

# Особенности диффузного отражения кожи лица человека для лазерных и нелазерных источников видимого и ближнего ИК излучения

Л.Е.Долотов, Ю.П.Синичкин, В.В.Тучин, Г.Б.Альтшулер, И.В.Ярославский

*Исследованы особенности диффузного отражения различных областей кожи лица человека для лазерных и нелазерных источников излучения видимого и ближнего ИК диапазонов с целью локализации области закрытого глаза (века). В видимой области спектра дифференциация отражения от кожной поверхности области века возможна на основе измерения наклона спектральной зависимости эффективной оптической плотности кожи в диапазоне длин волн 650–700 нм. В ближней ИК области спектра в качестве критерия дифференциации кожи в области века можно использовать коэффициенты отражения кожной поверхности на определенных длинах волн, нормированные на коэффициент отражения кожи лба. Наибольшая дискриминация в этом случае достигается при измерении коэффициентов отражения кожи на лазерных длинах волн 1310 и 1470 нм, соответствующих спектральным областям максимального и минимального поглощения воды.*

**Ключевые слова:** отражательная спектроскопия, кожа лица, вода, ИК светодиоды, ИК лазеры.

## 1. Введение

В настоящее время распространенными методами диагностики и лечения кожных заболеваний являются методы оптической диагностики и фототерапии [1, 2]. Так, оптическое излучение широко используется в диагностике и мониторинге состояния кожи лица для определения ее старения [3–6], в косметических и других лечебных процедурах, в частности при фототермической терапии [7–9] и лазерной абляции кожной поверхности [10–12]. В последнем случае очень важна оценка глубины проникновения излучения в кожу, т. к. при недостаточной глубине обработки снижается эффективность процедуры, а при чрезмерной глубине велика вероятность различных побочных эффектов: эритемы, пигментации, образования рубцов и т. д.

Для эффективного применения методов оптической диагностики и фототерапии необходима информация о структуре и оптических свойствах биоткани. Весьма информативным для диагностики состояния биоткани *in vivo* является метод отражательной спектроскопии. Спектральный состав диффузно отраженного биотканью света формируется в результате процессов рассеяния и поглощения света в области распространения светового потока внутри биоткани, благодаря чему диффузно отраженное кожей излучение несет информацию о структуре эпидермиса и дермы, количестве и кровена-

полненности кровеносных сосудов, пространственном распределении хромофоров внутри кожи и их концентрации, интенсивности происходящих в коже метаболических процессов [13, 14]. Глубина проникновения света в кожную ткань, особенно в красной и ближней ИК областях спектра, достаточно велика (до нескольких миллиметров), поэтому в процесс формирования спектра диффузного отражения могут быть вовлечены биологические ткани, лежащие под кожей. Например, в области лба это могут быть ткани кости, в области щеки – мышечная ткань, в области века – радужка и склера глаза. Вовлечение подкожных тканей может менять как поглощающие, так и рассеивающие свойства среды, в результате чего изменяется спектральный состав выходящего из кожи света, формирующего спектр диффузного отражения. В связи с этим сравнение коэффициентов отражения кожи на различных длинах волн может нести важную информацию не только о содержании меланина в эпидермальном слое или о наличии поверхностных или глубоко лежащих кровеносных сосудах, но и информацию о толщине кожного покрова, близости кости или мышечной ткани, о состоянии гиподермы (жировой прокладки), содержании воды и липидов в биоткани.

Таким образом, исследования влияния подкожных тканей на спектр диффузного отражения кожи представляют определенный интерес. В настоящей работе приведены результаты исследования возможности дифференциации областей кожи лица человека (в частности, области века) на основе спектральных измерений диффузно отраженного света в видимом и ближнем ИК диапазонах спектра. Сравнительное изучение оптических параметров кожи участков лица с различной локализацией и достаточной глубиной зондирования, вплоть до нижележащих тканей, перспективно для мониторинга состояния лазерной коррекции кожи лица (например, омоложения или лечения послеожоговых и других повреждений) как в предоперационный, так и в послеоперационный период.

