

СРАВНЕНИЕ НЕСКОЛЬКИХ СХЕМ НЕИНВАЗИВНОЙ ДИАГНОСТИКИ ПАРАМЕТРОВ КОЖИ ЧЕЛОВЕКА ПО РАССЕЯННОМУ СВЕТУ

А. П. Иванов

УДК 535.51:535.36;611.778

Институт физики НАН Беларуси,
220072, Минск, Беларусь; e-mail: ivanovap@dragon.bas-net.by

(Поступила 17 января 2019)

Оценены возможности определения структурных и биофизических параметров кожного покрова по спектрам рассеянного света. Рассмотрены схемы измерения коэффициента диффузного отражения, коэффициентов яркости ко- и кроссполяризованного излучения, обратно рассеянного биотканью, и пространственной освещенности на некотором удалении от источника. Предложены алгоритмы восстановления объемных концентраций меланина и кровеносных сосудов, толщины эпидермиса, степени оксигенации крови и среднего диаметра капилляров. Показано, что первые две схемы дают примерно одинаковые характеристики решения обратной задачи, хотя поляризационные измерения несколько устойчивее к экспериментальным погрешностям. Анализ такого подобия продемонстрировал, что оно обусловлено особенностями оптических свойств слоев кожи. Наиболее предпочтительной оказалась третья экспериментальная схема, которая устойчива к погрешностям, обладает существенно более высокой чувствительностью к степени оксигенации крови и среднему диаметру капилляров и позволяет восстанавливать все искомые параметры кожи с приемлемой для практики точностью.

Ключевые слова: параметры кожи, кровеносные сосуды, меланин, дерма, эпидермис, коэффициенты яркости и диффузного отражения света, поляризация.

Possibilities of determining of the skin structural and biophysical parameters by the spectra of scattered light are estimated. The measurement schemes for the diffuse reflectance, brightness coefficients of co- and crosspolarized radiation, backscattered by biological tissue, and spatial illumination at some distance from the source are considered. Retrieval algorithms of volumetric concentrations of melanin and blood vessels, the thickness of the epidermis, the degree of blood oxygenation and the average diameter of the capillaries are proposed. It is shown that the first two schemes give approximately the same characteristics of the solution of the inverse problem, although polarization measurements are somewhat more resistant to experimental errors. An analysis of this similarity has demonstrated that it is due to the features of the spectral optical properties of the skin layers. The third experimental scheme, which is resistant to errors, has a significantly higher sensitivity to the degree of blood oxygenation and the average diameter of the capillaries and allows you to retrieve all the desired skin parameters with acceptable for practice accuracy, turned out to be the most preferred.

Keywords: skin parameters, blood vessels, melanin, dermis, epidermis, brightness and diffuse light reflection coefficients, polarization.

Введение. В последние годы методам неинвазивной диагностики биологических тканей уделяют большое внимание. Привлекательность используемых в них процедур связана с рядом факторов: они безболезненны, оперативны, не приводят к повреждению ткани, не требуют дорогостоящих препаратов и т. д. Работы развиваются по нескольким направлениям: увеличение числа диагностируемых

COMPARISON OF SEVERAL METHODS FOR NON-INVASIVE DIAGNOSTICS OF HUMAN SKIN PARAMETERS BY THE SCATTERED LIGHT

A. P. Ivanov (B. I. Stepanov Institute of Physics of the National Academy of Sciences of Belarus, Minsk, 220072, Belarus; e-mail: ivanovap@dragon.bas-net.by)

характеристик, повышение точности и надежности определения параметров ткани, выпуск промышленностью и внедрение в медицинскую практику соответствующих приборов. Среди методов неинвазивной диагностики можно выделить оптические, которые работают в реальном масштабе времени, обеспечивают высокое пространственное разрешение и доставку излучения по волокну к труднодоступным участкам, практически не оказывают воздействия на ткань. По-видимому, наиболее популярными и известными оптическими методами являются пульс-оксиметрия и томография. Первый основан на различном поглощении света окси- и деоксигемоглобином и переменном кровенаполнении сосудов при работе сердца. Он позволяет определить насыщенность крови кислородом и частоту пульса. В то же время работоспособность многих медицинских процедур, например оптической томографии, низкоинтенсивной лазерной терапии, лазерной гипертермии, сильно зависит от глубины проникновения света в ткань. Поэтому информация об оптически активных хромофорах ткани, влияющих на указанную глубину, позволила бы, в частности, скорректировать томографические изображения на рассеяние и поглощение света в среде или подобрать лазерную дозировку для доставки заданной мощности излучения к требуемому участку ткани.

