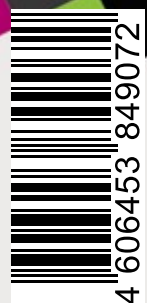


аппаратная косметология

Коррекция фигуры:
возможности аппаратных
методов



Фракционный фототермолиз: современный взгляд на метод



**Краюшкин
Павел Владимирович**

Врач-биохимик, медицинский
директор компании
Premium Aesthetics (Москва)

Согласно данным Американского общества эстетической пластической хирургии (ASAPS), количество процедур фракционного фототермолиза, проводимых в США, ежегодно увеличивается в среднем на 5–7%. По России такой статистики нет, однако тенденция к росту тоже отмечается. Чем вызвана популярность данного метода и каковы перспективы его дальнейшего развития?

На сегодняшний день фракционный фототермолиз является ключевым методом аппаратной косметологии, когда речь идет о коррекции возрастных изменений и фотостарения, выравнивании микрорельефа кожи, удалении рубцов и стрий. Кроме клинически доказанной эффективности, к плюсам метода относятся: возможность использовать его при любом фототипе кожи и на любом ее участке, безопасность, короткий реабилитационный период и минимальный риск побочных эффектов.

С момента изобретения фракционного фототермолиза прошло уже более 10 лет. С тех пор появилось множество различных фракционных лазеров, а сам метод претерпел значительные изменения. Впрочем, его суть осталась прежней — лазерное излучение, разбитое на микролучи («фракции»), создает в коже точечные повреждения.

Представляем краткий обзор существующих лазерных методов, основанных на принципе фракционного фототермолиза, а также ключевые характеристики фракционных лазеров.

Общие принципы фракционного фототермолиза

В 2004 г. американские ученые из лаборатории фотомедицины Гарвардского университета Ричард Рокс Андерсон и Дитер Манштейн представили концепцию фракционного фототермолиза [1]. В том же году на рынке появился первый фракционный лазер.

Новый метод разрабатывался как альтернатива лазерной шлифовке (традиционной абляции) — травматичного воздействия, при котором полностью удаляется верхний слой кожи. Фракционный фототермолиз является более щадящим методом, поскольку лазерное излучение оказывает воздействие не на всю обрабатываемую область, а формирует в ней точечные зоны термического повреждения — так называемые микрозоны фототермолиза или микротермальные лечебные зоны (МЛЗ), окруженные интактной тканью. МЛЗ обычно выглядят как узкие конусы, которые уходят в дерму на глубину до 1400 мкм (**рис. 1**). Размеры микрозон зависят от толщины лазерного луча, энергии и длины волны.

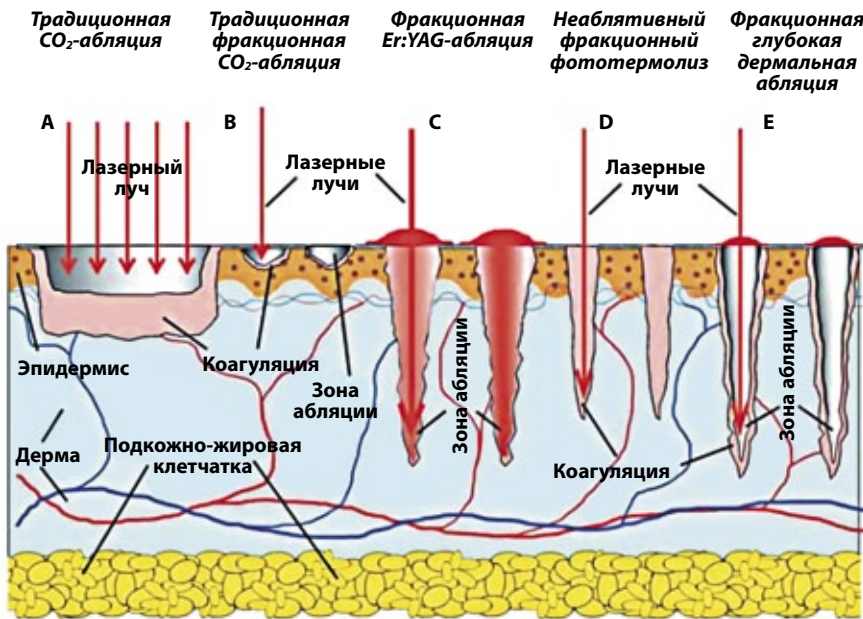


Рис. 1. Сравнение традиционной лазерной шлифовки (А), поверхностного аблятивного фракционного фототермолиза с использованием CO₂-лазера (В), фракционной абляции Er:YAG лазером (С), неаблятивного фракционного фототермолиза (D) и глубокой фракционной дермальной абляции (Е) [2]

