

Исследование возможности повышения эффективности лазерного удаления татуировок с помощью оптического просветления кожи

Э.А.Генина, А.Н.Башкатов, В.В.Тучин, Г.Б.Альтшулер, И.В.Ярославский

Исследована возможность повышения эффективности лазерного селективного фототермолиза для удаления пигментов, содержащихся в татуировках, с помощью оптического просветления кожи человека. Экспериментально показано, что оптическое просветление кожи увеличивает контраст изображения татуировки. Компьютерное моделирование методом Монте-Карло показало, что уменьшение рассеяния лазерного пучка в верхних слоях кожи позволяет на 30 %–40 % снизить мощность излучения, необходимую для удаления татуировки, и, следовательно, повышает эффективность процедуры фототермолиза.

Ключевые слова: лазерный фототермолиз, моделирование методом Монте-Карло, иммерсионное оптическое просветление, кожа, татуировка.

1. Введение

Проблема удаления татуировок имеет не менее древнюю историю, чем их нанесение. До сих пор во многих косметических клиниках широко распространены такие деструктивные методы удаления татуировок, как абразия дермы и испарение верхнего слоя кожи с помощью аргонового и CO₂-лазеров [1–3], однако использование этих методов приводит, в большинстве случаев, к образованию шрамов. Удаление пигментов, содержащихся в татуировках, с помощью лазерного селективного фототермолиза является достаточно эффективным и безопасным методом [4–6]. В связи с применением разнообразных красителей при нанесении татуировок необходимо использовать лазеры различных длин волн. Наиболее часто используются наносекундные (10–100 нс) импульсные лазеры красного и ближнего ИК диапазонов, такие как рубиновый лазер (694 нм) [4–9] и лазеры с модулируемой добротностью, например на иттрий-алюминиевом гранате с неодимом (1064 и 532 нм) [5–9], а также alexandritовый (700–850 нм) [6, 9–11].

Пигментированные частицы туши, используемой для татуировок, находятся в дерме внутри фибробластов и тучных клеток преимущественно в околососудистой области [12]. Лазерное излучение красного и ближнего ИК

диапазонов достаточно глубоко проникает в кожу и в значительной мере поглощается синими, зелеными и черными пигментами, входящими в состав большинства татуировок [6]. При облучении кожи короткими лазерными импульсами нагрев и термическое разрушение пигментных частиц происходят значительно быстрее, чем нагрев окружающей ткани дермы [9, 10]. Разрушение частиц красителя и содержащих их клеток позволяет организму выводить пигменты нормальным физиологическим путем посредством лимфатического транспорта [13, 14].

Количество сеансов лазерной терапии зависит от типа красителя, глубины залегания татуировки и типа лазера. Для некоторых татуировок глубокие пигментированные слои могут быть скрыты поверхностными, что вызывает необходимость многократного лазерного воздействия [15, 16]. Дополнительная трудность состоит в том, что некоторые многоцветные татуировки содержат пигменты, которые незначительно поглощают ИК излучение [14, 17]. Хотя коротковолновое излучение хорошо поглощается татуировочными пигментами, использование лазеров видимого диапазона ограничено высоким рассеянием кожи и поглощением гемоглобина [6], а повышение интенсивности излучения лазера для компенсации потерь энергии, связанных с рассеянием и поглощением света в ткани, может привести к нарушениям в самой ткани, в том числе к стойкой пигментации кожи.

Оптическая иммерсия кожи, основанная на согласовании показателей преломления рассеивающих центров (коллагеновых и эластиновых волокон) и окружающего вещества (внутриклеточной жидкости), может повысить эффективность лазерного удаления татуировок, поскольку экзогенные иммерсионные агенты имеют более высокий показатель преломления, чем у внутриклеточной жидкости. Очевидно, что иммерсия за счет снижения светорассеяния в коже будет способствовать улучшению доставки лазерного излучения к внедренным частицам красителя и позволит использовать лазерное излучение видимого спектрального диапазона, которое в ряде случаев может оказаться более эффективным при воздействии на определенные типы красителей.

Э.А.Генина, А.Н.Башкатов. Научно-образовательный институт оптики и биофотоники Саратовского государственного университета им. Н.Г.Чернышевского, Россия, 410012 Саратов, ул. Астраханская, 83; e-mail: eagenina@optics.sgu.ru, a.n.bashkatov@mail.ru

В.В.Тучин. Научно-образовательный институт оптики и биофотоники Саратовского государственного университета 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: tuchin@sgu.ru

Г.Б.Альтшулер. Palomar Medical Technologies, Burlington, MA, USA

И.В.Ярославский. Научно-образовательный институт оптики и биофотоники Саратовского государственного университета им. Н.Г.Чернышевского, Россия, 410012 Саратов, ул. Астраханская, 83; адрес в настоящее время: Palomar Medical Technologies, Burlington, MA, USA

Поступила в редакцию 20 февраля 2008 г.

Целью работы является исследование иммерсионного просветления кожи для повышения эффективности поглощения лазерного излучения пигментами татуировок и других поглощающих материалов или патологических новообразований, лежащих на некоторой глубине в коже, с целью их деструкции путем селективного лазерного фототермолиза.

2. Материалы и методы

2.1. Экспериментальное исследование

Объектами исследования служили образцы кожи человека *in vitro*, полученные как послеоперационный материал. Средняя площадь поверхности образцов составляла 20×30 мм. Жировой слой удалялся. Толщина образцов измерялась с помощью микрометра с точностью ± 50 мкм.

Для получения татуировок использовались синяя и черная тушь. Исследуемые красители вводились с обратной стороны образца кожи с помощью специальной иглы для нанесения татуировки на глубину 0.2–0.3 мм. Таким образом, при толщине образцов кожи ~ 0.6 мм глубина залегания татуировки составляла 0.3–0.4 мм. На рис.1 представлены спектры поглощения разбавленных растворов красителей, измеренные с помощью оптического многоканального анализатора LESA-5 («БиоСпек», Россия). Видно, что коэффициент поглощения черного красителя не имеет максимумов и монотонно снижается с ростом длины волны. Для синего красителя максимумы полос поглощения соответствуют длинам волн 630 и 716 нм. Концентрации красителей в растворах: черный – 0.25 мкл/мл (0.025 %), синий – 0.312 мкл/мл (0.0312 %).

В качестве иммерсионного агента использовался водный раствор глицерина с концентрацией 88 % («Эколаб», Россия). Показатель преломления исследуемого раствора, измеренный с помощью рефрактометра ИРФ-454Б2М, составлял 1.45.