Методы оптической диагностики тканей можно строить на основе измерения различных характеристик рассеянного света. Так, пульс-оксиметры работают, как правило, по рассеянному излучению, выходящему с поверхности среды на некотором удалении (базе) от источника [1, 2]. Измеряемые оптические характеристики описываются диффузионным приближением теории переноса излучения (ТПИ) в различных модификациях (см., например, [3—5]) или эмпирическими соотношениями [6]. Известны также способы диагностики параметров биотканей в условиях *in vivo* [7, 8] и *in vitro* [9] по спектральным зависимостям коэффициента диффузного отражения (КДО) $R(\lambda)$ света. В данном случае теоретическую основу решения обратной задачи составляют инженерные методы ТПИ [8, 10] или инверсный метод Монте-Карло [11]. Для диагностики тканей (по крайней мере визуальной) применяют также анализ поляризационных изображений приповерхностных участков кожи [12].

Цель данной работы — развитие базового и поляризационного методов на предмет одновременного определения ряда структурных и биофизических параметров кожи, сравнение этих методик с измерениями спектров КДО и выявление соответствующих преимуществ и недостатков. Среди диагностируемых величин рассмотрены объемные концентрации f меланина в эпидермисе и кровеносных сосудов C_V в дерме, толщина эпидермиса d_2 , степень оксигенации крови S и средний диаметр D капилляров. Эти параметры позволяют диагностировать ряд патологий кожи и определяют в основном глубину проникновения света в биоткань [13].

Диагностика параметров кожи по спектрам КДО подробно описана в работах [7, 8]. Ранее были получены аналитические формулы [8, 13], учитывающие многократное рассеяние света в каждом из слоев кожи (однородные роговой слой, эпидермис и дерма) и многократные переотражения излучения между ними. Эти формулы в явном виде дают связь между R и искомыми параметрами f , C_V , d_2 , S и D . Отметим, что зависимость R от D обусловлена эффектом “сита” [14]. Решения [8, 13] обобщены на случай слоистой дермы [15, 16] и показано, что особенности структуры этого слоя слабо сказываются на световых потоках, отраженных кожей. Вследствие указанной аналитической связи процедура восстановления искоемых параметров сводится к решению системы нескольких трансцендентных уравнений. Для модели кожи ($f = 0.04$, $C_V = 0.02$, $d_2 = 100$ мкм, $D = 5$ и 40 мкм, $S = 0.75$) исследована чувствительность КДО к искомым параметрам и выбраны оптимальные длины волн [8]. Теоретически процедура восстановления заключается в следующем: по R на $\lambda = 500$ (или 800) и 570 нм находят C_V и произведение fd_2 ; по R на $\lambda = 400$ и 450 нм при известных C_V и fd_2 находят f и D ; по R на $\lambda = 600$ нм при известных C_V , f , d_2 и D находят S . К недостаткам данной методики следует отнести низкую чувствительность КДО к D и S . Этому факту есть физическое объяснение. Во-первых, эффект “сита”, наиболее заметно проявляющийся в синей области спектра, сильно экранируется поглощением меланина в эпидермисе, что приводит лишь к небольшим изменениям R при широкой вариации диаметра D . Во-вторых, при измерении КДО свет собирается на детектор из приповерхностных участков кожи (напомним о слабом влиянии структуры дермы на КДО [15, 16]), так что незначительные изменения показателя поглощения дермы при различных S обуславливают слабую зависимость R от степени оксигенации крови.

Поляризационная диагностика параметров кожи. Известно [11, 17] использование поляризации рассеянного излучения для “отсечки” светового сигнала, пришедшего из условно ближних и дальних участков среды. Этот эффект применяется в системах наблюдения через геофизические среды (атмосферу, морские или океанские воды) для увеличения контраста лоцируемого объекта и уве-

личения дальности его видимости. Что касается учета особенностей состояния поляризации света, рассеянного биологическими тканями, такого рода исследования пока не получили широкого развития и применения. Между тем возможная сфера приложения поляризационных эффектов — отделение светового сигнала, приходящего из рогового слоя и эпидермиса, от излучения, рассеянного дермой. Физической причиной такого разделения является то, что свет от двух верхних слоев кожи обусловлен низкими кратностями рассеяния и, следовательно, в достаточной степени поляризован, тогда как излучение дермы практически деполаризовано из-за сильно развитого многократного рассеяния [17].

