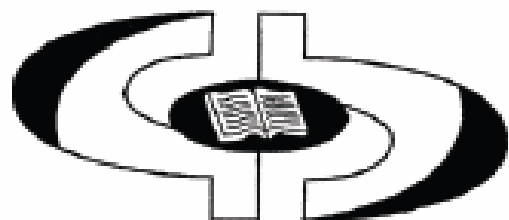


Научно-теоретический и информационно-методический журнал
Белорусского республиканского фонда
фундаментальных исследований

Издается с III квартала 1997 г.



№ 4 [54], 2010

**ВЕСТНИК
ФОНДА
ФУНДАМЕНТАЛЬНЫХ
ИССЛЕДОВАНИЙ**

Зарегистрирован
в Министерстве информации
Республики Беларусь,
свидетельство о регистрации
№ 426 от 29.05.2009

Учредитель:
Белорусский
республиканский
фонд
фундаментальных
исследований

220072, г. Минск,
пр. Независимости, 66;
тел. 284-07-42,
284-25-05

Издатель:
РУП «Издательский дом
«Беларуская навука»

РЕДАКЦИОННАЯ КОЛЛЕГИЯ:

Главный редактор

В. А. Орлович

Заместители главного редактора

Е. М. Бабосов

В. И. Недилько

Ответственный секретарь

Н. Н. Костюкович

Члены редколлегии:

В. Ф. Багинский

Н. Н. Бамбалов

А. В. Бильдюкевич

П. А. Витязь

И. В. Гайшун

М. И. Демчук

А. К. Карабанов

А. В. Кильчевский

А. В. Кухарев

П. Д. Кухарчик

А. И. Лесникович

А. А. Махнач

А. Г. Мрочек

М. И. Мушинский

П. Г. Никитенко

В. Н. Новиков

В. П. Пархоменко

Б. А. Плотников

В. И. Прокошин

В. И. Стражев

Л. М. Томильчик

Ю. С. Харин

Л. В. Хотылева

И. И. Цыркун

В. Н. Шимов

Минск, 2010

УДК 535.36

В. В. БАРУН¹, А. П. ИВАНОВ¹, В. Г. ПЕТРУК²,
С. М. КВАТЕРНЮК²

**РАЗВИТИЕ ОПТИЧЕСКИХ МЕТОДОВ ДИАГНОСТИКИ
БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ ПО РАССЕЯННОМУ ИЗЛУЧЕНИЮ.
II. ПОЛЯРИЗАЦИОННАЯ И ПРОСТРАНСТВЕННО-
РАЗРЕШЕННАЯ СПЕКТРОСКОПИЯ**

¹Институт физики им. Б. И. Степанова НАН Беларуси

²Винницкий национальный технический университет

(Поступила в редакцию 17.06.2010)

Предложено решение обратной задачи восстановления структурных и биофизических параметров кожи по спектрам коэффициентов яркости поляризованного света и пространственно-разрешенным спектральным характеристикам излучения, рассеянного тканью. Искомыми параметрами являются объемные концентрации меланина и капилляров, толщина эпидермиса, средний диаметр капилляров и степень оксигенации крови. Результаты их восстановления сопоставлены с методикой на основе спектров коэффициента диффузного отражения. Показано, что решение обратной задачи на основе поляризационных экспериментов устойчивее к погрешностям измерений, но не дает существенного выигрыша в чувствительности к указанным параметрам по сравнению с коэффициентами отражения. Наиболее предпочтительной оказалась спектроскопическая методика с пространственным разрешением, которая устойчива к погрешностям, обладает существенно более высокой чувствительностью к степени оксигенации крови и среднему диаметру капилляров и позволяет восстановить все искомые параметры кожи с приемлемой для практики точностью.

Введение. Ранее в работе [1] предложена комплексная методика определения структурных и биофизических параметров кожного покрова человека по спектрам коэффициента диффузного отражения света биотканью. Данная статья посвящена развитию полученных результатов на предмет использования других характеристик рассеянного излучения для диагностики параметров кожи и выявления преимуществ и недостатков различных методик. Научная идея исследований заключается во взаимодополняющем сочетании измерений спектров диффузно отраженного света, пространственно-угловой структуры рассеянного излучения и его поляризационных характеристик для расширения возможностей неинвазивной оптической диагностики биологи-

ческих тканей, увеличения числа диагностируемых структурных и биофизических параметров, уменьшения погрешности их определения и выбора наиболее эффективной методики решения обратной задачи. Среди целей работы — создание комплексной интерактивной информационно-измерительной системы (ИИС), ее методологического и программного обеспечения для спектрофотометрической и поляриметрической диагностики нормальных и патологически измененных биологических тканей. Принципиально новой отличительной чертой ИИС является возможность комплексных измерений интегральных и дифференциальных характеристик рассеянных световых полей в различных участках спектра с учетом поляризационных эффектов.