Для преодоления защитного барьера кожи использовался метод создания участков микроповреждений рогового слоя эпидермиса, подробно описанный в [18]. В результате термического воздействия на поверхности кожи образовывались микроканалы диаметром 200 ± 20

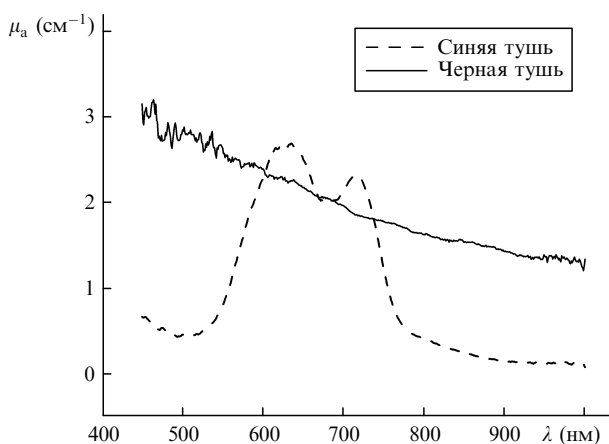


Рис.1. Спектральная зависимость коэффициента поглощения водных растворов красителей, используемых при создании татуировок: сплошная линия соответствует черному, штриховая – синему красителям; концентрации красителей в растворах: черный – 0.25 мкл/мл, синий – 0.312 мкл/мл.

мкм и глубиной 25 ± 5 мкм. Для удаления продуктов термического воздействия из микроканалов поверхность кожи обрабатывалась водным 40 %-ным раствором этанола. Эта процедура также способствовала увеличению проницаемости рогового слоя [19, 20], особенно внутри каналов.

Образцы кожи с татуировками, в которых роговой слой был предварительно перфорирован, подвергались воздействию раствора глицерина. Образцы закреплялись на кювете так, чтобы иммерсионный агент взаимодействовал только с перфорированным участком рогового слоя. Фотографирование образцов проводилось с помощью цифровой фотокамеры Coolpix 995 (Nikon, США) до и через 24 ч после начала воздействия раствора глицерина. Эксперименты проводились при температуре 20°C .

2.2. Моделирование методом Монте-Карло

Для оценки эффективности доставки лазерного излучения к областям локализации пигментов татуировок выполнено компьютерное моделирование изменения оптических параметров кожи методом Монте-Карло.

Кожа представляет собой сложную гетерогенную структуру, образованную тремя основными слоями: эпидермисом (толщина ~ 100 мкм), дермой (толщина $\sim 1 - 2$ мм) и подкожным жировым слоем (толщина 1–6 мм) [21]. Оптические свойства этих слоев характеризуются коэффициентами поглощения μ_a и рассеяния μ_s и фактором анизотропии рассеяния g , представляющим собой средний косинус угла рассеяния. Распределение крови, воды, меланина и других хромофоров кожи приводит к различию оптических характеристик каждого слоя. Эти различия позволяют выделить подслои для каждого слоя кожи. Эпидермис разделяется на два подслоя: это роговой слой (толщина ~ 20 мкм), представляющий собой обезвоженные кератинизированные остатки клеток, и живой эпидермис (толщина ~ 100 мкм), содержащий основной пигмент кожи – меланин. Дерма – основной кровесодержащий слой кожи, он в свою очередь может быть разделен на три основных подслоя: дерма с поверхностным сплетением сосудов (толщина 200 мкм), ретикулярная дерма (толщина ~ 1.5 мм) и дерма с глубинным сплетением сосудов (200 мкм). Между эпидермисом и дермой кожи расположена базальная мембрана толщиной 15 мкм [21, 22].

Поглощающие свойства кожи определяются в основном поглощением меланина, воды и гемоглобина крови [23]. Рассеяние определяется фиброзной структурой данной биоткани, т. е. рассеянием на коллагеновых волокнах дермы, а также митохондриях и ядрах клеток эпидермиса. В соответствии с оптическими и структурно-морфологическими свойствами кожи в данном моделировании используется шестислойная модель кожи, основные параметры которой представлены в табл.1.

В видимой и ближней ИК областях спектра поглощение каждого слоя определяется поглощением трех основных хромофоров кожи: крови, меланина и воды. Соответственно коэффициент поглощения каждого слоя определяется как [22]

$$\mu_{ak} = B_k C_k \mu_a^{bl}(\lambda) + (1 - B_k - W_k) \mu_a^{bg} + M_k \mu_a^{mel}(\lambda) + W_k \mu_a^{wat}(\lambda), \quad (1)$$

Табл.1. Параметры слоев кожи, используемые при моделировании [22].

Слой кожи	Толщина (мкм)	Показатель преломления	Объемная доля воды (%)	Объемная доля крови (%)	Коэффициент рассеяния обескровленной ткани на длине волны 577 нм (см ⁻¹)	Средний диаметр сосудов (мкм)
Эпидермис (включая роговой слой)	100	1.45	60	0	300	–
Базальная мембрана	15	1.4	60	0	300	–
Дерма с поверхностным сплетением сосудов	200	1.38	75	1.7	120	6
Ретикулярная дерма	1500	1.35	75	1.4	120	15
Дерма с глубинным сплетением сосудов	200	1.38	75	1.7	120	6
Подкожный жировой слой	3000	1.44	5	0	130	–

где $k = 1, \dots, 6$ – номер слоя; B_k и W_k – объемные доли крови и воды в каждом слое; для слоев, содержащих меланин (эпидермис и базальный слой) $M_k = 1$, для остальных слоев кожи $M_k = 0$; μ_a^{bl} , μ_a^{mel} , μ_a^{wat} и μ_a^{bg} – коэффициенты поглощения крови, меланина, воды и базового вещества (коллагена) биоткани (в рамках данного моделирования μ_a^{bg} предполагается спектрально независимым и равным 0.15 см^{-1} [22]); C_k – параметр коррекции. Параметр коррекции – число от 0 до 1, учитывающий, что кровь локализована в сосудах, а не равномерно распределена в объеме дермы кожи. Если диаметр кровеносного сосуда достаточно большой и свет не проникает во внутреннюю часть сосуда, то гемоглобин внутренней части не должен учитываться как поглотитель, и тогда параметр коррекции будет существенно меньше единицы. В противном случае для тонких сосудов параметр коррекции будет стремиться к единице. С учетом того, что параметр коррекции зависит от диаметра сосудов, в рамках данного моделирования использовалось следующее эмпирическое выражение [24]:

$$C_k = \frac{1}{1 + a(0.5\mu_a^{bl}d_k^{ves})^b},$$

где d_k^{ves} – диаметр кровеносных сосудов в сантиметрах. В случае освещения сосудов, лежащих параллельно поверхности кожи, коллимированным пучком света $a = 1.007$ и $b = 1.228$, а при диффузном освещении сосудов $a = 1.482$ и $b = 1.151$. Моделирование оптических свойств (т.е. фактора анизотропии и коэффициентов рассеяния и поглощения) крови было выполнено на основе алгоритма, подробно описанного в [25]. В рамках данного моделирования предполагалось, что степень оксигенации гемоглобина равна 0.8 (поскольку степень оксигенации гемоглобина для артериальной крови составляет 0.9, а для венозной крови – 0.7). Величина гематокрита крови равна 0.4. Оптические свойства воды достаточно хорошо исследованы в настоящее время, мы использовали данные, представленные в работах [26, 27].