Рассмотрим схему измерения световых потоков в малом телесном угле (коэффициентов яркости) при освещении среды по нормали линейно поляризованным излучением и наблюдении в обратном направлении. Для оценок возможностей поляризационного зондирования биологических объектов сделаем два упрощающих предположения. Во-первых, считаем, что многократно рассеянное излучение является практически диффузным, так что его коэффициент яркости совпадает с КДО многократно рассеянного света. Отметим, что в отношении однократно рассеянного излучения предположений о его диффузности не делается и эта компонента светового поля рассчитывается с учетом его реальной угловой структуры. Данное предположение позволяет использовать полученные ранее формулы [13, 15, 18] для R при вычислении коэффициентов яркости. Во-вторых, полагаем, что многократно рассеянный свет полностью деполаризован. Аналогичное предположение использовано, например, в [12] для разделения рассеянного излучения от приповерхностных и глубинных участков кожи и в [19] для детектирования поляризованного излучения от здоровых (малого размера) клеток биоткани на фоне деполаризованного излучения, рассеянного опухолевыми клетками. Запишем в малоугловом приближении ТПИ [10, 18] коэффициенты яркости однократно рассеянного света, приходящего от поверхности кожи, рогового слоя, эпидермиса и дермы (обозначены соответствующими нижними индексами 0—3). Они с точностью до нормировочных множителей имеют вид:

$$B_0 = R_0, \quad (1)$$

$$B_1 = \frac{\Lambda_1 (1 - F_1) \{1 - \exp[-2\tau_1(1 - \Lambda_1 F_1)]\}}{4 (1 - \Lambda_1 F_1)} (1 - R_0)(1 - R_0^*), \quad (2)$$

$$B_2 = \frac{\Lambda_2 (1 - F_2) \{1 - \exp[-2\tau_2(1 - \Lambda_2 F_2)]\}}{4 (1 - \Lambda_2 F_2)} (1 - R_0)(1 - R_0^*) T_1 T_1^*, \quad (3)$$

$$B_3 = \frac{\Lambda_3 (1 - F_3)}{4 (1 - \Lambda_3 F_3)} (1 - R_0)(1 - R_0^*) T_1 T_1^* T_2 T_2^*, \quad (4)$$

где $\Lambda = \sigma_s/\epsilon_c$ — вероятность выживания фотона в соответствующем слое (σ_s и ϵ_c — показатели рассеяния и ослабления); $F = 1 - (1 - g)/3$ [10, 18] — доля света, рассеянного в переднюю полусферу (g — средний косинус индикатрисы рассеяния); $\tau = \epsilon_c h$ — оптическая толщина (h — соответствующая геометрическая толщина); $R_0^* = 0.2$ [8, 20] — коэффициент отражения поверхности кожи при освещении изнутри среды диффузно рассеянным светом; T и T^* — коэффициенты пропускания при направленном и диффузном освещении [13, 20]. Далее спектры оптических характеристик слоев кожи и их связь с биофизическими параметрами заимствованы из моделей [20—25]. Тогда для полного коэффициента яркости многослойной ткани при однократном рассеянии получаем

$$B^{(1)} = \sum_{i=0}^3 B_i, \quad (5)$$

коэффициент яркости многократно рассеянного света

$$B^{(m)} = R - R^{(1)}, \quad (6)$$

где R — коэффициент диффузного отражения кожи, определяемый по формуле [8, 13]; $R^{(1)}$ — коэффициент диффузного отражения кожи, обусловленный однократно рассеянным светом. Значение $R^{(1)}$ определяется путем интегрирования коэффициентов яркости, аналогичных (2)—(4), по углу рассеяния [10, 18].

При измерении кополяризованной или параллельной компоненты рассеянного излучения получаем коэффициент яркости

$$B_{\parallel} = B^{(1)} + 0.5B^{(m)}, \quad (7)$$

а кроссполаризованной или перпендикулярной компоненты:

$$B_{\perp} = 0.5B^{(m)}. \quad (8)$$

Таким образом, с использованием поляризованного света, вычитая (8) из (7), можно разделить однократно и многократно рассеянное излучение. Отметим, что аналитический вид вышеприведенных формул и, следовательно, соотношений (7) и (8) позволяет прямо связать соответствующие коэффициенты яркости с искомыми структурными и биофизическими параметрами кожи аналогично [7, 8]. Этот факт учтен при оценке возможностей поляризационной диагностики биологических тканей.

Пример указанного разделения $B^{(1)}$ и $B^{(m)}$ по модельным расчетам приведен на рис. 1, где показаны зависимости $B^{(1)}$ и $B^{(m)}$ от концентрации капилляров в дерме при изменении C_V в широких пределах, охватывающих нормальную и патологически измененную кожу [13]. Видно, что в синей области спектра коэффициент яркости формируется в основном однократно рассеянным излучением ($B^{(1)} \gg B^{(m)}$). Это связано с ростом поглощения дермы и ослаблением меланином излучения, доходящего до дермы. В ближнем ИК диапазоне при $\lambda = 800$ нм (кривые 4) значения $B^{(1)}$ и $B^{(m)}$ сопоставимы. В последнем случае $B^{(1)}$ и $B^{(m)}$ убывают сравнительно медленно с ростом C_V , что обусловлено слабым поглощением крови на этой длине волны и незначительным изменением показателя поглощения дермы при вариации концентрации C_V . Здесь существен вклад поглощения ткани основы. При уменьшении длины волны этот вклад значительно меньше.