Л.Е.Долотов, Ю.П.Синичкин. Саратовский государственный университет им. Н.Г.Чернышевского, Россия, 410012 Саратов, ул. Астраханская, 83; e-mail: ldolotov@yandex.ru, yusin49@gmail.com

В.В.Тучин. Саратовский государственный университет им. Н.Г.Чернышевского, Россия, 410012 Саратов, ул. Астраханская, 83; Институт проблем точной механики и управления РАН, Россия, 410028 Саратов, ул. Рабочая, 24; e-mail: tuchinvv@mail.ru

Г.Б.Альтшулер, И.В.Ярославский. Palomar Medical Technologies Inc., 15 Network Drive, Burlington, MA, 01803 USA

Поступила в редакцию 25 февраля 2011 г.

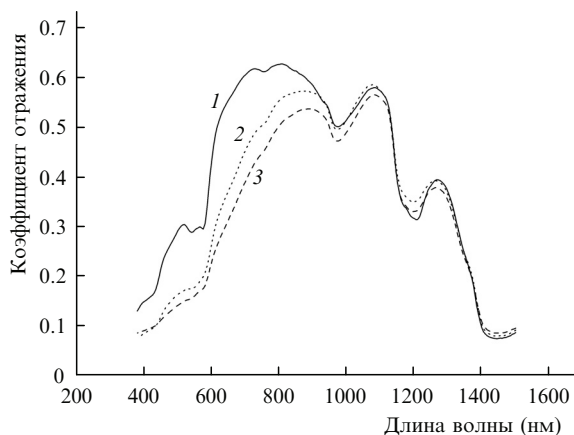


Рис.1. Спектры диффузного отражения кожи предплечья добровольцев с типами кожи III (1) и VI (2, 3).

## 2. Формирование спектра диффузного отражения кожи

Типичные спектры диффузного отражения кожной ткани разного типа [15], полученные с использованием метода интегрирующей сферы, приведены на рис.1. Различный вклад слоев кожи в поглощение и рассеяние света является внутренне присущим коже фактором формирования спектра отражения. В видимой области спектра основные компоненты кожи, определяющие ее поглощающие и рассеивающие свойства, – это эпидермис и дерма. В коротковолновой области спектра сильное поглощение эпидермального меланина и дермальных кровеносных сосудов определяет достаточно малую глубину (0.5–1.5 мм по уровню  $1/e$  [16]) проникновения света в кожную ткань и, соответственно, малый коэффициент отражения, при этом в спектре отражения проявляются характерные полосы поглощения гемоглобина. С увеличением длины волны, когда поглощение меланина и гемоглобина уменьшается, соответственно увеличивается как глубина проникновения света в биоткань (до 2.5–3 мм), так и коэффициент отражения кожи, в формировании спектра которого, помимо эпидермиса и дермы, участвует гиподерма. В ближней ИК области спектра поглощение меланина и гемоглобина практически не влияет на спектр отражения кожи (из рис.1 видно, что в области свыше 900 нм спектры отражения для разных типов кожи практически совпадают) и доминирующими хромофорами являются вода и липиды [13].

## 3. Дифференциация различных участков кожи лица человека по спектрам диффузного отражения в видимой области спектра

Освещение участков кожной поверхности лица проводилось с помощью волоконно-оптического датчика коллимированным пучком белого света диаметром 6 мм. Сбор диффузно отраженного кожей излучения осуществлялся световодом (диаметр 400 мкм, числовая апертура 0.2) под углом  $22^\circ$ , при этом отраженный кожей свет детектировался с участка диаметром 15 мм. Увеличение области детектирования по сравнению с областью освещения является необходимым условием минимизации спектральных искажений при измерении коэффициента отражения кожи в красной и ближней ИК областях спектра, где сильное рассеяние и малое поглощение ко-

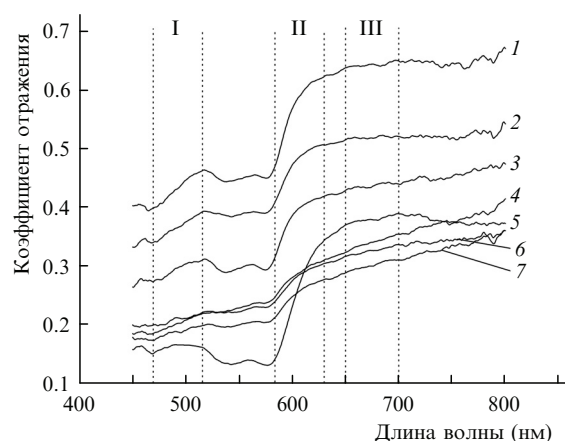


Рис.2. Спектры отражения кожи разных участков лица человека: щеки (1), лба (2), области над верхней губой (3), правой части века (4), губы (5), левой части века (6), центральной части века (7). Вертикальными линиями показаны спектральные интервалы, выбранные для дискриминации участков.

