

Высокоэнергетическое лазерное излучение в дерматологии и косметологии

О. В. Шептий¹, Л. С. Круглова², О. В. Жукова², Т.В. Эктова³, Д.А. Ракиша³,
А.А. Шматова⁴

¹Клиника «Телос Бьюти», Москва; ²Московский научно-практический Центр дерматовенерологии и косметологии Департамента здравоохранения Москвы; ³ Российский научный Центр восстановительной медицины и курортологии Минздрава России, Москва; ⁴ОАО «Институт пластической хирургии и косметологии», Москва

Подробно представлены современные взгляды на механизмы действия высокоэнергетического лазера, а также основные методологические подходы в назначении лазерных технологий, содержатся краткие сведения по дифференцированному применению различных лазеров в косметологии с целью коррекции возрастных изменений, рубцовых деформаций, сосудистой патологии и пигментных нарушений. Материал будет полезен как для научных сотрудников, так и для практикующих специалистов.

Ключевые слова: лазерное излучение, когерентность, монохромность, коллимация, целевые хромофоры, абляционное лазерное воздействие, неабляционное лазерное воздействие

HIGH-ENERGY LASER EXPOSURE IN DERMATOLOGY AND COSMETOLOGY

O.V. Sheptii, L.S. Kruglova, T.V. Ektova, D.A. Raksha, A.A. Shmatova

Modern views on the mechanisms of action of a high-energy laser and the main methodological approaches to the use of laser technologies are discussed. Information in brief on differentiated use of various lasers in cosmetology for correction of age-associated changes, cicatricial deformations, vascular abnormalities, and pigmented disorders is presented. The data will be useful for scientists and practitioners.

Key words: laser exposure, coherence, monochromatism, collimation, target chromophores, ablation laser exposure, nonablation laser exposure

Методы лазерного воздействия нашли широкое применение в дерматологической практике, что объясняется разнообразием и распространенностью кожной патологии и косметических дефектов, а также относительной простотой выполнения процедур, что связано с легкой доступностью объектов воздействия.

Лазеры, используемые в медицине, генерируют излучение в видимой (λ 380 — 760 нм), инфракрасной ($\lambda > 760$ нм), УФ ($\lambda < 380$ нм) и рентгеновской ($\lambda < 1$ нм) областях спектра электромагнитных волн [1, 2].

Основой работы лазера является его активная среда. Материалом для нее могут быть твердые тела (кристаллы, сплавы, полупроводники), жидкости (растворы красителей) или газы (CO_2 , галогены, инертные газы или газовые смеси) [3]. От состава активной среды зависят длина волны и некоторые другие параметры излучения, испускаемого данным лазером. Активацию среды достигают с помощью электромагнитных волн или мощного светового потока, в результате чего происходит возбуждение большинства молекул и атомов [4]. Спонтанное возвращение к исходному состоянию единичных молекул и атомов среды сопровождается выходом из каждого из них светового кванта (фотон 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 фотонов с одинаковой энергией (стимулированная эмиссия) [4—6]. Активная среда лазера находится в резонаторе, на противоположных стенках которого расположены два обращенных друг к другу зеркала, одно из них отражает весь поток стимулированных фотонов, а другое способно к их частичному пропусканию. Через это зеркало после многократных отражений от обоих зеркальных

поверхностей часть фотонов, генерированных в активной среде, покидает резонатор в виде лазерного луча [3, 7, 8]. Лазерное излучение имеет уникальные особенности благодаря трем только ему присущим свойствам: когерентности (пики и спады волн располагаются параллельно и совпадают по фазе во времени и пространстве), монохромности (световые волны имеют одинаковую длину, что предусмотрено используемой в лазере средой), коллимации (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 [1, 9].

Основными физическими параметрами лазера, определяющими воздействие квантовой энергии на ту или иную биологическую мишень, являются длина генерируемой волны и плотность потока энергии [3, 10].

При выборе длины волны лазера следует учитывать глубину расположения структуры-мишени (хромофор), поскольку рассеивание света в дерме существенно зависит от длины волны (рис. 1). Это означает, что длинные волны поглощаются слабее, чем короткие, соответственно их проникновение в ткани глубже [3, 11, 12]. Необходимо учитывать также неоднородность спектрального поглощения тканевых хромофоров. Например, гемоглобин имеет множество различных пиков поглощения, а поглощение меланина постепенно уменьшается по мере увеличения длины волны света [13, 14].

