

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

Издается с III квартала 1997 г.



№ 3 [53], 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	М. И. Мушинский
Н. Н. Бамбалов	П. Г. Никитенко
А. В. Бильдюкевич	В. Н. Новиков
П. А. Витязь	В. П. Пархоменко
И. В. Гайшун	Б. А. Плотников
М. И. Демчук	В. И. Прокошин
А. К. Карабанов	В. И. Стражев
А. В. Кильчевский	Л. М. Томильчик
А. В. Кухарев	Ю. С. Харин
П. Д. Кухарчик	Л. В. Хотылева
А. И. Лесникович	И. И. Цыркун
А. А. Махнач	В. Н. Шимов
А. Г. Мрочек	

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. I. СПЕКТРЫ ОТРАЖЕНИЯ

¹Институт физики им. Б. И. Степанова НАН Беларуси²Винницкий национальный технический университет

(Поступила в редакцию 17.06.2010)

Предложено решение обратной задачи восстановления структурных и биофизических параметров кожи по спектру отраженного излучения. Представленная методика основана на модели спектральных характеристик ткани и инженерных методах решения уравнения переноса. Искомыми параметрами являются объемные концентрации меланина и капилляров, толщина эпидермиса, средний диаметр капилляров и степень оксигенации крови. С целью оптимизации алгоритма по длинам волн и выработки экспериментальной схемы диагностики, исследована чувствительность спектра отражения к искомым параметрам. Построен алгоритм их последовательного восстановления. Проанализированы перспективы дальнейшего развития полученных результатов, например, для оценки глубины проникновения света в биоткани, расчета дозы облучения при светотерапии, прогноза теплового режима внутренних органов человека по измерениям температуры на поверхности кожи.

Введение. Спектральные методы прочно вошли в практику определения компонентного состава, структурных и оптических характеристик различных сред. Однако применение этих методов для неинвазивной диагностики биологических тканей не столь широко, несмотря на очевидные преимущества по сравнению с другими известными способами, например, безболезненность светового воздействия, оперативность получения информации, отсутствие дорогостоящих реактивов и расходных материалов. В полной мере воспользоваться указанными и другими достоинствами оптической диагностики к настоящему времени не удастся. Причина заключается в том, что известные и стандартные спектроскопические методики измерения и обработки данных применимы лишь для прозрачных или слабо рассеивающих свет сред. Биологические ткани, как хорошо известно, являются сильно мутными объектами, и уже для геометрически тонкой среды реализуются условия многократного рассеяния света. Это существенно затрудняет выделение полезной информа-

ции из измеряемого оптического сигнала и требует создания специальных алгоритмов и компьютерных программ для решения обратной задачи. Обычно оптическими средствами определяют лишь отдельные параметры тканей [1]. В данной работе предложена комплексная методика восстановления объемных концентраций меланина f и кровеносных сосудов (капилляров) C_V , толщины эпидермиса d , степени оксигенации крови S и среднего диаметра капилляров D по измерениям коэффициента диффузного отражения света (КДО) кожей.

1. Структура и состав кожи. Кожа человека достаточно полно исследована в отношении ее состава, структуры [1–3] и оптических свойств [1; 3–5]. Обычно используют слоистую модель кожи, свойства которой изменяются вдоль одной координаты — глубины z . Модель включает три основных слоя [1; 3; 5] — роговой, эпидермис и дерму. Их толщина варьируется в пределах 0,01–0,02, 0,04–0,15 и 1–4 мм соответственно. Все три слоя образованы «обескровленной» тканью или тканью-основой (по модели [5]). Она содержит краситель меланин в эпидермисе и хаотически распределенные капилляры в дерме. В коже имеется также вода, но для оценки КДО R в видимой и ближней ИК областях спектра ее поглощением, из-за малости, будем пренебрегать.