Коэффициент рассеяния слоев кожи определяется как [22]

$$\mu_{sk}(\lambda) = B_k C_k \mu_s^{bl}(\lambda) + (1 - B_k) \mu_{sk}^{bg}(\lambda). \quad (2)$$

Здесь

$$\mu_{sk}^{bg}(\lambda) = \mu_{sk}^0(577/\lambda), \quad (3)$$

– коэффициент рассеяния обескровленной ткани [22]; μ_{sk}^0 – коэффициент рассеяния обескровленной ткани на длине волны 577 нм (см. табл.1); λ берется в нанометрах.

Фактор анизотропии рассеяния выражается следующим образом [22]:

$$g_k(\lambda) = \frac{B_k C_k \mu_s^{bl}(\lambda) g^{bl} + (1 - B_k) \mu_{sk}^{bg}(\lambda) g^{bg}(\lambda)}{\mu_{sk}(\lambda)}, \quad (4)$$

где

$$g^{bg}(\lambda) = 0.7645 + 0.2355 \left[1 - \exp\left(-\frac{\lambda - 500}{729.1}\right) \right] \quad (5)$$

– фактор анизотропии рассеяния обескровленной ткани [22]. Коэффициент поглощения меланина в рамках данного моделирования определялся на основе эмпирического выражения [22]

$$\mu_a^{mel}(\lambda) = A \exp\left(-\frac{\lambda - 800}{182}\right), \quad (6)$$

где параметр A – это отношение оптической плотности пигментированных слоев кожи (эпидермиса и базальной мембраны) к их толщине. В данном моделировании $A = 0.87 \text{ см}^{-1}$ для эпидермиса и 13.5 см^{-1} для базальной мембраны [22].

Моделирование оптического просветления различных слоев кожи было выполнено с использованием теории рассеяния Ми [28], которая требует знания показателей преломления рассеивающих частиц кожи и окружающей их внутритканевой жидкости, а также размеров рассеивателей. При проведении данных расчетов для эпидермиса и базальной мембраны использовалась модель сферических частиц, а для дермы – модель цилиндрических частиц. Выбор сферических рассеивателей для описания рассеивающих свойств эпидермиса основан на том, что для эпителиальных тканей основными рассеивателями являются митохондрии клеток [29, 30], а выбор цилиндрических рассеивателей для описания рассеяния в дерме кожи обусловлен ее фиброзной структурой [30, 31]. Поскольку функция распределения частиц по размерам и фактор упаковки рассеивателей неизвестны, то для моделирования были использованы монодисперсные так называемые Ми-эквивалентные частицы.

Для верхних слоев кожи коэффициент рассеяния рассчитывался в виде

$$\mu_s(\lambda) = \frac{3}{4} \frac{\varphi}{\pi a_{\text{sph}}^3} \pi a_{\text{sph}}^2 Q_s(a_{\text{sph}}, n_s, n_1) F(\lambda), \quad (7)$$

где a_{sph} – радиус сферических рассеивателей; $Q_s(a_{\text{sph}}, n_s, n_1)$ – фактор эффективности рассеяния; $F(\lambda)$ – фактор упаковки рассеивателей; n_s – показатель преломления рассеивателей; n_1 – показатель преломления внутритканевой жидкости; φ – объемная доля рассеивателей для каждого слоя. Для слоев дермы коэффициент рассеяния рассчитывались в виде

$$\mu_s(\lambda) = \frac{\varphi}{\pi a_c^2} 2a_c Q_s(a_c, n_s, n_1) F(\lambda), \quad (8)$$

в данном случае a_c – радиус цилиндрических рассеивателей. Эффективный размер рассеивателей и фактор упаковки рассчитывались с помощью минимизации целевой функции

$$\text{TF}(a(\lambda), F(\lambda)) = (\mu_s^{\text{mod}} - \mu_s^{\text{Mie}})^2 + (g^{\text{mod}} - g^{\text{Mie}})^2. \quad (9)$$

Здесь μ_s^{mod} и g^{mod} соответствуют данным, рассчитанным согласно уравнениям (2)–(5) для каждого слоя; μ_s^{Mie} и g^{Mie} – коэффициент рассеяния (уравнения (7), (8)) и фактор анизотропии, рассчитанные для каждого слоя на основе теории Ми. Минимизация целевой функции выполнялась симплексным методом Нелдера–Мида, подробно описанным в работе [32].

Для исследования влияния просветляющих агентов на оптические параметры кожи (диффузное отражение и доля света, поглощенного биотканью) внутритканевая жидкость кожи модельно заменялась на просветляющий агент (водный раствор глицерина) с большим, чем у внутритканевой жидкости, показателем преломления. При проведении расчетов предполагалось, что показатель преломления внутритканевой жидкости кожи равен показателю преломления воды, а показатель преломления водного раствора глицерина – 1.45. Считалось, что размеры эффективных рассеивателей кожи, фактор упаковки рассеивателей и показатель преломления рассеивателей в ходе оптического просветления не изменялись.

Для моделирования татуировки в модель кожи добавлялся поглощающий слой толщиной 50 мкм в форме креста размерами 1 × 1 см. Площадь моделируемого образца кожи составляла 3 × 3 см. Краситель в данном слое полагался неразбавленным (т.е. коэффициент поглощения красителя (см. рис.1) пересчитывался для 100 %-ной концентрации). Глубина, на которую помещался поглощающий слой в модели, была выбрана равной 0.5 или 1 мм, поскольку стандартная глубина введения красителя при нанесении татуировки с помощью механических средств составляет от 0.2 до 1 мм в зависимости от технологии и используемого оборудования [17].

