

дерматологам о косметологии

# КОСМЕТИКА & МЕДИЦИНА

№ 2 2016

Гипермеланозы:  
дифференциальная  
диагностика  
и тактика лечения

Коллагенолитические  
ферменты  
для очищения ран:  
препараты и применение

Аутоаллергия  
при атопическом  
дерматите:  
иммунные механизмы

Лазерные технологии  
для коррекции  
возрастных  
изменений кожи



Фото: Steve Gschmeissner

В каждый момент времени только часть потовых желез кожи находится в активном состоянии — такие железы вырабатывают секрет, который выбрасывается на поверхность кожи через открытое отверстие. В противоположность этому, устье железы, находящейся в состоянии покоя, сомкнуто. На данном изображении (сканирующая электронная микрофотография) видно отверстие активной потовой железы (красное окрашивание) на поверхности кожи человека.



Морозова О.В.

# Физические и биологические аспекты взаимодействия ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ с кожей

Сегодня для коррекции возрастных изменений кожи используется широкий спектр лазерных технологий. В зависимости от выбора параметров излучения (длины волны, плотности потока, длительности импульса, сплошного или фракционного вида воздействия) можно обеспечить устранение признаков фото- и хроностарения кожи: пигментных и сосудистых дефектов, морщин, дряблости, неоднородности цвета кожи и т.д. В статье рассмотрены механизмы селективного и фракционного фототермолиза, а также особенности использования аблятивных и неаблятивных лазеров для коррекции возрастных изменений кожи.

**Ключевые слова:** селективный фототермолиз, фракционный фототермолиз, аблятивные лазеры, неаблятивные лазеры.

Старение является естественным биологическим процессом, который затрагивает все ткани человеческого организма. Однако если подобные перемены во внутренних органах долгое время не проявляют себя, то возрастные изменения кожи становятся заметны уже с 25–30 лет. Они сопровождаются замедлением обновления клеток, снижением гидратации, упругости, скорости образования коллагена и эластина, появлением пигментаций и сосудистых дефектов и, разумеется, морщин. Косметические средства в большинстве своем действуют только на уровне рогового слоя, в то время как основные возрастные изменения затрагивают более глубокие структуры кожи. Воздействовать на них можно с помощью аппаратных методов, и лидирующие позиции в этой сфере принадлежат лазерным технологиям.

*Морозова Оксана Валериевна,  
медицинский физик, руководитель проекта компании  
Premium Aesthetics (Москва)*

## ИСТОРИЯ ЛАЗЕРНОЙ КОСМЕТОЛОГИИ

Первое упоминание лазеров относится к 1959 г., когда Гордон Гулд (Gordon Gould) в своем докладе на конференции в Университете Мичигана представил новую технологию усиления световых волн посредством индуцированного излучения — Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation [1]. Так аббревиатура LASER получила широкую известность. Изобретателем первой лазерной установки является Теодор Мейман (Theodore Maiman), который в 1960 г. создал первый в мире работающий рубиновый лазер. Внедрение лазеров в медицину не заставило себя ждать — уже в следующем году ученые впервые использовали подобное устройство для фотокоагуляции сетчатки вначале на кроликах, а затем и на людях [2, 3].

Вскоре после изобретения лазерной установки на рубине ученые начали экспериментировать с различными видами активных сред. Так, в 1961 г. появились лазеры на иттриево-алюминиевом гранате с неодимом (Nd:YAG), в 1962 г. был разработан аргоновый лазер, а в 1964 г. — лазер на диоксиде углерода (CO<sub>2</sub>).

Отцом лазерной медицины считается дерматолог Леон Гольдман (Leon Goldman), который в 1963 г. опубликовал первые результаты использования рубинового лазера у людей с разными типами кожи [4]. Последующие его работы касались влияния лазерного излучения

на невусы и злокачественные новообразования (1964), возможности удаления татуировок (1965), а также сосудистых мальформаций (1968) [5–8]. В дальнейшем он продолжил исследования в этом направлении, изучал механизмы действия лазера на ткани и безопасность использования лазерных установок.

Долгое время применение лазеров в медицине было ограничено определенными техническими сложностями и высоким риском возникновения рубцов. Поворотным моментом в истории лазерной дерматокосметологии стала разработка концепции *селективного фототермолиза* Ричардом Роксом Андерсоном (R.R. Anderson) и Джоном Пэрришем (J. Parrish) в 1983 г. [9]. Вскоре после этого лазеры стали использоваться для устранения возрастных изменений кожи. Первая лазерная шлифовка была выполнена с помощью аблятивного CO<sub>2</sub>-лазера, который долгое время считался золотым стандартом лазерного омоложения кожи. Данные аппараты обеспечивали полное удаление эпидермиса и/или части дермы и запуск восстановительных процессов, обуславливающих реструктуризацию тканей. Однако, несмотря на эффективность коррекции возрастных изменений с помощью сплошной лазерной шлифовки, проведение этих процедур было связано с длительным периодом реабилитации (2–3 недели) и возникновением таких негативных побочных эффектов, как боль, отек, непроходящая эритема. Кроме того, после проведения лазерной шлифовки возможно формирование поствоспалительной гиперпигментации, что может нивелировать другие положительные эффекты процедуры. Для снижения вероятности развития подобных проявлений был разработан более щадящий и предсказуемый эрбиевый (Er:YAG) лазер, однако и его использование их полностью не исключало, а также требовало хоть меньшего, но все же длительного реабилитационного периода (1–2 недели).

В качестве альтернативы сплошной лазерной шлифовке в 2003 г. Р.Р. Андерсоном и Д. Манштейном (D. Mainstein) была предложена концепция *фракционного фототермолиза* [10]. Данная технология позволяла получить близкий по эффективности омолаживающий эффект, но с меньшим временем реабилитации и риском возникновения побочных эффектов. Первым аппаратом, реализовавшим принцип фракционного фототермолиза, стал неаблятивный оптоволоконный эрбиевый лазер с длиной волны 1550 нм — Fraxel® (Reliant Technologies, США, на сегодняшний день компания Solta Medical), представленный на рынке в 2004 г. А первым аблятивным фракционным лазером, получившим одобрение FDA, стал модуль ActiveFX (Lumenis, США–Израиль), являющийся компонентом ультраимпульсного CO<sub>2</sub>-лазера UltraPulse Encore [11, 12].

На сегодняшний день на рынке представлено множество различных лазеров, которые можно использовать для проведения омолаживающих процедур. Они отличаются параметрами лазерного излучения, селективностью воздействия, а также тотальным (лазерная шлифовка) или фракционным способом формирования повреждений.

## ПАРАМЕТРЫ ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

*Возрастные изменения кожи могут проявляться на различных уровнях — в роговом слое, живых клетках эпидермиса и дерме. Подбирая параметры лазерного излучения, можно добиться оптимального воздействия на целевые структуры.*

К основным физическим параметрам, определяющим особенности действия лазеров на биологические ткани, относятся:

- длина волны;
- плотность потока энергии;
- длительность импульса.