В процессе фракционного фототермолиза лазерное излучение поглощается водой. Поэтому термическое повреждение будет затрагивать в первую очередь живые клетки эпидермиса и дермы, содержащие ее в большом количестве. Роговой слой, в котором воды мало, будет повреждаться в последнюю очередь. Чем ближе длина волны лазерного излучения к главному пику абсорбции, характерному для молекулы воды (3000 нм), тем интенсивнее будет термическое повреждение ткани и выше вероятность вапоризации (испарения) рогового слоя (рис. 2).

В зависимости от длины волны лазерного излучения и степени повреждения ткани выделяют 2 типа фракционного фототермолиза (табл. 1).

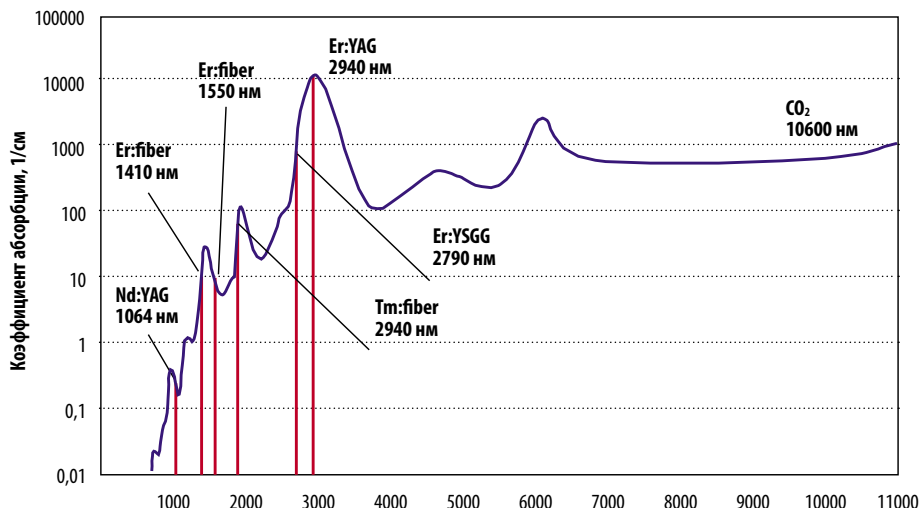
1. **Неаблятивный** — лазерное излучение с длиной волны от 1400 до 2000 нм; приводит к коагуляции эпидермиса и дермы за счет их нагревания до 45–90 °С. При этом роговой слой остается неповрежденным, т.е. барьерные свойства кожи сохранены.

Согласно концепции селективного фототермолиза, некоторые структуры кожи — хромофоры (такие, как меланин, гемоглобин и вода) — способны избирательно поглощать свет определенной длины волны, которая совпадает (или максимально приближена) с пиком абсорбции данного хромофора. При передаче хромофору достаточного количества энергии происходит его нагревание и разрушение клеток, в которых он содержится [4].

Таблица 1. Варианты фракционного фототермолиза

Длина волны, нм	Устройство	Вид воздействия	Вид МЛЗ
1440	Эрбиевый (Er: fiber) оптоволоконный лазер	Неаблятивный	Столбики коагуляции без абляции
1550	Эрбиевый (Er: glass) на стекле	Неаблятивный	
1927	Тулиевый (Tm: fiber) оптоволоконный лазер	Неаблятивный	
2940	Эрбиевый (Er: YAG) лазер на иттриево-алюминиевом гранате	Аблятивный	Образуется «колодец» абляции, зона коагуляции маловыражена
10600	Углекислотный CO ₂ -лазер	Аблятивный	Формируется «колодец» абляции, стенки и дно которого состоят из коагулированной ткани

Рис. 2. Спектр поглощения воды (синяя кривая) и длины волн различных фракционных лазеров



2. **Аблятивный (фракционная абляция)** — лазерное излучение с длиной волны более 2000 нм; вызывает мгновенный разогрев воды, содержащейся в тканях, до температуры 150 °С и выше. В результате происходит *вапоризация* эпидермиса (с разрушением рогового слоя) и дермы.