Моделирование методом Монте-Карло (МК) выполнялось на основе алгоритма [33]. Стохастический численный метод МК широко используется для моделирования распространения оптического излучения в сложной случайно-неоднородной сильно рассеивающей и поглощающей среде, какой является биологическая ткань. МК-моделирование траекторий фотонных пакетов осуществлялось путем последовательного моделирования элементарных событий: генерации длины свободного пробега фотона, актов рассеяния и поглощения, отражения или/и преломления на границах раздела сред. Начальное и

конечное состояния фотонов полностью определяются геометрией источника излучения и детектора. Для моделирования спектров отражения и расчета доли поглощенных в области татуировки фотонов падающий свет представлялся в виде узкого пучка, нормального к поверхности ткани. Для моделирования использовалось 10^5 пакетов фотонов. При моделировании спектров отражения детектировались все обратнорассеянные фотоны, вышедшие в верхнюю полуплоскость над поверхностью биоткани. Зеркальное отражение фотонов от границы раздела воздух – поверхность ткани при их падении учитывалось отдельно.

Для расчета доли фотонов, поглощенных в области татуировки, использовалась следующая процедура: когда траектория пакета фотонов проходила через область татуировки, то при каждом акте взаимодействия параметр A_{tat} (доля фотонов, поглощенных в области татуировки) увеличивался на $w\mu_a/(\mu_a + \mu_s)$ [33], где w – текущий вес пакета фотонов, а μ_a и μ_s – коэффициенты поглощения и рассеяния в данной точке соответственно. После детектирования всех пакетов фотонов значение A_{tat} суммировалось по всем пакетам и нормировалось на суммарный вес пакетов, используемых для моделирования.

В случае рассеяния фотонного пакета новое направление выбиралось согласно фазовой функции рассеяния Хенни – Гринштейна:

$$f_{\text{HG}}(\theta) = \frac{1}{4\pi} \frac{1 - g^2}{(1 + g^2 - 2g \cos \theta)^{3/2}},$$

где θ – полярный угол рассеяния. По азимутальному углу рассеяния распределение полагалось однородным.

При моделировании изображений кожи с татуировкой использовалось 25×10^6 пакетов фотонов. При этом фотоны, падающие по нормали к поверхности кожи, равномерно распределялись в области 3 × 3 см. Для детектирования обратнорассеянных фотонов данная область (3 × 3 см) была разбита на ячейки площадью 0.01 мм². При выходе обратнорассеянного фотона его вес записывался в ячейку массива, соответствующую координатам точки выхода, суммировался по всем пакетам и после завершения моделирования нормировался на средний вес падающих на соответствующую площадку пакетов.

Требуемые для МК-моделирования значения толщин и показателей преломления каждого слоя представлены в табл.1. Коэффициенты поглощения для каждой длины волны и для каждого слоя рассчитывались согласно уравнению (1), а коэффициенты рассеяния и фактор анизотропии каждого слоя кожи без оптического просветления – согласно уравнениям (2)–(5). При иммерсионном просветлении кожи коэффициенты рассеяния и фактор анизотропии каждого слоя кожи рассчитывались согласно уравнениям (7), (8) и теории Ми [28].

3. Результаты и обсуждение

На рис.2 показаны образцы кожи человека с татуировками, выполненными с помощью черной и синей туши, до и после воздействия в течение 24 часов водного раствора глицерина. У обоих образцов был предварительно перфорирован роговой слой эпидермиса. Хорошо видно, что в начальный момент времени (рис.2, а, б) та-

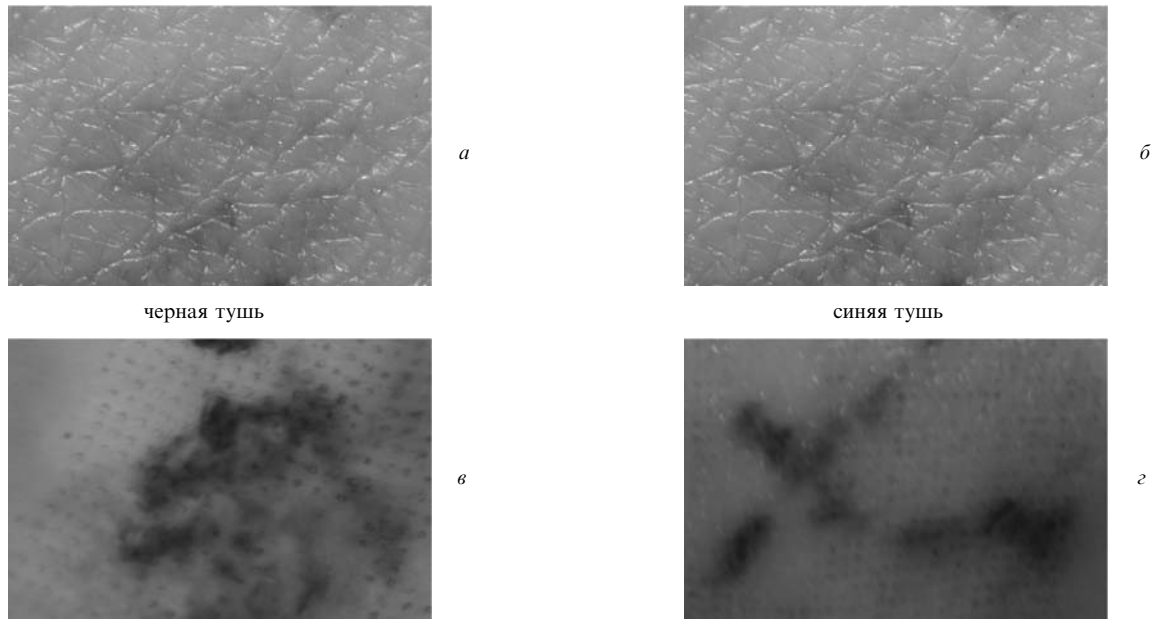


Рис.2. Изображения поверхности кожи с татуировкой черной (а, в) и синей (б, г) тушью; образец с татуировкой до воздействия глицерина (а, б) и после микроперфорирования поверхности и воздействия глицерина в течение 24 часов (в, г).