жи приводят к увеличению площади поверхности кожи, с которой выходит диффузно рассеянное тканью излучение.

В качестве источника зондирующего излучения использовалась галогеновая лампа HL-2000 мощностью 20 Вт, спектр отраженного излучения регистрировался с помощью спектрометра USB4000 (Ocean Optics, США). Нормировка спектров отражения, измеряемых в диапазоне 400–900 нм, осуществлялась по спектрам отражения  $\text{BaSO}_4$ .

Исследованы спектры диффузного отражения кожной ткани разных участков лица у четырех добровольцев в возрасте от 20 до 40 лет с типами кожи II и III. На рис.2 приведены спектры отражения кожи одного из добровольцев, на которых выделены области 470–515, 585–630 и 650–700 нм, используемые для дискриминации разных областей лица. В качестве критерия дискриминации выбран наклон спектральной зависимости эффективной оптической плотности  $\text{OD}(\lambda)$  кожной ткани в выделенных интервалах длин волн:

$$P = 10^5 \frac{\Delta \text{OD}}{\Delta \lambda}. \quad (1)$$

В выражении (1) величина OD связана с коэффициентом диффузного отражения  $R_d$  простым соотношением [13]:

$$\text{OD} = -\lg R_d, \quad (2)$$

а большой коэффициент пропорциональности ( $10^5$ ) выбран из-за малого наклона кривых зависимости  $\text{OD}(\lambda)$ .

На рис.3 представлены усредненные по всем добровольцам результаты измерений параметра  $P$  для разных областей лица (лба, щеки, губы, участка над верхней губой), а также результаты трех измерений  $P$  кожи в области века – левой, правой и центральной его частей (здесь и в дальнейшем под левой частью века понимается область ближе к переносице). В спектральной области I (470–515 нм, рис.3,а) хотя и видна некоторая дискриминация кожи века, но достоверность результатов уменьшается за счет большого разброса величин. В этой области влияние на спектры отражения вносят как кровь, так и другие хромофоры (например, меланин и билирубин) [13].

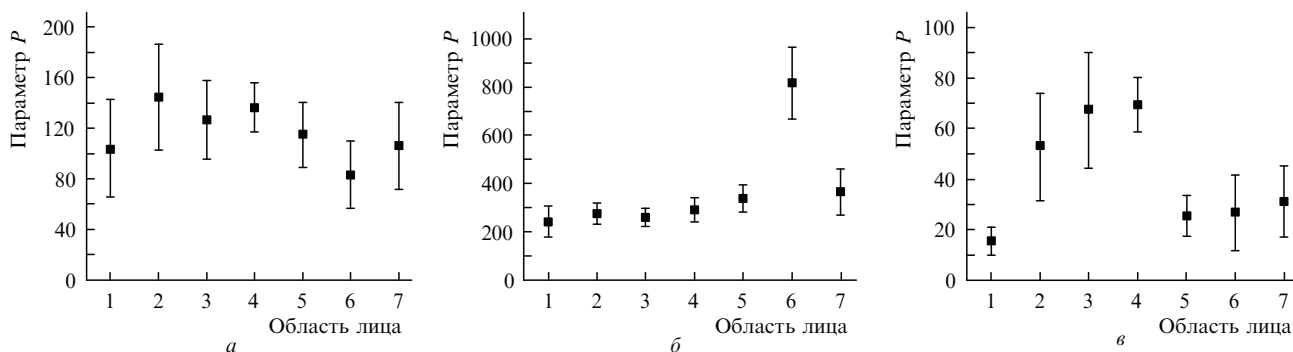


Рис.3. Значения параметра  $P$  в спектральных диапазонах 470–515 (а), 585–630 (б) и 650–700 нм (в) для разных участков лица: лба (1), правой части века (2), центральной части века (3), левой части века (4), щеки (5), губы (6), области над верхней губой (7).

