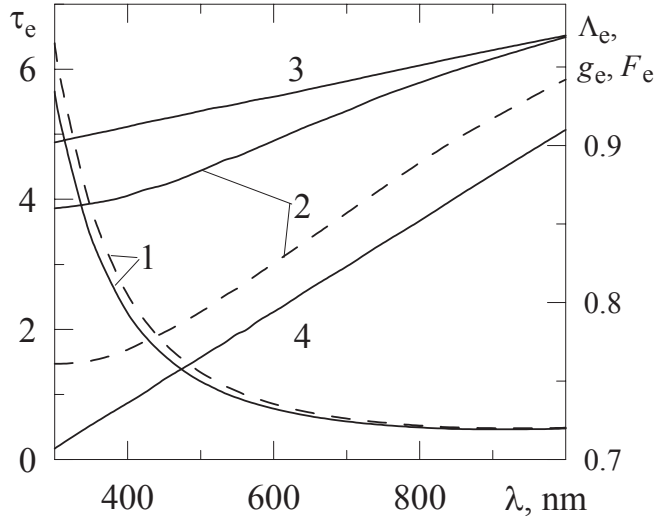


Рис. 1. Спектральные зависимости оптической толщины (кривые 1), вероятности выживания фотона (2), среднего косинуса (3) и интегральной доли света, рассеянного в переднюю полусферу (4), при $f_m = 4$ (сплошные кривые) и 8 % (штриховые), $d_e = 50$ мкм

Кроме направленного освещения, на эпидермис кожи могут падать диффузные световые потоки, например, рассеянные «назад» нижележащими слоями дермы. Для расчета коэффициентов отражения и пропускания при диффузном освещении (обозначены звездочкой *) будем использовать асимптотическое приближение ТПИ [15, 18]. Оно является точным, если угловая структура яркости рассеянного излучения совпадает с ее угловым распределением в глубинном режиме [15], вне зависимости от оптической толщины среды. Полагаем, что такое совпадение приблизительно реализуется в биологических тканях. Тогда для коэффициента диффузного отражения и пропускания соответственно имеем [15]

$$R_e^*(\lambda) = \frac{\text{sh}[d_e \beta_e(\lambda)]}{\text{sh}\{d_e \beta_e(\lambda) + 4\sqrt{\mu_{a,e}(\lambda)}/[3\mu_{e,e}(\lambda)]\}}, \quad (12)$$

$$T_e^*(\lambda) = \frac{\text{sh}\{4\sqrt{\mu_{a,e}(\lambda)}/[3\mu_{e,e}(\lambda)]\}}{\text{sh}\{d_e \beta_e(\lambda) + 4\sqrt{\mu_{a,e}(\lambda)}/[3\mu_{e,e}(\lambda)]\}}, \quad (13)$$

где $\beta_e(\lambda) = \sqrt{3\mu_{a,e}(\lambda)\mu_{e,e}(\lambda)}$ – показатель ослабления в глубинном режиме [15].

На рис. 2 приведены спектры коэффициентов отражения и пропускания изолированного эпидермиса при направленном и диффузном освещении (без учета френелевского отражения на границах). Можно видеть, что в ближней УФ – синей области длин волн отражение слоя довольно большое, а пропускание – малое из-за значительного, по сравнению с красным диапазоном, показателя рассеяния ткани-основы (формула (3)) и, следовательно, оптической толщины. С другой стороны, при $\lambda > 600$ нм значения R_e и R_e^* не превышают 2 – 6 %, а T_e и T_e^* более 70 %. На рис. 2б приведены также спектры T_e и T_e^* для случая, когда эпидермис рассматривается как спектральный фильтр (тонкие кривые 1 и 2) с показателем поглощения, равным $\mu_{a,m}$, в пренебрежении рассеянием. Очевидно, что отраженный свет здесь отсутствует. Понятно, что

коэффициент направленного пропускания у фильтра всегда больше, чем у рассеивающего и поглощающего слоя. Для T_e^* (кривые 2) при $\lambda > 400 - 450$ нм имеет место обратная ситуация. Здесь при диффузном освещении наклонные лучи сильно ослабляются фильтром из-за его большой оптической толщины, тогда как рассеянный свет изменяет свое первоначальное направление распространения и проходит эпидермис вдоль путей, близких к нормали слоя. Указанные особенности проявятся в световых полях в глубине кожи и в ее полном коэффициенте отражения.

Количественно расчетные данные рис. 2 согласуются с экспериментами [12], где при направленном освещении коэффициент отражения при $\lambda = 300 - 400$ нм варьируется от 0.05 – 0.1 до 0.09 – 0.14, а коэффициент пропускания – от 0.4 – 0.5 до 0.7 – 0.75. Как следует из рис. 2, указанные диапазоны изменения R_e и T_e сильно зависят от концентрации f_m меланина и d_e . К сожалению, информация о f_m в [12] отсутствует.