Постановка задачи. Почему важно создать методики именно неинвазивной диагностики? Среди основных причин — несомненные достоинства таких методик, а именно — их неразрушающий характер, безболезненность процедур, быстрое получение результатов, отсутствие дорогостоящих реактивов и расходных материалов. Объект исследования при диагностике подвергается минимальному внешнему воздействию и практически не меняет свои структурные, биофизические и оптические свойства. Именно такими принципиальными преимуществами обладают оптические методы. Наиболее распространенными среди них являются измерения спектров коэффициента диффузного отражения (КДО) [1–8] света биотканями и гуморальными средами (в основном, кровью) и пространственно-разрешенная спектроскопия биообъектов [2; 3; 9; 10]. Однако оба этих подхода часто применяют для диагностики лишь отдельных параметров среды, не дающих полной картины формирования световых полей в биотканях.

Комплексный подход к решению обратной спектроскопической задачи в условиях многократного рассеяния света — восстановление объемных концентраций меланина f и кровеносных сосудов (капилляров) C_p , толщины эпидермиса d , степени оксигенации крови S и среднего диаметра капилляров D — был предпринят в [1; 8] на основе спектров КДО $R(\lambda)$. В этих работах показано, что чувствительность КДО к S довольно низкая, а определить D из соответствующих зависимостей возможно лишь для крупных капилляров. Поэтому основной задачей ставилось исследование чувствительности других оптических характеристик излучения — спектров коэффициента яркости (КЯ) обратно рассеянного поляризованного света и световых потоков, выходящих с поверхности среды на некотором удалении от источника. В биомедицинской оптике традиционно эти два спектроскопических подхода называют поляризационной и пространственно-разрешенной методиками соответственно. В качестве исследуемой среды была выбрана кожа человека. В такой комплексной постановке, связанной с диагностикой многих оптически значимых параметров кожи на основе различных экспериментальных схем, указанная обратная задача в настоящее время не решена.

Поляризационная диагностика параметров кожи. Структурные, биофизические и оптические параметры кожи, а также ссылки на публикации даны в [1].

Известно [11; 12] 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 увеличения дальности его видимости. Применительно к задачам диагностики учет особенностей состояния поляризации света, рассеянного биологическими тканями, пока не получил широкого развития и применения. Между тем, возможной сферой приложения поляризационных эффектов является отделение светового сигнала, приходящего из рогового слоя и эпидермиса, от излучения, рассеянного дермой [13]. 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 от дермы практически деполаризовано из-за сильно развитого многократного рассеяния [12]. Что это дает для задач диагностики будет показано ниже.

Рассмотрим схему измерения световых потоков в малом телесном угле (КЯ) 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 КЯ совпадает с КДО многократно рассеянного света, $B^{(m)}(\lambda) = R(\lambda) - R^{(1)}(\lambda)$, где $R^{(1)}$ — КДО кожи, обусловленный однократно рассеянным светом. 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 [14; 15] для R при вычислении КЯ. Во-вторых, полагаем, что многократно рассеянный свет полностью деполаризован. Аналогичное предположение использовано, например, в [13] для разделения рассеянного излучения от приповерхностных и глубинных участков кожи и в [20] для детектирования поляризованного света от здоровых (малого размера) клеток биоткани на фоне деполаризованного излучения, рассеянного опухолевыми клетками. С учетом сделанных предположений, КЯ кополяризованного излучения (с таким же состоянием поляризации, как у освещающего пучка) есть $B_{\parallel} = B^{(1)} + 0,5B^{(m)}$, где $B^{(1)}$ — КЯ однократно рассеянного света. Аналогично, КЯ кроссполаризованного излучения (с ортогональным состоянием поляризации) $B_{\perp} = 0,5B^{(m)}$. Таким образом, измеряя B_{\parallel} и B_{\perp} , возможно разделить однократно и многократно рассеянное излучение. Аналитические формулы для $B^{(m)}$ и $B^{(1)}$ даны в [14; 15]. Отметим, что они позволяют прямо связать КЯ с искомыми структурными и биофизическими параметрами кожи аналогично [8]. Эти связи использованы для оценки возможностей поляризационной диагностики биологических тканей.

