

МЕХАНИЗМЫ ДЕЙСТВИЯ РАЗЛИЧНЫХ ЛАЗЕРОВ И ДИФФЕРЕНЦИРОВАННЫЕ ПОКАЗАНИЯ  
К ИХ ПРИМЕНЕНИЮ (обзор литературы)

О.В. ШЕПТИЙ\*, Л.С. КРУГЛОВА\*\*, Н.Б. КОРЧАЖКИНА\*\*\*, К.В. КОТЕНКО\*\*\*, В.В. ЯМЕНСКОВ\*\*\*\*

\*Клиника «Телос Бьюти», ул. Малая Калужская, д.15, стр.1, г. Москва, Россия, 119071

\*\*Московский научно-практический Центр дерматовенерологии и косметологии Департамента здравоохранения г. Москвы, Славянская площадь, д.4, стр.1, Москва, Россия, 109074

\*\*\*ИППО ФГБУ ГНЦ ФМБЦ им.А.И.Бурназяна ФМБА России,

ул. Маршала Новикова дом 23, г. Москва, Россия, 123098

\*\*\*\*ФГБУ «3 ЦВКГ им. А.А. Вишневого» Минобороны России,  
пос. Новый, Красногорский район, Московская обл., Россия, 143420

**Аннотация.** На сегодняшний день методы лазерного воздействия применяются на коже намного чаще, чем на любых других тканях, что обусловлено исключительным разнообразием и распространенностью кожной патологии и различных косметических дефектов, а так же относительной простотой выполнения процедур, что связано с поверхностным расположением объектов, требующих лечения. Лазерное омоложение можно отнести к наиболее эффективным и универсальным методам борьбы с инволюционными изменениями кожи. Целевыми хромофорами для лазерного излучения являются практически все химические структуры кожи – вода, гемоглобин, меланин, коллаген. Селективность лазерного воздействия позволяет подобрать индивидуальную схему коррекции инволюционных нарушений кожи при любом типе ее старения. Широкая востребованность лазерных процедур, их высокая эффективность диктуют необходимость обобщения имеющихся современных данных о преимуществах и особенностях применения, а так же по тактике ведения пациентов, что в значительной степени может помочь специалистам лазерной медицины в выборе наиболее рациональной технологии с корректным соотношением эффективности и безопасности.

В данной обзорной статье приводятся современные данные о методике проведения лазерной шлифовки кожи с помощью СО<sub>2</sub>-лазера с описанием поэтапного ведения пациентов. Подробно описываются прогнозируемые побочные эффекты, нежелательные явления и методы их профилактики и коррекции.

**Ключевые слова:** лазер, фототермолиз, абляция.

ACTION MECHANISMS OF VARIOUS LASERS AND THE DIFFERENTIATED INDICATIONS TO  
THEIR APPLICATION (REVIEW)

O.V. SHEPTIY\*, L.S.KRUGLOVA\*\*, N.B. KORCHAZHKINA\*\*\*, K.V. KOTENKO\*\*\*, V.V. YAMENSKOV\*\*\*\*

\*The Clinic of "Telos Beauty", str. Shallow Kaluga, 15, building 1, Moscow, Russia, 119071

\*\*Moscow Scientific and Practical Center of Dermatovenereology and Cosmetology, Department of Health, Slavic square, 4, building 1, Moscow, Russia, 109074

\*\*\*Institute of Postgraduate Professional Education of Federal State A.I. Burnazyan Budgetary Institution GNTs FMBTs of FMBA of Russia, Str. Marshal Novikov Building 23, Moscow, Russia, 123098

\*\*\*\*3 Central Military Vishnevsky Clinical Hospital, pos. New, Krasnogorsk district, Moscow region., Russia, 143420

**Abstract.** To date, the methods of laser irradiation applied to the skin is much more frequent than in any other tissues, due to an exceptional variety and prevalence of skin diseases and a variety of cosmetic defects, as well as the relative simplicity of the procedures, which is associated with a surface location of objects requiring treatment. Laser rejuvenation can be attributed to the most efficient and versatile methods of struggle with involutinal changes in the skin. Target chromophores for laser radiation are almost all the chemical structures of the skin - the water, hemoglobin, melanin, collagen. The selectivity of the laser action allows you to choose individual scheme correction of involutinal disorders of the skin in any type of aging skin. Wide demand for laser treatments, their high efficiency dictate the need to synthesize the available current data on the benefits and features of the application, as well as to the tactics of patients that can benefit greatly assist the individual laser medicine in the choice of the most efficient technology with the correct ratio of efficacy and safety.

In this review article provides current data on the method of laser skin resurfacing using a CO<sub>2</sub> laser with a description of the phase of patient management. Describes in detail the predicted side effects, adverse events, and methods for their prevention and correction.

**Key words:** laser, laser photothermolysis, ablation.

Методы лазерного воздействия применяются для манипуляций на коже намного чаще, чем на любых других тканях. Это объясняется двумя моментами. Во-первых, исключительным разнообразием и распространенностью кожной патологии и различных косметических дефектов, а во-вторых, относительной простотой выполнения процедур, что связано с поверхностным расположением объектов, требующих лечения.

Слово лазер – это побуквенный перевод англоязычного термина *laser*, сформированного из аббревиатуры от слов *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation* – усиление света посредством стимулированной эмиссии излучения.

Лазеры, используемые в медицине, генерируют излучение в видимой ( $\lambda$  – 380-760 нм), инфракрасной ( $\lambda > 760$  нм), ультрафиолетовой ( $\lambda < 380$  нм) и рентгеновской ( $\lambda < 1$  нм) областях спектра электромагнитных волн.

