вающих отрицательное влияние на клеточный метаболизм, способствуя развитию клеточной и тканевой гипоксии, а также нарушению микроциркуляции. Все это диктует необходимость проведения корригирующей патогенетической терапии (энтеросорбенты, антигипоксанты, стабилизаторы клеточных мембран, иммуномодуляторы).

**Выводы:**

1. Трансрезонансная функциональная топография является неинвазивным и безопасным методом диагностики, позволяющим получить объективную дополнительную информацию об особенностях течения периоральным дерматитом.

2. Впервые разработана методика радиометрического исследования кожи лица, объективные критерии диагностики периорального дерматита, определены значения волновой активности тканей лица, характерные для здоровых лиц и больных периорального дерматита.

3. Показана высокая информативность радиометрического исследования в диагностике воспалительных изменений кожи, клеточного метаболизма и состояния водосодержащих сред непосредственно в зонах поражения тканей кожи лица у больных периоральным дерматитом.

**Конфликт интересов.** Статья выполнена в рамках диссертационного исследования. Автор — Грашкин В.А.

### Библиографический список

1. Олисова О.Ю., Громова С. А. Периоральный дерматит // Рус. мед. журн. 2003. № 7. С. 972–975.
2. Вислобоков А.В. Опыт лечения розацеа и периорального дерматита // Рос. журн. кож-вен. бол. 2003. № 1. С. 75–76.
3. Карелина О.Ю., Карелин Ю.М. Периоральный дерматит: лечение азелаиновой кислотой // Клин. дерматол. и венерол. 2006. № 1. С. 75–77.
4. Takiwaki H, Tsuda Ff., Asase S., Takeichi H. Differences between intrafollicular microorganism profiles in perioral and seborrh dermatitis // Clin. Exp. Dermatol. 2003. № 28. P. 531–534.
5. Габриэлян Н.И., Левицкий Э.Р., Дмитриев А.А. Скрининговый метод определения средних молекул в биологических жидкостях. М., 1985. 18 с.
6. Малахова В.Я. Эндогенная интоксикация как отражение компенсаторной перестройки обменных процессов в организме // Эфферентная терапия. 2000. № 4. С 3–14.
7. Manus J. Определение гликогена в лейкоцитах цитохимическим методом // Медицинские и лабораторные технологии: справ. СПб., 2002. 600 с.
8. Пигаревский В.Е., Мазинг Ю.А. Определение лизосомально-катионного теста с прочным зеленым // Лаб. дело. 1981. № 10. С. 579–582.
9. Петросян В.И., Громов М.С., Власкин С. В. Трансрезонансная функциональная топография: биофизическое обоснование // Миллиметровые волны в биологии и медицине. 2003. № 1. С. 23–26.
10. Петросян В.И., Майбородин А.В., Дягилев Б.Л., Рытик А.П. Резонансы воды в радиодиапазоне // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. 2006. № 12. С 42–45.

### Translit

1. Olisova O. Ju., Gromova S. A. Perioral'nyj dermatit // Rus. med. zhurn. 2003. № 7. S. 972–975.
2. Vislobokov A. V. Opyt lechenija rozacea i perioral'nogo dermatita // Ros. zhurn. kozh-ven. bol. 2003. № 1. S. 75–76.
3. Karelina O. Ju., Karelin Ju. M. Perioral'nyj dermatit: lechenie azelainovoj
kislotoj // Klin. dermatol. i venerol. 2006. № 1. S. 75–77.
4. Takiwaki H, Tsuda Ff., Asase S., Takeichi H. Differences between intrafollicular
microorganism profiles in perioral and seborrh dermatitis // Clin. Exp. Dermatol. 2003. № 28. R. 531–534.
5. Gabrijeljan N. I., Levickij Je. R., Dmitriev A.A. Skriningovyj metod
opredelenija srednih molekul v biologicheskih zhidkostjah. M., 1985. 18 s.
6. Malahova V. Ja. Jendogennaja intoksikacija kak otrazhenie kompensatornoj
perestrojki obmennyh processov v organizme // Jefferentnaja terapija. 2000. № 4. S 3–14.
7. Manus J. Opredelenie glikogena v lejkocitah citohimicheskim metodom // Medicinskie i laboratornye tehnologii: sprav. SPb., 2002. 600 s.
8. Pigarevskij V. E., Mazing Ju. A. Opredelenie lizosomal'nokationnogo testa s prochnym zelenym // Lab. delo. 1981. № 10. S. 579–582.
9. Petrosjan V. I., Gromov M. S., Vlaskin S. V. Transrezonansnaja funkcional'naja topografija: biofizicheskoe obosnovanie // Millimetrovye volny v biologii i medicine. 2003. № 1. S. 23–26.
10. Petrosjan V. I., Majborodin A. V., Djagilev B. L., Rytik A. P. Rezonansy vody v radiodiapazone // Biomedicinskie tehnologii i radiojelektronika. 2006. № 12. S 42–45.