Расчеты КЯ $B^{(m)}$ показали, что как и КДО [1], эта величина при $\lambda \geq 500$ нм определяется, в основном, произведением $f \cdot d$ и слабо зависит от f и d по отдельности. Для определения C_V и произведения $f \cdot d$ в качестве «измеряемой» оптической характеристик предпочтительнее взять $B^{(m)}$ на изобестических длинах волн $\lambda = 570$ и 800 нм. В этом случае зависимость $B^{(m)}$ от fd менее существенная, чем при других λ . Рис. 1 иллюстрирует графическое решение

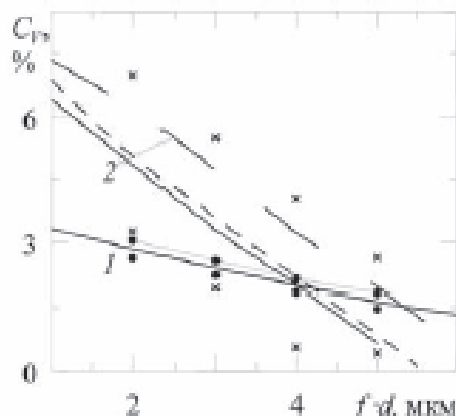


Рис. 1. Графическое решение двух трансцендентных уравнений относительно C_V и $f \cdot d$ по известным значениям КЯ многократно рассеянного при $\lambda = 570$ (1) и 800 нм (2), $\delta = 1$ (сплошные кривые), 5 (пунктирные) и 10 % (штриховые); символы — максимальные и минимальные экспериментальные реализации при $\lambda = 570$ нм (•) и 800 нм (x), $\delta = 5$ %

двух трансцендентных уравнений, записанных относительно КЯ $B^{(m)}$ при $\lambda = 570$ и 800 нм как функции двух неизвестных C_V и fd . Сравнение с методикой восстановления этих параметров по КДО [1] показывает, что чувствительность КЯ многократно рассеянного света к C_V и fd (определяемая углом пересечения соответствующих кривых) примерно такая же, как и у $R(\lambda)$. Причины этого будут указаны ниже. На рис. 2 показано также влияние промоделированных относительных экспериментальных погрешностей δ определения $B^{(m)}$ в интервале δ от 1 до 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 $fd = 4$ мкм получаем соответственно $0,0195$ и $4,2$ мкм. При увеличении погрешности, $\delta \geq 10$ %, восстановление искомым параметров по $B^{(m)}$ проблематично. Отметим, что устойчивость восстановления C_V и fd по КДО к экспериментальным ошибкам несколько хуже [8].

Определение концентрации меланина f и толщины эпидермиса d по 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 двух случаях примерно одинакова.

В таблице сопоставлены средние погрешности восстановления d , f и C_V по поляризационной методике и спектрам КДО. Видно, что в целом поляризованное излучение позволяет несколько снизить ошибку диагностики, но это