В спектральной области II (585–630 нм, рис.3,б) крутизна изменения спектра отражения обусловлена наличием края полосы поглощения гемоглобина. Большая крутизна обуславливает большие значения критерия дискриминации. На фоне больших  $P$  изменения в спектрах отражения проявляются слабее, чем в других спектральных диапазонах, о чем свидетельствует и разброс значений параметра.

Наибольшая дискриминация области века достигается в спектральном диапазоне III (650–700 нм, рис.3,в). Средние значения и дисперсия параметра  $P$  приведены в табл.1, из которой следует, что значения  $P$  для кожи века устойчиво превышают таковые для других участков кожной поверхности лица. Это обстоятельство может служить основанием для использования введенного параметра для дискриминации кожи века у добровольцев с типом кожи II и III. В рассматриваемой спектральной области параметр  $P$  аналогичен индексу меланиновой пигментации [13, 17] кожи. Значения индекса меланина в области века можно объяснить тем, что под веком располагается радужка глаза человека, в формировании цвета которой непосредственное участие принимает пигмент меланин [18]. Однако, как видно из рис.1, использование данного параметра в качестве критерия дискриминации теряет смысл для сильно пигментированной кожи. Влияние меланина на спектр отражения кожи мало в области свыше 1 мкм (см. рис.1), поэтому в дальнейшем именно эта спектральная область будет выбрана для определения критерия дискриминации кожи областей лица.

Табл.1. Средние значения и дисперсия разброса значений параметра  $P$ , определенные для разных участков кожи лица.

Часть лица	Среднее значение	Дисперсия
Лоб	15.62	5.51
Веко (левая часть)	52.66	21.00
Веко (правая часть)	67.04	22.67
Веко (центр)	69.34	10.70
Щека	25.39	7.99
Губа	26.82	14.93
Область над верхней губой	31.03	13.95

#### 4. Дифференциация различных участков кожи лица человека по спектрам диффузного отражения в ИК области спектра

##### 4.1. Измерения на спектрофотометре Lambda 950

Измерения спектров диффузного отражения кожи трех областей (лба, щеки и глазного яблока, закрытого

веком) проводились на спектрофотометре Lambda 950 (Perkin Elmer, США), в один из каналов которого вводился волоконно-оптический датчик R400-7-VIS/NIR (Ocean Optics, США). Датчик имел Y-образную форму, на общем конце был закреплен наконечник, содержащий семь световодов диаметром 400 мкм. Шесть световодов, расположенных по окружности радиусом 500 мкм, служили для подвода излучения, центральный световод – для сбора отраженного от кожи света. Измерения одного спектра продолжались порядка 2–3 мин, что вызывало определенные сложности в регистрации спектра в условиях *in vivo*. Поэтому для фиксирования наконечника волоконно-оптического датчика были разработаны специальные держатели (в частности, для фиксирования датчика на веке использовались очки, к которым крепился наконечник датчика).

В измерениях участвовали пять добровольцев (мужчины, тип кожи II и III, возраст 24–59 лет). Типичные спектры диффузного отражения разных участков кожи лица для одного из добровольцев приведены на рис.4. Видно, что, во-первых, спектр отражения кожи века лежит ниже остальных и, во-вторых, в рассматриваемой спектральной области на спектр отражения кожи существенное влияние оказывает поглощение воды. На спектрах отражения можно выделить области максимального поглощения воды и области, где это поглощение мини-

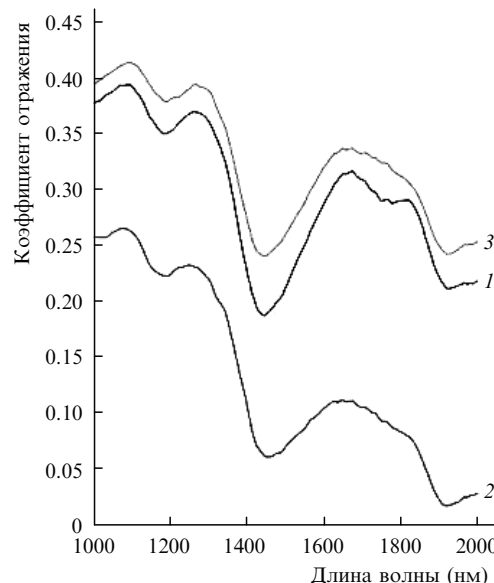


Рис.4. Спектры отражения кожи для разных участков лица: лба (1), века (2), щеки (3).