УДК 612.79:611.92:612.135–073.7 (045) Оригинальная статья

## ОЦЕНКА СОСТОЯНИЯ МИКРОЦИРКУЛЯТОРНОГО РУСЛА КОЖИ ЛИЦА МЕТОДОМ ЛАЗЕРНОЙ ДОППЛЕРОВСКОЙ ФЛОУМЕТРИИ

***А.В. Давыдова*** *— ГБОУ ВПО Саратовский ГМУ им. В.И. Разумовского Минздравсоцразвития России, ассистент кафедры кожных и венерических болезней;* ***А.В. Моррисон*** *— ГБОУ ВПО Саратовский ГМУ им. В.И. Разумовского Минздравсоцразвития России, доцент кафедры кожных и венерических болезней, кандидат медицинских наук;* ***С. Р. Утц —*** *ГБОУ ВПО Саратовский ГМУ им. В.И. Разумовского Минздравсоцразвития России, заведующий кафедры кожных и венерических болезней, профессор, доктор медицинских наук;* ***И.В. Меглинский*** *— университет Крэнфилд, Великобритания, университет Отаго, физический факультет, Новая Зеландия, директор программ биофотоники и биомедицинской оптики, доцент, кандидат физико-математических наук;* ***В.В. Лычагов*** *— ФГБОУ ВПО СГУ им. Н.Г. Чернышевского, заведующий лабораторией кафедры оптики и биофотоники.*

## THE EVALUATION OF BLOOD FLOW IN THE FACE SKIN BY LDF METHOD

***A. V. Davydova*** *— Saratov State Medical University n.a. V.I. Razumovsky, Department of Skin and Venereal Disease, Assistant;* ***A.V. Morrison —*** *Saratov State Medical University n.a. V.I. Razumovsky, Department of Skin and Venereal Diseases, Candidate of Medical Science;* ***S. R. Utz*** *— Saratov State Medical University n.a. V.I. Razumovsky, Department of Skin and Venereal Diseases, Professor, Doctor of Medical Science;* ***I.V. Meglinski*** *— Cranfield Health, Cranfield University, UK, Department of Physics, University of Otago, New Zealand, Head of Biophotonics and Biomedical Optics, PhD;* ***V.V. Lychagov*** *— Head of Laboratory of the Department of Optics and Biophotonics.*

Дата поступления — 18.06.2012 г. Дата принятия в печать — 22.06.2012 г.

***Давыдова А.В., Моррисон А.В., Утц С. Р., Меглинский И.В., Лычагов В.В.*** **Оценка состояния микроциркуляторного русла кожи лица методом лазерной допплеровской флоуметрии // Саратовский научно-медицинский журнал. 2012. Т. 8, № 2. С. 615–621.**

*Цель*: изучение и возможность оптимизации измерения микроциркуляции кровотока в коже человека методом лазерной допплеровской флоуметрии (ЛДФ) с учетом различных топографо-анатомических особенностей периферийного кровоснабжения биотканей. *Материал и методы.* Аппаратом ЛДФ обследованы 20 человек в возрасте от 20 до 56 лет без признаков поражения кожи. Аппарат ЛДФ имеет два источника излучения в красном световом диапазоне на длине волны 650±30 нм и в ближнеинфракрасном на длине волны 805±50 нм. Регистрация излучения осуществлялась четырьмя приемными волокнами, расположенными на расстояниях 1, 2, 3 и 4 мм от освещающего волокна. Состояние сосудов микроциркуляторного русла исследовали в четырех точках кожи лица: в середине лба, в области центра щеки справа и симметричной точке щеки слева и области подбородка. Рассчитывали среднее значение показателя микроциркуляции, его среднеквадратическое отклонение и коэффициент вариации. *Результаты.* Варьируя расстояние от освещающего до приемного волокна и длину волны падающего излучения, методом ЛДФ определены значения микроциркуляции на различных участках здоровой кожи лица. Методом Монте Карло сделаны оценки объема зондируемой ткани, пространственной локализации ЛДФ-сигнала в тканях и эффективной глубины детектирования. Установлено, что изменения ЛДФ-сигнала находятся в прямой зависимости от структурных особенностей строения микроциркуляторного русла, глубины залегания и плотности функционирующих капилляров. *Заключение.* Предложенный метод может быть использован для диагностики состояния биологического объекта в норме и при патологии, а также при оценке эффективности лечения различных дерматозов.

**Ключевые слова***:* лазерная допплеровская флоуметрия, сосудистое русло, микроциркуляция, кровоток, кожа.

***Davydova A. V., Morrison A. V., Utz S. R., Meglinski I. V., Lychagov V. V.*** **The evaluation of blood flow in the face skin by LDF method // Saratov Journal of Medical Scientific Research. 2012. Vol. 8, № 2. P. 615–621.**

*Aims.* The research aimed the studying and optimizing of the possibility of measuring microcirculatory of blood flow in human skin by laser Doppler flowmetry (LDF) against the various topographic features of the peripheral blood supply of tissues. *Materials and methods.* 20 people of the age from 20 to 56 years without signs of skin lesions were examined by the LDF device. The LDF device has two radiation sources in the red light at a wavelength range of 650±30 nm and the near — infrared at a wavelength of 805±50 nm. The radiation was carried out with four receiving fibers arranged at distances of 1, 2, 3 and 4 mm from the illuminating fiber. The state of microvasculature was studied at four points of skin — in the middle of the forehead, in the center of the right cheek and the symmetric point on the left cheek and chin area. We calculated the average values of microcirculation, its standard deviation and coefficient of variation. *Conclusions.* By varying the distance from the illuminating fiber to the receiving fiber and the wavelength of incident light the values of the microcirculation in the different areas of healthy skin were estimated by laser Doppler flowmetry method (LDF). Tissue probes, the spatial localization of the LDF signal in the tissues and the effective depth of detection have been estimated by Monte Carlo method. It has been found out during the study that the LDF signal changes are directly related to the structural features of the structure of the microvasculature, the depth and density of functioning capillaries. The given method can be used to diagnose the state of biological object in the normal and pathological conditions, as well as evaluating the effectiveness of the treatment of various dermatoses.