Зафиксируем толщину (0,02 мм) рогового слоя. (Как показали расчеты, он играет незначительную роль в отражении света кожей из-за небольшой оптической толщины.) Характеристики двух других слоев варьируются и являются предметом диагностики. Меланин определяет цвет кожи. Его концентрация f (объем меланина в единице объема эпидермиса) варьируется от единиц процента для людей со светлой кожей до нескольких десятков процентов для африканцев [5]. Концентрация капилляров C_V обычно составляет несколько процентов. Их диаметр D изменяется от единиц до десятков мкм. Кровь рассматриваем как смесь окси-НвО₂ и деоксигемоглобина Нв с переменной степенью оксигенации S (отношение объема оксигемоглобина к объему всего гемоглобина).

2. Аналитическое описание спектрального коэффициента диффузного отражения света кожей. Рассмотрим формирование световых полей внутри биоткани и вне ее. Пусть кожа освещена направленным пучком. Распространение света можно схематично представить следующим образом. Сначала поверхность кожи отражает некоторую долю падающего потока с коэффициентом отражения r . Вследствие малости оптических толщин верхних двух слоев и сильной вытянутости «вперед» их индикатрис рассеяния, проходящий через поверхность кожи свет падает на три последовательных ее слоя как направленный пучок. Затем при рассеянии или отражении излучение становится практически диффузным. Имеют место многократные переотражения между слоями. В конце концов, некоторый световой поток выходит с поверхности. Отношение полного вышедшего потока к падающему есть КДО R кожи. Рассмотренная схема предполагает, что спектральные значения $R(\lambda)$ зависят от коэффициентов пропускания и отражения направленного и диффузного света роговым слоем и эпидермисом, а также от коэффициента отражения направленного и диффузного света дермой. Поскольку роговой слой и эпидермис имеют достаточно малые оптические толщины, для описания распространения в них направленного излучения использовано малоугловое приближение [7] теории переноса, а диффузного — асимптотическое приближение [7; 8]. Дерма в оптическом плане является

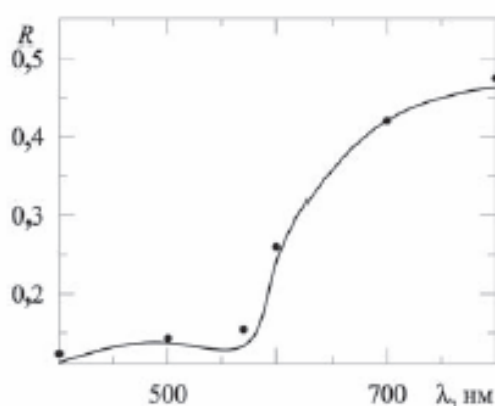


Рис. 1. Сравнение спектров КДО, рассчитанных по аналитической (кривая) и численной (символы) методикам при $C_V = 0,04$, $f = 0,08$, $d = 100$ мкм, $D = 5$ мкм и $S = 0,75$

полубесконечной рассеивающей и поглощающей средой. Световые поля, отраженные этим слоем, рассчитываем в асимптотическом приближении.

Подробно методика вычислений спектров КДО представлена в работах [6; 9; 10]. Поэтому ниже ее приводить не будем. Подчеркнем, что методика является аналитической и не требует сложных компьютерных алгоритмов и программ для расчетов. Для ее проверки результаты были сопоставлены с вычислениями по коду SCIATRAN 3.0, разработанному применительно к исследованию световых полей в атмосфере [11] (рис. 1). Сравнение показывает, что имеет место приемлемое согласие аналитической и численной методик. Отметим, что искомые параметры

кожи в явном виде входят в измеряемую величину $R(\lambda)$, и поэтому дальнейшее решение обратной задачи сводится просто к поиску корней соответствующих трансцендентных уравнений. Необходимо лишь построить такой алгоритм, который давал бы однозначное решение, оптимизированное с точки зрения вычислений.

3. Алгоритм восстановления структурных и биофизических параметров кожи. Первым этапом решения поставленной обратной задачи было исследование чувствительности спектрального КДО к искомым параметрам кожи. В качестве тестового образца был выбран кожный покров с $f = 0,04$, $C_V = 0,02$, $d = 100$ мкм, $D = 5$ или 40 мкм и $S = 0,75$. Исходя из этих значений, были найдены все оптические характеристики слоев кожи, описывающие перенос излучения. Далее вычислялся спектр КДО. Расчеты показали, что предлагаемая

ниже процедура оптимизации слабо зависит от конкретных значений указанных параметров, когда они, естественно, находятся в пределах, типичных для реальной кожи.