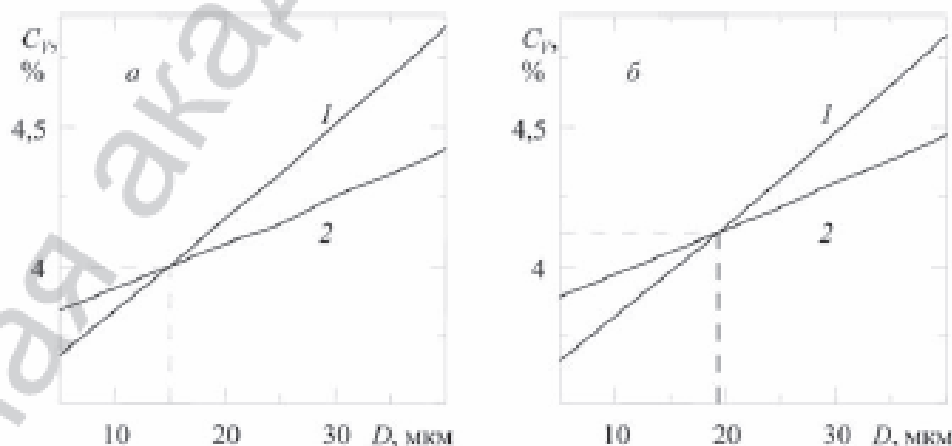


Рис. 2. Графическое решение двух трансцендентных уравнений относительно C_V и D по известным значениям отношения ω плотности излучения при $r = 2$ и 3 мм; $\delta = 1$ % (a) и 10 % (б), $\lambda = 500$ (1) и 570 нм (2); $C_V = 0,04$; $D = 15$ мкм

уменьшение не очень существенно. 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, а в красной преобладает излучение, отраженное дермой, из-за малых оптических толщин рогового слоя и эпидермиса. Поэтому в реальных условиях коэффициенты $B^{(1)}$ и $B^{(n)}$ спектрально разделены, и указанная поляризационная «отсечка» лишь незначительно сказывается на принципиальных возможностях и погрешности диагностики.

Сравнение средних относительных погрешностей восстановления d, f и C_V с использованием поляризованного света (верхнее число в каждой клетке) и КДО (нижнее число) при различных погрешностях δ измерений

$\delta, \%$	$\alpha_d, \%$	$\alpha_f, \%$	$\alpha_{C_V}, \%$
1	0,9	1,9	0,3
	1,6	1,7	1,8
2	1	1,8	1,2
	2,2	1,6	1,4
5	1	2,5	1,2
	2,9	3,5	1,8

Пространственно-разрешенная спектроскопия. Для описания характеристик рассеянного света в биотканях часто используют диффузионное приближение теории переноса излучения для однородной среды [2; 4; 11] или среды с освещенной отражающей границей [11; 16]. Пределы его применимости оценены, например, в [11]. Известны также аналитические решения уравнения диффузии для слоистой среды [17; 18]. Однако они имеют громоздкий вид, и поэтому их использование для решения обратной задачи не очень удобно. Ниже воспользуемся результатами [16]. С этой целью заменим структуру, включающую границу раздела поверхности кожи с воздухом, роговой слой и эпидермис, одним слоем. Обозначим коэффициент его отражения при освещении изнутри среды диффузным светом через ρ^* . Методика расчета ρ^* изложена в [14; 15]. Теперь задача нахождения характеристик рассеянного света в приповерхностной области кожи сводится к расчету светового поля в однослойной среде (дерме) с отражающей границей. Обозначим показатель поглощения дермы и эффективный показатель ослабления через μ_a и μ_e ($\mu_e = \mu_a (1 - g)$, где μ_a — показатель поглощения, g — средний косинус индикатрисы рассеяния). Спектры μ_a и μ_e даны, например, в [2; 3; 19]. Согласно [16], при освещении среды точечным диффузным источником, расположенным на поверхности, плотность излучения $w'(r, z)$ (или пропорциональная ей пространственная освещенность [12]) в точке полубесконечной среды с радиальной координатой r на глубине z , имеет следующий аналитический вид:

$$w'(r, z) = \frac{3\mu_e}{4\pi} \left\{ \frac{\exp[-\Gamma a_1(r, z)]}{a_1(r, z)} - \frac{\exp[-\Gamma a_2(r, z)]}{a_2(r, z)} \right\}, \quad (1)$$

где $\Gamma = [3\mu_a(\mu_e + \mu_a g)]^{0,5}$ — 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. В (1) первое слагаемое описывает радиальную структуру $w'(r, z)$ в полубесконечной среде, а 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

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

где R_0^* — коэффициент отражения диффузного потока поверхностью кожи при освещении снаружи среды.

При направленном освещении узким источником лазерного типа плотность излучения, выходящего из поверхности ткани, имеет вид [11; 16]:

$$W(r) = \frac{(\mu_e - \mu_a)t}{1 - g} \int_0^\infty w'(r, z) \exp(-\mu_e z) dz - \frac{\mu_e - \mu_a}{\mu_e} \frac{gt}{1 - g} w'(r, z = 0), \quad (3)$$

где t — полный коэффициент пропускания падающего направленного пучка и выходящего диффузного света; $w'(r, z)$ определяется по (1).