**Длина волны ( $\lambda$ )** лазерного излучения определяет особенности его взаимодействия с тканями и интенсивность поглощения хромофорами. От длины волны зависит интенсивность поглощения лазерного луча, что определяется спектром абсорбции хромофоров (рис. 1). Поэтому при подборе вариантов лазерного воздействия необходимо учитывать как пики их поглощения, так и глубину залегания.

**Плотность потока энергии.** Выраженность воздействия на хромофоры и степень непосредственного повреждения структуры-мишени определяется энергией (Дж) лазерного излучения и его мощностью (Вт), характеризующей скорость поступления этой энергии. В практической деятельности эти параметры используются в пересчете на единицу площади — в виде *плотности потока энергии* (Дж/см<sup>2</sup>) и *скорости потока энергии* (Вт/см<sup>2</sup>).

**Длительность импульса.** Лазер может испускать лучи как в непрерывном, так и в импульсном режиме. Последний позволяет избежать нежелательного перегрева и повреждения нецелевых структур за счет остывания тканей в промежутках между импульсами.

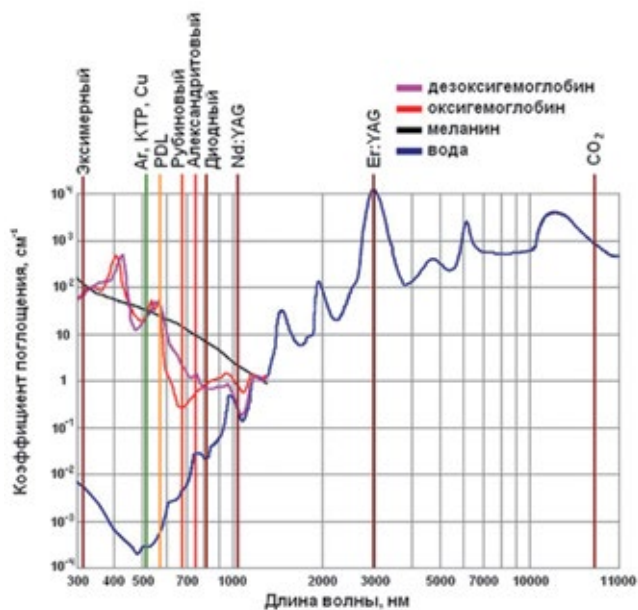


Рис. 1. Спектры поглощения различных хромофоров кожи



Свойства лазерного излучения:

- когерентность — согласованность колебаний волн во времени и пространстве, т.е. их пики и спады располагаются параллельно;
- монохромность — испускаемые световые волны имеют одинаковую длину, которая определяется используемой в лазере средой;
- коллимированность — все лучи, генерируемые лазером, распространяются параллельно в виде тонкого пучка и с увеличением расстояния не рассеиваются.

Длительность импульса и перерывы между ними определяются с учетом времени тепловой релаксации (ВТР) для данной мишени — периода, необходимого для того, чтобы нагретая область передала часть своего тепла (63%) окружающим тканям. Если длительность импульсов больше ВТР или промежуток между импульсами уменьшен, то нагревание будет распространяться за пределы мишени, что может привести к нежелательному перегреву соседних структур [13, 14].

**ВОЗДЕЙСТВИЕ ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ НА КОЖУ**

При поглощении высокоинтенсивного лазерного излучения тканями происходит их нагревание (табл. 1, рис. 2). Степень повышения температуры зависит от того, сколько энергии передано на единицу площади (т.е. плотности потока энергии), а также скорости выравнивания температур между нагретыми и прилегающими к ним холодными участками. Регулировать последнее можно с помощью изменения продолжительности импульсов и межимпульсных интервалов с учетом времени тепловой релаксации тканей.

Таблица 1. Реакция кожи при воздействии лазерного излучения [30]

Температура (°C)	Изменения в тканях
40–50	Конформационные изменения молекул, разрушение клеточных мембран
60–80	Коагуляция
> 100	Вапоризация (абляция)
> 150 (длительное воздействие)	Карбонизация

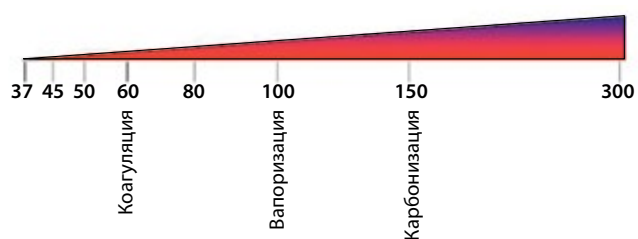


Рис. 2. Результат теплового воздействия лазерного излучения на кожу [14]

При повышении температуры в пределах 40–50 °C отмечаются конформационные изменения молекул, сопровождающиеся разрушением внутримолекулярных связей и изменением мембран. Если подобное нагревание длится в течение нескольких минут, то значительный процент ткани будет претерпевать некротические изменения.

При возрастании температуры свыше 60 °C отмечается денатурация белков и коллагена, что обуславливает коагуляцию тканей и некроз клеток.

Нагревание тканей до 100 °C и выше приводит к тому, что молекулы воды, в большом количестве содержащиеся в живых клетках, начинают испаряться совместно с фрагментами структурных компонентов ткани. При этом они «уносят» избыточное тепло, что помогает предотвратить дальнейшее увеличение температуры в окружающей ткани. Однако в случае продолжительного воздействия подобных температур (после испарения всех молекул воды) этот процесс сменяется карбонизацией (обугливанием) — отмечается почернение прилегающих тканей и появление дыма. Зачастую она является паразитарным эффектом и приводит к сильному перегреву окружающих тканей.

Различные тепловые эффекты воздействия лазерного излучения на ткани практически никогда не наблюдаются по отдельности — чаще всего образуется температурный градиент реакций и соответствующие термические зоны (рис. 3). Подбирая конкретные параметры воздействия (длину волны, энергию, длительность импульсов), можно добиться преобладания тех или иных реакций [30].

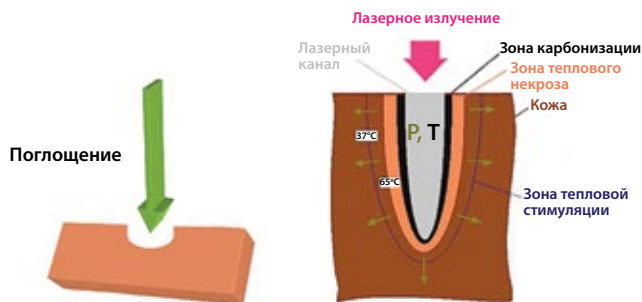


Рис. 3. Аблятивное воздействие лазерного излучения на кожу [14]

## ВИДЫ ЛАЗЕРНЫХ ВОЗДЕЙСТВИЙ НА КОЖУ В ДЕРМАТОЛОГИИ

Лазерное воздействие на кожу в дерматологии можно условно разделить на две большие группы:

- 1) селективное, при котором избирательно устраняются определенные структуры без повреждения эпидермиса;
- 2) фракционное, при котором возможно активировать процессы омоложения в дерме.