***Key words:*** laser Doppler flowmetry, bloodstream, microcirculation, blood flow, skin.

**Введение.** В настоящее время в связи интенсивным развитием лазерных и оптических технологий наблюдается устойчивая тенденция развития методов изучения состояния тканевого кровотока [1]. Разработанные методы оптической микроскопии позволяют вести непосредственный визуальный мониторинг за состоянием микроциркуляции крови и объективно оценивать такие показатели, как морфология и тонус микрососудов, агрегатное состояние крови, а также выявлять различные внутри- и внесосудистые изменения и ряд других признаков, важных для патогенетической характеристики изучаемого процесса. Однако исследование микроциркуляторного русла методами оптической микроскопии существенно ограничено и возможно лишь на поверхности тканей (на глубине менее 300 мкм по толщине), обычно в ногтевом ложе или конъюнктиве глазного яблока.

Ультразвук с использованием эффекта Допплера обеспечивает необходимое пространственно-временное разрешение измерения скорости кровотока в сосудах различных тканей, но пространственное разрешение метода ограничено до 200 мкм по глубине зондирования. Магнитно-резонансная ангиография предоставляет в основном информацию о больших кровеносных сосудах, таких как коронарная артерия, и не даёт возможности регистрировать изменения кровотока в периферическом сосудистом русле. Недостатки оптической когерентной томографии (ОКТ): высокая чувствительность к непроизвольным движениям объекта исследования и невозможность регистрации значений потоков в лимфатических и кровеносных сосудах менее 50 мкм в диаметре и скорости течения в них менее 100 мкм/с.

Наиболее чувствительным методом регистрации динамики процессов микроциркуляции крови в биотканях является метод диффузионной волновой спектроскопии [2]. А его аналог — метод лазерной допплеровской флуометрии (ЛДФ) на сегодняшний день, по-видимому, является наиболее доступным методом оценки состояния микроциркуляции кровотока и позволяет получить объективную информацию об усреднённых параметрах кровотока (перфузии) микроциркуляторного русла с любого участка поверхности тела в режиме реального времени. Вместе с тем весьма актуальными остаются методологические проблемы анализа измеряемого допплеровского сигнала и оценки показателей кровотока на заданной глубине, что существенно ограничивает повседневное применение данной методики в клинической практике. Это обусловливает необходимость поиска новых подходов к анализу данных ЛДФ для более эффективной оценки состояния сосудистого русла и своевременной коррекции лечебного процесса.

*Цель*: изучение и возможность оптимизации измерения микроциркуляции кровотока в коже человека методом ЛДФ с учётом различных топографо-анатомических особенностей периферийного кровоснабжения биотканей.

**Методы**. Состояние сосудов микроциркуляторного русла на различных участках кожи лица проводили на базе аппарата ЛДФ (рис. 1), разработанного кафедрой оптики и биофотоники ФГБОУ ВПО «Саратовский государственный университет имени Н. Г. Чернышевского».

**Ответственный автор** — Давыдова Анна Владимировна.
Адрес: г. Саратов, ул. Навашина, д.30, кв. 55.
Тел.: +79179861126.

Рис. 1. Аппарат лазерной допплеровской флоуметрии

Аппарат ЛДФ, используемый в данном исследовании, включает два модуля: измерительный зонд и базовый блок, соединенных посредством гибкого кабеля. Измерительный зонд содержит освещающие и приемные оптические волокна, фотоприемники и предусилители сигнала. Базовый блок содержит лазерные модули, драйверы лазерных диодов и согласующие каскады усилителей. Доставка лазерного излучения от лазерных диодов к измерительному зонду осуществляется посредством оптического волокна. Соединительный кабель содержит оптическое волокно, сигнальные провода и провода питания усилителей. Питание драйверов лазерных диодов осуществляется от сети переменного тока 220 В, 50 Гц. Питание усилителей фототока осуществляется от двух батарей типа 6 F22.

В ЛДФ данной модификации используются два источника лазерного излучения в красном световом диапазоне на длине волны 650±30 нм и в ближнеинфракрасном на длине волны 805±50 нм с мощностью излучения 5 мВт и 2 мВ соответственно. Выбор длин волн зондирующего излучения основан на различии коэффициентов поглощения окисленной и восстановленной форм гемоглобина (рис. 2). Для красного света с длиной волны $\lambda_1$= 650±30 нм поглощение восстановленного гемоглобина существенно превышает поглощение окисленного гемоглобина. В инфракрасной области при $\lambda_2$=805±50 нм поглощение оптического излучения этими формами гемоглобина одинаково (изобестическая точка, см. рис. 2). Это позволяет разделять изменение ЛДФ-сигнала, связанного с изменением скорости эритроцитов или с физиологическими изменениями, обусловленными изменением оксигенации крови.