Оптические и структурные свойства рогового слоя и эпидермиса входят в (1)–(3) через коэффициенты отражения ρ^* и пропускания t^* , t . Таким образом, формулы (1)–(3) дают связь радиальной структуры плотности излучения со структурными и биофизическими параметрами всех слоев кожи при диффузном или направленном освещении ее поверхности и позволяют строить алгоритмы восстановления этих параметров.

Проанализируем расчетные формулы (1)–(3). Заметим, что в них практически на всех длинах 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

$$w(r) = \frac{3\varepsilon \exp(-\Gamma r)(1 + \Gamma r)}{2\pi r^3} t^* A^2, \quad (4)$$

где коэффициент пропускания t^* определен в (2). Аналогичное соотношение можно получить для $W(r)$ при направленном освещении. Последние два множителя $t^* A^2$ в (4) зависят только от свойств границы раздела, рогового слоя и эпидермиса и не зависят от оптических характеристик дермы. Первые же сомножители определяются искомыми параметрами ткани — C_r , S и D . Следовательно, измеряя на фиксированной λ отношение $\omega = w(r_1) / w(r_2)$ световых потоков, выходящих с поверхности ткани на двух расстояниях r , можно изба-

виться от влияния на регистрируемую характеристику нескольких неизвестных параметров. Далее, если проводить эксперимент на двух изосбестических длинах волн, можно определить C_V и D по отдельности.

Рис. 2 иллюстрирует промоделированную схему таких измерений при диффузном освещении поверхности кожи на длинах волн $\lambda = 500$ и 570 нм, а именно — графическое решение двух трансцендентных уравнений с двумя неизвестными. При получении этих данных учтено влияние ошибки измерений на результат восстановления. Рис. 2, *a* соответствует малой экспериментальной погрешности 1 %, а рис. 2, *b* — $\delta = 10$ %. Ошибки моделировались с помощью генератора случайных чисел, а в качестве экспериментально определенного отношения бралось среднее значение по нескольким (порядка 10) измерениям. Как и следовало ожидать, в случае на рис. 2, *a* параметры C_V и D восстанавливаются практически точно. Решение обратной задачи устойчиво к значениям δ . Так, при $\delta = 10$ % (рис. 2, *b*) получаем $C_V = 0,042$ и $D = 19$ мкм (показано вертикальной и горизонтальной штриховыми прямыми) вместо использованных при моделировании соответственно 4 % и 15 мкм. Этой точности часто достаточно для многих практических задач. С уменьшением экспериментальной погрешности найденные значения C_V и D ближе к истинным. Данные рис. 2 показывают, что пространственно-разрешенные измерения позволяют восстановить диаметр D при гораздо менее жестких (и реалистичных) требованиях на экспериментальные значения δ по сравнению с КДО [8] и описанными выше поляризационными экспериментами.

Рассмотрим теперь чувствительность η плотности излучения к степени оксигенации крови. Под величиной η будем понимать 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 показали, что указанные чувствительности максимальны в спектральном интервале примерно 550—620 нм, где разность показателей поглощения окси- и дезоксигемоглобина принимает наибольшие значения. Оценки дают η и η' порядка 1, что в 5—20 раз больше, чем при измерении КДО [1; 8] или поляризационных характеристик. Поэтому значения S восстанавливаются по рассматриваемой методике надежнее (на рисунках не показано).

Для восстановления двух оставшихся параметров ткани (эпидермиса) были проанализированы различные комбинации характеристик рассеянного света. При этом опять следует решать два трансцендентных уравнения с двумя неизвестными f и d . Соответствующие иллюстрации представлены на рис. 3 при диффуз-

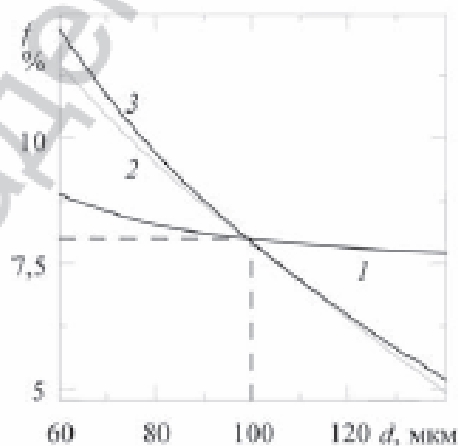


Рис. 3. Графическое решение двух трансцендентных уравнений относительно f и d по известным значениям отношения на двух расстояниях $r = 0,2$ и $0,3$ см (кривая 1) при $\lambda = 500$ нм, на двух длинах волн 570, 800 нм (2) и 500, 800 нм при $r = 0,2$ см

