

Моделирование спектров отражения оптического излучения от случайно-неоднородных многослойных сильно рассеивающих и поглощающих свет сред методом Монте-Карло

И.В.Меглинский

Численно смоделированы спектры отражения оптического излучения от многослойной случайно-неоднородной сильно рассеивающей и поглощающей свет среды, представляющей кожу человека. Моделирование распространения оптического излучения в исследуемой среде и расчет спектров отражения осуществлялись стохастическим методом Монте-Карло, сочетающим в себе схемы вычисления истинных траекторий фотонов и метод статистических весов. В модели принято во внимание неоднородное пространственное распределение кровеносных сосудов, воды и меланина, учитывается степень оксигенации крови и показатель гематокрита. Учитывается также влияние ослабления падающего излучения, обусловленного отражением и преломлением на френелевских границах слоев внутри среды. Результаты моделирования сравниваются со спектрами коэффициента отражения кожи человека, полученными экспериментально. Показано, что используемый нами набор параметров, определяющий оптические свойства слоев кожи и их возможные изменения, хотя и является далеко не полным, тем не менее, оказывается вполне достаточным для моделирования спектров коэффициента отражения кожи человека и их дальнейшего количественного анализа.

Ключевые слова: спектр коэффициента отражения кожи, метод Монте-Карло, оптические свойства биотканей.

1. Введение

Разработка и внедрение бесконтактных методов оптической диагностики для исследований в биологии и медицине являются одним из актуальных направлений современной оптики [1, 2]. Особый интерес в рамках данной проблемы уделяется применению бесконтактных оптических методов для диагностики и контроля параметров кровотока и пигментации кожи. Несмотря на, казалось бы, неглубокое приповерхностное залегание пигмента меланина (20–100 мкм) и капиллярных петель (100–200 мкм), решение данной задачи является далеко не тривиальным. Это объясняется сильным рассеянием и поглощением оптического излучения верхними слоями кожи, что во многом обусловлено неоднородным распределением по глубине кровеносных сосудов [3, 4], меланина [5] и различных хромофоров [6]. В результате количественное определение содержания последних в тканях кожи является крайне затруднительным и связано со сложностью разделения спектров отражения на составляющие спектры поглощения хромофоров, присутствующих в области измерения.

На сегодняшний день наиболее распространенным методом оптической диагностики кожи является метод отражательной спектроскопии [2, 7–9]. Данный метод основан на сравнительном анализе спектров отражения,

полученных со здоровых и пораженных* участков кожи. Использование упрощенных моделей кожи [7–10] и математических методов для анализа спектров коэффициента отражения [11, 12] позволяет количественно оценить степень покраснения кожи (эритемы) и процент содержания в ней основных хромофоров, таких как оксигемоглобин (HbO₂), восстановленный гемоглобин (Hb), меланин, вода и др.

Однако упомянутые выше методы не дают четкого представления о границах измеряемого объема. Определение вклада, вносимого тем или иным сосудистым руслом, в детектируемый спектр отражения в данном случае оказывается чрезвычайно затруднительным. В результате получаемые спектры отражения позволяют судить лишь о некотором среднем значении того или иного интересующего нас параметра кровотока (степень оксигенации, индекс эритемы, перфузия и т. д.).

Сделанные нами оценки пространственной локализации многократно рассеянного в коже оптического излучения, регистрируемого волоконно-оптическим датчиком [13, 14], показали, что область детектирования включает в себя достаточно широкий спектр кровеносных сосудов – от капиллярных петель до мелких вен и артерий. С увеличением расстояния между излучающим и детектирующим оптическими волокнами область пространственной локализации детектируемого сигнала расширяется и охватывает не только ткани кожи, но и довольно значительную часть мышечной ткани. Следует отметить, что использование в качестве зонда волоконно-оптических световодов является наиболее предпочтительным,

Саратовский государственный университет им. Н.Г.Чернышевского, физический факультет, Россия, 410026 Саратов, ул. Астраханская, 83; тел.: +7 (845) 251 46 93; факс: +7 (845) 224 04 46 (адрес в настоящее время: School of Engineering, Cranfield University, Cranfield MK43 0AL, UK; тел.: +44 (1234) 754 767; факс: +44 (1234) 750 425; e-mail: i.meglinski@cranfield.ac.uk)

Поступила в редакцию 2 августа 2001 г.

*Участки, подверженные какому-либо изменению вследствие заболевания или внешних тепловых, химического либо механического (сдавливания) воздействий.

т.к. это, кроме всего прочего, позволяет диафрагмировать поле зрения фотодетектора таким образом, чтобы селективно детектировать рассеянное излучение в границах заданного угла наблюдения в определенной точке на поверхности исследуемой среды и тем самым регулировать размеры измеряемого объема, что немаловажно при работе с биотканями.