От источника света лазерное излучение посредством оптоволокна доставляется к исследуемому биологическому объекту. Внутри биологического объекта оптическое излучение претерпевает многократное рассеяние и переотражение на границах раздела клеточной структуры кожи и подкожных тканей, а также частично поглощается содержащимися в тканях хромофорами, такими, как окисленный и восстановленный гемоглобин, меланин, жир, вода — межклеточная жидкость, βкаротин, билирубин и др. [3]. Рассеянное и ослабленное за счет поглощения излучение детектируется на поверхности исследуемого биологического объекта (рис. 3). Регистрация осуществляется четырьмя приемными волокнами, расположенными на расстояниях 1, 2, 3, и 4 мм от освещающего волокна. Диаметр сердцевины освещающего и приемных волокон составляет 0,2 мм. Посредством оптоволокна сигнал обратно рассеянного оптического излучения доставляется на фотоприемник, который осуществляет линейное преобразование оптического сигнала *I (λ)* в электрический сигнал *U (λ)*. Далее регистрируемый сигнал *U (λ)* проходит аналоговую обработку (усиление, фильтрацию и т.п.) в электронном блоке, оцифровывается и передается в компьютер для последующих математических преобразований и анализа. Управление прибором осу-

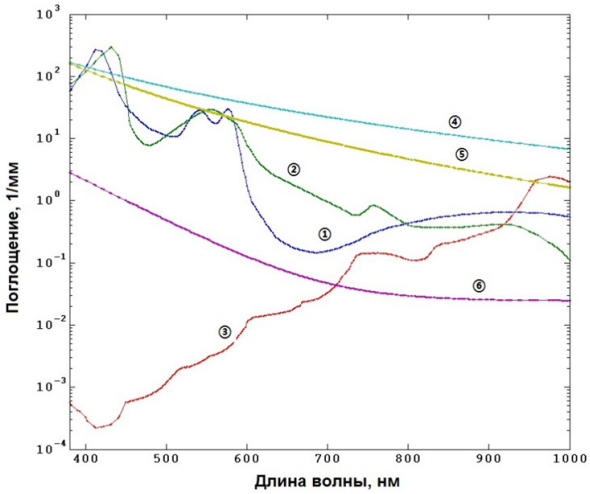


Рис. 2. Спектр поглощения различных составляющих биоткани. Поглощение основных хромофоров кожи человека в зависимости от длины волны оптического излучения: 1 — окисленный гемоглобин HbO2, 2 — восстановленный гемоглобин Hb, 3 — вода, 4 — эумеланин, 5 — феомеланин, 6 — прочие поглотители

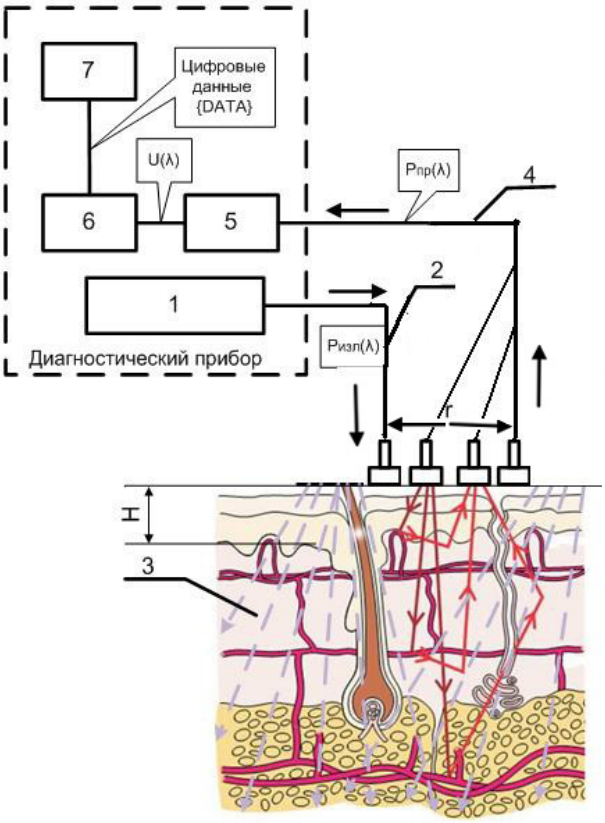


Рис. 3. Обобщённая функциональная схема измерений «на отражение» в ЛДФ

ществляется посредством компьютерной программы FlowMeter.

Средние значения интенсивности и частоты флуктуаций интенсивности регистрируемого фотоприемником сигнала зависят от средней скорости движения рассеивающих частиц и их концентрации [4]. Для восстановления параметров микроциркуляции анализируется спектр фотоэлектрического сигнала *U (λ)*, представляющий собой распределение энергии P ($f$) детектируемого излучения по частоте $f$. Затем вычисляется нулевой и первый спектральные моменты, определяемые в общем виде для момента *N*-го порядка как $M_N = f^N P(f)\, df$. Нулевой спектральный момент представляет собой среднюю энергию фотоэлектрического сигнала и пропорционален среднему объему крови, протекающему через исследуемый объем за единицу времени. Первый момент определяет средний объем перфузии — произведение среднеквадратичной скорости движения рассеивателей на их концентрацию. Отношение первого момента к нулевому представляет собой средневзвешенную частоту флуктуаций фотоэлектрического сигнала и пропорционален среднеквадратичной скорости движения рассеивающих свет частиц, т.е. эритроцитов.

Представленным методом ЛДФ были обследованы 20 человек в возрасте от 20 до 56 лет без признаков поражения кожи, с относительно стабильной центральной гемодинамикой и нормальными показателями, отражающими реологические свойства крови. В исследовании участвовали здоровые лица мужского и женского пола, в возрасте не моложе 18 и не старше 60 лет, у которых на протяжении 6 месяцев, предшествовавших исследованию: не было признаков кожных заболеваний; отсутствовали признаки анамнестических заболеваний, которые могли бы привести к стойкому нарушению функционального состояния сердечно-сосудистой и дыхательной систем; не была выявлена отягощенная наследственность по кожным заболеваниям. Критерии исключения включали: физиологическое состояние (например, беременность, лактация и др.); онкологические заболевания; прием фотосенсибилизаторов и антикоагулянтов; фотодерматит; декомпенсированные заболевания, которые могут повлиять на результаты измерений (например, органические поражения центральной нервной системы, декомпенсированная патология сердечно-сосудистой системы, эндокринологические и иммунологические нарушения, больные с острой почечной или печеночной недостаточностью, коллагенозы, патология органов зрения); нарушение целостности кожных покровов; вирусные и гнойничковые поражения кожи [5].