Оказалось [12], что значения КДО при $\lambda \geq 500$ нм зависят лишь от произведения $f \cdot d$ и слабо чувствительны к каждому из этих множителей по отдельности. Выбирая две изосбестические длины волн в указанном интервале (на которых показатели поглощения HbO_2 и Hb одинаковы), можно построить систему двух уравнений с двумя неизвестными $f \cdot d$ и C_V . Решая ее, найдем указанные параметры. Для восстановления D и f (а, следовательно, и d) при известных $f \cdot d$ и C_V используем КДО на двух изосбестических λ в синей области. Здесь также получаем систему двух уравнений с двумя

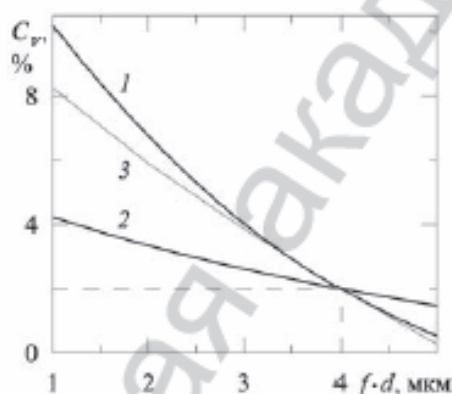


Рис. 2. Графическое решение двух трансцендентных уравнений относительно C_V и $f \cdot d$ по известным значениям КДО кожи при $\lambda = 500$ (кривая 1), 570 (2) и 800 нм (3), $D = 5$ мкм

неизвестными. После ее решения остается один неизвестный параметр — S , который теперь можно найти по одному спектральному значению КДО. Конкретные длины волн были выбраны на основе расчетов спектров $R(\lambda)$ при вариации искомым параметров в пределах, характерных для кожи человека.

Рассмотренная выше схема позволила предложить следующий алгоритм восстановления структурных и биофизических параметров кожи:

по значениям R на длинах волн $\lambda = 500$ и 570 нм находим C_V и $f \cdot d$;

по R на длинах волн $\lambda = 400$ и 450 нм при известных C_V и $f \cdot d$ находим f и D ;

по R на длине волны $\lambda = 600$ нм при известных C_V , f , d и D находим S .

Рис. 2 и 3 иллюстрируют первые два этапа восстановления искомым параметров. Использовано графическое решение трансцендентных уравнений. Каждая кривая дает пары значений параметров, соответствующих рассчитанному значению КДО на заданной длине волны. Отметим, что чувствительность КДО к параметрам кожи на рис. 2 и 3 определяется углом пересечения приведенных кривых. Использование $\lambda = 500$ и 570 нм для определения C_V и $f \cdot d$ (рис. 2) дает максимальную чувствительность. Однако длину волны 500 нм можно, если требуется, заменить на 800 нм (кривая 3), практически не проигрывая в чувствительности. С другой стороны, из рис. 3 видно, что сплошные кривые 1 и 2 для малого диаметра $D = 5$ мкм почти совпадают, и восстановить D мелких сосудов из измерений КДО не удастся. При увеличении диаметра угол пересечения соответствующих кривых (штриховые на рис. 3) и, следовательно, чувствительность КДО к D растут.