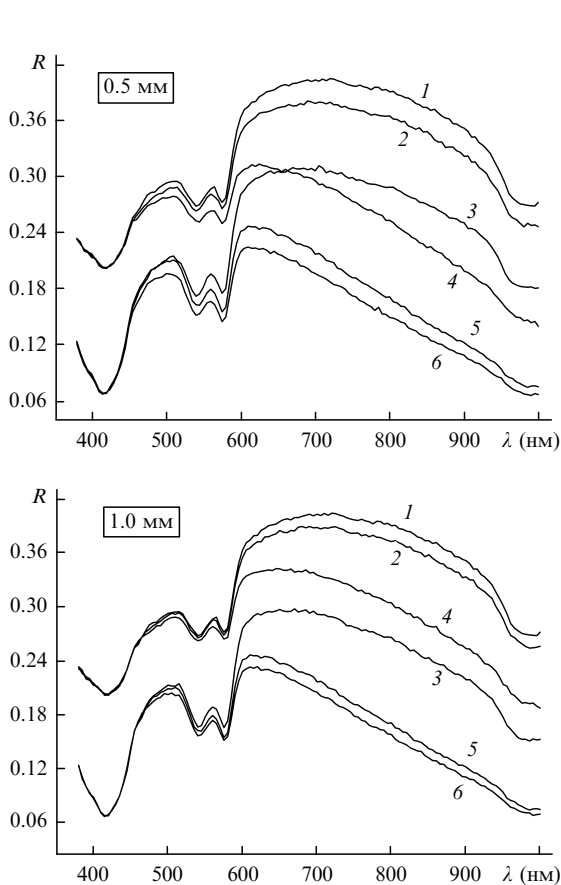


Рис.3. Результат МК-моделирования коэффициента отражения кожи при глубине залегания татуировки черным красителем 0.5 (а) и 1.0 мм (б): кожа без татуировки и без просветления (1); кожа с татуировкой без просветления (2); иммерсированы слои кожи, лежащие выше татуировки (3); иммерсированы слои кожи, лежащие ниже татуировки (кроме подкожного жирового слоя) (4); кожа без татуировки, все слои (кроме подкожного жирового слоя) иммерсированы (5); кожа с татуировкой, все слои (кроме подкожного жирового слоя) иммерсированы (6).

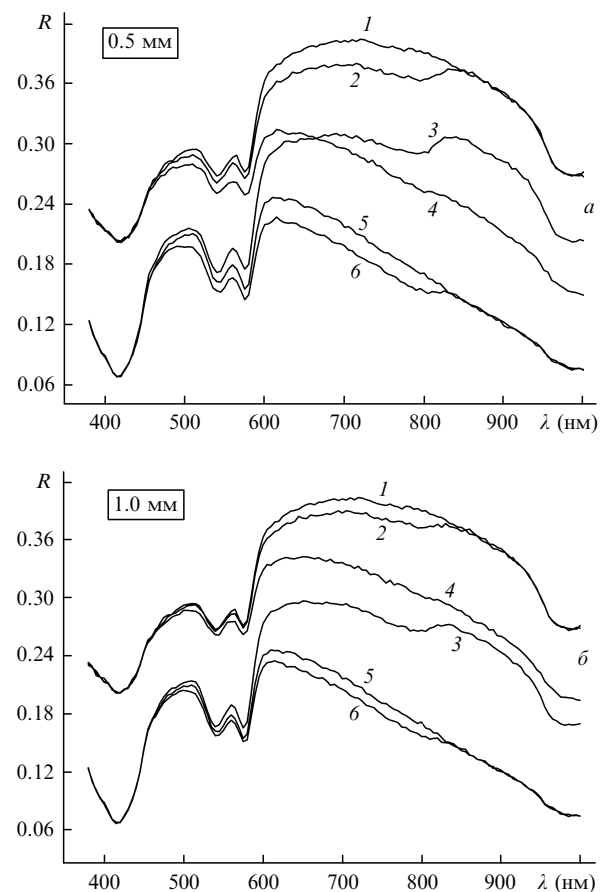


Рис.4. Результат МК-моделирования коэффициента отражения кожи при глубине залегания татуировки синим красителем 0.5 (а) и 1.0 мм (б): кожа без татуировки и без просветления (1); кожа с татуировкой без просветления (2); иммерсированы слои кожи, лежащие выше татуировки (3); иммерсированы слои кожи, лежащие ниже татуировки (кроме подкожного жирового слоя) (4); кожа без татуировки, все слои (кроме подкожного жирового слоя) иммерсированы (5); кожа с татуировкой, все слои (кроме подкожного жирового слоя) иммерсированы (6).

татуировки визуализируются значительно хуже, чем после обработки и иммерсирования (рис.2, *в, г*). В обоих случаях толщина образцов уменьшалась с 0.6 ± 0.05 мм в начальный момент до 0.5 ± 0.05 мм после окончания воздействия раствора глицерина.

На рис.3 представлены спектральные зависимости коэффициента отражения кожи при различных условиях, рассчитанные методом МК. Кривая 1 показывает спектр отражения интактной кожи в отсутствие татуировки. Кривая 2 соответствует спектру отражения кожи без просветления при наличии татуировки, выполненной черной тушью и находящейся на глубине 0.5 (рис.3, *а*) и 1.0 мм (рис.3, *б*). Кривые 3 и 4 соответствуют случаям, когда иммерсированы слои кожи, находящиеся выше и ниже татуировки. Кривые 5 и 6 являются спектрами отражения полностью иммерсированной нетатуированной и татуированной кожи. Подкожный жировой слой во всех случаях не иммерсировался. Рис.4 представляет результаты моделирования диффузного отражения кожи в отсутствие и при наличии в ней татуировки синей тушью на глубине 0.5 или 1 мм.

Кривые 1 и 5 на рис.3 и 4 совпадают, поскольку соответствуют неиммерсированной и полностью иммерсированной коже без татуировки. Форма представленных спектров определяется поглощением меланина, поло-

са поглощения гемоглобина крови с максимумами на 416, 542 и 575 нм [25] и воды с максимумом на 980 нм [26], а также спектральной зависимостью коэффициента рассеяния кожи.

Спектры поглощения красителей оказывают влияние на форму спектра отражения кожи. Присутствие татуировки снижает коэффициент отражения кожи в результате поглощения света пигментами, входящими в состав туши. Хорошо видно, что с уменьшением глубины залегания пигмента коэффициент отражения кожи снижается более значительно.

По данным, полученным в результате МК-моделирования, построены изображения кожи с татуировкой, выполненной с помощью черной или синей туши и находящейся под слоем кожи на глубине 0.5 (рис.5, *а-г*) и 1 мм (рис.5, *д-з*). Для построения изображений использованы оптические параметры кожи, рассчитанные для $\lambda = 633$ нм. Поскольку коэффициенты поглощения черного и синего красителей на данной длине волны при данной концентрации практически совпадают, изображения татуировки на рис.5 можно отнести к обоим красителям.