Все измерения проводились в положении лежа, после 10-минутной стабилизации гемодинамики в помещении при температуре 20–23 ºС и неярком освещении. На кожу после ее предварительного обезжиривания спиртовым раствором прикладывался контактный накожный датчик диаметром 1,0 см. Затем осуществлялись пятикратные измерения кровотока с последующим их усреднением и последовательной записью 5-секудных разверток на жесткий диск персонального компьютера.

Последовательно измеряли кровоток по четырем основным точкам в течение 5 минут в каждой из них: в середине лба, в области центра щеки справа и симметричной точке щеки слева и области подбородка. Общая продолжительность одного исследования 30 минут.

Регистрировали и рассчитывали следующие показатели: среднее значение показателя микроциркуляции (ПМ) и его среднеквадратическое отклонение (σ), характеризующее переменную составляющую микроциркуляции, и коэффициент вариации (К). Статистическую обработку данных производили на компьютере с использованием пакетов программ для статистического анализа Excel и Statistica 6.0. Критический уровень достоверности (p) нулевой статистической гипотезы (об отсутствии значимых различий) принимали равным 0,05

**Результаты.** Диагностика состояния микроциркуляции крови осуществлялась методом ЛДФ с четырех приемных волокон на длинах волн 0,65 мкм и 0,805 мкм. Регистрируемая ЛДФ-грамма (графическая запись непрерывно регистрируемого в течение всего времени исследования ЛДФ-сигнала) содержит фрагменты с различными типами колебаний, отличающихся по частоте и амплитуде. Происхождение колебаний связано с пространственной ориентацией сосудов, а также с различными значениями числа эритроцитов и скорости кровотока, предопределяемых структурой капиллярного дерева в исследуемом участке ткани [6]. В этой связи возникает необходимость анализа пространственной локализации ЛДФ-сигнала в тканях кожи и определения парциальных вкладов различных элементов сосудистого русла дермальных слоев в детектируемом ЛДФ-сигнале.

Для каждого из положений приемных волокон, т.е. на расстояниях 1, 2, 3 и 4 мм от освещающего волокна методом Монте Карло [7] сделаны расчёты пространственной локализации ЛДФ-сигнала в тканях кожи, позволяющих оценить объем зондируемой ткани и эффективную глубину детектирования. Результаты расчётов представлены на рис. 4.

Зондирующее излучение с длиной волны λ = 0,65 мкм характеризуется значительным поглощением гемоглобина и относительной прозрачностью оксигемоглобина (см. рис. 4). Легко видеть, что при увеличении расстояния от освещающего волокна до приемного волокна с 1 мм до 4 мм позволяет увеличить эффективную глубину зондирования в 3–4 раза и тем самым увеличить объём измеряемой области в 6–10 раз (см. рис. 4, А-Г). Результаты моделирования показывают, что, несмотря на сложный неоднородный характер распределения различных элементовсосудистого русла в зондируемом объеме ткани [3, 5, 6, 8], пространственное распределение детектируемого сигнала оказывается довольно равномерным с ярко выраженным максимумом в верхних дермальных слоях. При этом для 0,805 мкм, начиная с глубины 300 мкм, эффективная область измерений практически равномерно распределена вплоть до глубинных дермальных кровеносных слоев (см. рис. 4, Д-З). Наиболее сильно рассеивающие свет поверхностные слои кожи, в сочетании с разницей в показателях преломления слоев, оказывают своего рода экранирующий эффект при вводе / выводе зондирующего излучения, что является крайне нежелательным. Увеличение расстояния значительно уменьшает френелевское отражение на границе раздела «воздух –кожа», что, в свою очередь, приводит к уменьшению вклада рогового слоя и эпидермиса в детектируемый сигнал.

Результаты проведённого моделирования наглядно показывают, что увеличение расстояния на поверхности кожи между освещающим и принимающим волокнами и изменение длины волны падающего излучения фактически позволяют осуществлять сканирование тканей кожи по глубине (рис. 4), захватывая различные элементы сосудистого русла. Таким об-