### Селективное воздействие

Селективное воздействие предполагает разрушение конкретных целевых структур, расположенных как в эпидермисе, так и в дерме, без повреждения окружающих тканей. Этот избирательный вид процедур основан на теории селективного фототермолиза, суть которой заключается в избирательном световом воздействии на определенные вещества-хромофоры (обладающие повышенной «чувствительностью» к отдельным видам излучения), содержание которых в клетке-мишени гораздо выше, чем в окружающих структурах. При использовании соответствующих длины волны и режима излучения (с учетом спектра поглощения хромофора) можно обеспечить нагревание хромофора, приводящее к необратимому разрушению как его самого, так и клетки, в которой он содержится (рис. 1).

Основные мишени-хромофоры:

- гемоглобин — поглощает ультрафиолетовый и видимый свет с пиками абсорбции в области УФ-А (320–400 нм), фиолетовом (400 нм), зеленом (541 нм) и желтом (577 нм) диапазонах. Воздействие на гемоглобин и его производные используется для удаления сосудистых мальформаций;
- меланин — активно поглощает свет ультрафиолетового (до 400 нм) и видимого (400–760 нм) спектра. Начиная с области ближнего инфракрасного (ИК) диапазона (от 900 нм) эта интенсивность падает. Воздействие на меланин используется для коррекции пигментных образований и лазерной эпиляции;
- чужеродные пигменты (краска для татуировок и татуажа) — спектр поглощения зависит от цвета.

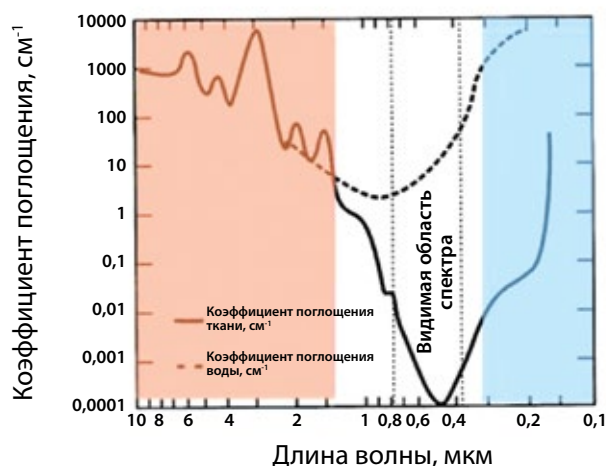


Рис. 4. Спектры поглощения кожи и воды [14]

Воздействие на пигменты используется при удалении татуировок и татуажа;

- вода — активная абсорбция начинается в ближнем инфракрасном диапазоне с максимумами в средней (2500–5000 нм) и дальней (5000–10 000 нм) областях инфракрасного спектра (рис. 4).

С помощью селективного лазерного воздействия можно решить такие возрастные проблемы, как, например, сосудистые образования или нарушения пигментации. Однако для коррекции морщин, улучшения тонуса и упругости кожи необходимо активизировать процессы омоложения в дерме, что возможно благодаря фракционному лазерному воздействию.

### Фракционное воздействие

Суть фракционного (лат. *fractio* — разламывание, дробление) воздействия состоит в точечном разрушении отдельных близкорасположенных микроучастков кожи, получивших название микротермальных лечебных зон (МЛЗ), при сохранении вокруг них интактных тканей. Разбиение лазерного луча на множество микролучей, обеспечивающих формирование МЛЗ, происходит при помощи специальных устройств — сканеров.

Выделяют 3 основных группы сканеров:

- распределяющие микрозоны при помощи «стампа» — формируют отпечаток (штамп) с одномоментным образованием МЛЗ, что дает высокую термическую нагрузку на кожу;
- распределяющие микрозоны «в движении» — количество МЛЗ в данном случае зависит от количества проходов по месту обработки и не дает высокой термической нагрузки на кожу;
- распределяющие микрозоны случайным образом — формируют МЛЗ в случайном распределении за один проход, что не несет высокой термической нагрузки и не требует прохода по месту обработки несколько раз.

Неповрежденные жизнеспособные клетки (эпидермальные стволовые клетки и фибробласты), окружающие МЛЗ, будут обеспечивать быстрое восстановление тканей после проведения процедуры. Основной мишенью при фракционном фототермолизе является вода, поэтому повреждающее действие проявляется на уровне жизнеспособных слоев эпидермиса и дермы, а роговой слой, содержащий мало воды, может оставаться целостным (неаблятивный фракционный фототермолиз) или оказаться поврежденным (аблятивный фракционный фототермолиз).

При фракционном неаблятивном и аблятивном фототермолизе МЛЗ представляют собой узкие конусы, уходящие в дерму, размеры которых зависят от длительности импульса луча и его энергии (чем выше энергия, тем больше их глубина; чем меньше длительность импульса, тем меньше их ширина). Важно подбирать интенсивность лазерного воздействия в зависимости от индивидуальных показаний, — например, для коррекции поверхностных дефектов (гиперпигментации, изменение текстуры кожи) достаточно невысоких уровней энергии. В то же время для устранения морщин необходимо запустить восстановительные процессы на уровне сетчатого слоя дермы, в связи с чем требуется существенно более высокий уровень энергии. Также важным показателем МЛЗ является *диаметр*, влияющий на скорость заживления и безопасность процедур [10]. Считается, что при его значениях выше 500 мкм интенсивность процессов восстановления приближается к аналогичным реакциям при классической лазерной шлифовке [15].

Особенности распределения МЛЗ определяются такими параметрами:

- суммарная плотность — общее количество МЛЗ, формирующееся за одну процедуру;
- процент покрытия — отношение площади микрозон воздействия к общей площади обработки, на которой они распределены.

Чем данные показатели выше, тем интенсивнее воздействие и выше эффективность процедур, однако и времени на реабилитацию также потребуется больше.

#### Ответная реакция

При повреждении отдельных микрозон тепло от них передается и прилежащим тканям. Подобного нагревания недостаточно для разрушения клеток, однако в этих зонах, называемых областями сублетального теплового шока (зона тепловой стимуляции), происходит активация различных ответных реакций (рис. 2). К ним относится выброс белков теплового шока (преимущественно Hsp70), цитокинов, факторов роста и других сигнальных молекул, который отмечается уже спустя несколько часов после процедуры. Эти вещества обеспечивают активацию восстановительных процессов, а также протеолиз поврежденных структур эпидермиса и дермы.

Часть коагулированных компонентов фагоцитируется иммунными клетками (в основном макрофагами),

оставшиеся же разрушенные структуры образуют так называемые *микроскопические эпидермальные некротические обломки (МЭНО)*. Они включают в себя клеточные фрагменты, поврежденный коллаген и эластин, а также большое количество меланина. В течение суток после процедуры базальный слой эпидермиса полностью восстанавливается и начинается постепенное отшелушивание МЭНО, завершающееся в среднем через неделю после вмешательства. Тогда же отмечается полное восстановление структуры эпидермиса (рис. 5).