Для повреждения структуры-мишени важны также величина энергии лазерного излучения и мощность, определяющая скорость поступления этой энергии [15, 16]. Энергия измеряется в джоулях (Дж), мощность — в ваттах (Вт, или Дж/с). На практике обычно учитывают указанные параметры излучения в перерасчете на единицу площади — плотность потока энергии (в Дж/см²) и скорость потока энергии (в Вт/см²), или плотность мощности [1, 11, 16].

Сведения об авторах:

Шептий О. В. — врач (shov63@mail.ru); Круглова Л. С. — д-р мед. наук; Жукова О. В. — канд. мед. наук, доцент; Эктова Т.В. — д-р мед. наук, вед. науч. сотр.; Ракиша Д.А. — аспирант, Шматова А.А. — аспирант.

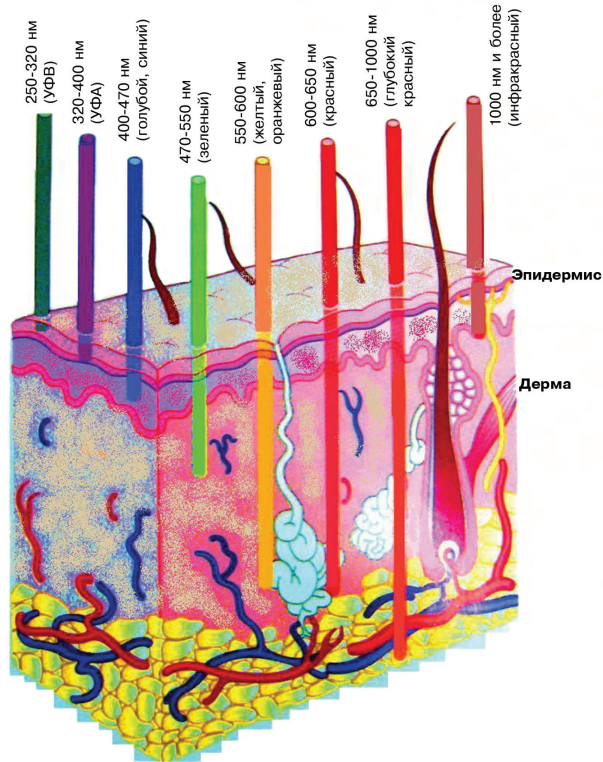


Рис. 1. Зависимость абсорбции света от длины волны.

Распределение света, попавшего на кожу, зависит от следующих четырех процессов, взаимосвязанных между собой (рис. 2): отражения, поглощения, рассеивания и проникновения [3, 6, 11, 16, 17].

Около 5—7% света отражается на уровне рогового слоя.

Если свет не поглощается, воздействия его на ткани не происходит. Когда фотон поглощается молекулой-мишенью (хромофор), вся его энергия передается этой молекуле. Важнейшими эндогенными хромофорами являются меланин, гемоглобин, вода и коллаген. Спектр поглощения меланина лежит в ультрафиолете (УФ) и видимом свете. Ослабление поглощения наступает в ближней инфракрасной области. Максимумы поглощения гемоглобина лежат в области УФА (320—400 нм), синих (400 нм), зеленых (541 нм) и желтых (577 нм) волн. К спектру поглощения коллагена относится область видимого света и ближней инфракрасной части спектра. Взаимодействие с водой происходит в средней и дальней инфракрасной областях спектра. К экзогенным хромофорам относятся чернила для татуировок, а также частицы грязи, импрегнированные при травме.

Процесс рассеивания обусловлен главным образом коллагеном дермы. Он 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 — оптическое окно кожи, поскольку при этих длинах волн наблюдают не только низкое рассеивание, но и пониженное поглощение эндогенными хромофорами.

Определенная часть света проникает в подкожные структуры. Процесс проникновения также зависит от длины волны: короткие волны (300—400 нм) интенсивно рассеиваются и не проникают глубже 100 мкм, волны в диапазоне 600—1200 нм проникают глубже, так как рассеиваются меньше.

При воздействии лазерного света на кожу происходят следующие процессы: фотостимуляция, фототермолиз, фотодинамическая и фотомеханическая реакции [3, 11, 18, 19].