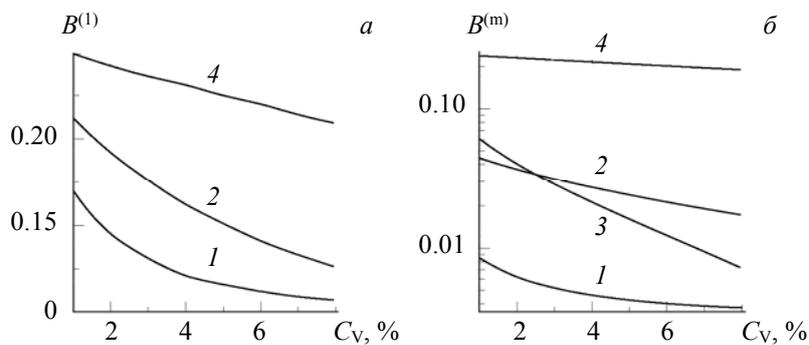


Рис. 1. Зависимости коэффициентов яркости однократно (а) и многократно (б) рассеянного света от C_V при $\lambda = 435$ (1), 500 (2), 570 (3) и 800 нм (4); $f = 8\%$, $S = 0.75$; $d_2 = 100$ мкм

Расчеты коэффициентов яркости показывают, что для определения C_V и произведения fd_2 в качестве измеряемой оптической характеристики следует взять $B^{(m)}$ на изобестических длинах волн ~ 570 и 800 нм. Зависимость этого коэффициента от fd_2 менее существенна, чем при других λ . Графическое решение двух трансцендентных уравнений относительно $B^{(m)}$ при $\lambda = 570$ и 800 нм с двумя неизвестными C_V и fd_2 иллюстрирует рис. 2, а. Сравнение с методикой восстановления этих параметров по КДО (рис. 2, б) показывает, что чувствительность коэффициентов яркости многократно рассеянного света к C_V и fd_2 (определяемая углом пересечения соответствующих кривых) примерно такая же, как и у $R(\lambda)$ [8]. Причины этого указаны ниже. На рис. 2, б показано также влияние промоделированных относительных экспериментальных погрешностей δ определения $B^{(m)}$ в интервале $\delta = 1\text{—}10\%$. Как видно, при $\delta < 5\%$ решение обратной задачи устойчиво к измерительным ошибкам. Например, при $\delta = 5\%$ вместо истинных значений $C_V = 0.02$ и $fd_2 = 4$ мкм получаем 0.0195 и 4.2 мкм. При увеличении погрешности δ восстановление искоемых параметров по $B^{(m)}$ проблематично. Отметим, что устойчивость восстановления $C_V = 0.02$ и fd_2 по КДО к экспериментальным ошибкам несколько хуже [7, 8]. В последнем случае оценки показали, что необходимо $\delta \leq 2\%$ [7, 8].

Определение концентрации меланина и толщины эпидермиса в отдельности, степени оксигенации крови и среднего диаметра капилляров с использованием поляризованного света не имеет явных особенностей по сравнению с измерением КДО. Чувствительность решения обратной задачи в этих случаях примерно одинакова.

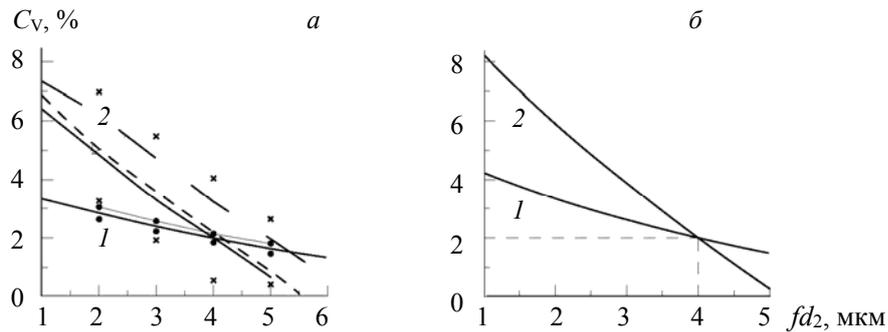


Рис. 2. Пары значений C_V и fd_2 , дающие измеренный коэффициент яркости многократно рассеянного света (а) и КДО (б) при $\lambda = 570$ (1) и 800 нм (2), $\delta = 1$ (сплошные линии), 5 (пунктир) и 10 % (штриховые линии); максимальные и минимальные экспериментальные реализации при $\lambda = 570$ (●) и 800 нм (×), $\delta = 5\%$

В табл. 1 сопоставлены средние погрешности восстановления d_2, f и C_V двумя рассматриваемыми методами. Видно, что в целом поляризованное излучение позволяет несколько снизить ошибку диагностики, но это уменьшение незначительно. Рассмотрим причины этого. Выше отмечалось, что знание коэффициентов яркости однократно и многократно рассеянного света позволяет разделить оптические сигналы, приходящие из “ближней” и “дальней” зон среды. Однако в синей области обратно рассеянный свет и так поступает из “ближней” зоны из-за большого поглощения ткани (рис. 1), а в красной преобладает излучение, отраженное дермой, из-за малых оптических толщин рогового слоя и эпидермиса. Поэтому в реальных условиях коэффициенты $B^{(1)}$ и $B^{(m)}$ спектрально разделены и указанная поляризационная “отсечка” лишь незначительно сказывается на принципиальных возможностях и погрешности диагностики.