Основой работы лазера является его активная среда. Материалом для нее могут быть твердые тела (кристаллы, сплавы, полупроводники), жидкости (растворы красителей) или газы ( $\text{CO}_2$ , галогены, инертные газы или газовые смеси). От состава активной среды зависит длина волны и некоторые другие параметры излучения, испускаемого данным лазером. Активация среды достигается с помощью электромагнитных волн или мощного светового потока, в результате чего происходит возбуждение большинства молекул и атомов до возбужденного (*excited*) состояния. Спонтанное возвращение к исходному состоянию единичных молекул и атомов среды сопровождается выходом из каждого из них светового кванта (фотона электромагнитного излучения). Соударение такого фотона с другой возбужденной мишенью ведет к выходу из нее своего фотона (стимулированный фотон – *stimulated*), а он в свою очередь даст начало следующему и т.д. таким образом, возникает лавинообразная генерация все новых и новых стимулированных фотонов с одинаковой энергией. Это называется стимулированной эмиссией (*stimulated emission*). Активная среда лазера находится в резонаторе, на противоположных стенках которого находятся два обращенных друг к другу зеркала, одно из которых отражает весь поток стимулированных фотонов, а второе способно к их частичному пропусканию. Через это зеркало после многократных отражений от обеих зеркальных поверхностей часть фотонов, генерированных в активной среде, покидает резонатор в виде лазерного луча (рис.1).

Лазерное излучение имеет свои особенности, делаю его уникальным, благодаря трем только ему присущим свойствам:

– Когерентность. Пики и спады волн располагаются параллельно и совпадают по фазе во времени и пространстве.

– Монохромность. Световые волны имеют одинаковую длину, что предусмотрено используемой в лазере средой.

– Коллимация. Волны в луче света сохраняют параллельность, не расходятся, и луч переносит энергию практически без потерь.

В основе взаимодействия лазерного света с тканями лежат оптические свойства тканей и физические свойства лазерного излучения.

Основными физическими параметрами лазера, определяющими воздействие квантовой энергии на ту или иную биологическую мишень, являются длина генерируемой волны и плотность потока энергии.

Длина волны лазера сопоставима со спектром поглощения самых важных тканевых хромофоров. При выборе этого параметра обязательно следует учитывать глубину расположения структуры-мишени (хромофора), поскольку рассеивание света в дерме существенно зависит от длины волны. Это означает, что длинные волны поглощаются слабее, чем короткие, соответственно, их проникновение в ткани глубже. Необходимо учитывать также и неоднородность спектрального поглощения тканевых хромофоров. Например, гемоглобин имеет множество различных пиков поглощения, а поглощение меланина постепенно уменьшается по мере увеличения длины волны света.

Если длина волны света влияет на глубину, на которой происходит его поглощение тем или иным хромофором, то для непосредственного повреждения структуры-мишени важна величина энергии лазерного излучения и мощность, определяющую скорость поступления этой энергии. Энергия измеряется в джоулях (Дж), мощность – в ваттах (Вт, или Дж/с). В практике обычно учитываются указанные параметры излучения в перерасчете на единицу площади – плотность потока энергии (Дж/см<sup>2</sup>) и скорость потока энергии (Вт/см<sup>2</sup>), или плотность мощности.

Распределение света, попавшего на кожу, можно разделить на четыре процесса, взаимосвязанных между собой:

1. Отражение. Около 5 - 7 % света отражаются на уровне рогового слоя.

2. Поглощение (абсорбция). Интенсивность света определенной длины волны, проходящего сквозь ткань, зависит от его исходной интенсивности, а также о глубины проникновения и глубины угасания. Если свет не поглощается, никакого его воздействия на ткани не происходит. Когда фотон поглощается молекулой-мишенью (хромофором), вся его энергия передается этой молекуле. Важнейшими эндогенными хромофорами являются меланин, гемоглобин, вода и коллаген. Меланин в норме содержится в эпидермисе и волосяных фолликулах. Спектр его поглощения лежит в *ультрафиолете* (УФ) и видимом свете. Ослабление поглощения наступает в ближней инфракрасной области. Максимумы поглощения гемоглобина лежат в области УФ-А (320-400 нм), синих (400 нм), зеленых (541 нм) и желтых (577 нм) волн. К спектру поглощения коллагена относятся область видимого света и ближней инфракрасной части спектра. Взаимодействие с во-

дой происходит в средней и дальней инфракрасной области спектра. К экзогенным хромофорам относятся чернила для татуировок, а также частицы грязи, импрегнированные при травме.

3. Рассеивание. Этот процесс обусловлен главным образом коллагеном дермы. Важность явления рассеивания в том, что оно быстро уменьшает плотность потока энергии, доступной для поглощения хромофором-мишенью, а, следовательно, и клиническое воздействие на ткани. Рассеивание снижается с увеличением длины волны, делая более длинные волны идеальным средством доставки энергии для поражения глубоких кожных структур, таких как волосные фолликулы. Диапазон 600-1200 нм – это оптическое окно кожи, поскольку при этих длинах волн наблюдается не только низкое рассеивание, но и пониженное поглощение эндогенными хромофорами.

4. Проникновение. Определенная часть света попадает в подкожные структуры. Процесс проникновения также зависит от длины волны. К примеру, короткие волны (300-400 нм) интенсивно рассеиваются и не проникают глубже 100 мкм. Соответственно, волны в диапазоне 600-1200 нм проникают глубже, т.к. рассеиваются меньше.