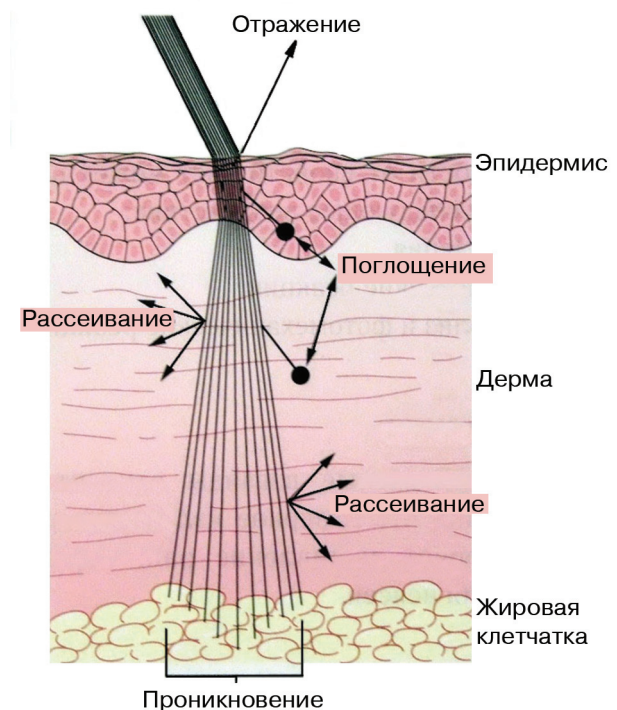


Рис. 2. Оптические эффекты, наблюдаемые в коже.

Фотостимуляцию с помощью низкоинтенсивных лазеров используют для ускорения заживления ран. Фотодинамическая реакция, в основе которой лежит принцип взаимодействия фотосенсибилизатора и соответствующего источника света для получения цитотоксического эффекта на патологическую ткань, используют для лечения вульгарных угрей, псориаза, красного плоского лишая, витилиго, пигментной крапивницы и др.

Фототермолиз и фотомеханические реакции. Селективный фототермолиз (СФТ) используют для удаления пороков развития поверхностно расположенных сосудов, некоторых пигментных заболеваний кожи, татуировок и др.

Виды лазерных вмешательств в дерматологии могут быть условно подразделены на два типа [15, 20, 21]: I тип — повреждение участка пораженной кожи, включая эпидермис (абляция), при этом лазерное излучение примерно одинаково поглощается всеми слоями кожи, II тип — избирательное удаление патологических структур без повреждения целостности эпидермиса, при котором излучение селективно поглощается в этих структурах, но не в эпидермисе.

Феномен абляции представляет собой одну из фундаментальных, интенсивно изучаемых, хотя еще и не до конца решенных задач современной физики [11, 22, 23].

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 имеют в виду эффект, проявляющийся именно в ходе самой процедуры облу-

чения 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 [3, 24, 25].

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 [11, 15, 26].

Наиболее детально механизм абляции исследован при использовании CO_2 -лазера (λ 10,6 мкм). Его излучение в этом режиме (плотность мощности ≥ 50 кВт/см²) интенсивно поглощается молекулами тканевой воды. При таких условиях происходит быстрый разогрев воды, а от нее и неводных компонентов ткани. Следствием этого являются стремительное (взрывное) испарение тканевой воды (эффект вапоризации) 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 [3, 27]. 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 [3, 11]. Поэтому, повышая мощность излучения, мы добиваемся увеличения скорости удаления ткани, снижая при этом глубину термического повреждения [15, 28].

Аналогичные события происходят при использовании импульсных лазеров, излучающих в средней инфракрасной области спектра (1,54—2,94 мкм): эрбиевого с диодной накачкой (λ 1,54 мкм); тулиевого (λ 1,927 мкм); Ho:YSSG (λ 2,09 мкм); Er:YSSG (λ 2,79 мкм); Er:YAG (λ 2,94 мкм) [16]. Для перечисленных лазеров характерны очень высокие коэффициенты поглощения в воде [1, 3]. Например, длина волны Er:YAG-лазера поглощается водосодержащими тканями в 12—18 раз активнее, чем длина волны CO_2 -лазера. Как и в случае CO_2 -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 при более длительном импульсе резко возрастает глубина термонекроза [16, 29]. В таких условиях масса удаленных перегретых продуктов абляции относительно меньше, чем оставшихся. Это обуславливает глубокие термические по-

вреждения вокруг абляционного кратера [1, 30]. В то же время при мощном импульсе ситуация иная — минимальные термические повреждения вокруг кратера при высокоэффективной абляции [11, 16]. 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_2 -лазера.