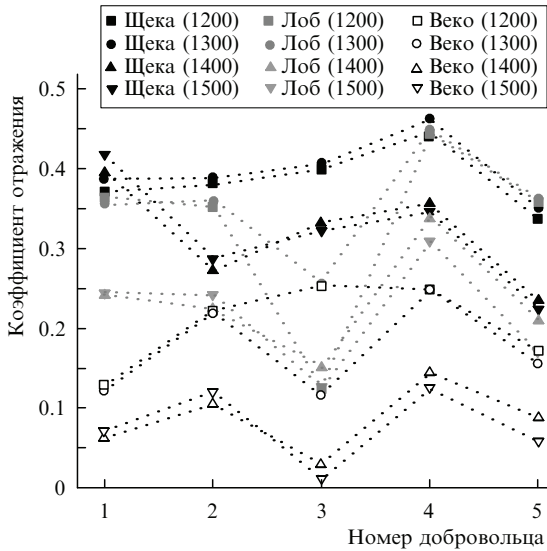


Рис.5. Коэффициенты отражения кожной поверхности лица для пяти добровольцев, измеренные на разных длинах волн (в нанометрах).

мально. Области максимального поглощения воды соответствуют длинам волн  $1187 \pm 5$ ,  $1447 \pm 6$  и  $1925 \pm 6$  нм [19, 20], а области минимального поглощения –  $1089 \pm 6$ ,  $1270 \pm 1$  и  $1654 \pm 6$  нм. Следует отметить, что в поглощении на 1187 нм дает вклад поглощение подкожного жира на 1165 и 1210 нм [21].

Использование коэффициента отражения в качестве критерия дискриминации соответствующей области кожной поверхности лица не является эффективным. Это видно из рис.5, где приведены значения измеренных коэффициентов отражения трех областей кожной поверхности (лоб, веко, щека) для всех добровольцев на четырех длинах волн. Гораздо более эффективно использовать в качестве критерия отношения коэффициентов отражения кожи, измеренных на разных участках лица. На рис.6 приведены зависимости отношений коэффициентов отражения кожи для областей веко/лоб, веко/щека и щека/лоб от длины волны для одного добровольца. Отметим, что поведение спектральных зависимостей отношений коэффициентов отражения веко/лоб и веко/щека противоположно поведению таковой для коэффициентов отражения щека/лоб.

В качестве критерия дифференциации области глазного яблока оказалось возможным использовать коэф-

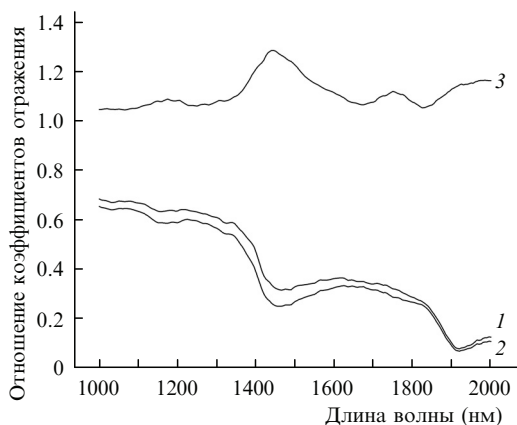


Рис.6. Отношения коэффициентов отражения кожи, измеренных для разных участков лица (один доброволец), в зависимости от длины волны: веко/лоб (1), веко/щека (2), щека/лоб (3).

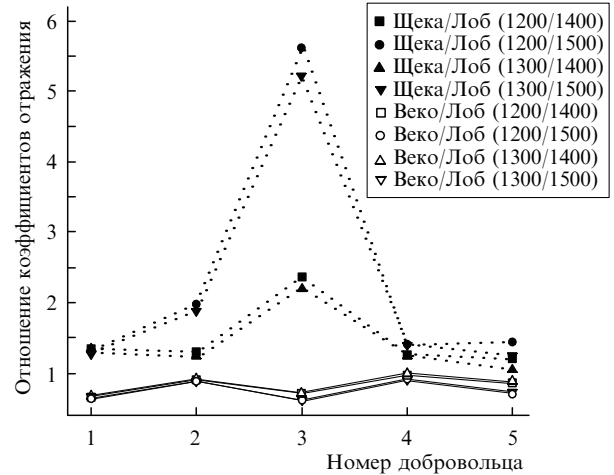


Рис.7. Коэффициенты отражения кожи щеки и века для пяти добровольцев, измеренные на разных длинах волн (в нанометрах) и нормированные на коэффициент отражения кожи лба.