Сначала рассмотрим спектральную чувствительность КДО $\eta(\lambda) = dR(\lambda)/dS$ тестового образца к значениям S . Ее можно просто рассчитать вследствие аналитического характера формул для $R(\lambda)$. Соответствующую зависимость дает кривая 1 на рис. 4. Максимум чувствительности, как видно, приходится на λ около 600 нм. Для длин волн, короче 500 нм (на рис. 4 не показаны), чувствительность очень малая из-за экранирования сосудов эпидермисом с сильно поглощающим

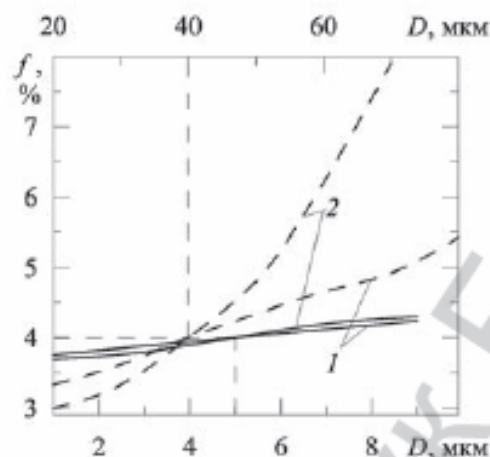


Рис. 3. Графическое решение двух трансцендентных уравнений относительно f и D по известным значениям КДО кожи при $\lambda = 400$ (кривые 1) и 450 нм (2), $D = 5$ (сплошные кривые, нижняя шкала абсцисс) и 40 мкм (штриховые, верхняя шкала абсцисс)

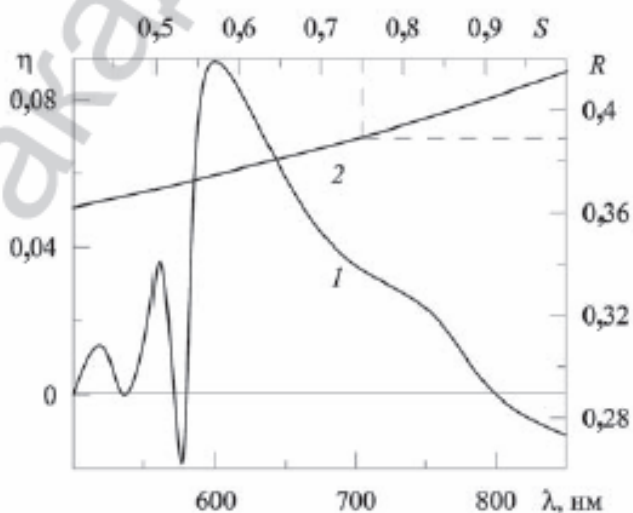


Рис. 4. Спектральная чувствительность (кривая 1, левая шкала ординат, нижняя шкала абсцисс) КДО тестового образца кожи к степени оксигенации крови и КДО кожи (2, правая шкала ординат) как функция S (верхняя шкала абсцисс) на длине волн 600 нм

меланином и высокого поглощения самой дермы. Нули чувствительности соответствуют изобестическим точкам спектров поглощения гемоглобинов. Отметим, что чувствительность измерения КДО к S , в общем, низкая (даже в максимуме). При экспериментальной абсолютной ошибке 1 % в R возможно, в самом лучшем случае, различить приращения S только порядка 10 %. Видимо, для восстановления степени оксигенации крови из оптических экспериментов следует использовать другой подход, например, измерение отраженного потока с пространственным разрешением [13]. Очевидно, что здесь чувствительность будет выше из-за большего «эффективного» оптического пути, проходящего светом через гемоглобинсодержащую дерму.

Выбирая на последнем этапе $\lambda = 600$ нм, был рассчитан КДО кожи как функция S (кривая 2 на рис. 4) при известных значениях C_v , d , f и D . Этим завершается моделирование задачи диагностики структурных и биофизических параметров кожи.

Отметим, что на рис. 2–4 горизонтальными и вертикальными штриховыми прямыми указаны координаты точек пересечения соответствующих кривых. Естественно, что теоретически они совпадают со значениями параметров, характерными для тестового образца кожи. Аналитические решения для КДО как функции искомых параметров позволяют просто оценить влияние экспериментальных ошибок на точность восстановления путем нахождения соответствующих производных от КДО. Такие данные приведены в работе [12].