Восстановление дермы происходит более медленно. В первое время после процедуры активируются коллагеназа и другие протеолитические ферменты, обуславливающие устранение разрушенных компонентов. Примерно через неделю после воздействия отмечается повышение экспрессии коллагена III типа в зонах под МЛЗ, что отражает гораздо более объемные восстановительные процессы, чем просто восстановление тканей в области непосредственного повреждения. Подобная перестройка коллагенового каркаса происходит на протяжении 6 месяцев и приводит к реструктуризации всего дермального слоя. Внешними проявлениями данных изменений является уменьшение глубины морщин и расширенных пор, осветление и выравнивание тона кожи [10, 16].

#### Фракционные лазеры

Первыми фракционными устройствами являлись неаблятивные лазеры — их воздействие затрагивало живые клетки эпидермиса и дермы, оставляя неповрежденным роговой слой. Однако при существенном улучшении профиля безопасности результаты их использования были менее выражены, чем классических аблятивных (не фракционных) CO<sub>2</sub>- и эрбиевых лазеров. Поэтому последние были модифицированы под фракционную технологию, что предположительно должно было сохранить их эффективность при снижении рисков развития негативных побочных эффектов и времени реабилитации [17].

Считается, что омолаживающие процедуры на аблятивных фракционных лазерах, повреждающих эпидермис и дерму, способствуют более активному процессу заживления и неоколлагенезу за счет более выраженного повреждения кожи, чем на неаблятивных [17–19].

---

По данным Американского общества эстетической пластической хирургии (ASAPS), количество лазерных шлифовок в 2015 г. снизилось на 20,2% по сравнению с 2014 г., в то время как число фракционных вмешательств за аналогичный период увеличилось на 8,5% [31].

---

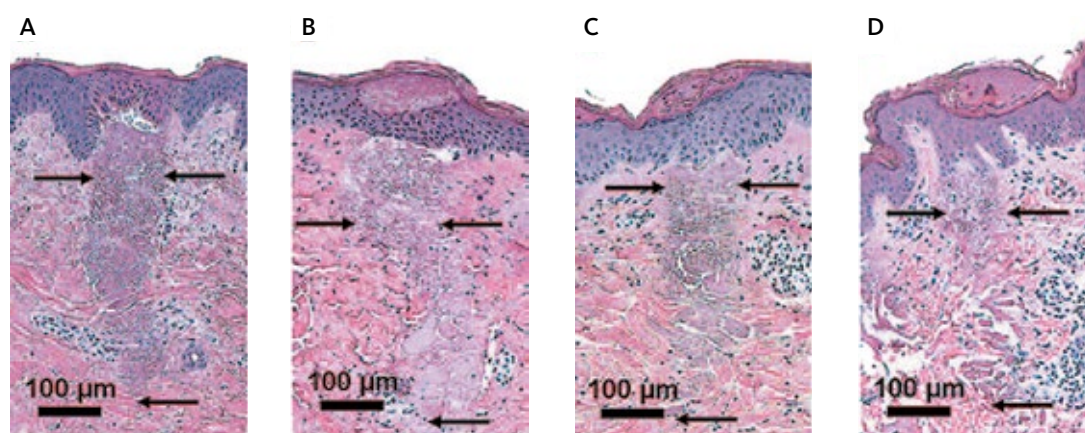


Рис. 5. Восстановление тканей после неаблятивного фракционного фототермолиза (Reliant Technologies) [26]:

- A — сразу после процедуры: четко видна зона коагуляции эпидермиса и дермы, роговой слой не поврежден;
- B — через 1 день после вмешательства: наблюдается образование МЭНО;
- C — через 3 дня после обработки: эпидермис почти полностью восстановился, МЭНО сместились в верхние слои;
- D — спустя 7 дней после процедуры: МЭНО находятся в роговом слое, начинается процесс их отшелушивания. Эпидермис полностью восстановился.

Для обеспечения эффекта, аналогичного однократной процедуре аблятивного воздействия, требуется несколько сеансов неаблятивного фракционного фототермолиза [22]. Несмотря на то что результаты этих методов несколько различаются, даже выполнение одной аблятивной или неаблятивной фракционной процедуры обеспечивает заметное улучшение состояния кожи с признаками фотостарения [20, 21].

#### Неаблятивные фракционные лазеры

При неаблятивных вмешательствах используют лазеры, генерирующие излучение с длиной волны 1400–2000 нм. Они имеют относительно невысокий коэффициент поглощения в воде (около  $10 \text{ см}^{-1}$ ). Подобного воздействия достаточно для коагуляции живых клеток эпидермиса и дермы, в которых содержится большое количество воды, однако практически дегидрированный роговой слой остается неповрежденным.

При распространении излучения вглубь тканей его энергия уменьшается — эпидермальная часть МЛЗ нагревается до  $90^\circ\text{C}$ , в то время как в нижней ее части (дерма) нагрев достигает лишь  $45\text{--}50^\circ\text{C}$  (рис. 6). В ответ на подобное воздействие запускаются восстановительные процессы, приводящие к ремоделированию дермы, уменьшению выраженности морщин, улучшению текстуры и цвета кожи [14, 16].

В настоящее время на рынке представлено множество неаблятивных фракционных лазеров, генерирующих излучение с различной длиной волны, мощностью, а также отличающихся способом формирования фракций. Преимущество имеют системы, эффективность которых подтверждена большим количеством достоверных клинических исследований. Среди таких устройств

можно отметить модуль ResurFX многофункциональной системы M22 (Lumenis, США–Израиль).

Данный модуль представляет собой неаблятивный оптоволоконный эрбиевый лазер (Er:fiber) с длиной волны 1565 нм. Диаметр микролучей, испускаемых ResurFX, составляет 110 мкм, что сопоставимо с толщиной человеческого волоса. Энергия — до 70 мДж, глубина формируемых МЛЗ — до 1 мм (рис. 7).