Границы татуировок на рис.5 выглядят достаточно размытыми (что особенно заметно на примере татуировок, залегающих на глубинах ~ 1 мм (см. рис.5, *д-з*)), вследствие значительного рассеяния света верхними сло-

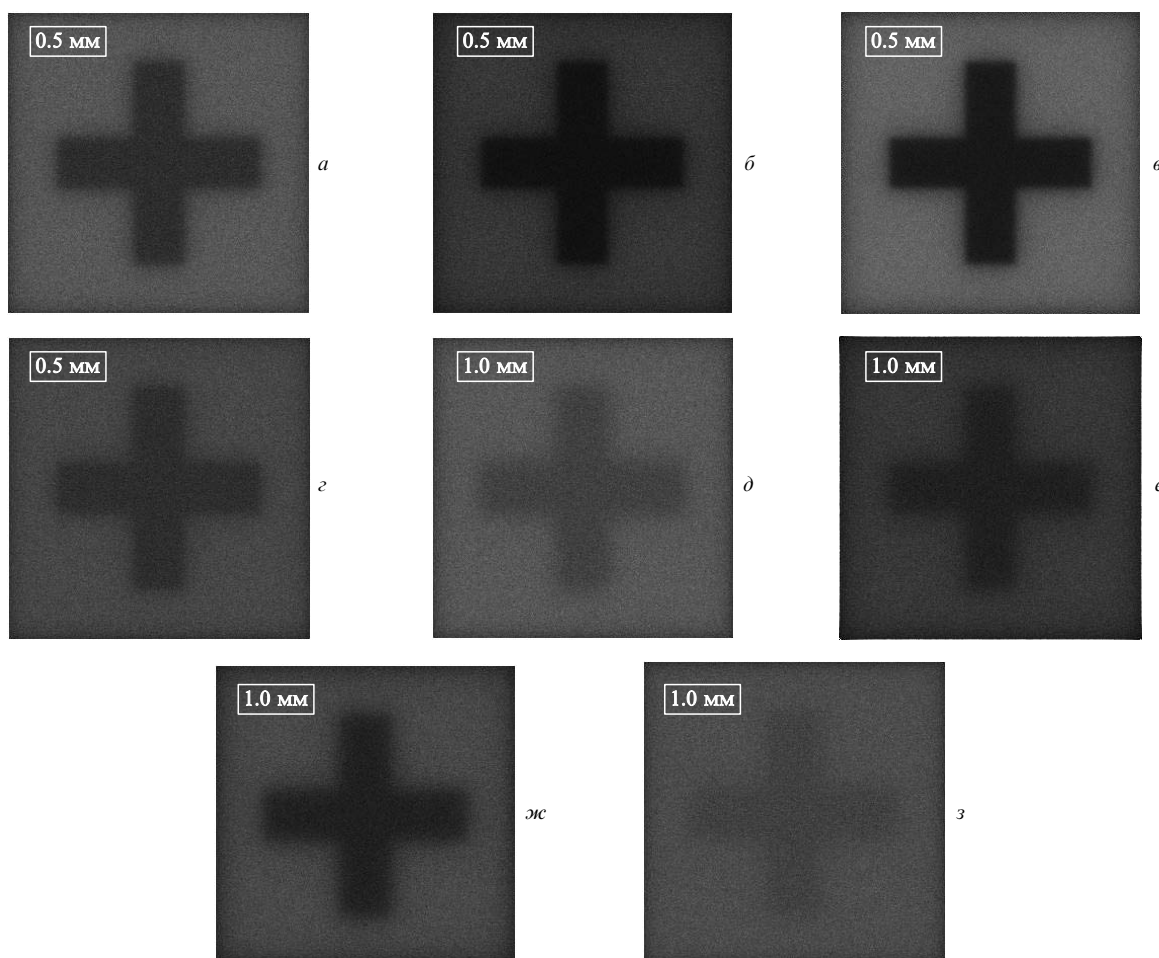


Рис.5. Результат МК-моделирования изображения кожи с татуировкой в отраженном свете (коэффициент отражения) на длине волны 633 нм, глубина залегания татуировки 0.5 и 1.0 мм, размер татуировки 1×1 см, площадь моделируемого образца кожи 3×3 см: кожа без просветления (*а, д*); все слои кожи (кроме подкожного жирового слоя) иммерсированы (*б, е*); иммерсированы путем нанесения на поверхность кожи иммерсионного агента слои кожи, лежащие выше татуировки (*в, ж*); иммерсированы путем инъекции иммерсионного агента слои кожи, лежащие ниже татуировки (*г, з*).

ями биоткани. Оптическое просветление данных слоев вызывает существенное повышение контраста изображений, что способствует улучшению локализации и визуализации татуировки. Для оценки контраста полученных изображений использовалась формула $K = (R_1 - R_2) \times (R_1 + R_2)^{-1}$, где R_1, R_2 – коэффициенты отражения кожи вне области татуировки и внутри нее соответственно. Контраст изображения татуировки, находящейся на глубине 0.5 мм на фоне интактной кожи, $K = 0.33$. При полном иммерсировании кожи контраст увеличивается приблизительно в 1.5 раза ($K = 0.5$). При просветлении только верхних слоев кожи (до татуировки) контраст увеличивается почти в 2 раза ($K = 0.63$), а при просветлении только нижних слоев кожи контраст снижается в 1.7 раза ($K = 0.2$). Анализ изображения татуировки, находящейся на глубине 1 мм, показывает, что наибольший контраст также достигается при просветлении верхнего слоя ($K = 0.4$), что в 2.6 раза превышает контраст изображения татуировки на фоне интактной кожи ($K = 0.15$). Незначительное повышение контраста наблюдается при полном иммерсировании кожи ($K = 0.28$). Контраст снижается, если просветляются только нижние слои кожи ($K = 0.09$). Таким образом, рис.5 показывает, что просветление эпидермиса и верхних слоев дермы более предпочтительно, т.к. в этом случае контраст полученного изображения оказывается максимальным.

На следующих рисунках представлена спектральная зависимость доли фотонов, поглощенных в области татуировки черным (рис.6) и синим (рис.7) красителями на глубине 0.5 или 1 мм. На обоих рисунках кривые 1 и 5, соответствующие интактной и полностью иммерсированной коже без татуировки, совпадают. Видно, что в отсутствие татуировки образец практически не поглощает в исследуемом диапазоне длин волн. Наличие татуировки изменяет спектральную зависимость доли поглощенных фотонов в соответствии со спектром поглощения используемых красителей. Моделирование распространения фотонов в коже показало, что иммерсия слоев, лежащих ниже татуировки, уменьшает количество поглощенных фотонов в данной области, что также хорошо заметно на рис.5, б, г и е, з. Это связано с тем, что фотоны, прошедшие верхние слои кожи и слой с красителем и попавшие далее в область слабого рассеяния, проходят эту зону, практически не меняя своего направления, и поглощаются в более глубоких слоях. Таким образом, они не могут внести свой вклад в долю фотонов, поглощенных в зоне татуировки. В то же время, при просветлении только верхних слоев, лежащих над слоем красителя, значительное количество фотонов проходит верхние слои почти без рассеяния и поглощается в слое красителя. При этом фотоны, прошедшие поглощающий слой и попавшие в область под татуировкой, могут, в результате рассеяния в нижних слоях, снова вернуться в слой, где находится краситель, и поглотиться в нем. Таким образом, просветление верхних слоев кожи позволяет значительно снизить мощность используемого при термоллизе лазерного излучения за счет повышения эффективности его поглощения в татуировке. В области 600–1000 нм при просветлении верхних слоев кожи доля поглощенных фотонов увеличивается в среднем на 30% и 40% для татуировок, находящихся на глубине 0.5 и 1 мм соответственно. Таким образом, для глубоко залегающих татуировок данный метод просветления является более эффективным.