При воздействии лазерного света на кожу происходят следующие реакции:

a. Фотостимуляция. Используются низкоинтенсивные лазеры для ускорения заживления ран.

b. Фотодинамическая реакция. Принцип основан на взаимодействии фотосенсибилизатора и соответствующего источника света, результатом чего является цитотоксический эффект на патологическую ткань. В дерматологии фотодинамическое воздействие используется для лечения вульгарных угрей, псориаза, красного плоского лишая, витилиго, пигментной крапивницы и др.

c. Фототермолиз и фотомеханические реакции. Принцип селективного фототермолиза (СФТ) можно приложить к удалению пороков развития поверхностно расположенных сосудов, некоторых пигментных заболеваний кожи, волос, татуировок.

Виды лазерных вмешательств в дерматологии могут быть условно подразделены на два типа:

I тип. Операции, в ходе которых проводят абляцию участка пораженной кожи, включая эпидермис.

II тип. Операции, нацеленные на избирательное удаление патологических структур без повреждения целостности эпидермиса. В последнем случае ключевым условием процедуры является подбор характеристик лазера, излучение которого селективно поглощается в этих структурах, но не в эпидермисе. Тогда как для вмешательств первого типа лазерное излучение более или менее одинаково абсорбируется всеми без исключения слоями кожи.

Феномен абляции представляет собой одну из фундаментальных, интенсивно изучаемых, хотя еще и не до конца решенных проблем современной физики.

Термин «абляция» переводится на русский язык как *удаление* или *ампутация*. В немедицинской лексике означает *размывание* или *таяние*. Применительно к лазерной хирургии под абляцией понимают ликвидацию участка живой ткани непосредственно под действием на нее фотонов лазерного излучения. При этом имеется в виду эффект, проявляющийся именно в ходе самой процедуры облучения в отличие от ситуации (например, при фотодинамической терапии), когда облученный участок ткани после прекращения лазерного воздействия остается на месте, а его постепенная ликвидация наступает позднее в результате серии местных биологических реакций, развивающихся в зоне облучения.

Механизм и параметры (энергетические характеристики, производительность) абляции определяются свойствами облучаемого объекта (соотношение жидкого и плотного компонентов, их химические и физические свойства, характер внутри- межмолекулярных связей, термическая чувствительность клеток и макромолекул, кровоснабжение ткани и т.д.), характеристикой излучения (длина волны, непрерывный или импульсный режим облучения, мощность, энергия в импульсе, суммарная поглощенная энергия и т.д.), а также параметрами, неразрывно связывающими свойства объекта и лазерного луча, – коэффициентами отражения, поглощения и рассеяния данного вида излучения в данном виде ткани или ее отдельных составляющих.

Наиболее детально механизм абляции исследован при использовании CO<sub>2</sub> лазера ( $\lambda = 10,6$  мкм). Его излучение в этом режиме (плотность мощности  $\geq 50$  кВт/см<sup>2</sup>) интенсивно поглощается молекулами тканевой воды. При таких условиях происходит быстрый разогрев воды, а от нее и неводных компонентов ткани. Следствием этого является стремительное (взрывное) испарение тканевой воды (эффект vaporизации) и извержение водяных паров вместе с фрагментами клеточных и тканевых структур за пределы ткани с формированием абляционного кратера. Вместе с перегретым материалом из ткани удаляется и большая часть тепловой энергии. Вдоль стенок кратера остается узкая полоска разогретого расплава, от которого тепло передается на окружающие интактные ткани.

При низкой плотности энергии выброс продуктов абляции относительно невелик, поэтому значительная часть тепла от массивного слоя расплава передается на ткань. При более высокой плотности – обратная картина. При этом незначительные термические повреждения сопровождаются механической травмой ткани за счет ударной волны. Часть разогретого материала в виде расплава остается вдоль стенок абляционного кратера, причем именно этот слой является резервуаром тепла, передаваемого на ткань за пределы кратера. Толщина этого слоя одинакова по всему контуру кратера. С повышением плотности мощности она уменьшается, а с понижением растет, что сопровождается соответственно уменьшением или увеличением зоны

термических повреждений. Поэтому, повышая мощность излучения, мы добиваемся увеличения скорости удаления ткани, снижая при этом глубину термического повреждения.

Аналогичные события происходят при использовании импульсных лазеров, излучающих в средней инфракрасной области спектра (1,54-2,94 мкм): эрбиевый с диодной накачкой,  $\lambda - 1,54$  мкм; тулиевый,  $\lambda - 1,927$  мкм; Ho:YSSG,  $\lambda - 2,09$  мкм; Er:YSSG,  $\lambda - 2,79$  мкм; Er:YAG,  $\lambda - 2,94$  мкм. Для перечисленных лазеров характерны очень высокие коэффициенты поглощения в воде. Например, длина волны Er:YAG лазера поглощается водосодержащими тканями в 12-18 раз активнее, чем длина волны CO<sub>2</sub> лазера. Как и в случае CO<sub>2</sub> лазера, вдоль стенок абляционного кратера в ткани, облученной Er:YAG лазером, образуется слой расплава. Следует иметь в виду, что при работе на биоткани с этим лазером, существенное значение для характера тканевых изменений имеет энергетическая характеристика импульса, в первую очередь его пиковая мощность. Это означает, что даже при минимальной мощности излучения, но более длительном импульсе резко возрастает глубина термонекроза. В таких условиях масса удаленных перегретых продуктов абляции относительно меньше по сравнению с оставшимися. Это обуславливает глубокие термические повреждения вокруг абляционного кратера. В то же время при мощном импульсе ситуация иная – минимальные термические повреждения вокруг кратера при высокоэффективной абляции. Правда, в этом случае положительный эффект достигается ценой обширных механических повреждений ткани ударной волной. За один проход эрбиевым лазером происходит абляция ткани на глубину 25-50 мкм с минимальным резидуальным термическим повреждением. Вследствие этого процесс реэпителизации кожи значительно короче, чем после воздействия CO<sub>2</sub> лазера.