4. Экспериментальная часть. Представляло интерес экспериментально проверить предложенную методику. Были измерены спектры КДО большого пальца четырех добровольцев. В экспериментах использовался спектрофотометр с приставкой в виде интегрирующей сферы. Результаты приведены на рис. 5, а. Из этих графиков были взяты значения КДО при $\lambda = 400, 450, 500, 570$ и 600 нм для каждого добровольца и обработаны по рассмотренной выше методике. Средний диаметр капилляров был исключен из процедуры восстановления из-за невысокой точности измерений КДО. Иными словами, полагалось, что значения D малы и не сказываются на R . В таблице приведены значения C_v , f , d , f , d и S , а также две длины волны (400 или 450 нм), использованные для определения f (а, следовательно, и d). Степень оксигенации кро-

Структурные и биофизические параметры кожи четырех добровольцев, восстановленные по измеренным спектрам КДО

Доброволец	C_v , %	f , мкм	f , %	d , мкм	S
1	2,1	4,4	4,8 (400 нм)	92	0,91 (400 нм)
			3,2 (450 нм)	135	0,94 (450 нм)
2	2,8	3,3	5,7 (400 нм)	58	0,63 (400 нм)
			8,2 (450 нм)	40	0,63 (450 нм)
3	1,7	4	3,8 (400 нм)	105	0,94 (400 нм)
			2,8 (450 нм)	143	0,94 (450 нм)
4	2,6	3,75	4,8 (400 нм)	78	0,86 (400 нм)
			4,0 (450 нм)	94	0,87 (450 нм)

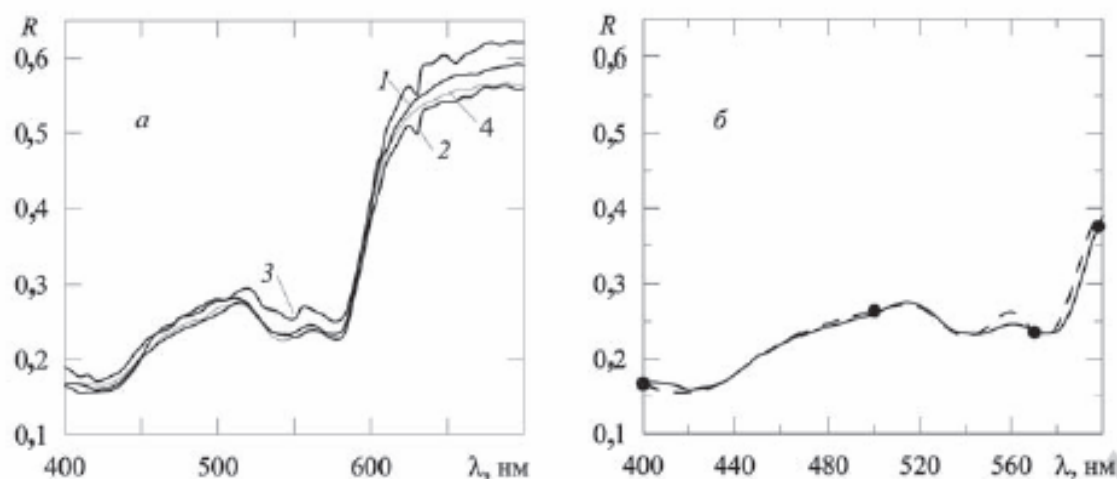


Рис. 5. Измеренные спектры КДО четырех добровольцев (а); измеренный (сплошная кривая) и восстановленный (штриховая) спектр КДО для добровольца 1 (б); • — значения R и λ , используемые при восстановлении

ви находили по КДО на 600 нм с привлечением данных по f и d , восстановленных на предыдущем этапе по КДО на длинах волн 400 или 450 нм. Поэтому в таблице даны два значения S .

На рис. 5, а видно, что четыре спектра не содержат каких-то особенностей, присущих конкретному добровольцу, и близки друг к другу. Тем не менее, восстановленные параметры различны и имеют разумные значения, характерные для нормальной светлой кожи. Видимо, сравнительно большие изменения концентрации меланина f и толщины эпидермиса d , имеющие место при восстановлении этих параметров по КДО на длине волн 400 или 450 нм, связаны с предположением о малом диаметре капилляров. Тем не менее, даже в таком «плохом» случае оценки f и d часто приемлемы для практики. Несколько неожиданны данные по восстановленной степени оксигенации крови. Полученные значения S разумны и практически не зависят от длины волны, использованной для определения f . К сожалению, независимые способы проверки восстановленных параметров, например, биохимические медицинские процедуры, были на данном этапе недоступны.