В настоящей работе моделируются спектры отражения кожи человека и сравниваются со спектрами отражения кожи, полученными экспериментально с помощью волоконно-оптического датчика. Попытки моделирования спектров отражения кожи человека предпринимались и ранее [15–17]. Однако использование для этой цели диффузионного приближения заведомо накладывает довольно существенные ограничения на применимость полученных результатов. Кроме того, как уже было отмечено выше, количественный анализ и интерпретация результатов требуют четкого представления об области пространственной локализации детектируемого сигнала и вкладе, вносимом в регистрируемый сигнал различными частями сосудистого русла и биотканями области локализации зондирующего излучения.

В нашем случае, когда расстояние между излучающим и детектирующим оптическими волокнами в волоконно-оптическом датчике заведомо мало (250–800 мкм) и сравнимо с геометрическими размерами источника и приемника излучения (100–200 мкм), применение диффузионного приближения не представляется возможным. В этой связи численное моделирование распространения оптического излучения в исследуемой многослойной случайно-неоднородной сильно рассеивающей и поглощающей свет среде и расчет спектров отражения выполнялись методом Монте-Карло. Моделирование оптических свойств тканей кожи было реализовано в соответствии с присущим реальной коже человека пространственно-неоднородным распределением крови, воды и меланина.

2. Моделирование распространения оптического излучения в случайно-неоднородной многослойной сильно рассеивающей и поглощающей свет среде

Принимая во внимание сложную неоднородную структуру кожной ткани [18, 19], мы считаем наиболее целесообразной модель кожи в виде неоднородной многослойной среды, заполняющей полупространство $z > 0$. Моделирование распространения оптического излучения в такой среде проведем методом Монте-Карло, сочетая в себе схемы расчета истинных траекторий фотонов и метод статистических весов [13, 14]. Для того чтобы показать наиболее характерные детали, которые отличают предлагаемый метод Монте-Карло от уже существующих схем моделирования распространения лазерного излучения в мутных сильно рассеивающих пространственно-неоднородных средах [20–23], остановимся на некоторых принципиальных аспектах данного метода.

Обычно моделирование распространения оптического излучения в сложной случайно-неоднородной многослойной сильно рассеивающей и поглощающей свет среде методом Монте-Карло базируется на последовательном моделировании траекторий отдельно взятых пакетов фотонов с момента входа их в среду и до момента выхода их из среды. Условия ввода пакетов фото-

нов в среду и условия их детектирования определяются диаметрами и числовыми апертурами источника и детектора, а также положением последних относительно границы среды. Расчет траектории отдельно взятого пакета фотонов в среде осуществляется путем последовательного моделирования элементарных событий: отражения/преломления на границе слоя/среды, свободного пробега, рассеяния и поглощения [20–23]. Вероятность какого-либо элементарного события определяется в зависимости от оптических характеристик [8] того или иного слоя среды: коэффициентов поглощения μ_a и рассеяния μ_s , показателя преломления n и фактора анизотропии g .

Длина свободного пробега фотона l может принимать любые положительные значения с плотностью вероятностей [24]

$$p(l) = \mu_t \exp(-\mu_t l) = \mu_s \exp(-\mu_s l) \exp(-\mu_a l) + \mu_a \exp(-\mu_a l) \exp(-\mu_s l). \quad (1)$$

Здесь $\mu_t = \mu_s + \mu_a$ – коэффициент экстинкции; первое слагаемое справа в (1) описывает вероятность рассеяния фотона на рассеивающем центре, а множитель $\exp(-\mu_a l)$ характеризует уменьшение данной вероятности в связи с возможным поглощением фотона. Соответственно второе слагаемое в (1) определяет вероятность поглощения фотона в данной среде и возможные изменения этой вероятности вследствие рассеяния. Будем считать, что поглощенное средой излучение не влияет на изменение ее оптических свойств, т.е. на μ_a, μ_s, n и g . Тогда легко видеть, что поглощенные в среде фотоны не представляют никакого интереса, т.к. для расчета спектра отражения нас интересуют только те фотоны, которые в процессе случайных блужданий в среде достигли заданной области детектирования. Другими словами, при расчете спектра отражения выбор длины свободного пробега фотона в среде определяется только первым слагаемым $\mu_s \exp(-\mu_s l) \exp(-\mu_a l)$ уравнения (1).