II тип включает 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 хромофором (окрашенная структура-мишень), что приводит к ее разрушению и/или обесцвечиванию за счет перехода энергии излучения в тепловую (фототермолиз), а в некоторых случаях и в механическую энергию [3, 11, 15]. В качестве мишени лазерного воздействия могут быть гемоглобин эритроцитов многочисленных и расширенных дермальных сосудов при «винных пятнах» (PWS), пигмент меланин различных подкожных образований, угольные, а также другие поразному окрашенные инородные частицы, вводимые под эпидермис при татуировке или попадающие туда в результате иных воздействий [11, 31, 32].

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 для данной мишени — промежуток времени, за который возросшая в момент импульса температура мишени опустится на половину ее прироста по отношению к исходной [3, 15, 16]. 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 [1, 2, 19]. Дело в том, что в базальном слое эпидермиса находятся меланоциты и отдельные кератиноциты, которые содержат меланин. Поскольку этот пигмент интенсивно поглощает свет в видимой, а также близких к ней УФ-области и инфракрасной области спектра («оптическое окно» меланина находится в пределах от 500 до 1100 нм), любое лазерное излучение в данном диапазоне будет поглощаться меланином [11, 15, 33]. 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 меланинсодержащих клеток, так и всех остальных типов клеток эпидермиса и дермы [1, 3, 24]. Из этого следует, что при лазерном облучении мишени, расположенной под поверхностью кожи, некоторое повреждение эпидермальных клеток неизбежно. Поэтому реальная клиническая задача сводится к компромиссному поиску таких режимов, при которых удалось 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 [11, 15, 16, 34].

Основные положения теории селективного фототермолиза следующие [6]:

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 (чем больше длина волны, тем глубже проникает излучение);

3) чем меньше размер 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.

Учет этих положений применительно к конкретной мишени приведет к ее максимальному повреждению (разогрев или распад) при минимальном перегреве или механической травме соседних структур [1, 3].

Так, для облучения патологических сосудов «винного пятна» наиболее рациональным является использование лазера с самой большой из длин волн, соответствующих пикам светопоглощения гемоглобина (λ 540, 577, 585 и 595 нм), при длительности импульсов порядка миллисекунд, поскольку при этом поглощение излучения меланином будет сравнительно незначительным, относительно большая длина волны эффективно обеспечит глубокий прогрев ткани, а сравнительно продолжительный импульс соответствует весьма крупным размерам (сосуды с эритроцитами) мишени [11, 15, 29].

Если же целью процедуры является ликвидация частиц татуировки, то помимо адекватного цвету этих частиц подбора длины волны излучения потребуется установить и намного более короткую продолжительность импульса, для того чтобы добиться механического разрушения частиц при минимальном термическом повреждении других структур [15, 16].

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 I типа чаще всего применяют CO_2 -лазер [2, 11, 33]. В фокусированном режиме его используют для иссечения тканей с одновременной коагуляцией сосудов [3, 15, 35]. В дефокусированном режиме за счет уменьшения плотности мощности производят послойное удаление (вапоризация) патологической ткани [15, 16]. Именно таким способом ликвидируют поверхностные злокачественные (базально-клеточный рак кожи, актинический хейлит, эритроплазия Кейра) и потенциально злокачественные процессы, ряд доброкачественных новообразований (ангиофиброма, трихлеммома, сиринома, трихоэпителиома и др.), крупные послеожоговые струпы, гранулемы, узелки хондродерматита ушной раковины, кисты, бородавки, рецидивирующие кондиломы, очаги глубоких кожных микозов, сосудистые поражения (ангиокератома, кольцевидная лимфангиома и др.), узлы ринофимы, глубокие по-

стугревые рубцы, эпидермальные родимые пятна, лентиго, ксантелазма и др. [11, 15, 36].

Дефокусированный луч CO_2 -лазера используют и в сугубо косметической процедуре — так называемой лазерной дермабразии, т.е. послойном удалении поверхностных слоев кожи с целью омоложения облика пациента [11, 15, 37]. 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.

Абляция после лазерной дермабразии уменьшает морщины и текстурные аномалии за счет поверхностного испарения ткани, тепловой коагуляции клеток в дерме и денатурации экстрацеллюлярных матричных белков [5, 6, 16]. Во время процедуры происходит мгновенная видимая контракция кожи в пределах 20—25% как результат усадки (сжатие) ткани из-за дегидратации и контракции коллагена [3, 5]. Наступление отсроченного, но более продолжительного результата обновления кожи достигают 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 [5, 11, 15, 37].