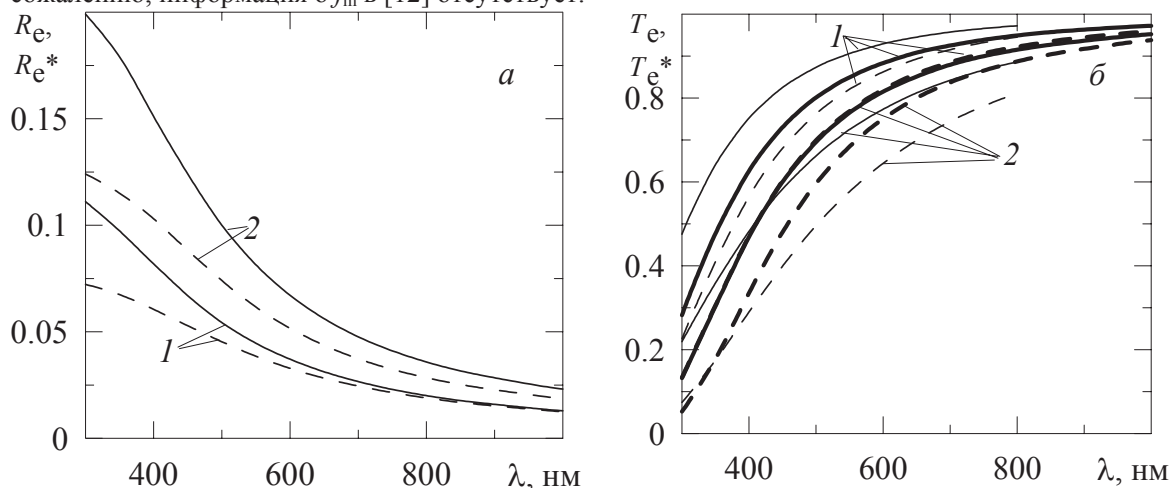


Рис. 2. Спектры коэффициентов отражения (а) и пропускания (б) при направленном (кривые 1) и диффузном освещении (2) изолированного эпидермиса для $f_m = 4\%$ (сплошные кривые) и 8% (штриховые). Тонкими линиями на рис. 2б показаны зависимости для случая, когда эпидермис трактуется как спектральный фильтр без учета рассеяния, $d_e = 50$ мкм

Оптические свойства дермы

Спектральные параметры элементарного объема

Выше рассмотрены характеристики отражения и пропускания света изолированным эпидермисом. В реальном кожном покрове этот слой всегда прилегает к дерме. Поэтому, условия освещения эпидермиса, как следует соотношений (10) – (13) и рис. 2, и его роль в оптике кожи будут зависеть также от спектральных свойств дермы. Ниже кратко рассмотрим эти свойства.

Основными поглощающими компонентами дермы в видимой и ближней ИК областях спектра являются гемоглобины крови. Они присутствуют в различных формах, но преобладают по концентрации окси- и деоксигемоглобин. Остальные гемоглобины (карбокси-, мет-, гликозилированный и другие) учитывать не будем. Кроме того, свой вклад в поглощение вносит ткань-основа (формула (3)). Показатель поглощения и эффективный показатель рассеяния находим как средневзвешенное соответствующих показателей компонентов дермы:

$$\mu_{a,d} = C_V \mu_{a,b} + (1 - C_V) \mu_{a,t} \quad (14)$$

$$\mu_{s,d} = C_V \mu_{s,b} + (1 - C_V) \mu_{s,t} \quad (15)$$

где C_V – объемная концентрация капилляров, $\mu_{s,b}$ – эффективный показатель рассеяния крови. Оценки показали, что кровь, вследствие малых значений C_V и сильной вытянутости индикатрисы рассеяния «вперед» или среднего косинуса g_b , близкого к 1, вносит небольшой вклад [16] в $\mu_{s,d}$, и первым слагаемым в (15) можно пренебречь. Показатель поглощения крови $\mu_{a,b}$ зависит, в свою очередь, от гематокрита (объемной концентрации эритроцитов в крови), объемной концентрации гемоглобинов в эритроцитах и степени оксигенации крови. Ниже значения этих параметров полагаем, соответственно, 0.4, 0.25 и 0.75. Спектры показателей дермы (14) и (15) приведены в [6, 19]. Отметим, что в (14) для простоты не учтен эффект «сита» на эритроцитах [20] и кровеносных

сосудах [21], который в сине-зеленой области λ будет приводить к меньшим показателям поглощения по сравнению с (14).