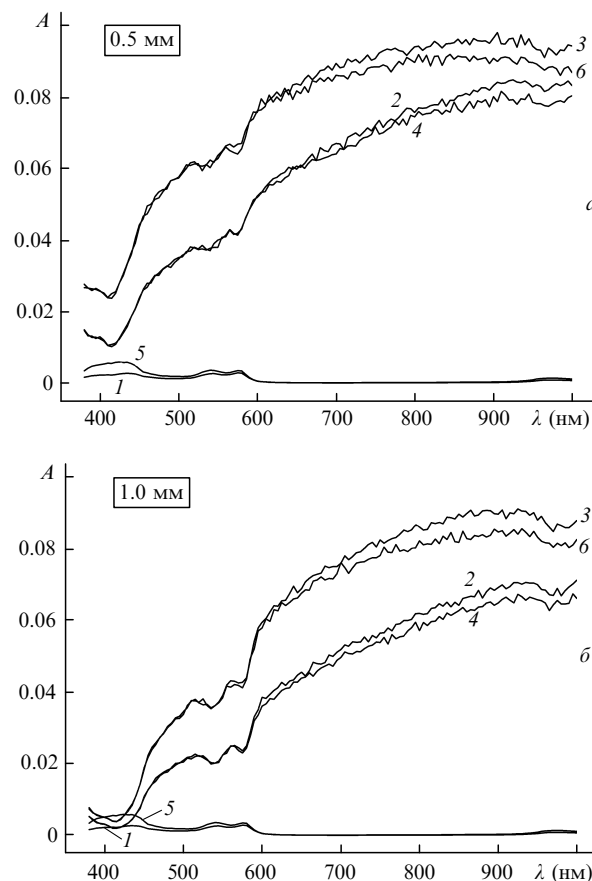


Рис.6. Результат МК-моделирования доли поглощенных фотонов в коже (в области татуировки черным красителем) на глубине 0.5 (а) и 1.0 мм (б) при различных условиях: кожа без татуировки и без просветления (1); кожа с татуировкой без просветления (2); иммерсированы слои кожи, лежащие выше татуировки (3); иммерсированы слои кожи, лежащие ниже татуировки (кроме подкожного жирового слоя) (4); кожа без татуировки, все слои (кроме подкожного жирового слоя) иммерсированы (5); кожа с татуировкой, все слои (кроме подкожного жирового слоя) иммерсированы (6).

Для оценки плотности мощности лазерного излучения, применяемого при фототермоллизе, воспользуемся литературными данными. В частности, плотность энергии излучения александритового лазера (755 нм) составляет 5 Дж/см² [6]. Из данных, представленных на рис.6 и 7, следует, что в области залегания татуировки на глубине 0.5 и 1 мм доля поглощенного излучения составляет 0.07 и 0.05, что соответствует 0.35 и 0.25 Дж/см². При просветлении доля поглощенных фотонов возрастает до 0.09 и 0.07 для глубин 0.5 и 1 мм, и плотность энергии, поглощенной пигментами татуировки, увеличивается до 0.45 и 0.35 Дж/см². Таким образом, для достижения того же результата, получаемого в отсутствие оптического просветления кожи, можно снизить плотность энергии лазерного излучения на 30%–40% в зависимости от глубины залегания татуировки.

Полученные результаты показывают, что иммерсия верхних слоев дермы кожи значительно увеличивает долю фотонов, поглощенных красителями. При этом микроперфорация рогового слоя эпидермиса, которая вызывает эффективное иммерсирование верхних слоев кожи, находящихся над татуировкой, не только ускоряет процесс просветления кожи в результате формирования каналов в эпидермисе, как было показано ранее в работах [18, 21, 34–36], но и способствует увеличению доли по-

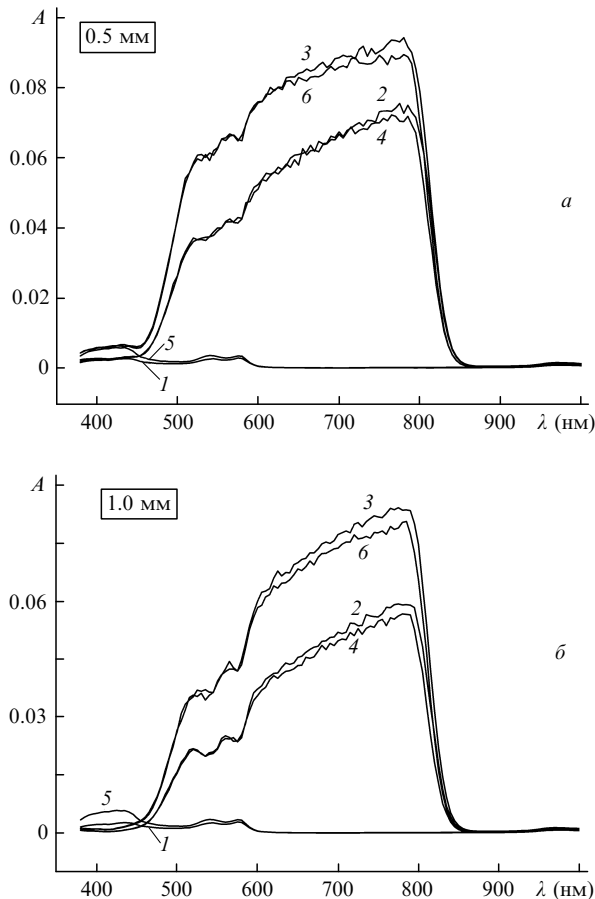


Рис. 7. Результат МК-моделирования доли поглощенных фотонов в коже (в области татуировки синим красителем) на глубине 0.5 мм (а) и 1.0 мм (б) при различных условиях: кожа без татуировки и без просветления (1); кожа с татуировкой без просветления (2); иммерсированы слои кожи, лежащие выше татуировки (3); иммерсированы слои кожи, лежащие ниже татуировки (кроме подкожного жирового слоя) (4); кожа без татуировки, все слои (кроме подкожного жирового слоя) иммерсированы (5); кожа с татуировкой, все слои (кроме подкожного жирового слоя) иммерсированы (6).