Модуль ResurFX оснащен специальным сканером CoolScan. Он относится к устройствам, распределяющим микрозоны повреждения по принципу случайного распределения. Данный сканер предоставляет выбор из более чем 600 комбинаций формы, размера

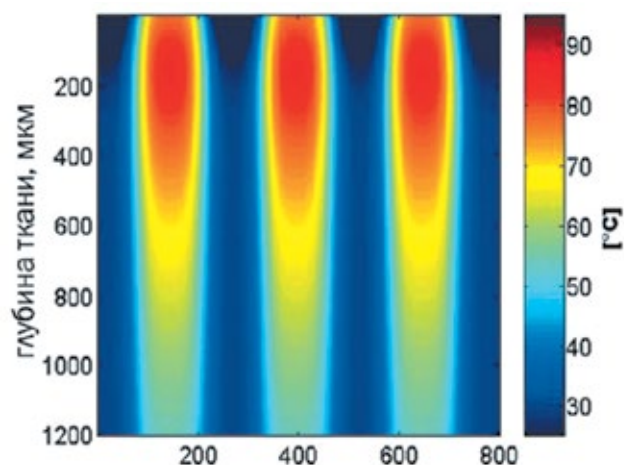
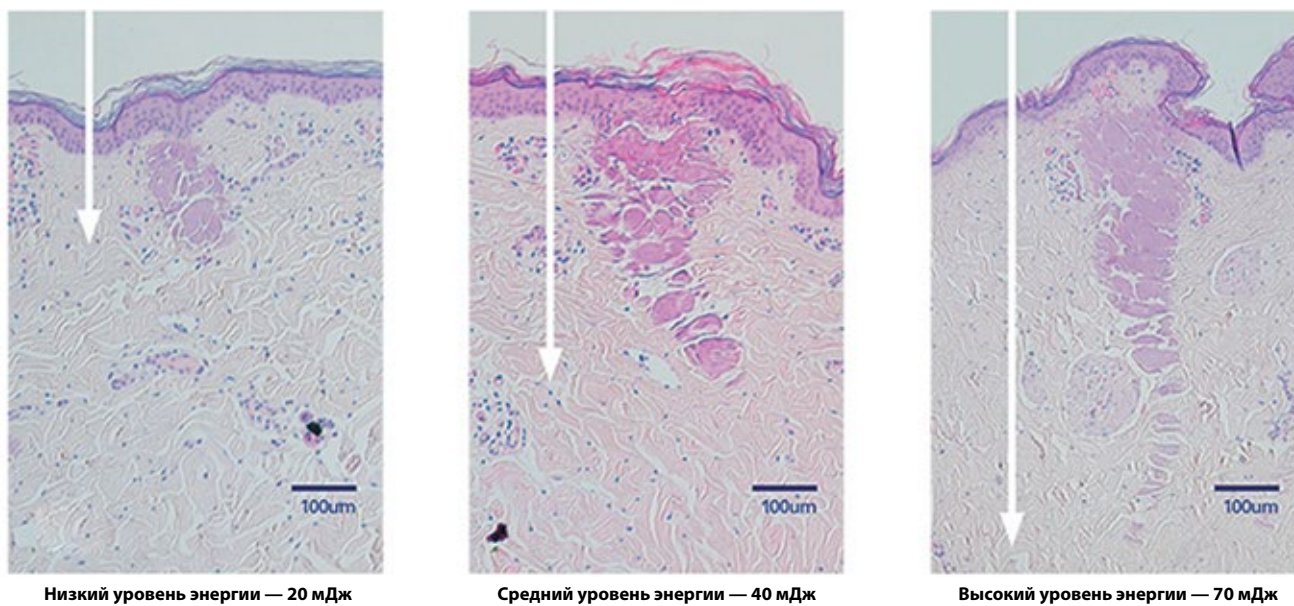


Рис. 6. Схема распределения температуры в верхних и нижних зонах воздействия лазерного микролуча





Низкий уровень энергии — 20 мДж

Средний уровень энергии — 40 мДж

Высокий уровень энергии — 70 мДж

Рис. 7. Гистологический срез кожи при воздействии различной энергией на ResurFX

и плотности покрытия, обеспечивая равномерность распределения зон коагуляции за один проход (рис. 8). Плотность покрытия колеблется от 50 до 500 МЛЗ/см<sup>2</sup>. Также он обеспечивает непрерывное контактное охлаждение кожи на протяжении всей процедуры, что позволяет снизить вероятность термического повреждения эпидермиса и обеспечить комфортность обработки для пациентов.

Показаниями к использованию данного устройства являются:

- возрастные изменения (ремоделирование кожи лица, периорбитальные морщины);
- дисхромии (лентигоиз, мелазма);
- рубцы различной природы (постакне, хирургические, атрофические, плоские, стрии).

Для проведения процедуры требуется аппликационная анестезия. Период реабилитации — минимальный. В течение 48 ч после процедуры присутствуют незначительная эритема и отек, далее в течение нескольких

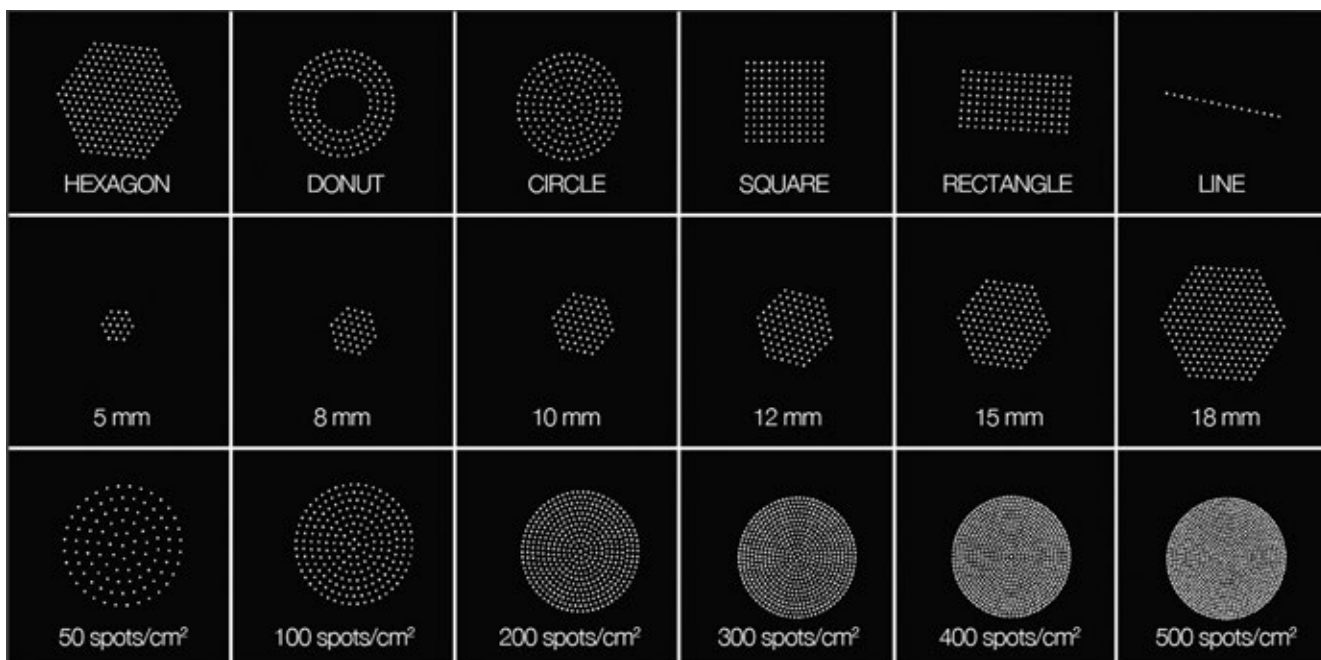


Рис. 8. Варианты распределения микрозон повреждения с помощью ResurFX



дней происходит шелушение кожи, которое обычно малозаметно. Риск возникновения гиперпигментации составляет около 5% даже у пациентов с предрасположенностью к ней. Для достижения существенного результата рекомендуется курс в среднем из 3 процедур с интервалом 4 недели между сеансами.