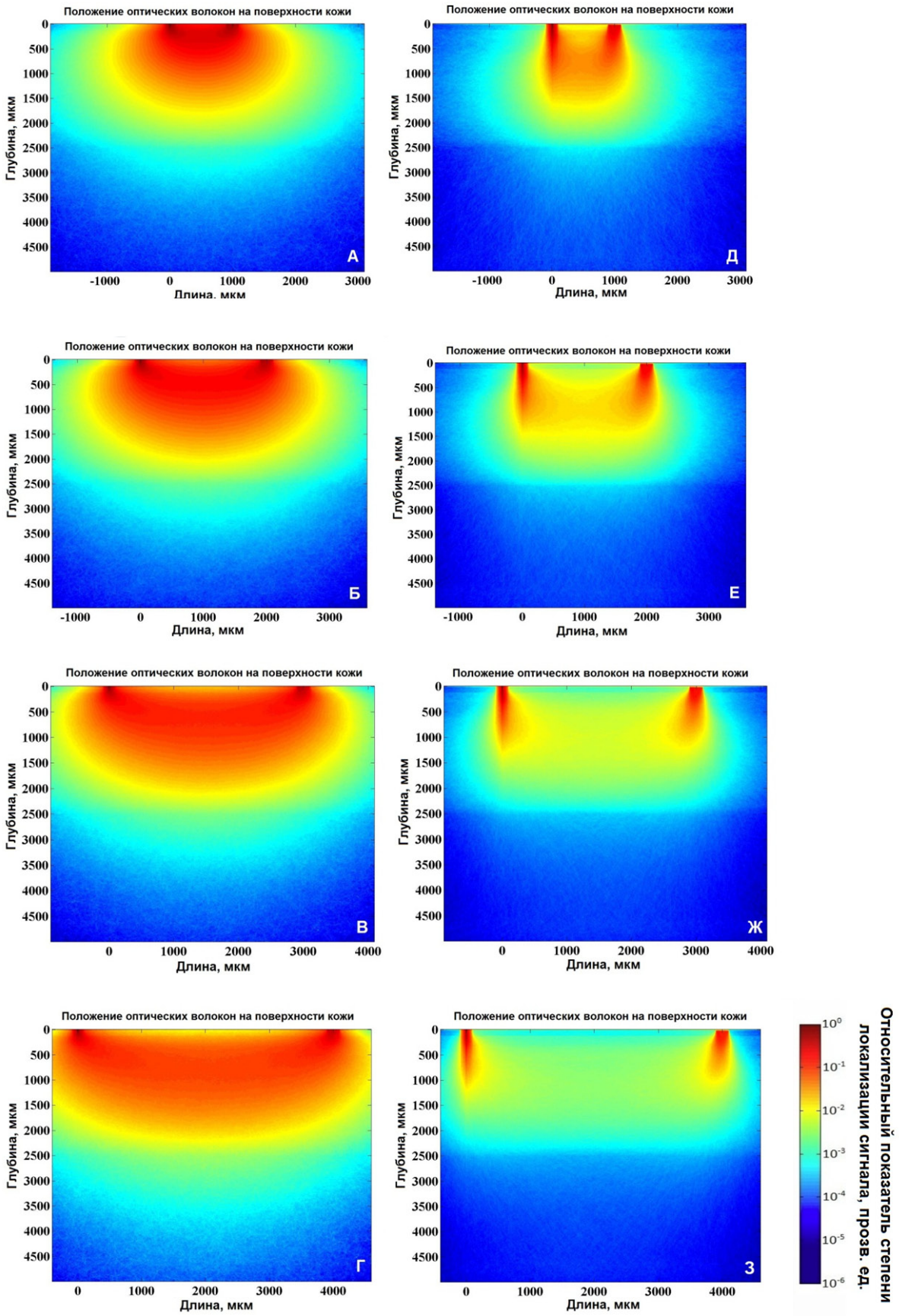


Рис. 4. Пространственная локализация ЛДФ-сигнала в тканях кожи, рассчитанная методом Монте Карло [7]: А-Г — на длине волны 650±30 нм и Д-З — на длине волны 805±50 нм на расстояниях 1, 2, 3, и 4 мм от освещающего волокна соответственно

разом, на базе полученных результатов становится возможным оценить распределение эритроцитов в зондируемом объеме ткани и изменение перфузии, которая характеризует кровоток в микрососудах.

Сравнение основных показателей микроциркуляции, зарегистрированных в коже центральной области щеки справа и слева методом ЛДФ, не выявило достоверных статистических различий между ними. ПМ справа составил 12,39±0,21 перф. ед., а слева — 12,38±0,16 перф. ед. (p>0,05). Коэффициент асимметрии для ПМ составил 0,009, что свидетельствует об отсутствии различий. На основании комплексного морфофункционального изучения состояния кожной микроциркуляции показано, что вариабельность показателей микроциркуляции в различных топографо-анатомических областях кожи лица находится в прямой зависимости от структурных особенностей строения микроциркуляторного русла этих областей, глубины залегания микрососудов и плотности функционирующих капилляров. Нормированный первый спектральный момент, представляющий собой отношение первого момента к нулевому, имел прямую пропорциональную зависимость от канала регистрации отраженного излучения на длинах волн 650 нм и 805 нм.

Значения основных параметров микроциркуляции крови кожи лица варьировали в довольно широких пределах. Значения показателя микроциркуляции (ПМ) в коже лба колебались от 7,68 пф. ед. до 12,16 пф. ед., составляя в среднем 9,92±0,54 пф. ед., в области центра правой щеки — от 9,5 до 15,29 пф. ед., в среднем 12,39±0,21 пф. ед., в области центра левой щеки — от 8,97 до 15,80пф. ед., в среднем 12,38±0,16 пф. ед., а в области подбородка — от 4,63 до 9,22 пф. ед. в среднем 6,93±0,54 пф. ед. Показатель микроциркуляции (ПМ) может быть высоким, как при увеличении перфузии тканей кровью, так и при венозном застое [8]. Среднее квадратичное отклонение (σ) при увеличении своего численного значения указывает на активность функции регуляторных механизмов. А коэффициент вариации (К) — соотношение σ/ПМ ×100%, характеризует активность сосудов микроциркуляторного русла и определяет в основном процентный вклад вазомоторного компонента в общую модуляцию тканевого кровотока. Чем он выше, тем больше вазомоторная активность сосудов. Средние значения основных показателей микроциркуляции в различных участках кожи лица представлены в таблице.