К операциям второго типа относятся процедуры, в ходе которых добиваются лазерного повреждения определенных подкожных образований без нарушения целостности кожного покрова. Эта цель достигается подбором длины волны и режима облучения, которые обеспечивают поглощение лазерного света хромофромом (окрашенной структурой-мишенью), что приводит к ее разрушению и/или обесцвечиванию за счет перехода энергии излучения в тепловую (фототермолиз), а в некоторых случаях и в механическую энергию. В качестве мишени лазерного воздействия могут быть гемоглобин эритроцитов многочисленных и расширенных дермальных сосудов при винных пятнах (PWS), пигмент меланин различных накожных образований, угольные, а также другие по-разному окрашенные инородные частицы, вводимые под эпидермис при татуировке или попадающие туда в результате иных воздействий.

Идеальным условием лазерного воздействия было бы избирательное поглощение лучей лазера только структурами мишени при полном отсутствии поглощения за ее пределами. Для полного успеха специалисту, выбравшему лазер с соответствующей длиной волны, оставалось бы лишь установить плотность энергии излучения и продолжительность экспозиций (или импульсов), а также интервалов между ними. Эти параметры определяют с учетом *времени термической релаксации* (ВТР) для данной мишени – промежуток времени, за который возросшая в момент импульса температура мишени опустится на половину ее прироста по отношению к исходной. Превышение длительности импульса над значением ВТР вызовет нежелательный перегрев ткани вокруг мишени. К такому же эффекту приведет и уменьшение междимпульсного интервала. В принципе все эти условия могут быть смоделированы математически перед операцией, однако сам состав кожи не позволяет в полной мере воспользоваться расчетными данными. Дело в том, что в базальном слое эпидермиса находятся меланоциты и отдельные кратиноциты, которые содержат меланин. Поскольку этот пигмент интенсивно поглощает свет в видимой, а также близких к ней ультрафиолетовой и инфракрасной областях спектра («оптическое окно» меланина находится в пределах от 500 до 1100 нм), любое лазерное излучение в данном диапазоне будет поглощаться меланином. Это может привести к термическому повреждению и гибели соответствующих клеток. Более того, излучения в видимой части спектра поглощаются также цитохромами и флавиновыми ферментами (флавопротеидами) как меланин-содержащих клеток, так и всех остальных типов клеток эпидермиса и дермы. Из этого следует, что при лазерном облучении мишени, расположенной под поверхностью кожи, некоторое повреждение эпидермальных клеток становится неизбежным. Поэтому реальная клиническая задача сводится к компромиссному поиску таких режимов лазерирования, при которых удавалось бы достичь максимального поражения мишени при наименьшем из возможных повреждений эпидермиса с расчетом на его последующую регенерацию, главным образом со стороны соседних необлученных участков кожи.

Основные положения теории селективного фототермолиза (Андерсон и Пэрриш, 1983 г.):

1. Тканевые хромофоры, такие, как меланин и гемоглобин, поглощают свет тем интенсивнее, чем короче длина волны излучения.
2. Эффективность поглощения лазерного излучения в глубоких слоях кожи растет с увеличением длины волны, иными словами, чем больше длина волны, тем глубже проникает излучение.
3. Чем меньше размеры мишени, тем короче должен быть импульс излучения.
4. При слишком коротком импульсе раньше разогрева мишени произойдет ее разрушение из-за ударных волн, обусловленных генерацией плазмы и оптическим пробоем.

Соблюдение всех этих условий применительно к конкретной мишени приведет к ее максимальному повреждению (разогреву или распаду) при минимальном перегреве или механической травме соседних структур.

Так, для облучения патологических сосудов винного пятна (PWS) наиболее рациональным является использование лазера с самой большой из длин волн, соответствующих пикам светопоглощения гемоглобина ( $\lambda$  – 540, 577, 585 и 595 нм), при длительности импульсов порядка миллисекунд, поскольку при этом поглощение излучения меланином будет сравнительно незначительным (положение 1 теории СФТ). Относительно большая длина волны эффективно обеспечит глубинный прогрев ткани, а сравнительно продолжительный импульс соответствует весьма крупным размерам (сосуды с эритроцитами) мишени.

Если же целью процедуры является ликвидация частиц татуировки, то, помимо адекватного цвету этих частиц подбора длины волны излучения, потребуется установить и намного более короткую, по сравнению с PWS, продолжительность импульса для того, чтобы добиться механического разрушения частиц при минимальном термическом повреждении других структур.

Естественно, что следование всем этим условиям не дает абсолютной защиты эпидермиса, однако исключает слишком грубое его повреждение, которое привело бы впоследствии к стойкому косметическому дефекту вследствие чрезмерного рубцевания.

Разделение лазерных вмешательств в дерматологии на два типа определяет область их применения.

Для операций первого типа чаще всего применяется углекислотный лазер. В фокусированном режиме его используют для иссечения тканей с одновременной коагуляцией сосудов. В дефокусированном режиме за счет уменьшения плотности мощности производится послойное удаление (вапоризация) патологической ткани. Именно таким способом ликвидируют поверхностные злокачественные и потенциально злокачественные опухоли (базальноклеточная карцинома, актинический хейлит, эритроплазия Кейра), ряд доброкачественных новообразований кожных покровов (ангиофиброма, трихлеммома, сиринома, трихоэпителиома и др.), крупные послеожоговые струпы, воспалительные кожные заболевания (гранулемы, узелковый хондродерматит ушной раковины), кисты, инфекционные поражения кожи (бородавки, рецидивирующие кондиломы, глубокие кожные микозы), сосудистые поражения (пиогенная гранулема, ангиокератома, кольцевидная лимфангиома), образования, обуславливающие косметические дефекты (ринофима, глубокие постугревые рубцы, эпидермальные родимые пятна, лентиго, ксантелазма) др.