В одном из последних исследований, опубликованном в 2016 г., показана эффективность 1565 нм Er:fiber лазера для омоложения кожи, подвергшейся фотостарению. В работе приняло участие 16 женщин со II–IV фототипами кожи и средним возрастом 49,6 года. У всех пациенток наблюдались изменения, соответствующие 3–6 баллам по классификации морщин и степени эластоза Фицпатрика–Голдмана (FGWES). Все они прошли 3 сеанса неаблятивного фракционного фототермолиза с промежутком 4–5 недель между процедурами. Результаты показали статистически значимое снижение выраженности изменений по FGWES как через 3 месяца, так и через полгода после окончания курса (уменьшение на  $-0,58 \pm 0,23$  и  $-0,66 \pm 0,22$  балла соответственно). При этом у 50% пациенток наблюдалось значительное улучшение (по крайней мере, на 1 балл) по FGWES через 3 месяца после лечения. 72% испытуемых описали свои результаты в промежутке от «умеренных» до «очень хороших». Неожиданных или серьезных побочных реакций не отмечалось, период реабилитации составил менее 2 суток [23].

Впрочем, нужно отметить, что результаты коррекции более глубоких морщин с помощью неаблятивного фракционного воздействия были менее эффективными, чем при использовании аблятивных систем [24]. Было показано, что при однократной фракционной обработке одной половины лица с помощью аблятивного CO<sub>2</sub>-лазера, а другой — неаблятивного 1550 нм эрбиевого лазера субъективное улучшение составило 75% в первом случае и 25% во втором [25].

#### **Аблятивные фракционные лазеры**

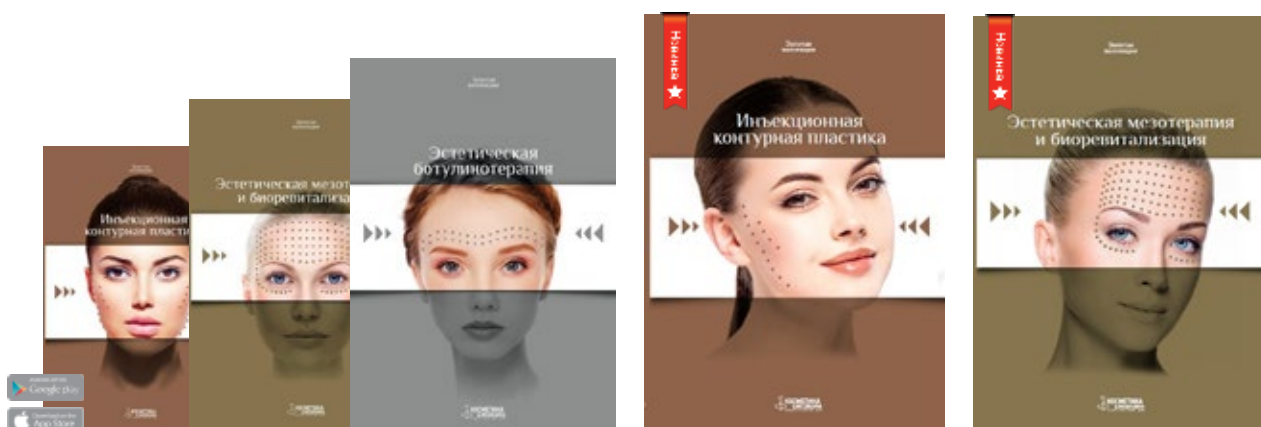
При аблятивном фракционном фототермолизе используются лазерные установки, генерирующие излучение с высоким коэффициентом поглощения в воде — CO<sub>2</sub> (10 600 нм), Er:YAG (2940 нм) и Er, Cr:YSGG (2790 нм) лазеры. В случае для CO<sub>2</sub>-лазеров он в 100, а для эрбиевых — в 1000 раз больше, чем для неаблятивных устройств, поэтому при подобном воздействии будет повреждаться и роговой слой.

Микрочасти аблятивных лазеров вызывают мгновенный разогрев воды в клетках до температуры выше 150 °С, что приводит к быстрому разрушению и испарению тканей. При vaporизации тканей формируется «колодец» абляции с зоной коагуляции вокруг. Последнее в большей степени характерно для CO<sub>2</sub>-лазеров, что обуславливает более активное



Серия «Золотая коллекция»

[www.cmjournal.ru](http://www.cmjournal.ru)



Серия книг «Золотая коллекция» объединила в себя избранные тематические статьи отечественных и зарубежных авторов, опубликованные в журнале «Инъекционные методы в косметологии» за последние несколько лет.



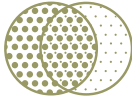






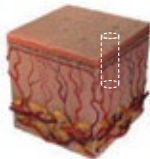
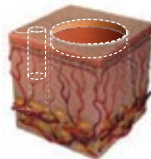
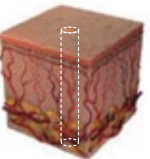
РЕЖИМ ВОЗДЕЙСТВИЯ	ActiveFX™ Коррекция морщин, выравнивание текстуры кожи, дисхромии	DeepFX™ Коррекция глубоких морщин и рубцовых деформаций	TotalFX™ Комбинация процедур – все возможные показания	SCAAR FX™ Коррекция глубоких, выраженных и комбинированных рубцов
Регулируемый процент покрытия				
Размер пятна	 1.3 mm	 0.12 mm		 0.12 mm
Глубина				
Рукоятка	ActiveFX (CPG)	DeepFX	ActiveFX (CPG) и DeepFX	DeepFX

Рис. 9. Режимы воздействий, выполняемых с помощью лазера UltraPulse (Lumenis, США–Израиль)

прогревание окружающих тканей при их воздействии, важное для стимуляции неоколлагеногенеза [14, 26].

Первым аблятивным фракционным устройством, утвержденным Управлением по контролю качества пищевых продуктов и лекарственных средств США (ассоциация FDA), стал сканер ActiveFX (CPG), разработанный компанией Lumenis (США–Израиль). Этот сканер (компонент ультраимпульсного CO<sub>2</sub>-лазера UltraPulse Encore) — одна из наиболее сложных систем передачи энергии на сегодняшний день. ActiveFX работает в поверхностном режиме и позволяет создавать рабочее пятно диаметром 1,3 мм. В Active FX реализована система компьютерной генерации развертки луча (CPG — Computer Pattern Generator). Это усовершенствованная технология, которая позволяет распределять повреждения (МЛЗ) псевдослучайным образом на сканируемой области, в противоположность их распределению один за другим при использовании традиционных технологий развертки лазерного луча.