Коэффициенты отражения света дермой

Для расчета спектральных коэффициентов отражения дермы используем асимптотическое приближение ТПИ [15, 18]. При направленном освещении дермы по нормали

$$R_d(\lambda) = \exp[-(36/7)\sqrt{\mu_{a,d}(\lambda)/[3\mu_{e,d}(\lambda)]}]. \quad (16)$$

При диффузном освещении дермы

$$R_d^*(\lambda) = \exp[-4\sqrt{\mu_{a,d}(\lambda)/[3\mu_{e,d}(\lambda)]}], \quad (17)$$

что аналогично (12) при $d_e \rightarrow \infty$.

Влияние эпидермиса на характеристики рассеянного света

Коэффициент диффузного отражения кожи

Коэффициент диффузного отражения (КДО) R_{sk} кожи обычно измеряют при помощи спектрофотометра с приставкой в виде интегрирующей сферы. Спектр КДО часто используют для решения обратной задачи – восстановления структурных и биофизических параметров биотканей и их компонентов, включая кожный покров [22] в условиях *in vivo*, кровь [23, 24] *in vitro*, плазму крови и тромбоциты [25].

Аналитическая методика расчета КДО при направленном освещении среды описана в [6, 26]. Она основана на использовании МУП ТПИ [15] для расчета характеристик отражения и пропускания света эпидермисом и асимптотического приближения [15, 18] для дермы. Полагалось, что падающее излучение проходит границу раздела воздух – эпидермис как направленный пучок и далее многократно переотражается между указанной границей, эпидермисом и дермой как диффузный свет. Считалось, что френелевское отражение между слоями кожи отсутствует. Учет небольших различий в показателях преломления этих слоев [4, 5] приводит лишь к незначительным вариациям КДО. В расчетную схему была также включена слоистая структура дермы [4, 5]. Оценки показали [27, 28], что эти стратификации не дают сколь-нибудь заметный вклад в спектры КДО. На рис. 3 показаны зависимости КДО от длины волны для рассеивающего и поглощающего свет эпидермиса и его модели в виде спектрального фильтра. Из сравнения кривых 1 и 2 видно, что модель фильтра дает заниженные значения КДО на 5 – 10 % во всем рассмотренном диапазоне λ . Такие абсолютные ошибки приведут к невозможности восстановить искомые параметры биотканей [22].

Результаты, аналогичные приведенным на рис. 3, были сопоставлены в работе [6] с расчетами по методу Монте Карло и экспериментальными спектрами КДО. Показано, что в пределах различий моделей кожи имеет место приемлемое соответствие разработанной методики [6, 26] и опубликованных данных.

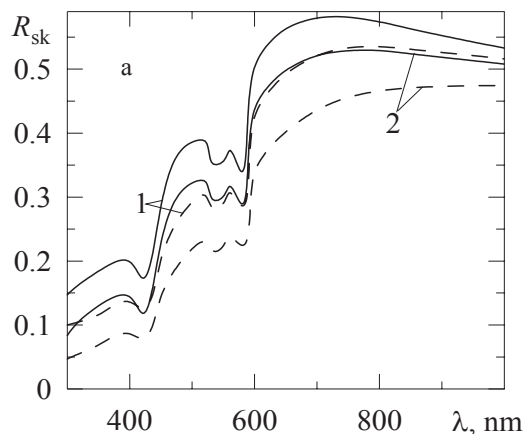


Рис. 3. Спектры КДО, рассчитанные для рассеивающего и поглощающего эпидермиса (кривые 1) и его модели в виде спектрального фильтра (2) при $f_m = 4$ (сплошные кривые) и НМ (штриховые)

Глубинные профили плотности излучения в коже

Поглощение света различными хромофорами кожи и, следовательно, многие биохимические, биофизические и тепловые эффекты воздействия света на ткани зависят от плотности излучения или пространственной освещенности (в англоязычной литературе fluence или fluence rate) в среде [11]. Аналитическая методика расчета этой характеристики описана в [26]. Она учитывает многократное рассеяние света в эпидермисе и дерме, поглощение указанными слоями и многократные переотражения излучения между ними и поверхностью кожи. По разработанной методике были выполнены расчеты глубинных профилей плотности излучения $E(z)$ (z – глубина, отсчитываемая от поверхности). Хотя соответствующие формулы имеют аналитический вид, они достаточно громоздки. Поэтому желательно было предложить простую аппроксимацию зависимостей $E(z)$. Еще лучше, если бы такая аппроксимация имела экспоненциальную форму, учитывая, что ниже будет рассмотрена задача о нагреве кожи внешним излучением. Для экспоненциальной по глубине функции источников известно аналитическое решение.