глощенного в области татуировки света. Инъекция иммерсионного агента в дерму кожи под татуировку оказывается менее эффективной, поскольку снижает долю поглощенных фотонов в области татуировки.

4. Заключение

В работе представлены результаты исследования оптического просветления различных слоев кожи с введенными в дерму красителями, имитирующими татуировку, под действием иммерсионного агента. По данным, полученным в результате МК-моделирования, построены изображения кожи с татуировкой, находящейся на разной глубине в дерме. Показано, что при просветлении верхних слоев кожи доля фотонов, поглощенных в области татуировок, которые находятся на глубине 0.5 или 1 мм, увеличивается в среднем на 30 % или 40 %, что позволяет соответственно снизить мощность используемого при термоллизе лазерного излучения.

Работа выполнена при финансовой поддержке Palomar Medical Technologies Inc. (Burlington, USA), Россий-

ского федерального агентства по образованию РФ (гранты № 1.4.06 и № РНП.2.1.1.4473) и частичной финансовой поддержке РФФИ (проект № 06-02-16740).

1. Scutt R.W.B. *Br. J. Plast. Surg.*, **25**, 189 (1972).
2. Reid R., Muller S. *Plast. Reconstr. Surg.*, **65**, 717 (1980).
3. Apfelberg D.B., Maser M.R., Lash H., White D.N., Flores J.T. *Ann. Plast. Surg.*, **14**, 6 (1985).
4. Huzaira M., Anderson R. *Lasers Surg. Med.*, **31**, 121 (2002).
5. Levine V.J., Geronemus R.G. *Cutis*, **55**, 291 (1995).
6. McNichols R.J., Fox M.A., Gowda A., Tuya S., Bell B., Motamedi M. *Lasers Surg. Med.*, **36**, 289 (2005).
7. Kilmer S.L., Anderson R.R. *J. Dermatol. Surg. Oncol.*, **19**, 330 (1993).
8. Fitzpatrick R.E., Lupton J.R. *Lasers Surg. Med.*, **27**, 358 (2000).
9. Leuenberger M.L., Mullas M.W., Hata T.R., Goldman M.P., Fitzpatrick R.E., Grevelink J.M. *Dermatol. Surg.*, **25**, 10 (1999).
10. Alster T.S. *J. Am. Acad. Dermatol.*, **33**, 69 (1995).
11. Moreno-Arias G.A., Casals-Andreu M., Camps-Fresneda A. *Lasers Surg. Med.*, **25**, 445 (1999).
12. Mann R., Klingmuller G. *Arch. Dermatol. Res.*, **271**, 367 (1981).
13. Fergusson J.E., Andrew S.M., Jones C.J., August P.J. *Br. J. Dermatol.*, **137**, 405 (1997).
14. Timko A.L., Miller C.H., Johnson F.B., Ross E.V. *Arch. Dermatol.*, **137**, 143 (2001).
15. Alster T.S. *J. Am. Acad. Dermatol.*, **33**, 69 (1995).
16. Dozier S.E., Diven D.G., Jones D., Brysk M., Sanchez R.L., Motamedi M. *Dermatol. Surg.*, **21**, 237 (1995).
17. Zelickson B.D., Mehregan D.A., Zarrin A.A., Coles C., Hartwig P., Olson S., Leaf-Davis J. *Lasers Surg. Med.*, **15**, 364 (1994).
18. Genina E.A., Bashkatov A.N., Korobko A.A., Zubkova E.A., Tuchin V.V., Yaroslavsky I.V., Altshuler G.B. *J. Biomed. Opt.*, **13**, 021102 (2008).
19. Peck K.D., Ghanem A.-H., Higuchi W.I. *Pharmaceutical Res.*, **11**, 1306 (1994).
20. Genina E.A., Bashkatov A.N., Tuchin V.V. *Medical Laser Application*, **23**, 31 (2008).
21. Schaefer H., Redelmeier T.E. *Skin barrier: Principles of Percutaneous Absorption* (Basel: Karger, 1996).
22. Altshuler G., Smirnov M., Yaroslavsky I. *J. Phys. D: Appl. Phys.*, **38**, 2732 (2005).
23. Меглинский И.В. *Квантовая электроника*, **31**, 1101 (2001).
24. Bashkatov A.N., Tuchin V.V., Genina E.A., Stolnitz M.M., Zhestkov D.M., Altshuler G.B., Yaroslavsky I.V. *Proc. SPIE Int. Soc. Opt. Eng.*, **6436**, 64360Z (2007).
25. Башкатов А.Н., Жестков Д.М., Генина Э.А., Тучин В.В. *Оптика и спектроскопия*, **98**, 695 (2005).
26. Hale G., Querry M.R. *Appl. Opt.*, **12**, 555 (1973).
27. Smith R.C., Baker K.S. *Appl. Opt.*, **20**, 177 (1981).
28. Борен К., Хафмен Д. *Поглощение и рассеяние света малыми частицами* (М.: Мир, 1986).
29. Mourant J.R., Freyer J.P., Hielscher A.H., Eick A.A., Shen D., Johnson T.M. *Appl. Opt.*, **37**, 3586 (1998).
30. Tuchin V.V. *Tissue Optics: Light Scattering and Instruments for Medical Diagnostics* (Bellingham, WA: SPIE Press, 2007, Vol. PM 166).
31. Saidi I.S., Jacques S.L., Tittel F.K. *Appl. Opt.*, **34**, 7410 (1995).
32. Банди Б. *Методы оптимизации* (М.: Радио и связь, 1988).
33. Wang L., Jacques S.L., Zheng L. *Comp. Methods Progr. Biomed.*, **47**, 131 (1995).
34. Tuchin V.V., Altshuler G.B., Gavrilova A.A., Pravdin A.B., Tabatadze D., Childs J., Yaroslavsky I.V. *Lasers Surg. Med.*, **38**, 824 (2006).
35. Genina E.A., Bashkatov A.N., Gavrilova A.A., Pravdin A.B., Tuchin V.V., Yaroslavsky I.V., Altshuler G.B. *Proc. SPIE Int. Soc. Opt. Eng.*, **6734**, 673419 (2007).
36. Altshuler G.B., Bashkatov A.N., Genina E.A., Gavrilova A.A., Pravdin A.B., Tabatadze D., Childs J., Yaroslavsky I.V., Tuchin V.V. *Lasers Surg. Med., Suppl.*, **18**, 2 (2006).