Интересно по значениям параметров, восстановленным на четырех λ , вновь вычислить полные спектры КДО в интервале 400—600 нм, использованном для измерений, т. е. вернуться к исходным экспериментальным зависимостям $R(\lambda)$. Результаты такого расчета показаны на рис. 5, б для добровольца 1 (кривая 1 на рис. 5, а). Как видно, исходный и восстановленный спектры близки. Для кривых 2—4 рис. 5, а имеет место такое же согласие. Это косвенно свидетельствует об устойчивости предложенного алгоритма к ошибкам измерений.

5. Перспективы дальнейшего развития и практического использования полученных результатов. Взаимодействие излучения с любыми средами и закономерности распространения света в них определяются оптическими и геометрическими характеристиками среды. Поэтому знание таких характеристик или возможность их измерения важно для описания световых полей, формируемых при облучении среды. Применительно к биологическим тканям имеется

ряд особенностей определения искомым характеристик. Учитывая многообразие тканей, их сильную изменчивость и подверженность влиянию большого числа факторов, априорно можно указать лишь примерный диапазон вариации их параметров. Измерение же последних связано, как правило, с приготовлением специальных образцов или проб, т. е. с нарушением исходной структуры, функционального состояния и болезненным хирургическим вмешательством. В этом смысле актуальность разработки неинвазивных методик определения структурных и биофизических характеристик в условиях *in vivo* не вызывает сомнения. Именно один из таких путей оптического детектирования параметров кожи предложен в данной работе.

Определение глубины проникновения излучения в ткань при светотерапии. Информация о глубине z_0 проникновения света в ткань важна для низкоинтенсивной лазерной терапии и лазерной гипертермии. Она позволяет оценить дозу внешнего излучения, требуемую для доставки заданной световой энергии (или мощности) к внутренним участкам. Указанная доза во многом определяет терапевтический эффект лечебной процедуры или степень нагрева (прирост температуры) среды, так как z_0 определяет глубину, на которой плотность излучения уменьшается в 10 (или в $e = 2,7$) раз. Исследование спектров z_0 при задании типичных интервалов изменения параметров кожи показало, что значения глубины варьируются примерно в 2 раза [9]. Много это или мало? Для ряда случаев и оценочных выводов такие изменения z_0 часто приемлемы. Однако несложно подсчитать, что перепад глубины проникновения (по основанию 10) в 2 раза соответствует изменению дозы облучения внутренних участков ткани приблизительно на 2 порядка. Предложенная методика определения структурных и биофизических параметров кожи позволяет существенно уточнить дозу облучения на основе реальных параметров, восстановленных по спектральному КДО. Так, при экспериментальных уровнях ошибок погрешность оценки искомой дозы снижается до 1,5–2 раз, что уже позволяет врачу-практику оперировать количественными данными, а не только анализировать тенденции. Кроме того, в [9] предложен способ оценки глубины проникновения света в биоткань по номограммам, построенным в координатах КДО — z_0 при фиксированных λ . Разработанная методика открывает пути исключения субъективизма оценки врачом специфических оптических свойств кожи пациента и повышения эффективности лазерной терапии за счет выбора оптимальных, индивидуализированных режимов облучения. Для их экспериментальной проверки и реализации требуется создание макета лабораторной установки, позволяющей воплотить на практике разработанные методики диагностики.