Искомая аппроксимация была получена для эпидермиса и дермы в виде

$$E_e(z) = E_{\downarrow}(z=0) \exp(-\alpha z) + E_{\uparrow}(z=d_e) \exp[-(d_e - z)\beta_e] \text{ при } 0 \leq z \leq d_e, \quad (18)$$

$$E_d(z) = E_e(d_e) \exp[-\beta_d(z - d_e)] \text{ при } z > d_e, \quad (19)$$

где E_{\downarrow} и E_{\uparrow} – значения плотности излучения, создаваемой соответственно нисходящим и восходящим потоками на указанных глубинах, \square – показатель ослабления в МУП, определенный ранее, $\beta_d(\lambda) = \sqrt{3\mu_{a,d}(\lambda)\mu_{e,d}(\lambda)}$ – глубинный показатель ослабления дермы. Величины E_{\downarrow} и E_{\uparrow} зависят от структурных и биофизических параметров кожи. Формулы (18) и (19) имеют четкий физический смысл. Так, в эпидермисе световое поле как функция глубины определяется малоугловым затуханием падающего пучка с показателем α и восходящими или отраженными потоками, которые максимальны на глубины d_e и убывают по мере приближения к поверхности кожи. Указанная «конкуренция» между первым и вторым слагаемыми в (18) приводит к наличию локального максимума плотности излучения вблизи границы раздела эпидермиса и дермы. Обычно плотность излучения в эпидермисе выражают в виде одной экспоненты (например, [14]) с показателем либо α , либо β_e . Это приведет к относительным ошибкам в значениях $E_e(z)$ и $E_d(z)$ до 50 – 70 % в зависимости от параметров ткани, особенно в красной области спектра, где велики отраженные потоки. В формуле (19) ослабление плотности излучения с ростом z имеет обычный глубинный показатель затухания β_d . Однако множитель перед экспонентой определяется как раз двумя слагаемыми из (18), что отличается от обычно применяемых методик. Понятно, что использование для эпидермиса модели спектрального фильтра с показателем затухания экспоненты, равным показателю поглощения меланина, также даст большие ошибки расчета глубинной структуры плотности излучения.

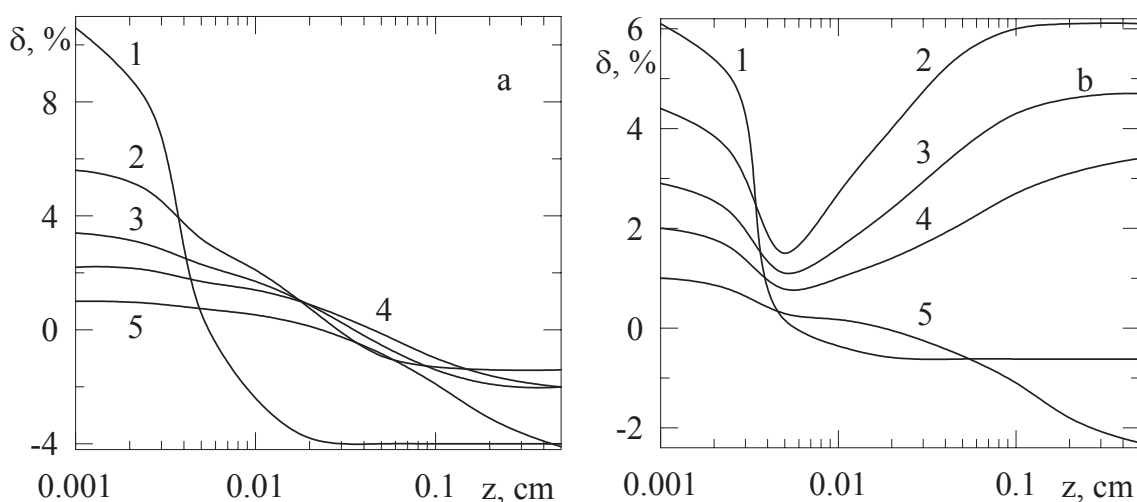


Рис. 4. Погрешности аппроксимаций (18) и (19) при $\lambda = 418$ (кривые 1), 500 (2), 600 (3), 700 (4) и 1000 нм (5), $f_m = 4$ (а) и 16 % (б), $d_e = 100$ мкм

На рис. 4 представлены относительные погрешности аппроксимаций (18) и (19) плотности излучения как функции глубины в дерме по сравнению с расчетами по [26, 28] на различных длинах волн. Видно, что ошибки в целом не превышают 10 %, а на большинстве рассмотренных глубин она еще меньше. Это приемлемо для многих задач. Погрешность уменьшается с ростом концентрации меланина и, следовательно, увеличением показателя поглощения эпидермиса.