Лазерные вмешательства II типа используют при следующих видах поражений кожи [11, 16, 35]:

- Сосудистой патологии кожи: врожденные аномалии сосудов («винные пятна», гемангиомы, «венозные озера»), сенильные гемангиомы, телеангиэктазии, патология вен нижних конечностей (импульсный лазер на красителях — 585, 595 нм, калий-титанил-фосфатный — 532 нм, неодимовый — 1064 нм, длины волн которых селективно поглощаются оксигемоглобином).

- Доброкачественных пигментных новообразованиях и удалении татуировок (лазеры, работающие в Q-switch режиме, или с модуляцией добротности. Q-switch — электрооптическое устройство, которое применяют для генерации импульсов длительностью несколько наносекунд, которые могут фрагментировать и распылять меланин и татуажные чернила, изменяя их оптические свойства). Осветление очагов поражения 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,

лентиги) чаще используют рубиновый лазер с модуляцией добротностью (694 нм). Для удаления 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.

• При удалении волос мишенью для лазерного света скорее всего служат стволовые клетки и кровеносные сосуды волосяного 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 используют обычные (без модуляции добротности) лазеры: рубиновый (694 нм), александритовый (755 нм), полупроводниковый (800 нм) и неодимовый (1064 нм) с мощностью потока 20—60 Дж/см².