Т а б л и ц а 1. Сравнение средних относительных погрешностей восстановления d_2, f и C_V с использованием поляризованного света (I) и КДО (II) при различных погрешностях δ измерений

$\delta, \%$		$\delta d_2, \%$	$\delta f, \%$	$\delta C_V, \%$
1	I	0.9	1.9	0.3
	II	1.6	1.7	1.8
2	I	1	1.8	1.2
	II	2.2	1.6	1.4
5	I	1	2.5	1.2
	II	2.9	3.5	1.8

Измерения с “базой” между источником и приемником света. Выше отмечалось, что для описания характеристик рассеянного света в биотканях часто используют диффузионное приближение ТПИ для однородной среды [3—5, 10] или среды с освещенной отражающей границей [10, 26]. Пределы его применимости оценены, например, в [10]. Известны также аналитические решения уравнения диффузии для слоистой среды [27, 28]. Однако они имеют громоздкий вид, поэтому их использование для решения обратной задачи не очень удобно. Воспользуемся результатами [26]. С этой целью заменим структуру, включающую в себя границу раздела поверхности кожи с воздухом, роговой слой и эпидермис, одним слоем. Обозначим коэффициент его отражения при освещении изнутри среды диффузным светом ρ^* . Методика расчета ρ^* изложена в [13]. Теперь задача нахождения характеристик рассеянного света в приповерхностной области кожи сводится к расчету светового поля в однослойной среде (дерме) с отражающей границей. Согласно [26], при освещении среды точечным диффузным источником, расположенным на поверхности, плотность излучения $w'(r, z)$ (или пропорциональная ей пространственная освещенность [17]) в точке полубесконечной среды с радиальной координатой r на глубине z аналитически можно записать в виде

$$w'(r,z) = \frac{3m_e}{4\pi} \left\{ \frac{\exp[-\Gamma a_1(r,z)]}{a_1(r,z)} \right\} - \left\{ \frac{\exp[-\Gamma a_2(r,z)]}{a_2(r,z)} \right\}, \quad (9)$$

где $\Gamma = \sqrt{3\mu_a(\mu_e + \mu_a g)}$ — коэффициент диффузии; $a_1 = \sqrt{z^2 + r^2}$; $a_2 = \sqrt{(z + 2A)^2 + r^2}$; $A = \{2/[\mu_e - \mu_a(1-g)]\}(1 + \rho^*)/(1 - \rho^*)$ — экстраполированная длина. Оптические характеристики μ_a , μ_e и g относятся к дерме (индекс 3 далее опущен). В (9) первое слагаемое описывает радиальную структуру плотности излучения в полубесконечной среде, второе — утечку света через освещенную границу. Плотность излучения, вышедшего из поверхности кожи, связана с w' через коэффициенты пропускания рогового слоя, эпидермиса и шероховатой границы раздела кожа—воздух. С учетом суммарного коэффициента пропускания t^* диффузного света этими тремя слоями получаем:

$$w(r) = w'(r,z=0)t^* = w'(r,z=0)(1 - R_0^*)(1 - R_0^*)(T_1^* T_2^*)^2, \quad (10)$$

где R_0^* — коэффициент отражения диффузного потока поверхностью кожи при освещении снаружи среды. При направленном освещении узким источником типа лазерного плотность излучения, выходящего из поверхности ткани, имеет вид [10, 26]:

$$w(r) = \frac{(\mu_e - \mu_a)t}{1-g} \int_0^\infty w'(r,z) \exp(-\mu_e z) dz - \frac{\mu_e - \mu_a}{\mu_e} \frac{gt}{1-g} w'(r,z=0), \quad (11)$$

где $t = (1 - R_0)(1 - R_0^*)T_1 T_1^* T_2 T_2^*$ — коэффициент пропускания падающего направленного пучка и выходящего диффузного света; $w'(r,z)$ определяется по (9).

Оптические и структурные свойства рогового слоя и эпидермиса входят в (9)—(11) через коэффициенты отражения ρ^* и пропускания t^* , t . Таким образом, формулы (9)—(11) задают связь радиальной структуры плотности излучения со структурными и биофизическими параметрами всех слоев кожи при диффузном или направленном освещении ее поверхности и позволяют построить алгоритмы восстановления этих параметров.