Это, в свою очередь, позволяет моделировать распространение оптического излучения в рассеивающей и поглощающей свет среде по частям. Сначала проведем расчет траекторий пакетов фотонов, достигших области детектирования, для непоглощающей среды ($\mu_a = 0$). Все детектируемые траектории записываются в файл данных. Число моделируемых траекторий зависит от конкретных условий задачи, в данной работе мы ограничимся детектированием 10^5 фотонных пакетов. Затем учтем поглощение слоев среды. Для этого, следуя траектории движения каждого отдельно взятого пакета, пересчитываем его статистический весовой коэффициент (в дальнейшем – вес или статистический вес) на протяжении всего пути случайных блужданий в соответствии с коэффициентом поглощения слоев среды μ_a , т.е. каждый раз уменьшаем вес пакета фотона пропорционально $\exp(-\mu_a l)$:

$$W = W_0 \exp\left(-\sum_{k=1}^N \mu_a l_k\right), \quad (2)$$

где N – число свободных пробегов, совершенных пакетом фотонов между рассеивающими событиями; l_k – длина пути свободного пробега фотона от $(k-1)$ -го до k -го акта рассеяния; W_0 и W – начальный и конечный статисти-

стические веса пакета фотона соответственно. Понятно, что в отсутствие поглощения среды вес фотона не меняется.

Таким образом, в рамках данной модели рассеяние излучения происходит на рассеивающих центрах, тогда как поглощение имеет место исключительно между последовательными актами рассеяния и вероятность его зависит от длины пути, пройденного фотоном в среде. Эта схема моделирования распространения оптического излучения в случайно-неоднородной сильно рассеивающей и поглощающей свет среде хорошо согласуется с эмпирически полученным законом Бугера – Ламберта – Бера, применяемым для анализа спектрофотометрических данных:

$$D = -\ln \frac{I}{I_0} = \mu_a \sigma \rho + G, \quad (3)$$

где D – оптическая плотность; ρ – расстояние между источником и детектором; σ – дифференцированный фактор длины пути фотона, учитывающий удлинение пути отдельно взятых фотонов, обусловленное многократным рассеянием в среде; G – некая константа, определяемая согласно Тверскому [25, 26] геометрией среды, а также положением источника излучения и детектора по отношению к поверхности среды.

Кроме того, данный подход поэтапного моделирования рассеяния и поглощения позволяет учесть волновые свойства оптического излучения на границах раздела слоев среды, включая ослабление падающего излучения, обусловленное отражением и преломлением на френелевских границах слоев внутри среды. Как было показано в работе [14], несмотря на сильное многократное рассеяние при заведомо малых расстояниях между источником и детектором, сравнимых с геометрическими размерами последних, влияние границ слоев среды и их формы может довольно существенно сказаться на пространственной локализации детектируемого сигнала и, соответственно, на форме моделируемого таким образом спектра отражения.

С целью достижения наибольшего соответствия структуре реального объекта исследований, в нашем случае – структуре кожи человека, представим границы раздела слоев модельной среды в виде волнистых случайно-периодических поверхностей (рис. 1), как это было предложено в работе [13]. В этом случае выбор направления распространения пакета фотонов и его изменение вследствие преломления или отражения на случайно-периодических границах слоев определяются в соответствии с формулами Френеля [27]. Так, при отражении или преломлении пакета фотонов на границе раздела слоев

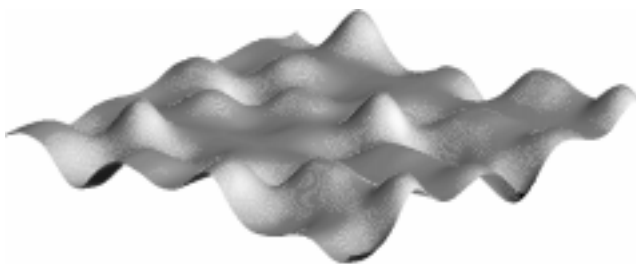


Рис. 1. Пример случайно-периодической поверхности, представляющей собой границу раздела между слоем эпидермиса и слоями дермы.

происходит уменьшение его статистического веса пропорционально коэффициенту френелевского отражения. В результате общий вес пакета фотонов, достигшего области детектирования, определяется выражением

$$W = \left[W_0 \prod_{j=1}^M R_j(\alpha) \right] \exp \left(- \sum_{k=1}^N \mu_a l_k \right), \quad (4)$$

где функция $R_j(\alpha)$ зависит от угла α при j -м падении данного пакета фотонов на одну из границ раздела слоев и определяется френелевским коэффициентом отражения R или пропускания $1 - R$; M – число актов взаимодействия фотонов с границами слоев. Ослабление интенсивности излучения вследствие отражения на границе среды учитывается посредством продолжения моделирования траекторий пакетов фотонов, претерпевших отражение на границе среды один или более раз. Траектория пакета фотонов прослеживается до тех пор, пока статистический вес пакета, уменьшающийся вследствие преломления и отражения на границах слоев и среды, не становится меньше заданного значения 0.001.

Полная интенсивность излучения I , регистрируемая детектором, определяется как сумма статистических весов всех пакетов фотонов, достигших детектора:

$$I = \sum_{q=1}^{N_{ph}} W_q.$$

Соответственно коэффициент диффузного отражения R_d определяется как отношение интенсивностей падающего (I_0) и детектируемого (I) излучений:

$$R_d = \frac{I}{I_0} = \frac{1}{N_{ph}} \sum_{q=1}^{N_{ph}} \left(\prod_{j=1}^{M_q} R_j(\alpha) \right) \exp \left(- \sum_{k=1}^{N_q} \mu_a l_k \right). \quad (5)$$

Здесь $I_0 = N_{ph} W_0$; N_{ph} – общее число пакетов фотонов, достигших области детектирования; N_q – число свободных пробегов, совершенных q -м пакетом фотонов между рассеивающими событиями.