Влияние эпидермиса на тепловые поля при внешнем облучении кожи

Для анализа теплового действия света на кровь и окружающую ткань воспользуемся методикой [6, 28] решения уравнения теплопроводности, дающей аналитическую запись функции Грина задачи о нагреве среды внешним излучением. Отметим, что при характерных диаметрах капилляров температура крови и окружающей ткани выравнивается спустя не более 100 мкс после начала облучения [28]. Поэтому можно говорить о температуре дермы в целом. Для ее нахождения учтем функцию источников (18), (19), включающую две экспоненты для светового поля в эпидермисе. Тогда, аналогично [6, 28], можно показать, что для дермы функция Грина G при облучении гауссовым (по радиальной координате r) лазерным импульсом $\delta(t)$ имеет вид

$$G(t, z, r) = G_{\infty}(t, z) \frac{r_0^2 \exp\{-r^2/[4(r_0^2/8 + \eta t)]\}}{8(r_0^2/8 + \eta t)}, \quad (20)$$

где t – текущее время, r_0 – эффективный радиус пучка по уровню $1/e^2$, G_{∞} – функция Грина задачи для бесконечно широкого пучка, η – коэффициент температуропроводности,

$$G_{\infty}(t, z) = 0.5\{C_1[H(t, z^*, \alpha^*, 0) - H(t, z^*, \alpha^*, d_e^*)] + C_2H(t, z^*, \beta_d^*, d_e^*) - C_3[H(t, z^*, \beta_e^*, 0) - H(t, z^*, \beta_e^*, d_e^*)]\}, \quad (21)$$

$$H(t, a, b, c) = Q(t, a, b, c) + Q(t, -a, b, c), \quad (22)$$

$$Q(t, a, b, c) = \exp(b^2 t) \exp(-ab) \operatorname{erfc}(b\sqrt{t} + \frac{c-a}{2\sqrt{t}}), \quad (23)$$

$C_1 = E_{\downarrow}(z=0)\mu_{a,e}/(c\rho)$, $C_2 = E_e(d_e)\exp(\beta_d d_e)\mu_{a,d}/(c\rho)$, $C_3 = E_{\uparrow}(z=d_e)\exp(-\beta_e d_e)\mu_e/(c\rho)$, $z^* = z/\sqrt{\eta}$, $d_e^* = d_e/\sqrt{\eta}$, $\alpha^* = \alpha\sqrt{\eta}$, $\beta_{e(d)}^* = \beta_{e(d)}\sqrt{\eta}$, c и ρ – удельная теплоемкость и плотность ткани [28]. Последнее слагаемое в (21) (с множителем C_3) обусловлено второй экспонентой в (18). Ранее в работе [6] оно не учитывалось.

Имея аналитическую запись функции Грина (20) – (23), можно с помощью стандартной процедуры свертки [28] найти температуру T в среде при внешнем облучении. Рис.5 иллюстрирует глубинную структуру теплового поля в коже на оси светового пучка ($r=0$) в случаях слабого (*a*) и сильного (*b*) поглощения излучения в дерме. По оси ординат отложен прирост температуры ΔT^* (в $K \cdot cm^2/Vt$), отнесенной к освещенности E_0 падающей радиации на поверхности. Если $E_0=1$ Вт/см², то ΔT^* есть истинное превышение температуры. Рассмотрены две структурные модели среды – двухслойная ткань с поглощающим и рассеивающим эпидермисом и однослойная, состоящая из макрооднородной дермы. Когда $\lambda=700$ нм (рис.5, *a*), в поверхностном слое свет сильно поглощается в основном меланином. В результате эпидермис заметно нагревается. Для однослойной модели поглощение света у поверхности мало и обусловлено кровью и тканью-основой. Поэтому и температура здесь ниже. В [6] показано, что глубины проникновения света на длине волны 700 нм отличаются для одно- и двухслойной моделей не очень существенно. Это связано с малой геометрической толщиной эпидермиса. Но именно различия в структуре ткани приводят к менее высоким температурам в глубине среды при наличии меланина у поверхности кожи. Действительно, эпидермис задерживает часть падающего света, играя роль оптического фильтра, а затем отдает поглощенную энергию близлежащим участкам кожи, выполняя функцию своеобразного нагревателя. С течением времени точка пересечения температурных кривых (определяющая зону повышенной температуры) для одно- и двухслойной моделей смещается вглубь среды. Это связано с механизмом теплопроводности от сильно нагретого эпидермиса к глубинным слоям дермы. Размеры зоны повышенной температуры увеличиваются. Иными словами, сильное поглощение света меланином приводит с ростом t к большему прогреву ткани по

глубине. Температура дермы увеличивается, в основном, за счет теплопроводности от эпидермиса, а не вследствие поглощения света кровью и тканью-основой.

Если $\lambda = 418$ нм, то при рассматриваемых значениях C_V и f_m показатели поглощения у поверхности в одно- и двухслойной моделях ближе друг к другу, чем при $\lambda = 700$ нм. Значение $\mu_{a,e}$ лишь ненамного больше $\mu_{a,d}$. Поэтому две эти модели дают примерно одинаковые профили температуры. Соответствующие сплошные и штриховые кривые на рис.5, б близки. Их точка пересечения находится вне рассмотренного диапазона глубин.