Проанализируем расчетные формулы (9)—(11). Отметим, что в них практически для всех длин волн имеет место неравенство $r \gg A$. Действительно, экстраполированная длина $A \cong 1/\mu_e$ составляет сотые и десятые доли мм. Измерения же на практике реально проводить при $r \cong 1$ мм и более. Тогда плотность излучения можно разложить в ряд Маклорена по степеням A/r и ограничиться учетом только линейного члена по A/r . Например, для $w(r)$ при диффузном освещении имеем

$$w(r) = \frac{3\varepsilon \exp(-\Gamma r)(1 + \Gamma r)}{2\pi r^3} t^* A^2, \quad (12)$$

где коэффициент пропускания t^* определен в (10). Аналогичное соотношение можно получить для $W(r)$ при направленном освещении. Сомножители $t^* A^2$ в (12) зависят только от свойств границы раздела, рогового слоя и эпидермиса и не зависят от оптических характеристик дермы. Первые же сомножители определяются искомыми параметрами ткани — объемной концентрацией капилляров, степенью оксигенации крови и средним диаметром кровеносных сосудов. Следовательно, измеряя на фиксированной длине волны отношение $\omega = w(r_1)/w(r_2)$ световых потоков, выходящих с поверхности ткани на двух расстояниях r , можно избавиться от влияния на регистрируемую характеристику нескольких неизвестных параметров. Далее если проводить эксперимент на двух изобестических длинах волн, то можно определить C_V и D в отдельности. Промоделированную схему таких измерений при диффузном освещении поверхности кожи на $\lambda = 500$ и 570 нм, а именно графическое решение двух трансцендентных уравнений с двумя неизвестными, иллюстрирует рис. 3. При получении этих данных учтено влияние ошибки измерений на результат восстановления: рис. 3, *a* соответствует малой экспериментальной погрешности 1%, рис. 3, *б* — $\delta = 10\%$. Ошибки моделировались с помощью генератора случайных чисел, а в качестве экспериментально определенного отношения взято среднее значение по нескольким (~ 10) измерениям. Как и следовало ожидать, в случае рис. 3, *a* параметры C_V и D восстанавливаются практически точно. Решение обратной задачи устойчиво к значениям δ . Так, при $\delta = 10\%$ из рис. 3, *б* получаем $C_V = 4.2\%$ и $D = 19$ мкм (показано вертикальной и горизонтальной штриховыми прямыми). Этой точности часто достаточно для многих практических задач. С уменьшением экспериментальной погрешности найденные значения C_V и D ближе к истинным. Данные рис. 3 показывают, что измерения с базой позволяют восстановить средний диаметр кровеносных сосудов при гораздо менее жестких (и реалистичных) требованиях к экспериментальным значениям δ по сравнению с КДО [7, 8] и описанными выше поляризационными экспериментами.

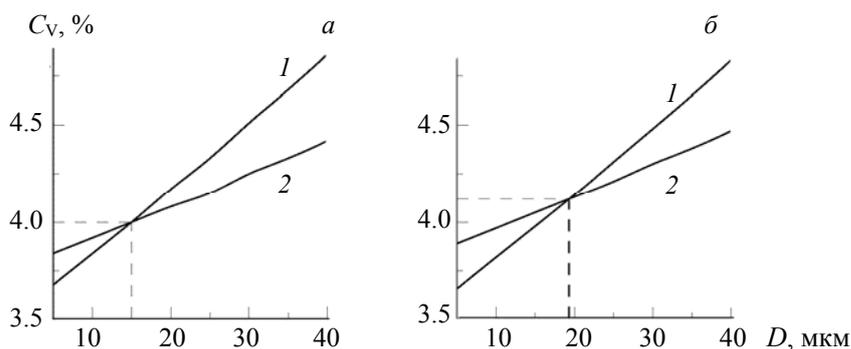


Рис. 3. Пары значений C_V и D , дающие измеренное отношение плотности излучения при $r = 0.2$ и 0.3 см, $\delta = 1$ (а) и 10% (б), $\lambda = 500$ (1) и 570 нм (2); $C_V = 4\%$; $D = 15$ мкм

Рассмотрим чувствительность η плотности излучения к степени оксигенации крови. Под величиной η понимаем логарифмическую производную — $\eta = \frac{1}{w} \frac{\partial w}{\partial S}$ (при измерении плотности излучения w) или $\eta' = \frac{1}{\omega} \frac{\partial \omega}{\partial S}$ (при измерении отношения ω). Анализ этих производных можно выполнить аналитически, так как исходные формулы имеют аналитический вид. Расчеты показывают, что указанные чувствительности максимальны в спектральном интервале $\sim 550\text{—}620$ нм, где разность показателей поглощения окси- и дезоксигемоглобина наибольшая. Оценки дают η и η' порядка единицы, что в $5\text{—}20$ раз больше, чем при измерении КДО [7, 8] или коэффициентов яркости. Поэтому степень оксигенации крови восстанавливается по измерениям с “базой” надежнее (не показано).