3. Выбор оптических характеристик кожи человека для расчета спектров отражения

Таким образом, поэтапное моделирование рассеяния и поглощения позволяет по уже рассчитанным траекториям фотонов оперативно пересчитывать интенсивность детектируемого сигнала для различных наборов коэффициентов поглощения слоев среды. Другими словами, можно сравнительно легко рассчитать фрагменты спектра отражения в пределах заданного диапазона длин волн, в границах которого рассеивающие свойства среды (μ_s и g) остаются неизменными. Принимая во внимание тот факт, что в видимом диапазоне спектра (450 – 780 нм) рассеивающие свойства биотканей кожи меняются незначительно [28, 29], можно рассчитать спектр отражения кожи в данной спектральной области.

Для этого предварительно определим спектральную зависимость коэффициентов поглощения каждого слоя, исходя из содержания в нем того или иного поглощающего элемента:

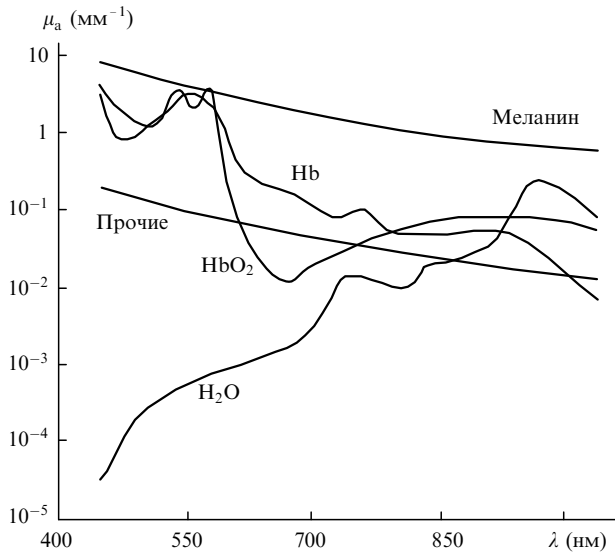


Рис.2. Коэффициенты поглощения основных поглощающих элементов кожи человека: оксигемоглобина HbO_2 , восстановленного гемоглобина Hb , воды и меланина, а также коэффициент поглощения прочих составляющих кожи.

$$\mu_a(\lambda) = \sum_{i=1}^m \left[\mu_a^{(i)}(\lambda) C_i \prod_{j=1}^{i-1} (1 - C_j) \right] + \mu_a^{(0)}(\lambda) \prod_{i=1}^m (1 - C_i), \quad (6)$$

где C_i – объемная концентрация i -го поглощающего элемента в данном слое кожи; m – общее число поглощающих элементов, присутствующих в слое; $\mu_a^{(i)}(\lambda)$ – коэффициент поглощения i -го поглощающего элемента; $\mu_a^{(0)}$ – коэффициент фонового поглощения, обусловленного собственным поглощением среды в отсутствие в ней любых поглощающих элементов.

В качестве поглощающих элементов мы рассматриваем оксигемоглобин (HbO_2), восстановленный гемоглобин (Hb), воду и меланин (рис.2). Известно, что поглощение кожи в видимой и ближней ИК областях спектра определяется именно этим набором поглощающих элементов. Коэффициенты поглощения Hb , HbO_2 и воды, приведенные на рис.2, пересчитаны из молярных спектров поглощения [30–33], тогда как спектральная зависимость коэффициента поглощения меланина $\mu_a^{mel}(\lambda) = 5 \times 10^9 \lambda^{-3.33}$ получена на основании экстраполяции экспериментальных данных [34, 35]. Здесь и далее длина волны берется в нанометрах. Поглощение в различных прочих составляющих, присутствующих в биотканях кожи, будем считать не превышающим фонового поглощения $\mu_a^{other}(\lambda)$, которое согласно данным [36] может быть определено так: $\mu_a^{other}(\lambda) = 7.84 \cdot 10^7 \lambda^{-3.255}$ (см. рис.2).