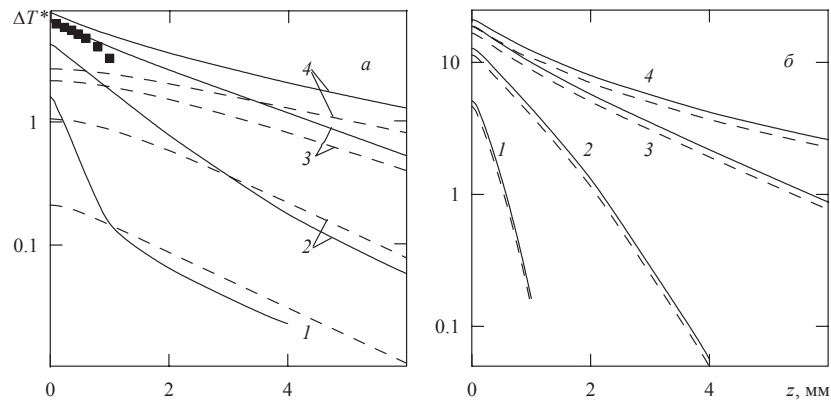


Рис.5. Зависимость прироста нормированной температуры, $K \cdot cm^2/Wt$ от z для однослойной (штриховые кривые) и двухслойной (сплошные) моделей кожи при $t=1$ (1), 10 (2), 100 (3) и 1000 с (4), $C_V=0.1, f_m=0.1, \lambda=700$ (а) и 418 нм (б), $S=0.75, r_0=0.25$ см, ■ – по данным [29]

Как и при исследовании световых полей в коже, интересно сопоставить результаты по нагреву среды с опубликованными данными. Такое сравнение с [29] иллюстрирует рис.5, а. В работе [29] использована многослойная (с четырьмя слоями) модель кожного покрова. Для расчетов световых и температурных полей в стационарном режиме (при длительном облучении на длине волны 633 нм) применен метод построения сетки конечных элементов. И в оптическом, и в теплофизическом плане модель [29] довольно сложна и неаналитична. Во всяком случае, нам неизвестен аналитический подход для решения задачи с параметрами [29]. Из-за довольно существенного отличия от используемой здесь модели прямое сравнение затруднительно. Поэтому, чтобы все-таки оценить соответствие результатов и перейти от мощности, радиуса пучка и длины волны [29] к соответствующим данным рис.5, а, полагаем, что в стационарном режиме температура эпидермиса (дермы) $T_{e(d)} \propto \mu_{a,e(d)} P$, где P – мощность светового пучка. Реально в приведенное соотношение пропорциональности должны также входить и другие оптические и теплофизические характеристики кожи. Это прямо видно из формул (20) – (23). Иными словами, приведенное соотношение имеет приближенный характер. Результаты [29], пересчитанные на длину волны и мощность, при которых получен рис.5, а, показаны на этом рисунке квадратами. Видно, что несмотря на различие моделей кожи и приближенный характер пересчета, соответствующие глубинные профили температуры достаточно хорошо согласуются друг с другом. Несколько меньшие значения температуры в [29] обусловлены (кроме указанных выше факторов) еще и тем, что формулы (20) – (23) приведены для случая, когда кожа теплоизолирована от внешней среды, тогда как в [29] учтен конвекционный теплообмен с воздухом. Этот фактор сказывается при больших t и приводит, естественно, к некоторому уменьшению температуры в стационарном режиме.

Заключение

В работе получен, по нашему мнению, ответ на вопрос, можно ли существенно упростить структурную модель многослойной биоткани применительно к решению оптических и тепловых задач. Естественно, что чем проще модель, тем менее громоздкая процедура расчета будет использована. Проанализировано несколько аппроксимаций структуры кожи, а именно – эпидермис в виде спектрального фильтра, ослабляющего падающий на него свет только за счет поглощения меланином, однослойная ткань с оптическими и теплофизическими свойствами дермы, рассеивающие и поглощающие эпидермис и дерма. Обсуждены недостатки первых двух

упрощающих приближений и показано, в частности, что их использование может привести к существенному снижению точности решения задач неинвазивной диагностики параметров биотканей по характеристикам рассеянного излучения. Предложена двучленная аппроксимация глубинных профилей плотности излучения в кожном покрове. Продемонстрирована ее приемлемая точность. Указанная аппроксимация позволила аналитически решить задачу о нагреве многослойной среды внешним излучением. Показано, что эпидермис играет роль своеобразной «печки», увеличивающей температуру приповерхностных слоев ткани. Этот эффект выражен более сильно при облучении красным светом, где поглощение эпидермиса намного больше, чем у дермы.