Дефокусированный луч CO<sub>2</sub> лазера используют и в сугубо косметической процедуре – так называемой лазерной дермабразии, то есть послойном удалении поверхностных слоев кожи с целью омоложения облика пациента. В импульсном режиме с длительностью импульса меньше, чем 1 мс за один проход селективно вапоризируется 25 – 50 мкм ткани, образуя тонкую зону резидуального термического некроза в пределах 40 – 120 мкм. Размеры этой зоны достаточны для временной изоляции дермальных кровеносных и лимфатических сосудов, что в свою очередь позволяет снизить риск формирования рубца.

Обновление кожи после лазерной дермабразии обусловлено несколькими причинами. Абляция уменьшает проявление морщин и текстурные аномалии за счет поверхностного испарения ткани, тепловой коагуляции клеток в дерме и денатурации экстрацеллюлярных матричных белков. Во время процедуры происходит мгновенная видимая контракция кожи в пределах 20-25% как результат усадки (сжатия) ткани из-за дегидратации и контракции коллагена. Наступление отсроченного, но более продолжительного результата обновления кожи достигается за счет процессов, связанных с реакцией тканей на травму. После воздействия лазером в области сформировавшейся раны развивается асептическое воспаление. Это стимулирует посттравматическое высвобождение факторов роста и инфильтрацию фибробластами. Наступающая реакция автоматически сопровождается всплеском активности, что неизбежно ведет к тому, что фибробласты начинают производить больше коллагена и эластина. В результате вапоризации происходит нормализация процессов обновления и кинетики эпидермальных клеток. В дерме запускаются процессы регенерации коллагена и эластина с последующим их расположением в параллельной конфигурации.

К лазерным вмешательствам на коже второго типа относятся:

– Лечение сосудистой патологии кожи: врожденные аномалии сосудов («винные пятна», гемангиомы, «венозные озерца»), сенильные гемангиомы, телеангиэктазии, патология вен нижних конечностей. Для этих целей используются импульсный лазер на красителях (585, 595 нм), калий-титанил-фосфатный (532 нм), неодимовый (1064 нм). Эти длины волн селективно поглощаются оксигемоглобином.

– Лечение доброкачественных пигментных новообразований и удаление татуировок. Используются в основном лазеры, работающие в Q-switch режиме, или с модуляцией добротности. Q-switch – электрооптическое устройство, используемое для генерации импульсов длительностью несколько наносекунд. Наносекундные вспышки света могут фрагментировать и распылять меланин и татуажные чернила, изменяя их оптические свойства. Осветление достигается за счет постепенного захвата и удаления фрагментированных частичек активированными макрофагами по лимфатическим сосудам. При лечении поверхностных пигментных поражений кожи (веснушки, пятна цвета кофе с молоком, лентиго) чаще используют рубиновый лазер с модуляцией добротностью (694 нм). Для удаления красителя татуировок применяют рубиновый и александритовый (755 нм) лазеры с модуляцией добротности, которые лучше подходят для выведения зеленых чернил. Красные пигменты лучше поддаются воздействию зеленого света, удвоенного по частоте, испускаемого неодимовым лазером (532 нм). Он также эффективен при сине-черных татуировках.

– Удаление волос. В данном случае для лазерного света мишенью, скорее всего, служат стволовые клетки и кровеносные сосуды сосочка, а поглощающим хромофором является меланин волосяного стержня

и стволовых клеток. Излучение спектра 600 – 1200 нм поглощается меланином и глубже проникает в дерму при увеличении длины волны. Для этих целей используются обычные (без модуляции добротности) лазеры – рубиновый (694 нм), alexандритовый (755 нм), полупроводниковый (800 нм) и неодимовый (1064 нм) с мощностью потока 20-60 Дж/см<sup>2</sup>.