**Средние значения основных показателей микроциркуляции в различных участках кожи лица**

| Участок кожи лица | Показатель микроциркуляции (перф. ед.) | Среднее квадратическое отклонение (перф. ед.) | Коэффициент вариации (%) |
|---|---|---|---|
| Лоб | 9,92 ±0,54 | 1,4±0,35 | 14 |
| Правая щека | 12,39±0,21 | 1,8±0,49 | 14,5 |
| Левая щека | 12,38±0,16 | 1,9±0,41 | 15,9 |
| Подбородок | 6,93±0,54 | 0,8±0,46 | 11,5 |

**Обсуждение.** Для измерений кровотока различных топографо-анатомических областей кожи существенное значение имеет пространственная ориентация направления потоков крови по отношению к поверхности кожного покрова, где расположены принимающее и освещающее волокна. Проведенные исследования архитектоники микрососудов в коже разных топографических зон лица показали, что микрососуды, а соответственно и потоки форменных элементов крови ориентированы преимущественно перпендикулярно поверхности кожи. Эритроциты движутся с разными линейными скоростями: от 0,6 до 5 мм/с в артериолах, от 0,01 до 0,3 мм/с в капиллярах и от 0,32 до 1,2 мм/с в венулах [5].

Наибольшей проникающей способностью через кожу обладают волны длиной 650–1200 нм, так называемый диапазон «оптической прозрачности ткани». Глубже всего, до 70 мм, проникают инфракрасные лучи, лучи с длиной волны 0,8–1,0 мкм (805 нм) — 40 мм, 650 нм –15–25 мм, причем 40% их рассеивается и отражается.

Частота излучения, рассеянного движущейся частицей, отличается от частоты зондирующего сигнала (эффект Допплера). Для частицы, движущейся со скоростью $v_r$ = 1 мм/с, облученной лазерным излучением с длиной волны 650 нм, допплеровская частота равна 4.4 кГц. Эффект Допплера позволяет исследовать большие ансамбли эритроцитов, движущихся в микрососудах. Их скорости различны в артериолах, капиллярах и венулах, что позволяет методами частотной селекции производить анализ физиологических процессов, идущих в различных отделах системы микроциркуляции [9, 10].В частности, для анализа транспорта кислорода удобно использовать 4-канальный аппарат с лазерами, излучающими на длинах волн $\lambda_1$= 0,65 мкм и $\lambda_2$= 0,805 мкм. Первая длина волны характеризуется высоким поглощением света в гемоглобине и низким поглощением в окисленном гемоглобине. Вторая длина волны называется изобестической, так как поглощение оптического излучения в этих двух веществах одинаково. Эффективная поверхность рассеяния эритроцита в значительной степени определяется химическим составом внутриклеточного вещества. Оно представляет собой насыщенный, 32%-ный раствор гемоглобина в плазме крови. Большинство тканей организма для рассматриваемых длин волн имеют низкие омические потери (исключение составляет гемоглобин), что позволяло бы ожидать высокую прозрачность и большую глубину проникновения оптического излучения. В то же время большое количество микровключений веществ с различными показателями преломления приводит к интенсивному рассеянию и ограничивает глубину проникновения света. Размеры этих неоднородностей на порядок меньше длины волны видимого излучения. Это приводит к тому, что глубина проникновения излучения на длине волны $\lambda_2$ больше, чем на $\lambda_1$. Зондирующее излучение с длиной волны λ = 0,65 мкм характеризуется значительным поглощением гемоглобина и метагемоглобина и относительной прозрачностью оксигемоглобина.Расстояние от освещающего волокна до первого приемного волокна в данном ЛДФ составило 1±0,2 мм, а до четвертого приемного волокна 4±0,8 мм, что позволило увеличить глубину проникновения излучения измеряемой области.

**Заключение.** В результате проведенных исследований были изучены особенности микроциркуляции в различных топографо-анатомических областях кожи лица и выявлены наиболее высокие показатели кожного кровообращения в области щек, ниже в области лба и самые низкие в области подбородка. Данные показатели находятся в прямой зависимости от структурных особенностей строения микроцирку-

ляторного русла этих областей, глубины залегания и плотности функционирующих капилляров.

Глубина детектирования и пространственная локализация области, с которой осуществляется детектирование рассеянного излучения, зависят от оптических характеристик ткани, размеров и взаимного расположения источника и приемника, мощности зондирующего излучения. Объем зондируемой ткани, пространственная локализация ЛДФ-сигнала в тканях кожи и эффективной глубины детектирования определялись методом Монте Карло. Впервые сделаны оценки объема зондируемой ткани.

Метод ЛДФ как неинвазивный и высокочувствительный метод дает возможность подробнее понять, как влияют на циркуляцию крови те или иные методы лечения, а также подобрать подходящие методы терапии под контролем исследования показателей микроциркуляции, так как позволяет не только оценить перфузию ткани в целом, но и проанализировать транскапиллярный обмен в разных слоях кожи по глубине. Временной интервал проведения процедуры сравнительно незначительный, что может обеспечить его применение в ежедневной медицинской практике. Предложенный метод может быть использован для диагностики состояния биологического объекта в норме и при патологии, а также при оценке эффективности лечения различных дерматозов.

**Конфликт интересов.** Данная статья написана в рамках диссертационного исследования ассистента кафедры кожных и венерических болезней СГМУ Давыдовой А. В.