ном освещении поверхности кожи. Как видно, в качестве одной из характеристик светового поля можно выбрать ω при $r = 0,2$ и $0,3$ см (кривая 1). Вторые могут быть и абсолютные значения плотности излучения, и относительные (кривые 2 и 3) на различных длинах волн и при разных расстояниях r . Отметим, однако, что восстановление f и d неустойчиво к экспериментальным погрешностям, и уже при $\delta > 10\%$ решение обратной задачи проблематично.

Экспериментальная реализация ИИС. Был разработан макет информационно-измерительной системы, воплощающей спектрально-поляризационные методики диагностики [20; 21]. На рис. 4 представлена схема ИИС, предназначенной для определения параметров сред биомедицинского происхождения. Устройство содержит источник света 1, монохроматор 2, поляризатор 3, поворотное устройство поляризатора 4, систему объективов 5, камеру 6 с исследуемым образцом 7, анализатор 8, поворотное устройство анализатора 9, ПЗС-камеру 10, микроконтроллерное регистрирующее устройство 11, компьютер 12, специализированный процессор обработки изображений 13 и проблемно-ориентированную экспертную систему принятия диагностических решений 14. В качестве поляризатора 3 и анализатора 8 использованы пленочные линейные поляроиды.

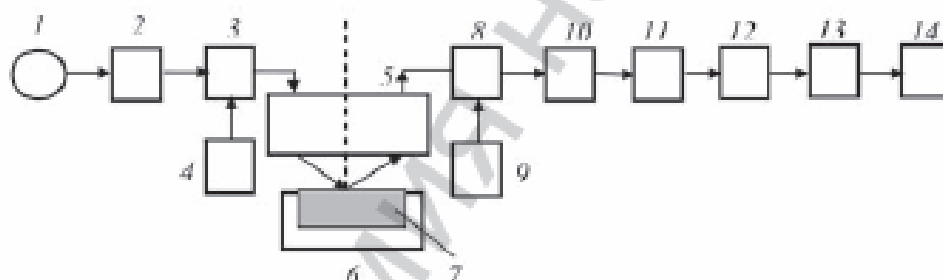


Рис. 4. Блок-схема информационно-измерительной системы

Устройство работает следующим образом. Свет широкого спектрального диапазона от источника 1 поступает на перестраиваемый монохроматор 2. Монохроматор 2 выбирает свет на первой длине волны, который проходит через поляризатор 3, расположенный на поворотном устройстве 4 с фиксированными углами поворота по азимуту с заданным шагом. Система объективов 5 направляет свет на исследуемый образец биоткани 7, установленный в камере 6, и формирует изображение образца в отраженном свете. Система объективов 5 направляет изображение на анализатор 8, размещенный на поворотном устройстве 9 с фиксированными углами поворота по азимуту с заданным шагом. Изображение образца поступает на ПЗС-камеру 10, подсоединенную ко входу компьютера 12 через микроконтроллерное регистрирующее устройство 11. Выход компьютера связан со входом специализированного процессора обработки изображений 13. Сформированное изображение с выхода компьютера 12 поступает на процессор 13 и обрабатывается им. Процессор подсоединен к проблемно-ориентированной экспертной системе 14 на основе нечеткой логики. Система 14 анализирует изображение исследуемого образца, сформированное на первой длине волны.

Для повышения достоверности диагностики исследуемого образца с помощью перестраиваемого монохроматора выбирают вторую длину волны, на которой в указанной выше последовательности формируется изображение исследуемого образца. Проблемно-ориентированная экспертная система 14 на основе нечеткой логики анализирует изображение, сформированное на второй длине волны. Диагностическое решение принимается на основе такого анализа.