Вслед за ActiveFX был разработан сканер DeepFX. Данный сканер позволяет проводить глубокую обработку кожи с формированием МЛЗ диаметром 0,12 мм и глубиной до 4 мм. Сканер DeepFX предназначен для работы с глубокими слоями кожи и коррекции таких дефектов, как глубокие морщины, рубцы (в т.ч. посттравматические; рис. 9).

Для достижения более полного воздействия на структуру дермы и ее эластические свойства многие врачи начали сочетать поверхностную и глубокую фракционную абляцию. С целью упрощения проведения поверхностной и глубокой терапии компания Lumenis выпустила лазер AcuPulse (рис. 10). Аппарат оснащен универсальной рукояткой — сканером AcuScan 120 (рис. 11), кото-



Рис. 10. CO<sub>2</sub>-лазер AcuPulse, длина волны излучения — 10 600 нм



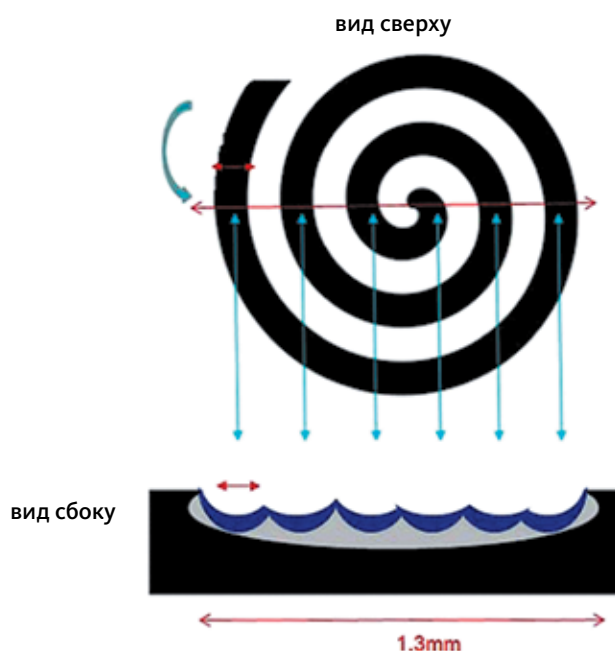
Рис. 11. Сканер AcuScan 120 прибора AcuPulse

рый предназначен для всех видов фракционной абляции и обладает возможностью комбинации поверхностного и глубокого режимов воздействия с использованием технологии суперимпульса (SuperPulse). Суперимпульс — это формирование мощного потока энергии лазерного воздействия за чрезвычайно короткое время, менее чем за 0,2 мс.

В поверхностном режиме воздействия формируются микрзоны абляции диаметром 1,3 мм не за счет расфокусировки луча, а за счет быстрого «вырисовывания» тонким лазерным лучом с диаметром 0,12 мм спирали с общим диаметром 1,3 мм. Данная спиральная развертка схематично изображена на рис. 12. Такой способ поверхностной абляции гарантирует минимальное повреждение и перегрев подлежащих тканей, что в свою очередь позволяет снизить



Рис. 12. Схема спиральной развертки (вид сверху и сбоку)



риск осложнений, таких как поствоспалительная гиперпигментация.

Способ передачи энергии и возможность использования прибора в режимах глубокой и поверхностной фракционной абляции при помощи одного сканирующего устройства отличают фракционный CO<sub>2</sub>-лазер AcuPulse от других фракционных лазерных систем (рис. 13). Данное технологическое решение позволяет проводить фракционную абляцию безопасно с короткими сроками реабилитации.

При планировании аблятивных процедур важную роль играет правильный подбор параметров излучения (и в частности — длительность импульса) и способа формирования фракций. При выборе корректных установок, а также надлежащем предварительном и последующем

Команда итальянских ученых под руководством доктора Клементони (Clementoni) оценила эффективность комбинированного режима воздействия лазера AcuPulse для коррекции возрастных изменений кожи. В исследовании приняло участие 24 пациента, каждый из которых прошел одну процедуру сочетанной (поверхностной и глубокой) фракционной абляции. Спустя 6 месяцев было отмечено значительное, статистически значимое улучшение по всем показателям, характеризующим выраженность проявлений фотостарения [29].

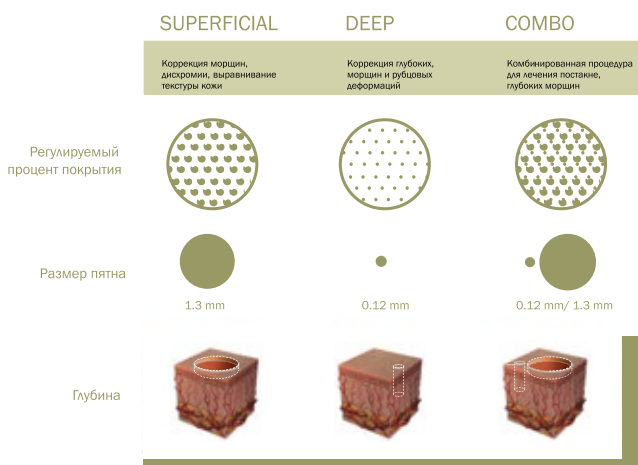


Рис. 13. Режимы воздействий, выполняемых с помощью лазера AcuPulse

уходе, снижается риск возникновения поствоспалительной гиперпигментации и прочих нежелательных эффектов, а также уменьшается время реабилитации после процедуры.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Коррекция возрастных изменений кожи является одним из основных направлений в косметологии. Лидирующие позиции в этой сфере занимают лазерные технологии. Использование технологии селективного фототермолиза позволяет избавиться от некоторых признаков фото- и хроностарения кожи — пигментных и сосудистых образований. Классическая лазерная шлифовка с помощью CO<sub>2</sub>- или эрбиевых (Er:YAG) установок



существенно улучшает состояние кожи в целом и снижает число и выраженность морщин, однако она связана с длительным периодом реабилитации и риском развития поствоспалительной гиперпигментации. Фракционные технологии (более активные аблятивные и более щадящие — неаблятивные) позволяют снизить вероятность возникновения подобных нежелательных явлений, а также требуют существенно меньшего периода реабилитации.

В настоящее время на рынке представлено большое количество лазерного оборудования, однако далеко не все устройства гарантируют качество и высокую эффективность выполнения процедур. При выборе конкретного аппарата необходимо обращать внимание на наличие клинических исследований, подтверждающих заявленную эффективность, технические характеристики оборудования, наличие или отсутствие международного опыта применения, а также возможности повышать квалификацию под руководством высококвалифицированных специалистов. Без соблюдения данных условий подобные устройства в лучшем случае не покажут всех своих возможностей, а в худшем — могут вызвать различные негативные явления.