фициенты отражения его кожной поверхности на определенных длинах волн, нормированные на коэффициенты отражения кожи лба. Из рис.7 видно, что нормированные коэффициенты отражения кожи в области глазного яблока всегда меньше единицы, а для щеки – всегда больше единицы.

#### 4.2. Измерения на фиксированных длинах волн с использованием ИК светодиодов ( $\lambda = 1200, 1300$ и $1450$ нм)

В качестве источника излучения использовался светозлучающий диод L1200\1300\1450-35B2 (EpiTex, Япония), длины волн излучения которого составляли 1200, 1300 и 1450 нм. Излучение светодиода с помощью коллимирующей линзы 74-VIS (Ocean Optics, США) направлялось в осветительные световоды волоконно-оптического датчика R400-7-VIS/NIR, описанного выше. Приемный световод датчика состыковывался через разъем SMA 905 с фотоприемником PDA10CS (ThorLabs, ФРГ). Регистрация сигнала осуществлялась цифровым вольтметром GDM-8135 (GW Instek, Тайвань).

В измерениях участвовали четверо добровольцев. На рис.8 приведены усредненные значения коэффициентов отражения кожи лба, века и щеки, измеренные на длинах волн 1200, 1300 и 1450 нм. Видно, что наименьшая дифференциация участков кожи имеет место для  $\lambda = 1300$  нм,

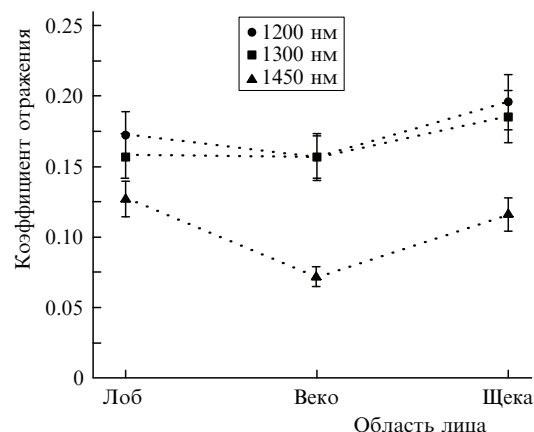


Рис.8. Коэффициенты отражения кожи лба, века и щеки, измеренные на разных длинах волн.

а максимальная – для  $\lambda = 1450$  нм. По-видимому, дифференциация участков оказалась возможной благодаря поглощению присутствующей в биоткани воды, которое минимально на длине волны 1300 нм и максимально – на 1450 нм.

Веко представляет собой одну из самых тонких областей кожи человека. Толщина эпидермиса составляет порядка 0.04 мм, а дермы – 0.3 мм, что существенно меньше толщины кожи других областей лица [14]. Поэтому на формирование спектра отражения кожи существенное влияние оказывают процессы поглощения и светорассеяния в склере и радужке глаза. Авторами работы [22] установлено, что, хотя в целом можно сделать заключение о схожести строения склеры глаза и обескровленной дермы и близости их оптических характеристик, необходимо учитывать и некоторые различия в структуре и строении данных биотканей, а именно: наличие волокон эластина в дерме, которые по своим размерам и степени гидратации отличаются от волокон коллагена, и большую дисперсность рассеивателей в дерме кожи, что является причиной различия в рассеивающих характеристиках склеры глаза и дермы кожи. Возможны и различия в значениях показателей преломления непосредственных рассеивателей в данных тканях [22]. Это может привести к различным значениям коэффициентов отражения кожи века и других участков лица.

В качестве параметра дифференциации кожи века можно использовать коэффициент отражения кожи, измеренный на длине волны поглощения воды, который нормируется на коэффициент отражения кожи на длине волны, где поглощение воды минимально (рис.9).