Работа выполнена при поддержке Белорусского республиканского фонда фундаментальных исследований по договору №Ф07К-047 и Государственного фонда фундаментальных исследований Украины.

Литература

1. M.J.C. Van Gemert, S.L. Jacques, H.J.C.M. Sterenborg, W.M. Star Skin optics // IEEE Trans. Biomed. Eng. 1989. V. 36. No. 12. P. 1146 – 1154.
2. S.L. Jacques <http://omlc.ogi.edu/news/jan98/skinoptics.html>.
3. В.В. Тучин Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях. Саратов: Изд. Саратовского университета., 1998. 383 с.
4. И.В. Меглинский Моделирование методом Монте Карло спектров отражения многослойных случайно-неоднородных сильно рассеивающих и поглощающих свет сред // Квант. электр. 2001. Т.31. №12. С. 1101 – 1107.
5. И.В. Меглинский, С.Д. Матчер Анализ пространственного распределения чувствительности детектора /в многослойной случайно-неоднородной сильно рассеивающей и поглощающей свет среде методом Монте Карло // Опт. спектр. 2001. Т.91. С. 692 – 697.
6. В.В. Барун, А.П. Иванов Световые и тепловые поля в многослойной ткани кожи при лазерном облучении // Опт. спектр. 2006. Т. 100. № 1. С. 149 – 157.
7. М.М. Асимов, А.Н. Королевич, Е.Э. Константинова Кинетика оксигенации кожной ткани под воздействием низкоинтенсивного лазерного излучения // Журн. прикл. спектроск. 2007. Т. 74. № 1. С. 120 – 125.
8. М.М. Асимов, Р.М. Асимов, А.Н. Рубинов и др. Лазерно-индуцированная оксигенация тканей и стимулирования аэробного метаболизма клеток. Препр. № 746 ИФ НАН Беларуси. Минск, 2008. 34с.
9. С.Д. Захаров, А.В. Иванов // Кв. электрон. 1999. Т. 29. С. 192 – 214.
10. A.L. McKenzie Physics of thermal processes in laser – tissue interaction // Phys. Med. Biol. 1990. V. 35. No. 9. P. 1175 – 1209.
11. А.П. Иванов Оптика рассеивающих сред. Минск: Наука и техника, 1975. 592 с.
12. С.Р. Утц, В.В. Тучин, И.В. Ярославский, А.Ю. Барабанов Оптика эпидермиса в ультрафиолетовом диапазоне // Вестник дерматологии и венерологии. 1993. № 1. С. 21 – 26.
13. Д.А. Рогаткин, Ю.Ю. Колбас Диагностическое устройство для измерения физико-биологических характеристик кожи и слизистых оболочек in vivo. Патент РФ № 2234853 от 26.12.2002.
14. Л.Г. Астафьева, Г.И. Желтов, А.С. Рубанов Моделирование процесса нагрева сосудов крови лазерным излучением // Опт. спектр. 2001. Т. 91. № 2. С. 287 – 292.
15. Э.П. Зеге, А.П. Иванов, И.Л. Кацев Перенос изображения в рассеивающей среде. Минск: Наука и техника, 1975. 327 с.
16. В.В. Барун, А.П. Иванов Тепловое воздействие короткого импульса света на биологические ткани. I. Оптико-теплофизическая модель // Биофизика. 2004. Т.49. С.1125 – 1133.
17. I.S. Saidi Transcutaneous optical measurement of hyperbilirubinemia in neonates. Ph.D. dissertation, Rice University, Houston, TX, USA. 1992.
18. Р.Г. Розенберг Оптические свойства толстых слоев однородной рассеивающей среды / Спектроскопия рассеивающих сред. Ред. Степанов Б. И. Минск: Изд. АН БССР. 1963. С. 5 – 36.
19. В.В. Барун, А.П. Иванов Оценка спектрального поглощения света компонентами кожного покрова человека // Опт. спектр. 2009. Т. 106. № 1. С. 89 – 96.
20. V.V. Barun, A.P. Ivanov Effect of localized absorption by cylindrical blood vessels on optical characteristics of biological tissue // Proc. 7th Conf. Electromagnetic and Light Scattering by Nonspherical Particles. Ed. Wriedt T. Bremen: Universitat Bremen, 2003. P. 41 – 44.
21. В.В. Барун, А.П. Иванов Оценка вклада локализованного поглощения света кровеносными сосудами в оптические свойства биологической ткани // Опт. спектр. 2004. Т.96. С. 1019 – 1024.
22. А.П. Иванов, В.В. Барун Спектры отражения света как средство диагностики структурных и биофизических параметров кожи // Опт. спектр. 2008. Т. 104. № 2. С. 344 – 351.
23. M. Friebel, A. Roggan, G. Muller, M. Meinke Determination of optical properties of human blood in spectral range 250 to 1100 nm using Monte Carlo simulations with hematocrit-dependent effective scattering phase function // J. Biomed. Opt. 2006. V. 11. No. 3. P. 034021-1 – 034021-10.