## ЛИТЕРАТУРА

- Gordon G.R. The LASER, Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation. The Ann Arbor Conference on Optical Pumping, the University of Michigan. June 15–18, 1959.
- Zaret M.M., Breinin G.M., Schmidt H., et al. Ocular lesions produced by an optical maser (laser). *Science* 1961; 134: 1525–1528.
- Fankhauser F., Kwasniewska S. *Lasers in ophthalmology: Basic, diagnostic and surgical aspects*. Kugler Publications. The Hague, 2003.
- Goldman L., Blaney D.J., Kindel D.J.Jr., Richfield D., Franke E.K. Pathology of the effect of the laser beam on the skin. *Nature* 1963; 197: 912–914.
- Goldman L., Igelman J., Richfield D. Impact of the laser on nevi and melanomas. *Arch Dermatol* 1964; 90: 71–75.
- Goldman L., Wilson R.G. Treatment of basal cell epithelioma by laser radiation. *JAMA* 1964; 189: 773–775.
- Goldman L., Wilson R.G., Hornby P., Meyer R.G. Radiation from a Q-switched ruby laser: Effect of repeated impacts of power output of 10 megawatts on a tattoo of man. *J Invest Dermatol* 1965; 44: 69–71.
- Solomon H., Goldman L., Henderson B., Richfield D., Franzen M. Histopathology of the laser treatment of port-wine lesions. Biopsy studies of treated areas observed up to three years after laser impacts. *J Invest Dermatol* 1968; 50(2): 141–146.
- Anderson R.R., Parrish J.A. Selective photothermolysis: Precise microsurgery by selective absorption of pulsed radiation. *Science* 1983; 220: 524–527.
- Manstein D., Herron G.S., Sink R.K., Tanner H., Anderson R.R. Fractional photothermolysis: A new concept for cutaneous remodeling using microscopic patterns of thermal injury. *Lasers Surg Med* 2004; 34: 426–438.
- Jelínková H. *Lasers for medical applications*. 1st ed. Diagnostics, Therapy and Surgery. Woodhead Publishing, 2013.
- Rosenberg N. et al. *Sources of medical technology: Universities and industry*. National Academy Press. Вашингтон, 1995.
- Шептий О.В., Круглова Л.С., Жукова О.В., Эктова Т.В., Ракша Д.А., Шматова А.А. Высокоэнергетическое лазерное излучение в дерматологии и косметологии. *Рос журн кожн и венерич бол* 2012; 6: 39–43.
- Деев А.И., Шарова А.А., Брагина И.Ю. Новая косметология. Аппаратная косметология и физиотерапия. Под общей ред. Е.И. Эрнандес. М.: ИД «Косметика и медицина», 2014.
- Stumpp O.F., Bedi V.P., Wyatt D., Lac D., Rahman Z., Chan K.F. In vivo confocal imaging of epidermal cell migration and dermal changes post nonablative fractional resurfacing: Study of the wound healing process with corroborated histopathologic evidence. *J Biomed Optics* 2009; 14(2): 024018.
- Laubach H.J., Tannous Z., Anderson R.R., Manstein D. Skin responses to fractional photothermolysis. *Laser Surg Med* 2006; 38(2): 142–149.
- Hantash B.M., Bedi V.P., Kapadia B., Rahman Z., Jiang K., Tanner H., et al. In vivo histological evaluation of a novel ablative fractional resurfacing device. *Lasers Surg Med* 2007; 39: 96–107.
- Helbig D., Paasch U. Molecular changes during skin aging and wound healing after fractional ablative photothermolysis. *Skin Res Technol* 2011; 17: 119–128.
- Geronemus R.G. Fractional photothermolysis: Current and future applications. *Lasers Surg Med* 2006; 38: 169–176.
- Clementoni M.T., Gilardino P., Muti G.F., Beretta D., Schianchi R. Non-sequential fractional ultrapulsed CO<sub>2</sub> resurfacing of photoaged facial skin: Preliminary clinical report. *J Cosmet Laser Ther* 2007; 9: 218–225.
- Wanner M., Tanzi E.L., Alster T.S. Fractional photothermolysis: Treatment of facial and nonfacial cutaneous photodamage with a 1550 nm erbium-doped fiber laser. *Dermatol Surg* 2007; 33(1): 23–28.
- Borges J., Cuzzi T., Mandarim-de-Lacerda C.A., Manela-Azulay M. Fractional Erbium laser in the treatment of photoaging: Randomized comparative, clinical and histopathological study of ablative (2940 nm) vs non-ablative (1540 nm) methods after 3 months. *An Bras Dermatol* 2014; 89(2): 250–258.
- Friedmann D.P., Tzu J.E., Kauvar A.N., Goldman M.P. Treatment of facial photodamage and rhytides using a novel 1565 nm non-ablative fractional erbium-doped fiber laser. *Lasers Surg Med* 2016; 48(2): 174–180.
- Gold M.H. Update on fractional laser technology. *J Clin Aesthet Dermatol* 2010; 3(1): 42–50.
- Weiss R.A., Weiss M.A., Beasley K.L. Prospective split-face trial of a fixed spacing array computer scanned fractional CO<sub>2</sub>-laser vs hand scanned 1550 nm fractional for rhytids. *Lasers Surg Med* 2008; 40(S20): 31.
- Jih M.H., Kimyai-Asadi A. Fractional photothermolysis: A review and update. *Semin Cutan Med Surg* 2008; 27(1): 63–71.
- Tan K.L., Gold M.H., Kurniawat C. Low risk of post-inflammatory hyperpigmentation in skin types IV and V after treatment with fractional CO<sub>2</sub> device. *J Drugs Dermatol* 2008; 7: 774–778.
- Cho S.B., Lee S.J., Kang J.M., et al. The efficacy and safety of 10,600 nm Carbon Dioxide Fractional Laser for acne scars in Asian patients. *Dermatol Surg* 2009; 35: 1–7.
- Clementoni M.T., Lavagno R., Munavalli G. A new multi-modal fractional ablative CO<sub>2</sub>-laser for wrinkle reduction and skin resurfacing. *J Cosmet Laser Ther* 2012; 14(6): 244–252.
- Neimz M.H. *Laser-tissue interactions: Fundamentals and applications*. 3rd ed., Berlin, Springer, 2003: 77–80.
- Cosmetic Surgery National Data Bank Statistics: American Society for Aesthetic Plastic Surgery 2016 ([surgery.org/media/statistics](http://surgery.org/media/statistics)).

# AcuPulse



Суперимпульсный фракционный CO<sub>2</sub>-лазер — все виды абляции с самым коротким периодом реабилитации

Создан специально для косметологов

- Радикальное омоложение кожи с минимальными рисками
- Прогнозируемые результаты, быстрая реабилитация
- 11 специализированных режимов, простота и удобство
- Нет необходимости в общей анестезии
- Широкие возможности использования в дерматологии, гинекологии, хирургии и других областях медицины

Более 40 лет компания Lumenis является мировым лидером в разработке и создании медицинских CO<sub>2</sub>-лазеров. AcuPulse – это суперимпульсный фракционный CO<sub>2</sub>-лазер, который создан специально для косметологов: он дает максимальные результаты при высокой безопасности и удобстве процедур. Теперь вы можете получать максимум от методики фракционной абляции, не опасаясь за здоровье своих пациентов.