### 4.3. Двухволновые измерения с использованием лазеров на длинах волн 1310 и 1470 нм

В качестве источника излучения использовались лазер S1FC1310 (ThorLabs, ФРГ) (1310 нм, мощность излучения 2.1 мВт) и лазерный модуль (1470 нм, 2 Вт). Лазерные излучатели имели световодные выводы, которые обеспечивали оптическую связь лазеров с волоконно-оптическим датчиком. Кроме того, воздушная развязка между лазерным световодом и волоконно-оптическим датчиком выполняла роль аттенуатора излучения лазерного модуля с длиной волны 1470 нм, поэтому в измерениях использовалось излучение, ослабленное до 10–15 мВт. Отраженное кожей излучение регистрировалось с помощью описанного выше датчика, фотоприемника PDA10CS и цифрового вольтметра GDM-8135.

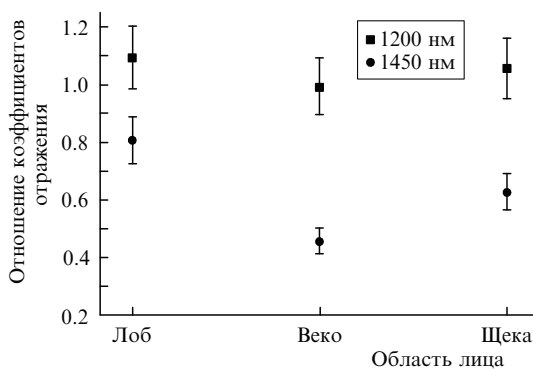


Рис.9. Коэффициенты отражения кожи лба, века щеки, измеренные на длинах волн 1200 и 1450 нм (полосы поглощения воды) и нормированные на коэффициент отражения кожи на длине волны 1300 нм, где поглощение воды минимально.

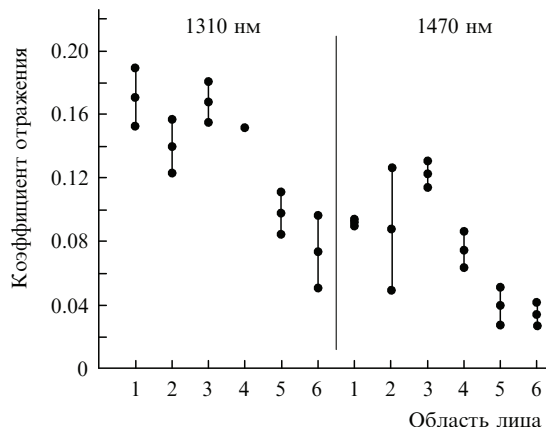


Рис.10. Коэффициенты отражения кожи разных частей лица добровольца, измеренные на двух длинах волн (1 – лоб, 2 – висок, 3 – скула, 4 – щека, 5 – правое веко, 6 – левое веко).

Измерения коэффициентов отражения кожи разных частей лица проводились для восьми добровольцев: по пять измерений вблизи выбранного участка кожи на двух длинах волн для каждого добровольца, результаты измерений усреднялись. В качестве примера на рис.10 приведены средние значения коэффициентов отражения кожи лица (лоб, висок, скула, щека, правое веко, левое веко) на длинах волн 1310 нм и 1470 нм, а также доверительный интервал, рассчитанный по стандартной методике. Приведенные здесь результаты согласуются с результатами, представленными выше. Во-первых, коэффициенты отражения кожи на  $\lambda = 1470$  нм меньше, чем на  $\lambda = 1310$  нм, что отражает характер спектра в области длин волн 1000–1500 нм. Во-вторых, коэффициенты отражения кожи века для обеих длин волн меньше соответствующих величин для других частей лица.

## 5. Заключение

В видимом диапазоне спектра дискриминация кожной поверхности в области века возможна путем определения индекса (содержания) меланина. Значения индекса для кожи века превышают таковые для других участков кожной поверхности лица добровольцев с типами кожи II, III.

В качестве критерия дифференциации в области глазного яблока оказалось возможным использовать коэффициенты отражения кожи на определенных длинах волн, нормированные на коэффициенты отражения кожи в области глазного яблока (века) всегда меньше единицы, а для щеки – всегда больше единицы.