### Литература

1. Неворотин А.И. Введение в лазерную хирургию: Учеб. пособие. Спб.: СпецЛит, 2000. 175 с.
2. Неворотин АИ. Лазерная рана в теоретическом и прикладном аспектах // Лазерная биология и лазерная медицина: практика. Мат. докл. респ. школы-семинара. Часть 2. Тарту – Пюхьярве: Изд-во Тартуского университета ЭССР, 1991. С. 3–12.
3. Effect of the laser beam on the skin: preliminary report / Goldman L., Blaney D.J., Kindel D.J. [et al]// *J Invest Dermatol.* 1963. V. 40. P. 121–122.
4. Anderson R.R., Parish J.A. The optics of human skin // *J Invest Dermatol.* 1981. V. 77. P. 13–19.
5. Extended theory of selective photothermolysis / Altshuler G.B., Anderson R.R., Manstein D. [et al]// *Lasers in Surgery and Medicine.* 2001. V. 29. P. 416–432.
6. Anderson R.R., Parrish J.A. Selective photothermolysis: precise microsurgery by selective absorption of pulsed radiation // *Science.* 1983. V. 220(4596). P. 524–527.
7. Visible action spectrum for melanin-specific selective photothermolysis / Margolis R.J., Dover J.S., Polla L.L. [et al]// *Lasers Surg Med.* 1989. V. 9. P. 389–397.
8. Michael S. Kaminer, Kenneth A. Arndt, Jeffrey S. Dover [et al.] *Atlas of cosmetic surgery/* Second edition. Saunders Elsevier, 2009.
9. Alster T.S. *Manual of cutaneous laser techniques.* Philadelphia, Pa; Lippincott, Williams & Wilkins, 2000.
10. Comparison of erbium:YAG and carbon dioxide lasers in resurfacing of facial rhytides / Khatri K.A., Ross V., Grevelink J.M. [et al.]// *Arch Dermatol.* 1999. V. 135. P. 391–397.
11. Markolf H. Niemz. *Laser-Tissue Interactions.* Springer-Verlag, 1996
12. Ashley J. Welch and Martin J. C. van Gemert. *Optical-Thermal Response of LaserIrradiated Tissue.* Plenum Press, 1995.
13. Crochet J.J., Gnyawali S.C., Lemley Y.C.E.C., Wang L.V., Chen W.R. Temperature distribution in selective laser-tissue interaction // *Journal of Biomedical Optics.* 2006. V. 11(3). David J. Goldberg. *Laser and lights,* 2005.
14. Gereon Huttmann, Cuiping Yao, and Elmar Endl. *New Concepts in Laser Medicine: Towards A Laser Surgery With Cellular Precision* // *Medical Laser Application.* 2005. V. 20(2). P. 135–139.
15. Vincent K.M. Poon, Lin Huang, Andrew Burd. Biostimulation of dermal fibroblast by sublethal Q-switched Nd:YAG 532 nm laser: collagen remodeling and pigmentation // *Journal of Photochemistry and Photobiology B: Biology.* 2005. V. 81(1).
16. Derek A. Affonce and Alex J. Fowler. The effect of thermal lensing during selective photothermolysis // *Journal of Quantitative Spectroscopy and Radiative Transfer* 2002. V. 73(2-5). P. 473–479.
17. Bernstein E.F.. *Laser treatment of tattoos* // *Clinics in Dermatology.* 2006. V. 24(1).
18. Leandri M., Saturno M., Spodavecchia L., Iannetti G.D., Crucco G., Truni A.. Measurements of skin temperature after infrared laser stimulation // *Clinical Neurophysiology.* 2006. V. 36(4). P. 207–218.
19. Verkryusse W., Jia W., Franco W., Milner T. E., Nelson T.E. Infrared Measurement of Human Skin Temperature to Predict the Individual Maximum Safe Radiant Exposure (IMSRE) // *Lasers in Surgery and Medicine.* 2007. V. 39. P. 757–766.
20. Orazio Svelto and David C. Hanna. *Principles of Lasers.* Springer, 4th edition, 1998.
21. Lihong Wang and Steven L. Jacques. *Monte Carlo Modeling of Light Transport in Multi-layered Tissues in Standard C,* 1998.
22. Theoretical considerations in laser hair removal / Ross E.V., Ladin Z., Kreindel M. [et al]// *Dermatol Clin.* 1999. V. 17. P. 333–355.
23. King T.A., *Lasers and Current Optical Techniques in Biology,* G. Palumbo and R Pratesi (Eds.) (RSC, London, 2004) Chapter 2.
24. Clement R.M., Kiernan M.N., Donne K. Treatment of vascular lesions, US Patent 6398801 (2002).
25. Alena R.A.P. Medrado BS1, Lívia S. Pugliese BS2, Sílvia Regina A. Reis PhD2, Zilton A. Andrade MD1 Influence of low level laser therapy on wound healing and its biological action upon myofibroblasts / *Lasers in Surgery and Medicine.* 2003. V. 32, N3. P. 239–244.
26. Sung Bin Cho MD1, Jin Young Jung MD1, Dong Jin Ryu MD1, Sang Ju Lee MD, PhD2, Ju Hee Lee MD, PhD1, Effects of ablative 10,600-nm carbon dioxide fractional laser therapy on suppurative diseases of the skin: A case series of 12 patients/ *Lasers in Surgery and Medicine.* Volume 41, Issue 8, pages 550–554, October 2009