Для восстановления двух оставшихся параметров ткани (эпидермиса) перебраны различные комбинации характеристик рассеянного света. При этом опять следует решать два трансцендентных уравнения с двумя неизвестными f и d_2 . Соответствующие примеры представлены на рис. 4 при диффузном освещении поверхности кожи. Как видно, в качестве одной из характеристик светового поля следует выбрать ω при $r = 0.2$ и 0.3 см (кривая 1). Второй характеристикой могут быть и абсолютные значения плотности излучения, и относительные на различных длинах волн и при разных расстояниях r . Отметим, однако, что восстановление f и d_2 неустойчиво к экспериментальным погрешностям, и уже при $\delta > 5\%$ решение обратной задачи проблематично.

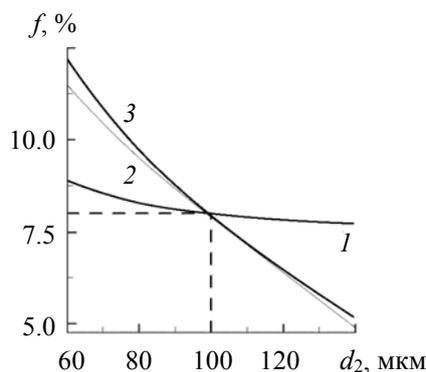


Рис. 4. Пары значений f и d_2 , дающие измеренное отношение плотности излучения на расстояниях $r = 0.2$ и 0.3 см при $\lambda = 500$ нм (1), и абсолютную (2) и относительную (3) плотность излучения при $r = 0.2$ см, $\lambda = 570$ и 800 нм

Заключение. Информация об оптически значимых структурных и биофизических параметрах кожного покрова человека имеет по меньшей мере два важных аспекта. Во-первых, она позволяет судить о ряде возможных заболеваний кожи по аномальным значениям этих параметров [13]. Во-вторых, такие данные предоставляют врачу-практику инструмент для оптимизации и индивидуализации методик светотерапии, лазерной гипертермии, оптической томографии. Рассмотрено решение обратной задачи восстановления искомого параметра по различным спектральным характеристикам рассеянного света — коэффициентам диффузного отражения, коэффициентам яркости ко- и кроссполаризованного излучения, а также пространственной освещенности на удалении от источника. Ранее эти характеристики в той или иной степени уже использовались для определения параметров биотканей. Новым является рассмотрение различных экспериментальных схем с единых теоретических позиций инженерных методов решения уравнения переноса излучения. Аналитическая запись характеристик световых полей позволяет свести алгоритмы восстановления к решению систем трансцендентных уравнений и сопоставлять информативность нескольких измерительных схем в отношении искомого параметра без использования сложных компьютерных алгоритмов и кодов.

В результате сравнения трех указанных методов диагностики можно сделать следующие выводы. При погрешности измерения характеристик рассеянного света $< 5\%$ все экспериментальные схемы позволяют достаточно уверенно восстановить объемные концентрации меланина и кровеносных сосудов, а также толщину эпидермиса. Однако спектральные зависимости коэффициентов диффузного отражения и коэффициентов яркости имеют низкую чувствительность к степени оксигенации крови S и среднему диаметру капилляров D . Причины физически понятны. В этих схемах излучение поступает на приемник в основном из освещенной источником области. Вследствие экранирования эпидермисом обратно рассеянных световых потоков (особенно в сине-зеленой области спектра) небольшие изменения показателя поглощения дермы, обуславливающие зависимость измеряемой характеристики от S и D , приводят лишь к незначительным вариациям регистрируемого оптического сигнала. В третьей экспериментальной схеме многократно рассеянный свет принудительно проходит большой оптический путь от источника до приемника, что позволяет существенно повысить чувствительность метода к S и D . Такое увеличение может достигать 20 раз. Последняя схема допускает широкие возможности обработки экспериментальных результатов. С этой целью можно использовать не только абсолютные значения плотности излучения, но и их отношения на различных расстояниях при фиксированной длине волны или на различных длинах волн при фиксированном расстоянии, а также их комбинации.

Показано, что поляризационные измерения коэффициентов яркости обратно рассеянного света не имеют существенных преимуществ по сравнению с измерением коэффициента диффузного отражения. Это касается только рассмотренной нами задачи оптической диагностики и связано со спектральными и структурными особенностями свойств кожи. Вместе с тем очевидно, что поляризационные эксперименты позволяют повысить контраст изображения различных участков биотканей. Применительно к задаче диагностики такое увеличение контраста происходит естественным путем вследствие зондирования среды на определенных длинах волн, оптимальных с точки зрения восстановления всего набора структурных и биофизических параметров кожи. Переход в другие спектральные интервалы требует создания новых алгоритмов обработки экспериментальных результатов, направленных, в частности, на извлечение возможных преимуществ поляризационных измерений.