Дифференциация кожи века от других участков кожи лица возможна также путем сравнения коэффициентов отражения кожи в ближнем ИК диапазоне спектра на длинах волн, соответствующих спектральным областям поглощения воды и отсутствию поглощения. Коэффициенты отражения кожи в области век, измеренные на длине волны поглощения воды и нормированные на коэффициент отражения кожи на длине волны, где поглощение воды минимально, имеют существенно меньшие значения по сравнению с другими областями кожи лица, что можно связать со значительной глубиной проникновения света внутрь ткани, включая ткани глазного яблока, где содержание воды значительно.

Работа была поддержана компанией Palomar Medical Technologies Inc. (Burlington, MA, USA), а также грантами PHOTONICS4LIFE-FP7-ICT-2007-2, проектами Министерства образования и науки РФ № 1.4.09, 2.1.1/4989 и 2.2.1.1/2950, госконтрактами РФ № 02.740.11.0770 и 02.740.11.0879.

1. *Оптическая биомедицинская диагностика*. Под ред. В.В.Тучина (М.: Физматлит, 2007).
2. Тучин В.В. *Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях* (М.: Физматлит, 2010).
3. Fisher G.J., Kang S., Varani J., et al. *Arch. Dermatol.*, **138**, 1462 (2002).
4. Kollias N., Zonios G., Stamatias G.N. *Vibrational Spectroscopy*, **28**, 17 (2002).
5. Jacobi U., Chen M., Frankowski G., et al. *Skin Research and Technology*, **10**, 207 (2004).
6. Tagami H. *Int. J. Cosmetic Sc.*, **30**, 413 (2008).
7. Buttemere C.R., Chari R.S., Anderson C.D., et al. *J. Biomed Opt.*, **9**, 1018 (2004).
8. Anderson C.D., Lin W.-C., Buttemere C.R., et al. *J. Gastrointest Surg.*, **8**, 660 (2004).
9. Yoshimura H., Viator J.A., Jacques S.L. *Lasers Surg. Med.*, **37**, 308 (2005).
10. Ross E.V., Domankevitz Y., Anderson R.R. *Lasers Surg. Med.*, **21**, 59 (1997).
11. Keller G.S., Lacombe V.G., in *Lasers in Aesthetic Surgery*. Ed. by G.S.Keller, V.G.Lacombe, P.K.Lee, J.P.Watson (New York–Stuttgart: Thieme, 2001).
12. Tse Y., in *Cosmetic Laser Surgery*. Ed. by R.E.Fitzpatrick, M.P.Goldman (St. Louis–London–Philadelphia–Sydney–Toronto: Mosby, 2000).
13. Синичкин Ю.П., Утц С.Р. *In vivo отражательная и флуоресцентная спектроскопия кожи человека* (Саратов: изд-во Саратовского ун-та, 2001).
14. Igarashi T., Nishino K., Nayar S.K. *Foundations and Trends in Computer Graphics and Vision.*, **3**, 1 (2007).
15. Fitzpatrick T.B. *Arch Dermatol.*, **124**, 869 (1988).
16. Bashkatov A.N., Genina E.A., Kochubey V.I., Tuchin V.V. *J. Phys. D: Appl. Phys.*, **38**, 2543 (2005).
17. Dolotov L.E., Sinichkin Yu.P., Tuchin V.V., Utz S.R., Altshuler G.B., Yaroslavsky I.V. *Lasers Surg. Med.*, **34**, 127 (2004).
18. Долотов Л.Е., Синичкин Ю.П., Коблова Е.В., Башкатов А.Н., Генина Э.А., Каменских Т.Г., Тучин В.В. *Проблемы оптической физики* (Саратов: Новый ветер, 2007, с. 64).
19. Palmer K.F., Williams D. *J. Opt. Soc. Am.*, **64**, 1107 (1974).
20. Kou L., Labrie D., Chylek P. *Appl. Opt.*, **32**, 3531 (1993).
21. Tsai C.-L., Chen J.-C., Wang W.-J. *J. Med. Biol. Eng.*, **21** (1), 7 (2001).
22. Башкатов А.Н., Генина Э.А., Кочубей В.И., Тучин В.В. *Оптика и спектроскопия*, **109** (2), 226 (2010).