Найдя таким образом основные элементы поглощения биотканей кожи, считаем согласно (6) коэффициенты поглощения каждого из слоев. Результаты расчета представлены на рис.3. Объемная концентрация поглощающих элементов в каждом из слоев приведена в табл.1. Следует отметить, что выбор параметров, представленных в табл.1, осуществлен в соответствии с пространственным распределением основных поглощающих элементов кожи, т.е. крови (кровеносных сосудов) [4, 37–40], воды [41] и меланина [5, 18, 19]. Концентрацию Hb и HbO_2 в том или ином кровесодержащем слое кожи находим, исходя из объемного содержания в слое эритроцитов. С учетом степени оксигенации S (см. табл.1), определяющей степень доминирования Hb над HbO_2

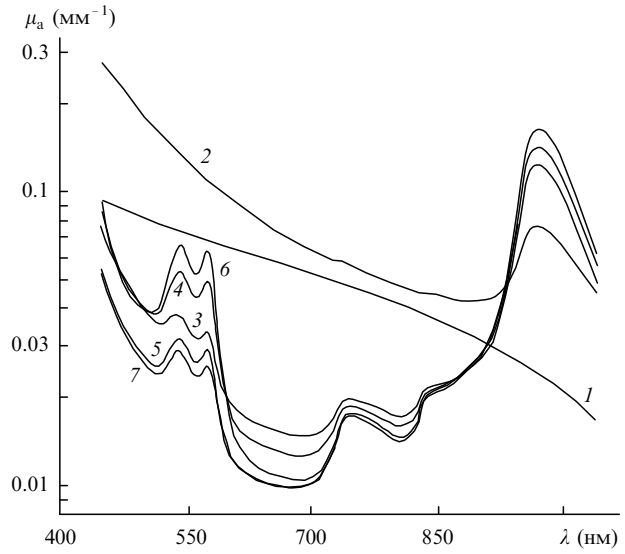


Рис.3. Коэффициенты поглощения модельных слоев кожи: рогового слоя (1), эпидермиса (2), дермиса с капиллярными петлями (3), дермиса с поверхностным сплетением сосудов (4), дермиса (5), дермиса с глубинным сплетением сосудов (6) и подкожного жира (7).

или, соответственно, HbO_2 над Hb , уравнение (6) для кровесодержащих слоев может быть представлено в виде

$$\mu_a(\lambda) = \gamma C_{blood} (1 - S) \mu_a^{Hb} + \gamma C_{blood} S \mu_a^{HbO_2} + C_{H_2O} \mu_a^{H_2O} + (1 - \gamma C_{blood}) (1 - C_{H_2O}) \mu_a^{other}, \quad (7)$$

где μ_a^{Hb} , $\mu_a^{HbO_2}$ и $\mu_a^{H_2O}$ – коэффициенты поглощения гемоглобина, восстановленного гемоглобина и воды соответственно;

$$\gamma = F_{rbc} F_{Hb} H \quad (8)$$

– параметр, определяющий суммарную концентрацию гемоглобина и оксигемоглобина в заданном объеме крови; F_{rbc} – объемная концентрация эритроцитов (красных кровяных телец) в общем объеме клеток крови H (гематокрите); F_{Hb} – суммарная концентрация гемоглобина и оксигемоглобина в объеме единичного эритроцита. Параметры S , F_{rbc} и H не являются постоянными и могут изменяться от слоя к слою [42–44], в том числе и в результате влияния различных физиологических факторов [43, 44]. В рамках данного моделирования мы используем значения параметров, наиболее типичные для крови человека [3, 4, 37–40, 42–44] (см. табл.1). Параметры $F_{rbc} = 0.99$ и $F_{Hb} = 0.25$ одинаковы для всех слоев.

Табл.1. Содержание крови, воды и меланина в коже человека.

Слой	C_{mel}	C_{H_2O}	C_{blood}	S	H
Роговой слой	0	0.05	0	–	–
Эпидермис	0.1	0.2	0	–	–
Дермис с капиллярными петлями	0	0.5	0.04	0.6	0.4
Дермис с поверхностным сплетением сосудов	0	0.6	0.08	0.6	0.45
Дермис	0	0.7	0.05	0.6	0.45
Дермис с глубинным сплетением сосудов	0	0.7	0.14	0.6	0.5
Подкожный жир	0	0.65	0.06	0.6	0.45

Табл.2. Оптические характеристики слоев кожи, используемые при моделировании.

Слой	μ_s (мм ⁻¹)	g	n
Роговой слой	100	0.9	1.5
Эпидермис	60	0.85	1.34
Дермис с капиллярными петлями	30	0.9	1.39
Дермис с поверхностным сплетением сосудов	35	0.95	1.4
Дермис	25	0.76	1.39
Дермис с глубинным сплетением сосудов	35	0.95	1.4
Подкожный жир	15	0.8	1.44

Коэффициент поглощения самого верхнего, сильно кератинизированного рогового слоя (Stratum corneum) кожи (см. рис.3), толщиной всего 20 мкм определяется согласно (6) с учетом экспериментальных данных [45] как

$$\mu_a^{sc}(\lambda) = [0.1 - 8.3 \cdot 10^{-4} \lambda + 0.125 \mu_a^{other}(\lambda)] \times (1 - C_{H_2O}) + C_{H_2O} \mu_a^{H_2O}(\lambda). \quad (9)$$