Перспективы дальнейшего развития и практического использования полученных результатов. В [1] сформулированы некоторые возможные направления развития работ по неинвазивной диагностике параметров биотканей на основе спектров КДО. Естественно, эти направления относятся и к данной работе. Ниже укажем одну из проблем, решаемых в настоящее время по проекту БРФФИ — исследование фотоиндуцированных механизмов воздействия лазерного излучения на биологические ткани. Фотодинамическая и низкоинтенсивная лазерная терапия, биостимуляция тканей и повышение уровня иммунной защиты организма под действием света прочно вошли в практику лечебных и профилактических процедур, направленных на борьбу с различными заболеваниями человека и снижение рисков здоровью от влияния неблагоприятных факторов окружающей среды. Однако биофизические механизмы воздействия излучения до конца не выяснены. Известно несколько фотоиндуцированных процессов, протекающих при облучении организма, — светокислородный и фотодинамический эффекты [22], диссоциация оксигемоглобина [23]. Все эти механизмы связаны с поглощением света и образованием кислорода в различных формах, оказывающими биофизическое действие. Количественно эффективность указанных процессов зависит от закономерностей распространения света и результирующих коэффициентов поглощения отдельных хромофоров кожного покрова и ткани в целом. Кроме того, на протекание сопутствующих фотохимических реакций и их квантовый выход влияет локальная температура среды. Медики, применяющие низкоинтенсивное лазерное облучение организма в терапевтических целях, на практике часто поступают эмпирически, исходя из собственного опыта и статистически накопленной информации. В их распоряжении нет физически обоснованного количественного инструмента, позволяющего проводить анализ значимости указанных процессов в зависимости от спектрального интервала облучения, его длительности и мощности. С другой стороны, развитие физических основ взаимодействия света со столь важным объектом, как биоткани и выработка рекомендаций по оптимальным параметрам воздействия представляют фундаментальный научный интерес для создания новых лазерных технологий, направленных на применение в медицине. Поэтому актуально разработать подходы к оценке эффективности фотоиндуцированных механизмов воздействия лазерного излучения на биологические ткани в условиях *in vivo* на основе комплексного моделирования световых и тепловых полей в среде (проект БРФФИ № Ф09ВН-001). Основу для такой разработки и дальнейших исследований могли бы составить методики, представленные в данной статье.

Заключение. Разработаны методики и алгоритмы восстановления структурных и биофизических параметров кожи по спектрам КЯ обратно рассеян-

ного поляризованного света и характеристикам рассеянного излучения, измеряемым с пространственным разрешением. Результаты решения обратной задачи сопоставлены с методикой на основе спектров КДО [1]. При экспериментальной погрешности менее 5 % все три схемы измерений позволяют достаточно уверенно восстановить f , C_V и d . Однако спектры КЯ, как и КДО, имеют низкую чувствительность к S и D . Причины физически понятны. В этих схемах излучение поступает на приемник, в основном, из освещенной источником области, экранированной эпидермисом. Поэтому небольшие изменения показателя поглощения дермы, обуславливающие зависимость измеряемой характеристики от S и D , приводят лишь к малым вариациям регистрируемого оптического сигнала. При использовании пространственно-разрешенной методики многократно рассеянный свет принудительно проходит большой оптический путь по дерме от источника до приемника, что позволяет существенно повысить чувствительность метода к S и D . Такое увеличение может достигать 20 раз. В работе показано также, что поляризационные измерения КЯ устойчивее к экспериментальным погрешностям, но не имеют существенных преимуществ по сравнению с КДО для задачи диагностики.

Работа выполнена при поддержке Белорусского республиканского фонда фундаментальных исследований по договорам № Ф07К-047 и Ф09ГКНТ-004.