Автор выражает глубокую благодарность В. В. Баруну за участие в разработке программы расчетов и обсуждение результатов.

Работа выполнена при финансовой поддержке Белорусского республиканского фонда фундаментальных исследований (договоры № Ф07К-047 и № Ф09ГКНТ-004).

- [1] А. А. Стратонников, Н. В. Ермишова, В. Б. Лощенов. Квант. электрон., **32**, № 10 (2002) 917—922
- [2] В. И. Кравченко, С. А. Мамилов, Ю. С. Плаксий, С. С. Есьман, Н. С. Казак, А. А. Рыжевич. Журн. прикл. спектр., **72**, № 1 (2005) 119—123 [V. I. Kravchenko, S. A. Mamilov, Yu. S. Plaksiy, S. S. Yesman, N. S. Kazak, A. A. Ryzhevich. J. Appl. Spectr., **72** (2005) 126—131]
- [3] Б. Дэвисон. Теория переноса нейтронов, Москва, Атомиздат (1960)
- [4] А. Вейнберг, Е. Вигнер. Физическая теория ядерных реакторов, Москва, Иностран. лит. (1961)

- [5] **А. Исимару.** Распространение и рассеяние волн в случайно-неоднородных средах, Москва, Мир, **1** (1981) 195
- [6] **W. Cui, L. E. Ostrander, B. Y. Lee.** IEEE Trans. Biomed. Engin., **17**, N 2 (1990) 632—639
- [7] **V. V. Barun, A. P. Ivanov.** Proc. SPIE, **6535** (2007) 1—12
- [8] **А. П. Иванов, В. В. Барун.** Опт. и спектр., **104**, № 2 (2008) 344—351
- [9] **А. Н. Башкатов, Э. А. Генина, В. И. Кочубей, В. В. Тучин.** Опт. и спектр., **99**, № 5 (2005) 870—876
- [10] **Э. П. Зеге, А. П. Иванов, И. Л. Кацев.** Перенос изображения в рассеивающей среде, Минск, Наука и техника (1975)
- [11] **M. Meinke, G. Muller, J. Helfman, M. Friebel.** Appl. Opt., **46**, N 10 (2007) 1742—1753
- [12] **S. L. Jacques, J. C. Ramella-Roman, K. Lee.** J. Biomed. Opt., **7**, N 3 (2002) 329—340
- [13] **Барун В. В., А. П. Иванов, А. В. Волотовская, В. С. Улащик.** Журн. прикл. спектр., **74**, № 3 (2007) 387—394 [**V. V. Barun, A. P. Ivanov, A. V. Volotovskaya, V. S. Ulashchik.** J. Appl. Spectr., **74** (2007) 430—439]
- [14] **В. В. Барун, А. П. Иванов.** Опт. и спектр., **96**, № 6 (2004) 1019—1022
- [15] **В. В. Барун, А. П. Иванов.** Альманах клинической медицины, **XVII**, ч. 1 (2008) 20—23
- [16] **А. П. Иванов, В. В. Барун, В. П. Дик, В. Г. Петрук, С. М. Кватернюк, И. В. Васильковский.** II Всеукраинский съезд экологов. Сб. науч. ст., под ред. Б. И. Мокина, ВНТУ, Винница (2009) 291—294
- [17] **А. П. Иванов.** Оптика рассеивающих сред, Минск, Наука и техника (1969)
- [18] **В. В. Барун, А. П. Иванов.** Опт. и спектр., **107**, № 6 (2009) 963—970
- [19] **L. T. Perelman, V. Backman.** Proc. SPIE, **4241** (2001) 162—167
- [20] **В. В. Барун, А. П. Иванов.** Опт. и спектр., **100**, № 1 (2006) 142—150
- [21] **В. В. Тучин.** Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях, Саратов, изд-во Саратов. ун-та (1998)
- [22] <http://omlc.ogi.edu/news/jan98/skinoptics.html>
- [23] **И. В. Меглинский, С. Д. Матчер.** Опт. и спектр., **91**, № 4 (2001) 692—697
- [24] **И. В. Меглинский.** Квант. электрон., **31**, № 1 (2001) 1101—1107
- [25] **В. В. Барун, А. П. Иванов.** Биофизика, **49**, № 6 (2004) 1125—1133
- [26] **О. В. Бушмакова, Э. П. Зеге, И. Л. Кацев.** Изв. АН СССР. Сер. физ. атм. океана, **8**, № 7 (1972) 711—719
- [27] **A. Kienle, T. Glanzman, G. Wagnieres, H. van den Bergh.** Appl. Opt., **37**, N 28 (1998) 6852—6862
- [28] **G. Alexandridis, T. J. Farrell, M. S. Patterson.** Appl. Opt., **37**, N 31 (1998) 7401—7409