27. Tsutomu Fujimura<sup>1</sup>, Yoshinori Takema PhD<sup>1</sup>, Shigeru Moriwaki<sup>1</sup>, Kazue Tsukahara<sup>1</sup>, Genji Imokawa PhD<sup>1</sup>, Akira Yamada MD<sup>2</sup>, Syuhei Imayama MD/ Analytical method to examine the effects of carbon dioxide lasers on skin: A study using wrinkles induced in hairless mice // *Lasers in Surgery and Medicine*. 2001. V. 28. N4. P. 348–354.
28. Shun Lee PhD<sup>1</sup>, Daniel J. McAuliffe MS<sup>1</sup>, Thomas J. Flotte MD<sup>1</sup>, Nikiforos Kollias PhD<sup>2</sup>, Apostolos G. Doukas PhD<sup>1</sup> Photomechanical transdermal delivery: The effect of laser confinement // *Lasers in Surgery and Medicine*. 2001. V. 28, N4. P. 344–347.
29. Jenifer R. Lloyd DO<sup>1</sup>, Mirko Mirkov PhD Selective photothermolysis of the sebaceous glands for acne treatment // *Lasers in Surgery and Medicine*. 2002. V. 31. №2. P. 115–120.
30. Dan Zhu PhD, Qingming Luo PhD<sup>1</sup>, Guangming Zhu PhD, Wei Liu Kinetic thermal response and damage in laser coagulation of tissue // *Lasers in Surgery and Medicine*. 2002. V. 31. №5. P. 313–321.
31. Steven Dayan MD<sup>1</sup>, John F. Damrose MD, Tapan K. Bhattacharyya PhD, Steven Ross Mobley MD, Minu K. Patel MS, Kevin O'Grady BS, Steven Mandrea MD. Histological evaluations following 1,064-nm Nd:YAG laser resurfacing // *Lasers in Surgery and Medicine*. 2003. V.33. №2. P. 126–131.
32. Simone Laube MD, MRCP, Saleem Taibjee MRCPCH, Sean W. Lanigan MD, FRCP, DCH Treatment of resistant port wine stains with the V Beam® pulsed dye laser // *Lasers in Surgery and Medicine*. 2003. V.33. №5. P. 282–287.
33. Sol Kimel PhD, Lars O. Svaasand PhD, Marie J. Hammer-Wilson MS<sup>1</sup>, J. Stuart Nelson MD, PhD /Influence of wavelength on response to laser photothermolysis of blood vessels: Implications for port wine stain laser therapy // *Lasers in Surgery and Medicine*. 2003. V. 33. №5. P. 288–295.
34. Lene Hedelund MD<sup>1</sup>, Merete Haedersdal PhD, DMS, Henrik Egekvist PhD, Michael Heidenheim MD, Hans Christian Wulf DMS, Thomas Poulsen MD/ CO<sub>2</sub> laser resurfacing and photocarcinogenesis: An experimental study // *Lasers in Surgery and Medicine*. 2004. V. 35. №1. P. 58–61.
35. D.J. McGill MRCS(Ed), C. Hutchison MA, E. McKenzie BSc, E. McSherry RGN, I.R. Mackay FRCS(Plast). A randomised, split-face comparison of facial hair removal with the alexandrite laser and intense pulsed light system // *Lasers in Surgery and Medicine*. 2007. V. 39. №10. P. 767–772.
36. Gitte F. Jørgensen MD, Lene Hedelund MD, PhD, Merete Hædersdal M, MD, DMedSci, PhD. Long-pulsed dye laser versus intense pulsed light for photodamaged skin: A randomized split-face trial with blinded response evaluation // *Lasers in Surgery and Medicine*. 2008. V.40. №5. P. 293–299.
37. Jihoon Kim PhD, Raheel John MS, Paul J. Wu PhD, Mary C. Martini MD, Joseph T. Walsh Jr. PhD. In vivo characterization of human pigmented lesions by degree of linear polarization image maps using incident linearly polarized light // *Lasers in Surgery and Medicine*. 2010. V. 42. №1. P. 76–85.
38. Syrus Karsai MD, Agnieszka Czarnecka MD, Michael Jünger MD, PhD, Christian Raulin MD, PhD. Ablative fractional lasers (CO<sub>2</sub> and Er:YAG): A randomized controlled double-blind split-face trial of the treatment of peri-orbital rhytides // *Lasers in Surgery and Medicine*. 2010. V. 42. №2. P. 160–167.

### References

1. Nevorotin AI. Vvedenie v lazernuyu khirurgiyu: Ucheb. posobie. Spb.: SpetsLit; 2000. Russian.
2. Nevorotin AI. Lazernaya rana v teoreticheskom i prikladnom aspektakh. Lazernaya biologiya i la-zernaya meditsina: praktika. Mat. dokl. resp. shkoly-seminara. Chast' 2. Tartu – Pyukhyayarve: Izd-vo Tartusko-go universiteta ESSR; 1991. Russian. Goldman L, Blaney DJ, Kindel DJ, et al. Effect of the laser beam on the skin: preliminary report. *J Invest Dermatol* 1963; 40: 121 – 122.
3. Anderson RR, Parish JA. The optics of human skin. *J Invest Dermatol*.1981;77:13-9.
4. Altshuler GB, Anderson RR, Manstein D, et al. Extended theory of selective photothermolysis. *Lasers in Surgery and Medicine*. 2001;29:416-32.
5. Anderson RR, Parrish JA. Selective photothermolysis: precise microsurgery by selective absorption of pulsed radiation. *Science*. 1983;220(4596):524-7.
6. Margolis RJ, Dover JS, Polla LL, et al. Visible action spectrum for melanin-specific selective photothermolysis. *Lasers Surg Med*. 1989;9:389-97.
7. Michael S Kaminer, Kenneth A Arndt, Jeffrey S Dover et al. Atlas of cosmetic surgery. Second edition. Saunders Elsevier; 2009.
8. Alster TS. Manual of cutaneous laser techniques. Philadelphia, Pa; Lippincott, Williams & Wilkins; 2000.
9. Khatri KA, Ross V, Grevelink JM, et al. Comparison of erbium:YAG and carbon dioxide lasers in resurfacing of facial rhytides. *Arch Dermatol*. 1999;135:391-7.
10. Markolf H. Niemi. Laser-Tissue Interactions. Springer-Verlag; 1996
11. Ashley J. Welch and Martin J. C. van Gemert. Optical-Thermal Response of LaserIrradiated Tissue. Plenum Press; 1995.
12. Crochet JJ, Gnyawali SC, Lemley YCEC, Wang LV, Chen WR. Temperature distribution in selective laser-tissue interaction. *Journal of Biomedical Optics*. 2006;11(3).
13. David J. Goldberg. Laser and lights; 2005.