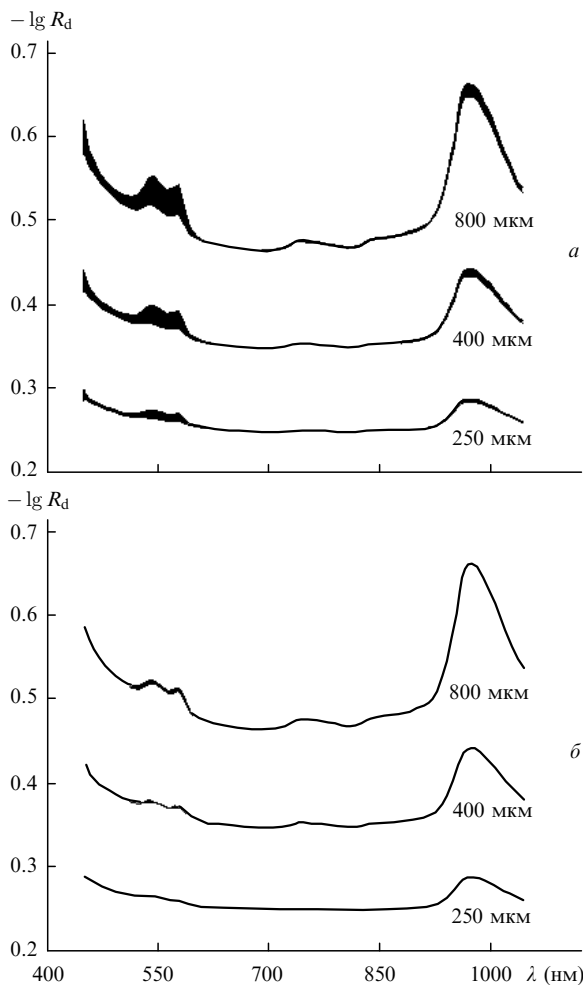


Рис.4. Спектральное распределение рассчитанной методом Монте-Карло оптической плотности кожи человека при изменении на 40 % содержания крови в верхних (а) и глубинных (б) кровесодержащих слоях кожи (см. табл.1).

Параметры, характеризующие рассеяние и преломление слоев кожи, представлены в табл.2. Данные значения параметров выбраны как наиболее типичные для нормальной кожи человека на длине волны 633 нм [13, 14].

4. Обсуждение результатов

На рис.4 представлены результаты численного моделирования спектров отражения кожи человека, полученные описанным выше методом. Моделирование выполнено для случая сорокапроцентного изменения содержания крови в верхних (рис.4,а) и глубинных (рис.4,б) кровесодержащих слоях кожи (см. табл.1). Выбор расстояний между источником и детектором, равных 250, 400 и 800 мкм, обусловлен геометрическими размерами волоконно-оптического датчика, анализ локализации области чувствительности которого представлен в работах [13, 14]. Размеры (диаметры) излучающего и детектирующего оптических волокон составляют 200 и 50 мкм соответственно.

Результаты моделирования хорошо согласуются с результатами расчета локализации области чувствительности волоконно-оптического датчика [13, 14], геометрия которого использована в данном моделировании. Как и ожидалось, приповерхностное изменение содержания крови оказывает значительно большее влияние на спектр отражения (рис.4,а), нежели изменение содержания крови в глубинных слоях кожи (рис.4,б). С увеличением расстояния между источником и детектором от 250 до 800 мкм область локализации чувствительности детектора расширяется настолько, что влияние глубинных слоев на детектируемый сигнал значительно возрастает. Соответственно увеличивается различие между спектрами отражения, что характеризуется изменением высоты пиков в диапазонах 500–600 и 950–1050 нм (рис.4). Из сопоставления рис.2 и 4 ясно видно, что наличие пиков в данных спектральных диапазонах обусловлено оптическими свойствами крови и воды соответственно. Интересно отметить, что изменение объемного содержания крови в верхних слоях кожи влияет на высоту пика (950–1050 нм), обусловленного поглощением воды (рис.4,а).

В качестве иллюстрации адекватности предлагаемой модели и достоверности выбора оптических параметров

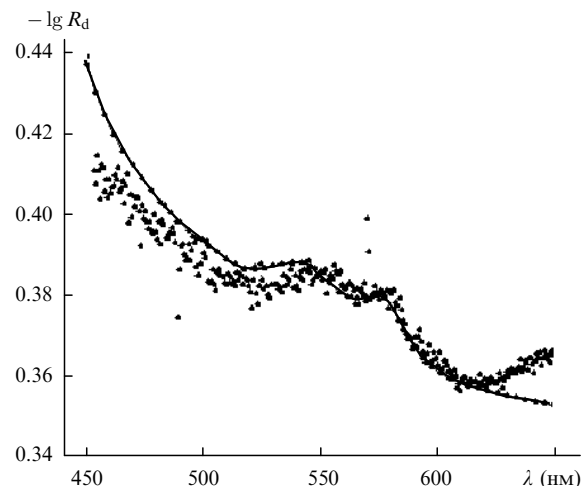


Рис.5. Экспериментальное спектральное распределение оптической плотности кожи человека (точки) и ее модельный спектр отражения (кривая).