24. M. Meinke, M. Friebel, G. Muller Influence of cell shape and orientation on the optical properties of human erythrocytes // SPIE Proc. 2007. V. 6629. Paper No. 6629-13.
25. M. Meinke, G. Muller, J. Helfmann, M. Friebel Optical properties of platelets and blood plasma and their influence on the optical behavior of whole blood in the visible to near infrared wavelength range // J. Biomed. Opt. 2007. V. 12. No. 1. P. 0140241-1 – 014024-9.
26. В.В. Барун, А.П. Иванов, А.В. Волотовская, В.С. Улащик Спектры поглощения и глубина проникновения света в нормальную и патологически измененную кожу человека // Журн. прикл. спектроск. 2007. Т. 74. № 3. С. 388 – 394.
27. В.В. Барун, А.П. Иванов Световое и тепловое воздействие низкоинтенсивного лазерного излучения на биологические ткани. Аналитические подходы // Альманах клинической медицины. 2008. Т. XVII. Ч. 1. С. 20 – 23.
28. В.В. Барун, А.П. Иванов Аналитический подход к описанию нагрева многокомпонентных биологических тканей лазерным излучением // Кв. электрон. 2004. Т. 34. № 11. С. 1069 – 1076.
29. Ю.Н. Щербаков, А.Н. Якунин, И.В. Ярославский, В.В. Тучин Моделирование тепловых процессов при взаимодействии некоагулирующего лазерного излучения с многослойной биотканью. II. Численные результаты // Опт. спектроск. 1994. Т. 76. № 5. С. 851 – 857.

Спектральные особенности распространения света в морской воде с сильно поглощающими водорослями

В. В. Барун¹, А. П. Иванов¹, И. В. Васильковский², С. М. Кватернюк², В. Г. Петрук²

¹*Институт физики им. Б.И.Степанова НАНБ, пр. Независимости 68, Минск 220072, Беларусь,
email: barun@dragon.bas-net.by, ivanovap@dragon.bas-net.by*

²*Винницкий национальный технический университет, Хмельницкое шоссе 95, Винница 21001,
Украина, email: petruk@vstu.vinnica.ua*

Исследовано влияние эффекта «сита» или локализованного поглощения излучения водорослями морской воды на ее спектральный показатель поглощения. По аналогии с опубликованными ранее оценками для кровеносных сосудов в дерме, получены аналитические формулы, описывающие этот эффект. Показано, что локализованное поглощение в сине-зеленой области спектра приводит к уменьшению суммарного показателя поглощения морской воды по сравнению с равномерным распределением поглотителя по элементарному объему среды и, как следствие, к увеличению глубины проникновения света в толщу воды и ее коэффициента диффузного отражения. В зависимости от концентрации водорослей, такие изменения глубины проникновения и коэффициента отражения могут достигать 2-х и более раз. Полученные результаты важны, например, для оценки биопродуктивности водоемов по спектрам восходящего излучения.

Введение

Распространение света в дисперсной среде зависит от характеристик рассеяния и поглощения ее элементарного объема. Если среда многокомпонентная и оптические свойства каждой составляющей известны, то обычно характеристики среды находят как средневзвешенные параметры компонент с весами, равными их объемным концентрациям. Физически это соответствует “размазыванию” свойств отдельных компонент на весь элементарный объем или аддитивному сложению. Такой подход вполне уместен для большинства ситуаций. Однако возможны другие случаи. В оптике биологических объектов известно явление под названием эффекта “сита” [1]. Его сущность сводится к следующему. Основное поглощение биологической ткани в видимой области спектра имеет место в кровеносных сосудах, содержащих гемоглобин. Их объемная концентрация невелика (несколько процентов), но они образуют сильно поглощающую “сетку”. В синей области спектра поглощение света в кровеносных сосудах велико. Если для определения показателя поглощения элементарного объема использовать вышеуказанный метод аддитивности, то этот объем также будет сильно поглощать излучение. Между тем, очевидно, что достаточно большая доля света пройдет через непоглощающие участки в среде, т.е. через «дырки» в упомянутой «сетке». Это и есть эффект «сита» или влияние локализованного поглощения на оптические характеристики. Под «локализованным» понимается поглощение света в ограниченных по пространству областях, занимающих малую долю объема среды, и его надо учитывать при определении параметров элементарного объема. Подобно капиллярам в ткани, показатель поглощения морской воды подвержен влиянию водорослей. В