

ИССЛЕДОВАНИЕ СПЕКТРАЛЬНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК КОМПОНЕНТ КОЖНОЙ ТКАНИ IN VIVO ПО СПЕКТРУ ОБРАТНОГО РАССЕЯНИЯ СВЕТА

В. В. Веевник

Неинвазивное исследование в режиме реального времени свойств кожи полезно в широком кругу биомедицинских приложений. В частности, количественный анализ содержания меланина и гемоглобина или определение светорассеивающих характеристик кожи является насущной проблемой в дерматологии.

В данной работе изложена техника исследования человеческой кожи, основанного на измерениях *in vivo* спектра диффузно рассеянного света в видимом диапазоне. Спектры измерялись с помощью созданной нами установки. Полученные данные обрабатывались с использованием аналитической модели диффузного светорассеяния кожей [1]. Результаты анализа показали возможность получения количественной информации о содержании гемоглобина и меланина в коже, а также других характеристик кожной ткани.

Спектр диффузного рассеяния света человеческой кожей в видимом диапазоне (400 – 800 нм) содержит информацию о концентрации таких хромофоров содержащихся в кожной ткани как меланин, гемоглобин, оксигемоглобин, коллаген и прочие. Эта информация может быть получена путем аппроксимации экспериментально полученных спектров светорассеяния теоретическими спектрами, полученными на основе теории диффузного светорассеяния примененной к модели кожной ткани. [2]

Свет в коже поглощается различными хромофорами, содержащимися в ней, а также рассеивается на микронеоднородностях показателя преломления. В видимом диапазоне главными хромофорами человеческой кожи являются гемоглобин (окси- и дезокси-) и меланин, а также, в меньшей степени, коллаген, билирубин и др. компоненты. Гемоглобин, главным образом содержится в крови капиллярной сети дермы обычно в диапазоне глубин от 50 до 500 μm . Содержание меланина колеблется в очень широком диапазоне, если говорить о людях различных рас. Гемоглобин и меланин сильно поглощают в ультрафиолетовом и видимом диапазоне, и меньше в области ближнего ИК.

ТЕОРЕТИЧЕСКОЕ ОПИСАНИЕ МОДЕЛИ

В соответствии с нашей моделью кожи спектр обратного рассеяния $R(\lambda)$ определяется следующим выражением:

$$, \tag{1}$$

где

$$r'_1 = (z_0^2 + r_c^2)^{1/2}, \quad r'_2 = \left[z_0^2 \left(1 + \frac{4A}{3} \right)^2 + r_c^2 \right]^{1/2}, \quad (2), (3)$$

$$\mu = [3\mu_a(\mu_a + \mu'_s)]^{1/2}, \quad z_0 = \frac{1}{\mu'_s}. \quad (4), (5)$$

Здесь μ'_s и μ_a – приведенные коэффициенты рассеяния и поглощения соответственно. A – параметр, зависящий от коэффициента преломления кожи. Мы приняли $n = 1,4$, что приводит к значению $A = 2,8$ [4]. Параметры R_0 и r_c – это эмпирически определяемые параметры [5]. Мы приняли, что поглощение в коже происходит, главным образом, из-за гемоглобина и меланина. Поэтому коэффициент поглощения μ_a запишется как сумма поглощений окси- и дезоксигемоглобина а также меланина следующим образом:

$$\mu_a(\lambda) = c_{Hb}^* [\alpha \varepsilon_{HbO_2}(\lambda) + (1 - \alpha) \varepsilon_{Hb}(\lambda)] + c_{mel} \varepsilon_{mel}(\lambda), \quad (6)$$

где $\alpha = c_{HbO_2} / (c_{HbO_2} + c_{Hb})$ – сатурация гемоглобина кислородом, c_{HbO_2} и c_{Hb} – концентрации окси- и дезоксигемоглобина полная концентрация соответственно, и $c_{Hb}^* = c_{HbO_2} + c_{Hb}$ – полная концентрация гемоглобина, c_{mel} – концентрация меланина в коже. $\varepsilon_{HbO_2}(\lambda)$, $\varepsilon_{Hb}(\lambda)$, $\varepsilon_{mel}(\lambda)$ – коэффициенты молярной экстинкции оксигемоглобина, дезоксигемоглобина и меланина соответственно.

Рассеяние моделировалось исходя из представления рассеивающих элементов кожи гомогенно распределенной совокупностью микросфер, и поэтому можно принять, что $\mu'_s(\lambda)$ будет являться линейной зависимостью. Это приближения подтверждается теорией рассеяния Ми [4].

Спектр обратного рассеяния от кожи анализируется путем аппроксимации его теоретической зависимостью (1) с помощью минимизации χ^2 разности между теоретической и экспериментальной зависимостью с использованием минимизации методом Левенберга-Маркарда.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Для реализации разработанного метода была создана экспериментальная установка, состоящая из галогенной вольфрамовой лампы, спектрофотометра и блока управления и контроля подключенного к персональному компьютеру для сбора и обработки данных.