слоев кожи на рис.5 представлены фрагмент модельного спектра отражения и для сравнения фрагмент спектра коэффициента отражения кожи, измеренного нами на установке, детально описанной в работах [9, 46]. Измерение спектра отражения проводилось на поверхности кожи человека в области тыльной стороны предплечья. Расстояние между излучающим и детектирующим волокнами в обоих случаях составляет 400 мкм. Размеры сердцевин волокон, используемых в эксперименте, соответствуют размерам, используемым при моделировании.

Сравнение фрагментов спектров отражения в видимом диапазоне спектра (450–650 нм) показало хорошее совпадение результатов моделирования и эксперимента (рис.5). В то же время в ближней ИК области спектра (650–1050 нм) наблюдается заметное расхождение результатов моделирования и эксперимента, что объясняется уменьшением коэффициента рассеяния биотканей кожи в этой спектральной области. Напомним, что в рамках данного моделирования рассеивающие свойства слоев кожи считаются постоянными (см. табл.2). Следует отметить, что, конечно, такое совпадение результатов моделирования и эксперимента (рис.5) во многом определяется удачным выбором значений основных параметров, определяющих оптические свойства модельных слоев кожи и их возможные изменения. Безусловно, данный набор параметров является далеко не полным, тем не менее этого оказывается вполне достаточно для моделирования и последующего анализа отдельных фрагментов спектров отражения кожи человека.

5. Заключение

Проведенные численные расчеты спектров отражения кожи человека представляют интерес с точки зрения исследования возможности разделения их на спектры поглощения основных элементов кожи. Результаты моделирования наглядно демонстрируют вклад, вносимый в изменение детектируемого спектра отражения тем или иным параметром кровотока в заданном сосудистом русле (слое). Кроме того, спектры отражения, рассчитанные для различных схем ввода–вывода зондирующего излучения, могут быть использованы в качестве калибровочных для количественных оценок степени оксигенации крови кожи и определения содержания в коже тех или иных хромофоров методом многолинейной регрессии [11].

Следует отметить также, что предсказание изменений оптических свойств биотканей, обусловленных происходящими в них различными биохимическими, биофизическими и физиологическими процессами, является необходимым элементом планирования лазерной терапии и диагностики в биологии и медицине. С этой точки зрения интересна рассмотренная в данной работе возможность количественного описания изменений оптических свойств биотканей кожи в зависимости от характеристик кровотока заданного сосудистого русла. Это позволяет смоделировать и виртуально проследить динамику развития воспалительных и физиологических процессов, аллергических реакций и прочих изменений, происходящих в кожных тканях и характеризующихся изменениями коэффициента поглощения (7). Представленный в работе подход к моделированию распространения оптического излучения в многослойных сильно рассеивающих и поглощающих средах может также быть успешно применен

к задачам материаловедения, коллоидной химии и др.

Работа выполнена при поддержке Английского совета физических исследований и технических разработок (EPSRC, проект GR/L89433). Автор также выражает искреннюю благодарность В.В.Тучину и С.Дж.Матчеру (S.J.Matcher) за ряд ценных советов и замечаний по настоящей работе.