### Библиографический список

1. Тучин В. В. Оптическая биомедицинская диагностика. М.: Физматлит, 2007.
2. Меглинский И. В., Королевич А. Н., Тучин В. В. Исследование микроциркуляций кровотока методом диффузионно-волновой спектроскопии // Биомедицинская радиоэлектроника. 2000. № 10. С. 37–45.
3. Young A. R. Chromophores in human skin // Phys. Med. Biol. 1997. Vol. 42. P. 789–802.
4. Крупаткин А. И., Сидорова В. В. Лазерная допплеровская флоуметрия микроциркуляции крови. М.: Медицина, 2005. 254 с.
5. Козлов В. И., Кореи Л. В., Соколов В. Г. Лазерная допплеровская флоуметрия и анализ коллективных процессов в системе микроциркуляции // Физиология человека. 1998. Т. 24. № 6. С. 112–121.
6. Донец М. В., Кучерик А. О., Сорокин С. А. Математическая модель формирования сигнала лазерного анализатора капиллярного кровотока // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. 2004. № 3. С. 51.
7. Doronin A.,I. Meglinski I. Online Object Oriented Monte Carlo computational tool for the needs of biomedical optics // Biomedical Optics Express. 2011. Vol. 2. P. 2461–2469.
8. Мчедлашвили Г. И. Микроциркуляция крови: общие закономерности регулирования и нарушений. Л.: Наука, 1989.
9. Светцов В. И., Смирнов С. А. Корпускулярно-фотонные процессы и технологии: учеб. пособие / Иван. гос. хим.-технол. ун-т. Иваново, 2002.
10. Ansari M. A., Massudi R. Study of short pulse laser in biological tissue by meansofboundary element method // Lasers. Med. Sci. 2011. № 26 (4). P. 503–508.

### Translit

1. Tuchin V. V. Opticheskaja biomedicinskaja diagnostika. M.: Fizmatlit, 2007.
2. Meglinskij I. V., Korolevich A. N., Tuchin V. V. Issledovanie mikrocirkuljacij krovotoka metodom diffuzionno-volnovoj spektroskopii // Biomedicinskaja radiojelektronika. 2000. № 10. S. 37–45.
3. Young A. R. Chromophores in human skin // Phys. Med. Biol. 1997. Vol. 42. P. 789–802.
4. Krupatkin A. I., Sidorova V. V. Lazernaja dopplerovskaja floumetrija mikrocirkuljacii krovi. M.: Medicina, 2005. 254 s.
5. Kozlov V. I., Korei L. V., Sokolov V. G. Lazernaja doplerovskaja floumetrija i analiz kollektivnyh processov v sisteme mikrocirkuljacii // Fiziologija cheloveka. 1998. T. 24. № 6. S. 112–121.
6. Donec M. V., Kucherik A. O., Sorokin S. A. Matematicheskaja model' formirovanija signala lazernogo analizatora kapilljarnogo krovotoka // Biomedicinskie tehnologii i radiojelektronika. 2004. № 3. S. 51.
7. Doronin A.,I. Meglinski I. Online Object Oriented Monte Carlo computational tool for the needs of biomedical optics // Biomedical Optics Express. 2011. Vol. 2. P. 2461–2469.
8. Mchedlashvili G. I. Mikrocirkuljacija krovi: obwie zakonomernosti regulirovanija i narushenij. L.: Nauka, 1989.
9. Svetcov V. I., Smirnov S. A. Korpuskuljarno-fotonnye processy i tehnologii: ucheb. posobie / Ivan. gos. him.-tehnol. un-t. Ivanovo, 2002.
10. Ansari M. A., Massudi R. Study of short pulse laser in biological tissue by meansofboundary element method // Lasers. Med. Sci. 2011. № 26 (4). P. 503–508.

УДК 616.5–036.12–053.8-07-092.11–058 (045) Оригинальная статья

# ИЗМЕНЕНИЕ ОСНОВНЫХ ДЕТЕРМИНАНТ КАЧЕСТВА ЖИЗНИ У ЛИЦ ТРУДОСПОСОБНОГО ВОЗРАСТА С ХРОНИЧЕСКИМИ ЗАБОЛЕВАНИЯМИ КОЖИ

***М. Г. Еремина** — ГБОУ ВПО Саратовский ГМУ им. В. И. Разумовского Минздравсоцразвития России, кафедра кожных и венерических болезней, ассистент.*

# CHANGING IN BASIC DETERMINANTS OF QUALITY OF LIFE IN PEOPLE OF WORKING AGE WITH CHRONIC SKIN DISEASES

***M. G. Yeremina —** Saratov State Medical University n.a. V. I. Razumovsky, Department of Skin and Venereal Diseases, Assistant.*

Дата поступления — 01.06.2012 г. Дата принятия в печать — 04.06.2012 г.

***Еремина М. Г.* Изменение основных детерминант качества жизни у лиц трудоспособного возраста с хроническими заболеваниями кожи // Саратовский научно-медицинский журнал. 2012. Т. 8, № 2. С. 621–626.**

*Цель:* сравнительная оценка связанного со здоровьем качества жизни пациентов трудоспособного возраста с псориазом и атопическим дерматитом с помощью двух специфических вопросников DLQI и DSQL. *Материал и методы*. Работа выполнена на базе СГМУ с использованием ресурсов консультативно-диагностического кабинета клиники гематологии и профпатологии, кафедры клинической иммунологии и аллергологии, кафедры кожных и венерических заболеваний. Для выявления распространенности заболеваний проведено сплошное обследование трудоспособного контингента, занятого на производствах, не имеющих профессиональных вредностей. Оценка качества жизни включала интервьюирование с помощью вопросников, заполненных самим пациентом. Полученные данные обработаны статистически. *Результаты*. Показатели КЖ у больных псориазом и атопическим дерматитом значительно снижены, даже в период стойкой ремиссии, особенно у больных ато-