Свет от лампы собирался в пучок диаметром менее 1 см и направлялся под прямым углом на исследуемую поверхность. Спектр отраженного под небольшим углом (около 4°) света измерялся с помощью спектрофотометра.

Спектр обратного рассеяния света от кожи измерялся у десяти добровольцев обоих полов в возрасте от 26 до 62 лет. Цвет кожи варьировался от очень светлой до смуглой.

Для сравнения полученных результатов использовались другие оптические методы определения характеристик кожи. Для определения концентрации меланина использовались методы хроаметрии и мексаметрии. Для определения сатурации крови кислородом дополнительно использовался метод пульсоксиметрии. [3]

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЙ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

На *рис. 1* представлены полученные спектры обратного рассеяния света от кожи тыльной стороны кисти рук добровольцев.

Как видно в области 550 нм они имеют характерный двойной минимум, который обусловлен поглощением гемоглобина.

В *таблице 1* представлены данные аналитического анализа полученных экспериментальных спектров и значения определяемых параметров.

Таблица 1

Смоделированные параметры кожной ткани у различных добровольцев

№ п/п	$[\text{mel}] \cdot 10^7 \text{ mM/l}$	$[\text{Hb}^*], \text{ mg/l}$	α (сатурация)	$\mu'_s(\lambda_{\min}), \text{ mm}^{-1}$	$d_s, \mu\text{m}$
1	17	41	83	1.57	0.59
2	15	28	74	1.72	0.59
3	4.5	35	87	1.65	0.44
4	14	22	89	1.31	0.54
5	2.7	37	79	1.54	0.42
6	7.8	33	68	1.69	0.47
7	5.6	29	71	1.44	0.45
8	3.2	39	79	1.32	0.43
9	4.7	41	82	1.47	0.49
10	13	25	81	1.38	0.57

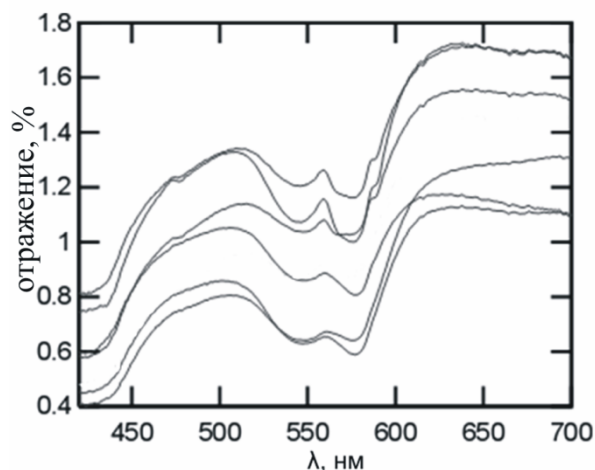


Рис. 1. Спектры обратного рассеяния света кожей

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Разработан метод определения содержания различных компонент кожной ткани *in vivo*.

Создана установка, позволяющая реализовывать данный метод.

Показана возможность потенциального использования данного метода в клинической диагностике.

Результаты анализа показывают, что данный метод может успешно использоваться для анализа спектра обратного рассеяния света от кожи с целью установления количественных характеристик кожной ткани. Сделана вывод о целесообразности дальнейшего развития данного направления исследований, с целью улучшения данного метода и непосредственного внедрения в клиническую практику диагностики.

Литература

1. Oh H.S., Lee M.H., Park S.Y., Kim H.C. New Skin color analysis technique. Skin Research and Technology 2003 May; 9(2): "Abstract Nr. P114".
2. Agarwal A, Knox A, Schleifstein A, West Loichle J, Shaffer MJ. Determination of the Protective Effects of Cosmetic Formulations Against UV Exposure, Department of Bioinstrumentation, Clinical Research Laboratories.
3. M.M. Asimov Laser-Induced Photodissociation of Hemoglobin Complexes with Gas Ligands and its Biomedical Application.
4. Farrell, TJ, Patterson, MS, Wilson, BC: A diffusion theory model of spatially resolved, steady-state diffuse reflectance for the non-invasive determination of tissue optical properties. Med Phys 1992 19:879–888.
5. Mourant, JR, Freyer, JP, Hielscher, AH, Eick, AA, Shen, D, Johnson, TM: Mechanisms of light scattering from biological cells relevant to noninvasive optical-tissue diagnostics. Appl Opt 1998 37:3586–3593.

СТРУКТУРА И СВОЙСТВА БЫСТРОЗАТВЕРДЕВШИХ ФОЛЬГ Al-Sn

А. И. Грачев

Легирование алюминия оловом улучшает многие свойства, в том числе коррозионную стойкость и текучесть, получаемых сплавов. Малые добавки олова вводят в промышленные алюминиевые сплавы, которые используются при производстве подшипников [1]. Целью данной работы являлось исследование микротвердости и процессов коалесценции сплавов системы Al-Sn, полученных сверхбыстрой закалкой при термическом отжиге от 100 до 250°C с интервалом 10 °C.

На кривых изменения микротвердости от температуры отжига наблюдается несколько ступенек в интервалах температур 120–130°C и 200–240°C. При изотермическом отжиге наблюдалось увеличение размеров выделений олова (см. таблицу).