Восстановление температуры внутренних участков ткани по измерениям на поверхности. В последнее время в медицинскую практику широко внедряется использование тепловизионных изображений [14]. Их применяют для диагностики внутренних органов (например, заболеваний щитовидной железы), при контроле хода операций на сердечно-сосудистой системе, для оценки режима лазерной гипертермии ткани. Изображения формирует специальная камера, работающая в среднем ИК диапазоне (примерно 4–6 мкм) [14]. Однако эта камера после соответствующей калибровки измеряет температуру толь-

ко поверхности ткани или некоторой эффективной приповерхностной области. Врачу же важно знать температуру внутреннего участка среды. Предложенная методика неинвазивного определения структурных и биофизических параметров кожного покрова позволяет выполнить требуемые оценки. Именно указанные параметры во многом задают световой режим внутри среды при внешнем облучении (например, при лазерной гипертермии) или условия распространения излучения от внутреннего на-

гретого органа, подлежащего диагностике, до поверхности ткани и до детектора теплового излучения. Рис. 6 иллюстрирует, как по известным (модельным или найденным по предложенной здесь методике) оптическим и структурным параметрам биоткани можно прогнозировать температуру поверхности кожи. Здесь кривые дают экспериментальные данные кинетики нагрева кожи [15] при внешнем облучении лазерным пучком на длине волны 633 нм, а символы — результаты расчета по двух- или однослойной модели [6]. Для вычислений температуры использована разработанная ранее аналитическая методика решения уравнения теплопроводности [16]. Таким образом, определив структурные и биофизические параметры кожи по предложенному алгоритму, можно восстановить глубинный профиль нагрева ткани. Оценки показывают, что таким путем можно «проникнуть» вглубь ткани примерно на 5–10 мм в зависимости от длины волны облучения. Поступая аналогично при измерении температуры поверхности кожи в случае нагретого (или охлажденного) внутреннего органа, т. е. сочетая экспериментальное определение параметров кожи с тепловизионным экспериментом, открывается принципиальная возможность восстановления температуры обследуемого органа. Однако это предмет будущих исследований.

Заключение. В работе на основе теоретического моделирования переноса излучения в биотканях построен алгоритм восстановления структурных и биофизических параметров кожи, определяющих световые поля внутри и вне среды. В среде MathCAD 2000 разработана программа решения обратной задачи диагностики на персональном компьютере. Аналитический характер методики расчета световых полей в среде не требует использования громоздких и сложных компьютерных кодов для практической реализации алгоритма. Показано, что восстанавливаемые параметры имеют разумные значения, типичные для светлой нормальной кожи [1–6]. Предложенная методика может быть полезной для биологов и медиков, занимающихся исследованиями, диагностикой и практическим лечением кожного покрова человека и его патологий.

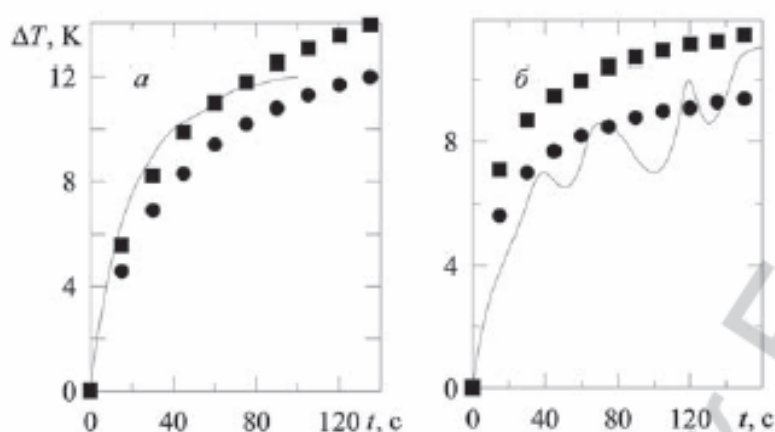


Рис. 6. Кинетика роста температуры поверхности кожи в центре светового пятна при облучении лазерным пучком диаметром 5 мм и мощностью 1,1 Вт (а), 1 мм и 0,4 Вт (б); сплошные кривые — эксперимент; ■ и • — расчет по двух- и однослойной модели кожи [6]

Восстановленные параметры кожи можно использовать для определения глубины проникновения света в ткань и оценки требуемой дозы облучения при светотерапии и лазерной гипертермии. Развитый подход позволяет наметить пути решения практически важных теплофизических задач, а именно — оценку температурного режима внутренних органов человека на основе измерений температуры на поверхности кожи.