Литература

1. Барун В. В., Иванов А. П., Петрук В. Г., Кватернюк С. М. // Вестн. ФФИ. 2010. № 3. С. 90–98.
2. Тучин В. В. Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях. Саратов, 1998. — 383 с.
3. Оптическая биомедицинская диагностика / Под ред. В. В. Тучина. М., 2007. Т. 1–2.
4. Сяничкин Ю. П., Утц С. Р., Филипенко Е. А. // Опт. и спектр. 1996. Т. 80. С. 260–267.
5. Хайруллина А. Я. // Распространение света в дисперсной среде / Под ред. А. П. Иванова. Минск, 1982. С. 275–292.
6. Башкатова А. Н., Генина Э. А., Кочубей В. И., Тучин В. В. // Опт. и спектр. 2005. Т. 99, № 5. С. 808–875.
7. Meinke M., Muller G., Helfman J., Friebe M. // Appl. Opt. 2007. Vol. 46, N 10. P. 1742–1753.
8. Иванов А. П., Барун В. В. // Опт. и спектр. 2008. Т. 104, № 2. С. 344–351.
9. Стратонников А. А., Ермишова Н. В., Лощенов В. Б. // Квант. электрон. 2002. Т. 32, № 10. С. 917–922.
10. Кравченко В. И., Мамилев С. А., Плаксий Ю. С. и др. // ЖПС. 2005. Т. 72, № 1. С. 119–123.
11. Зега Э. П., Иванов А. П., Кацев И. Л. Перенос изображения в рассеивающей среде. Минск, 1975. — 327 с.
12. Иванов А. П. Оптика рассеивающих сред. Минск, 1969. — 592 с.
13. Jacques S. L., Ramella-Roman J. C., Lee K. // J. Biomed. Opt. 2002. Vol. 7, N 3. P. 329–340.
14. Барун В. В., Иванов А. П., Волотовская А. В., Улащик В. С. // ЖПС. 2007. Т. 74, № 3. С. 388–394.
15. Барун В. В., Иванов А. П. // Квант. электрон. 2010. Т. 40, № 4. С. 371–376.
16. Бушмакова О. В., Зега Э. П., Кацев И. Л. // Изв. АН СССР. Сер. физ. атмос. океана. 1972. Т. 8, № 7. С. 711–719.
17. Kienle A., Patterson M. S., Dognitz N. et al. // Appl. Opt. 1998. Vol. 37, N 4. P. 779–791.

18. Alexandrakis G., Farrell T. J., Patterson M. S. // *Appl. Opt.* 1998. Vol. 37, N 31. P. 7401–7409.
19. Барун В. В., Иванов А. П. // *Опт. спектр.* 2006. Т. 100, № 1. С. 149–157.
20. Петрук В. Г., Кватернюк С. М., Иванов А. П., Барун В. В. Патент Украины № 35499 от 25.09.2008.
21. Барун В. В., Иванов А. П., Кватернюк С. М., Петрук В. Г. Патент Беларуси № 5299 от 02.03.2009.
22. Захаров С. Д., Иванов А. В. // *Квант. электрон.* 1999. Т. 29, № 3. С. 192–214.
23. Асимов М. М., Асимов Р. М., Рубинов А. Н. // *ЖПС.* 1998. Т. 65, № 6. С. 877–880.

*V. V. BARUN, A. P. IVANOV, V. G. PETRUK,
S. M. KVATERNYUK*

**DEVELOPMENT OF OPTICAL METHODS FOR DIAGNOSING
BIOLOGICAL TISSUES BY SCATTERED LIGHT.
II. POLARIZATION AND SPATIALLY RESOLVED SPECTROSCOPY**

Summary

The solution to the inverse problem on retrieving structural and biophysical skin parameters by spectral radiance factors of polarized light and spatially resolved characteristics of tissue-scattered radiation is proposed. The desired parameters are melanin and blood vessel volume fractions, epidermis thickness, mean capillary diameter, and blood oxygenation degree. The results of their retrieval are compared with those obtained by spectral diffuse reflectance. The solution to the inverse problem on the base of polarization experiments is shown to be more stable to measurement errors, but gives essentially no advantages with respect to the reflectance spectra. The most preferable is the spatially resolved spectroscopic technique that is stable to measurement errors, has substantially higher sensitivity to blood oxygenation degree and to mean capillary diameter to enable one to retrieve all the parameters with practically acceptable accuracy.

ВЕСТНИК ФОНДА ФУНДАМЕНТАЛЬНЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ, № 4, 2010

на русском и белорусском языках

Редактор Т. П. Петрович

Компьютерная верстка Л. В. Харитонова

Подписано в печать 13.12.2010. Выход в свет 22.12.2010. Формат 70 × 100²/₁₆. Бумага офсетная.
Печать цифровая. Усл. печ. л. 11,21. Уч.-изд. л. 9,0. Тираж 161 экз. Заказ 504.

Цена номера: индивидуальная подписка — 16760 руб.; ведомственная подписка — 16829 руб.

Издатель и полиграфическое исполнение:

Республиканское унитарное предприятие «Издательский дом «Беларуская навука».
ЛИ № 02330/0494405 от 27.03.2009. Ул. Ф. Скорины, 40, 220141, Минск.