1. Приезжев А.В., Тучин В.В., Шубочкин Л.П. *Лазерная диагностика в биологии и медицине* (М., Наука, 1989).
2. Tuchin V.V. *Tissue optics: light scattering methods and instruments for medical diagnosis* (Bellingham, SPIE Press, 2000, v. TT38).
3. Ryan T.J. In: *Physiology, biochemistry, and molecular biology of the skin*. Ed. by L.A.Goldsmith (Oxford, Oxford Univ. Press, 1991, v.2, p.1019).
4. Куприянов В.В., Караганов Я.Л., Козлов В.И. *Микроциркуляторное русло* (М., Медицина, 1975).
5. Chedekel M.R. In: *Melanin: its role in human photoprotection* (Overland Park, Kansas, Valdenmar Publ. Co., 1995, p.11).
6. Young A.R. *Phys.Med.Biol.*, **42**, 789 (1997).
7. Синичкин Ю.П., Утц С.Р., Меглинский И.В., Пилипенко Е.А. *Оптика и спектроскопия*, **80**, 431 (1996).
8. Тучин В.В. *Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях* (Саратов, Изд-во Саратовского государственного университета им. Н.Г.Чернышевского, 1998).
9. Wallace V.P., Crawford D.C., Mortimer P.S., Ott R.J., Bamber J.C. *Phys.Med.Biol.*, **45**, 735 (2000).
10. Hajizadeh-Saffar M., Feather J.W., Dawson J.B. *Phys.Med.Biol.*, **44**, 967 (1999).
11. Andersen P.H., Bjerring P. *Photodermat.Photoimmun.Photomed.*, **7**, 249 (1990).
12. Matcher S.J., Elwell C.E., Cooper C.E., Cope M., Delpy D.T. *Anal.Biochem.*, **227**, 54 (1995).
13. Меглинский И.В., Матчер С.Д. *Оптика и спектроскопия*, **91**, 692 (2001).
14. Meglinsky I.V., Matcher S.J. *Med.Biol.Eng.Comput.*, **39**, 44 (2001).
15. Norvang L.T., Fiskerstrand E.J., Konig K., Bakken B., Grini D., Standahl O., Milner T.E., Berns M.W., Nelson J.S., Svaasand L.O. *Proc. SPIE*, **2624**, 155 (1995).
16. Kumar G., Schmitt J.M. *Proc. SPIE*, **2678**, 442 (1996).
17. Kumar G., Schmitt J.M. *Appl.Optics*, **36**, 2286 (1997).
18. Stenn K.S. In: *Cell and tissue biology*. Ed. by L.Weiss (Baltimore, Urban & Schwarzenberg, 1988, p.541).
19. Odland G.F. In: *Physiology, biochemistry, and molecular biology of the skin*. Ed. by L.A.Goldsmith. (Oxford, Oxford Univ. Press, 1991, v.1, p.3–62).
20. Keijzer M., Jaques S.L., Prahl S.A., Welch A.J. *Laser Surg. Med.*, **9**, 148 (1989).
21. Ярославский И.В., Тучин В.В. *Оптика и спектроскопия*, **72**, 934 (1992).
22. Словецкий С.Д. *Радиотехника*, **7**, 73 (1994).
23. Wang L., Jacques S.L., Zheng L. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, **47**, 131 (1995).
24. Соболев И.М. *Метод Монте-Карло* (М., Наука, 1985, с.80).
25. Twersky V. *J.Opt.Soc.Amer.*, **52**, 145 (1962).
26. Twersky V. *J.Opt.Soc.Amer.*, **60**, 1084 (1970).
27. Борн М., Вольф Э. *Основы оптики* (М., Наука, 1970).
28. Doornbos R.M.P., Lang R., Aalders M.C., Cross F.M., Sterenborg H.J.C.M. *Phys.Med.Biol.*, **44**, 967 (1999).
29. Simpson C.R., Kohl M., Essenpreis M., Cope M. *Phys.Med.Biol.*, **43**, 2465 (1998).
30. Zijlstra W.G., Buursma A., Meeuwse van der Roest W.P. *Clin. Chem.*, **37**, 1633 (1991).
31. van Assendelft O.W. *Spectrophotometry of haemoglobin derivatives* (Thomas, Springfield, 1970, v.III, p.355).
32. Palmer K.F., Willmans D. *J.Opt.Soc.Amer.*, **64**, 1107 (1974).
33. Hale G.M., Querry M.R. *Appl.Optics*, **12**, 555 (1973).
34. Anderson R.R., Hu J., Parrish J.A. In: *Bioengineering and the skin*. Eds by R.Marks, P.A.Payne (Lancaster, MTP Press, 1981, p.253).
35. Feather J.W., Dawson J.B., Barker D.J., Cotterill J.A. In: *Bioengineering and the skin*. Eds by R.Marks, P.A.Payne (Lancaster, MTP Press, 1981, p.275).

36. Saidi I.S. *PhD (phys.) thesis* (Houston, Rice University, 1992).
37. Bull R., Ansell G., Stanton A.W.B., Levick J.R., Mortimer P.S. *Int.J.Microcirc.*, **15**, 65 (1995).
38. Braverman I. *J.Invest.Dermatol.*, **93**, S2 (1989).
39. Ikeda A., Umeda N., Tsuda K., Ohta S. *J.Electron.Microsc.Techn.*, **19**, 419 (1991).
40. Jaap A.J., Shore A.C., Stockman A.J., Tooke J.E. *Diabetic Medicine*, **13**, 160 (1996).
41. Potts R. *J.Soc.Cosmet.Chem.*, **37**, 9 (1986).
42. Левтов В.А., Ригирер С.А., Шадрина Н.Х. *Реология крови* (М., Медицина, 1982).
43. Мчедлашвили Г.И. *Микроциркуляция крови: общие закономерности регулирования и нарушений* (Л., Наука, 1989).
44. Чижевский А.Л. *Структурный анализ движущейся крови* (М., Изд-во АН СССР, 1969).
45. Sliney D., Wolbarsht M. In: *Safety with lasers and others optical sources. A comprehensive handbook* (N.Y., Plenum Press, 1980, p.161).
46. Mourant J.R., Bigio I.J., Jack D.A., Johnson T.M., Miller H.D. *Appl.Optics*, **36**, 5655 (1997).