ЛИТЕРАТУРА

1. Неворотин А.И. Введение в лазерную хирургию: Учебное пособие. СПб.: СпецЛит; 2000: 6—54.
2. Неворотин А.И. Лазерная рана в теоретическом и прикладном аспектах. Лазерная биология и лазерная медицина: практика. В кн.: Материалы докладов республиканской школы-семинара. Часть 2. Тарту — Пюхьярве: Изд-во Тартуского университета ЭССР; 1991: 3—12.
3. Goldman L., Blaney D.J., Kindel D.J. Jr., Franke E.K. Effect of the laser beam on the skin. Preliminary report. J. Invest. Dermatol. 1963; 40: 121—2.
4. Голдберг Д.Ж. Лазеро- и светолечение. М.: Рид Эсливер; 2010; т.2: 1—66.
5. Anderson R.R., Parrish J.A. The optics of human skin. J. Invest. Dermatol. 1981; 77(1): 13—9.
6. Anderson R.R., Parrish J.A. Selective photothermolysis: precise microsurgery by selective absorption of pulsed radiation. Science 1983; 220(4596): 524—7.
7. Margolis R.J., Dover J.S., Polla L.L., Watanabe S., Shea C.R., Hruza G.J. et al. Visible action spectrum for melanin-specific selective photothermolysis. Lasers Surg. Med. 1989; 9(4): 389—97.
8. Lee S., McAuliffe D.J., Flotte T.J., Kollias N., Doukas A.G. Photomechanical transdermal delivery: The effect of laser confinement. Lasers Surg. Med. 2001; 28(4): 344—7.
9. Clement R.M., Kiernan M.N., Donne K. Treatment of vascular lesions, US Patent 6398801; 2002. www.scientech-inc.com.
10. Alster T.S. Manual of cutaneous laser techniques. Philadelphia: Lippincott, Williams Wilkins; 2000.
11. Потеев Н.Н., Круглова Л.С. Лазер в дерматологии и косметологии. М.: МДВ; 2012.
12. Khatri K.A., Ross V., Grevelink J.M., Magro C.M., Anderson R.R. Comparison of erbium: YAG and carbon dioxide lasers in resurfacing of facial rhytides. Arch. Dermatol. 1999; 135(4): 391—7.
13. Atlas of cosmetic surgery. Michael S., Kaminer K.A., Arndt J.S., Dover R. et al., eds. 2nd ed. London: Saunders Elsevier; 2009.
14. King T. A. In: Lasers and current optical techniques in biology. Palumbo G., Pratesi R., eds. London: RSC; 2004; Chapter 2: 19—42.
15. Wurtman R.J. The medical and biological effects of light. Clin. Exp. Dermatol. 1993; 16(2): 24—8.
16. Цепколенко В.А. Лазерные технологии в эстетической медицине. Киев: Эстет; 2009.
17. Buscher B.A., McMeekin T.O., Goodwin D. Treatment of leg telangiectasia by using a long-pulse dye laser at 595 nm with and without dynamic cooling device. Lasers Surg. Med. 2000; 27(2): 171—5.
18. Duarte F. J. Tunable laser applications. 2nd ed. New York: CRC; 2009.
19. Duarte F. J. Laser physicist. Optics J. 2012; 12(6): 26—33.
20. Crochet J.J., Gnyawali S.C., Chen Y., Lemley E.C., Wang L.V., Chen W.R. Temperature distribution in selective laser-tissue interaction. J. Biomed. Opt. 2006; 11(3): 134—9.
21. Edris A., Choi B., Aguilar G., Nelson J.S. Measurements of laser light attenuation following cryogen spray cooling spurt termination. Lasers Surg. Med. 2003; 32(2): 143—7.
22. Bernstein E. F. Laser treatment of tattoos. Clin. Dermatol. 2006; 24(1): 43—55.
23. Leandri M., Saturno M., Spodavecchia L., Iannetti G.D., Crucu G., Truini A. Measurements of skin temperature after infrared laser stimulation. Clin. Neurophysiol. 2006; 36(4): 207—18.
24. Verkruysse W., Jia W., Franco W., Milner T.E., Nelson J.S. Infrared measurement of human skin temperature to predict the Individual Maximum Safe Radiant Exposure (IMSRE). Lasers Surg. Med. 2007; 39: 757—66.
25. Ross E.V., Ladin Z., Kreindel M., Dierickx C. Theoretical considerations in laser hair removal. Dermatol. Clin. 1999; 17: 333—55.
26. Cho S.B., Jung J.Y., Ryu D.J., Lee S.J., Lee J.H. Effects of ablative 10,600-nm carbon dioxide fractional laser therapy on suppurative diseases of the skin: A case series of 12 patients. Lasers Surg. Med. 2009; 41(8): 550—4.
27. Fujimura T., Takema Y., Moriwaki S., Tsukahara K., Imokawa G., Yamada A., Imayama S. Analytical method to examine the effects of carbon dioxide lasers on skin: A study using wrinkles induced in hairless mice. Lasers Surg. Med. 2001; 28(4): 348—54.
28. Leandri M., Saturno M., Spadavecchia L., Iannetti G.D., Crucu G., Truini A. Measurement of skin temperature after infrared laser stimulation. Neurophysiol. Clin. 2006; 36(4): 207—18.
29. Dayan S., Damrose J.F., Bhattacharyya T.K., Mobley S.R., Patel M.K., O'Grady K., Mandrea S. Histological evaluations following 1,064-nm Nd:YAG laser resurfacing. Lasers Surg. Med. 2003; 33(2): 126—31.
30. Laube S., Taibjee S., Lanigan S.W. Treatment of resistant port wine stains with the V Beam® pulsed dye laser. Lasers Surg. Med. 2003; 33(5): 282—7.
31. Kimel S., Svaasand L.O., Hammer-Wilson M.J., Nelson J.S. Influence of wavelength on response to laser photothermolysis of blood vessels: Implications for port wine stain laser therapy. Lasers Surg. Med. 2003; 33(5): 288—95.
32. Hedelund L., Haedersdal M., Egekvist H., Heidenheim M., Wulf H.C., Poulsen T. CO₂ laser resurfacing and photocarcinogenesis: An experimental study. Lasers Surg. Med. 2004; 35(1): 58—61.
33. McGill D.J., Hutchison C., McKenzie E., McSherry E., Mackay I.R. A randomised, split-face comparison of facial hair removal with the alexandrite laser and intense pulsed light system. Lasers Surg. Med. 2007; 39(10): 767—72.
34. Jørgensen G F., Hedelund L., Haedersdal M. Long-pulsed dye laser versus intense pulsed light for photodamaged skin: A randomized split-face trial with blinded response evaluation. Lasers Surg. Med. 2008; 40(5): 293—9.
35. Kim J., John R., Wu P.J., Martini M.C., Walsh J.T. Jr. In vivo characterization of human pigmented lesions by degree of linear polarization image maps using incident linearly polarized light. Lasers Surg. Med. 2010; 42(1): 76—85.
36. Alshuler G.B., Anderson R.R., Manstein D., Zenzie H.H., Smirnov M.Z. Extended theory of selective photothermolysis. Lasers Surg. Med. 2001; 29(5): 416—32.
37. Karsai S., Czarnecka A., Jünger M., Raulin C. Ablative fractional lasers (CO₂ and Er:YAG): A randomized controlled double-blind split-face trial of the treatment of peri-orbital rhytides. Lasers Surg. Med. 2010; 42(2): 160—7.

Поступила 05.05.12