Работа выполнена при поддержке Белорусского республиканского фонда фундаментальных исследований по договорам № Ф05К-025 и № Ф09ГКНТ-004.

Литература

1. Тучин В. В. Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях. Саратов, 1998. — 383 с.
2. Меглинский И. В., Матчер С. Д. // *Опт. спектр.* 2001. Т. 91, № 4. С. 692—697.
3. Van Gemert M. J. C., Jacques S. L., Sterenborg H. J. C. M., Star W. M. // *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 1989. Vol. 46, N 12. P. 1146—1154.
4. Prahl S. A. [Электронный ресурс]. — Режим доступа: <http://omlc.ogi.edu/spectra/hemoglobin/index.html>.
5. Jacques S. L. [Электронный ресурс]. — Режим доступа: <http://omlc.ogi.edu/news/jan98/skinoptics.html>.
6. Барун В. В., Иванов А. П. // *Опт. спектр.* 2006. Т. 100, № 1. С. 149—157.
7. Зега Э. П., Иванова А. П., Кацев И. Л. Перенос изображения в рассеивающей среде. Минск, 1985. — 327 с.
8. Розенберг Г. В. // *Спектроскопия рассеивающих сред* / Ред. Б. И. Степанов. Минск, 1963. С. 5—26.
9. Барун В. В., Иванов А. П., Вологовская А. В., Улащик В. С. // *ЖПС.* 2007. Т. 74, № 3. С. 387—394.
10. Барун В. В., Иванов А. П. // *Квант. электр.* 2010. Т. 40, № 4. С. 371—376.
11. Kokhanovsky A. A., Bramstedt K., von Hoeninger-Huene W., Burrows J. P. // *IEEE Trans. Geosci. Rem. Sens. Letters.* 2007. Vol. 4. P. 293—296.
12. Иванов А. П., Барун В. В. // *Опт. спектр.* 2008. Т. 104, № 2. С. 344—351.
13. Stratonnikov A. A., Loshchenov V. B. // *J. Biomed. Opt.* 2001. Vol. 6. P. 457—467.
14. Гончаров Н. Г., Алексин А. И., Ляпунов С. И. и др. // *Здравоохранение и мед. техника.* 2005. № 10. С. 36—38.
15. Кулешова Д. В., Лощенов В. Б., Шевчик С. А. и др. // *Альманах клин. медицины.* 2006. Т. XII. С. 25—28.
16. Барун В. В., Иванов А. П. // *Квант. электр.* 2010. Т. 34, № 11. С. 1069—1076.

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

DEVELOPMENT OF OPTICAL METHODS FOR DIAGNOSING BIOLOGICAL TISSUES BY SCATTERED LIGHT. I. REFLECTANCE SPECTRA

Summary

The solution to the inverse problem on retrieving structural and biophysical skin parameters by the reflected light spectrum is proposed. The procedure is based on the model of spectral tissue properties and engineering methods for solving the radiative transfer equation. The desired parameters are melanin and blood vessel volume fractions, epidermis thickness, mean capillary diameter, and blood oxygenation degree. The sensitivity of the spectra to the desired parameters has been investigated to optimize the algorithm by wavelengths and to construct an experimental diagnostic scheme. The algorithm for successive retrieval of the above parameters is constructed. The prospects of further development of the obtained results, for example, to estimate light penetration depth in biotissues, to calculate irradiation dose at light therapy, to predict a thermal regime of internal organs of a person by measuring temperature of skin surface are analyzed.

ВЕСТНИК ФОНДА ФУНДАМЕНТАЛЬНЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ, № 3, 2010

на русском и белорусском языках

Редактор Т. П. Петрович

Компьютерная верстка О. Л. Смольская

Подписано в печать 22.09.2010. Выход в свет 28.09.2010. Формат 70 × 100²/₁₆. Бумага офсетная.
Усл. печ. л. 13,2. Уч.-изд. л. 10,8. Тираж 161 экз. Заказ 412.

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.