14. Gereon Huttmann, Cuiping Yao, and Elmar Endl. New Concepts in Laser Medicine: Towards A Laser Surgery With Cellular Precision. *Medical Laser Application*. 2005;20(2):135-9.
15. Vincent KM Poon, Lin Huang, and Andrew Burd. Biostimulation of dermal fibroblast by sublethal Q-switched Nd:YAG 532 nm laser: collagen remodeling and pigmentation. *Journal of Photochemistry and Photobiology B. Biology*. 2005;81(1).
16. Derek A. Affonce and Alex J. Fowler. The effect of thermal lensing during selective photothermolysis. *Journal of Quantitative Spectroscopy and Radiative Transfer*. 2002;73(2-5):473-9.
17. Bernstein EF. Laser treatment of tattoos. *Clinics in Dermatology*. 2006;24(1).
18. Leandri M, Saturno M, Spodavecchia L, Iannetti GD, Crucco G, Truni A. Measurements of skin temperature after infrared laser stimulation. *Clinical Neurophysiology*. 2005;36(4):207-18.
19. Verkryusse W, Jia W, Franco W, Milner TE, Nelson JS. Infrared Measurement of Human Skin Temperature to Predict the Individual Maximum Safe Radiant Exposure (IMSRE). *Lasers in Surgery and Medicine*. 2007;39:757-66.
20. Orazio Svelto, David C. Hanna. *Principles of Lasers*. Springer, 4th edition; 1998.
21. Lihong Wang, Steven L. Jacques. Monte Carlo Modeling of Light Transport in Multi-layered Tissues in Standard C; 1998.
22. Ross EV, Ladin Z, Kreindel M, et al. Theoretical considerations in laser hair removal. *Dermatol Clin*. 1999;17:333-55.
23. King TA. In *Lasers and Current Optical Techniques in Biology*, G. Palumbo and R Pratesi (Eds.) (RSC, London, 2004) Chapter 2.
24. Clement RM, Kiernan MN, Donne K. Treatment of vascular lesions, US Patent 6398801 (2002).
25. Alena R.A.P. Medrado BS1, Livia S. Pugliese BS2, Silvia Regina A. Reis PhD2, Zilton A. Andrade MD1 Influence of low level laser therapy on wound healing and its biological action upon myofibroblasts. *Lasers in Surgery and Medicine*. 2003;32(3):239-44.
26. Sung Bin Cho MD1, Jin Young Jung MD1, Dong Jin Ryu MD1, Sang Ju Lee MD, PhD2, Ju Hee Lee MD, PhD1, Effects of ablative 10,600-nm carbon dioxide fractional laser therapy on suppurative diseases of the skin: A case series of 12 patients. *Lasers in Surgery and Medicine*. 2009;41(8):550-4.
27. Tsutomu Fujimura1, Yoshinori Takema PhD1, Shigeru Moriwaki1, Kazue Tsukahara1, Genji Imokawa PhD1, Akira Yamada MD2, Syuhei Imayama MD. Analytical method to examine the effects of carbon dioxide lasers on skin: A study using wrinkles induced in hairless mice. *Lasers in Surgery and Medicine*. 2001;28(4):348-54.
28. Shun Lee PhD1, Daniel J. McAuliffe MS1, Thomas J. Flotte MD1, Nikiforos Kollias PhD2, Apostolos G. Doukas PhD1. Photomechanical transdermal delivery: The effect of laser confinement. *Lasers in Surgery and Medicine*. 2001;28(4):344-7.
29. Jenifer R. Lloyd DO1, Mirko Mirkov PhD Selective photothermolysis of the sebaceous glands for acne treatment. *Lasers in Surgery and Medicine*. 2002;31(2):115-20.
30. Dan Zhu PhD, Qingming Luo PhD1, Guangming Zhu PhD, Wei Liu. Kinetic thermal response and damage in laser coagulation of tissue. *Lasers in Surgery and Medicine*. 2002;31(5):313-21.
31. Steven Dayan MD1, John F. Damrose MD, Tapan K. Bhattacharyya PhD, Steven Ross Mobley MD, Minu K. Patel MS, Kevin O'Grady BS, Steven Mandrea MD. Histological evaluations following 1,064-nm Nd:YAG laser resurfacing. *Lasers in Surgery and Medicine*. 2003;33(2):126-31.
32. Simone Laube MD, MRCP, Saleem Taibjee MRCPCH, Sean W. Lanigan MD, FRCP, DCH Treatment of resistant port wine stains with the V Beam® pulsed dye laser. *Lasers in Surgery and Medicine*. 2003;33(5):282-7.
33. Sol Kimel PhD, Lars O. Svaasand PhD, Marie J. Hammer-Wilson MS1, J. Stuart Nelson MD, PhD. Influence of wavelength on response to laser photothermolysis of blood vessels: Implications for port wine stain laser therapy. *Lasers in Surgery and Medicine*. 2003;33(5):288-95.
34. Lene Hedelund MD1, Merete Haedersdal PhD, DMS, Henrik Egekvist PhD, Michael Heidenheim MD, Hans Christian Wulf DMS, Thomas Poulsen MD. CO2 laser resurfacing and photocarcinogenesis: An experimental study. *Lasers in Surgery and Medicine*. 2004;35(1):58-61.
35. D.J. McGill MRCS(Ed), C. Hutchison MA, E. McKenzie BSc, E. McSherry RGN, I.R. Mackay FRCS(Plast). A randomised, split-face comparison of facial hair removal with the alexandrite laser and intense pulsed light system. *Lasers in Surgery and Medicine*. 2007;39(10):767-72.
36. Gitte F. Jørgensen MD, Lene Hedelund MD, PhD, Merete Hædersdal M, MD, DMedSci, PhD. Long-pulsed dye laser versus intense pulsed light for photodamaged skin: A randomized split-face trial with blinded response evaluation. *Lasers in Surgery and Medicine*. 2008;40(5):293-9.
37. Jihoon Kim PhD, Raheel John MS, Paul J. Wu PhD, Mary C. Martini MD, Joseph T. Walsh Jr. PhD. In vivo characterization of human pigmented lesions by degree of linear polarization image maps using incident linearly polarized light. *Lasers in Surgery and Medicine*. 2010;42(1):76-85.
38. Syrus Karsai MD, Agnieszka Czarnicka MD, Michael Jünger MD, PhD, Christian Raulin MD, PhD. Ablative fractional lasers (CO2 and Er:YAG): A randomized controlled double-blind split-face trial of the treatment of peri-orbital rhytides. *Lasers in Surgery and Medicine*. 2010;42(2):160-7.