Длины волн лазерного излучения, используемые для аблятивного воздействия, обладают высоким коэффициентом поглощения в воде: для CO₂-лазеров он в 100 раз больше, чем для неаблятивных устройств, а для Er:YAG — в 1000 раз. Также выраженность фракционного фототермолиза зависит от энергии излучения и характеристик микролучей.

Процесс восстановления при фракционном фототермолизе протекает гораздо быстрее, чем при традиционной лазерной шлифовке, поскольку в прилегающих к микротермальным лечебным зонам здоровых участках содержатся эпидермальные стволовые клетки и фибробласты. Сразу после образования МЛЗ происходит их активация, развивается процесс асептического воспаления, что в итоге приводит к синтезу новых структур эпидермиса и дермы, а также к их реорганизации [3].

Реализация принципа фракционности

Разбиение лазерного луча на множество микролучей, от которого зависит формирование МЛЗ и их распределение по обрабатываемой области, реализуется с помощью специальных устройств — сканеров.

Сканеры, распределяющие микрозоны при помощи «стампа»

Существуют так называемые стамп-системы, в которых лазерный луч разделяется системой микропризм на большое количество микролучей и образует на коже своеобразный отпечаток (штамп) из МЛЗ. Количество микропризм имеет фиксированное значение в каждом конкретном устройстве. Распределение отпечатков производится непосредственно врачом-косметологом. С одной стороны, это помогает проводить прицельную обработку проблемных участков. Однако с другой — возникает проблема неравномерности воздействия: в каких-то местах отпечатки будут накладываться, а в других, наоборот, располагаться на удалении, а какие-то зоны останутся необработанными.

В случае наложения могут образовываться участки интерференции (взаимного усиления) — эти микрозоны имеют больший диаметр по сравнению с одинарными, поэтому их восстановление протекает более длительно и менее предсказуемо (рис. 3).

При использовании стамп-сканеров требуются системы охлаждения, поскольку одновременное формирование множества МЛЗ может приводить к перегреву прилежащих тканей и появлению ожогов. Подобная защита реализована в сканере CoolScan модуля ResurXF аппарата M22 (Lumenis, США).

Сканеры, распределяющие микрозоны «в движении»

В отличие от фиксированного количества микрозон, производимого стамп-сканерами, формирование МЛЗ «в движении» позволяет распределять их в зависимости от скорости перемещения рукоятки. При каждом проходе формируется полоска с равномерным количеством МЛЗ по всей ее длине. Повторение пазов с использованием специальной техники проведения процедуры позволяет добиться высокого процента покрытия при отсутствии перегревания тканей (**рис. 4**). При этом на всех обрабатываемых участках количество МЛЗ будет одинаково (при одинаковом количестве проходов).

Данная запатентованная технология носит название Continuous Motion Delivery System и используется во всех лазерах Fraxel. Она позволяет выполнять быструю обработку обширных областей, а также проводить точный контроль агрессивности процедур.

Неаблятивный фракционный фототермолиз

Основные показания к проведению процедуры:

- наличие морщин;
- снижение упругости кожи;
- неровная текстура;
- расширенные поры;
- нарушения пигментации;
- рубцовые деформации кожи (атрофические и гипертрофические рубцы, постакне, стрии).

Взаимодействие излучения с тканями

Классический пример неаблятивного фракционного лазера — Fraxel re:store. Он представляет собой эрбиевый оптоволоконный лазер с длиной волны 1550 нм. Данное излучение имеет небольшой коэффициент



Рис. 3. Несколько проходов при использовании стамп-сканеров



Рис. 4. Принцип работы сканера «в движении»

Противопоказания к проведению неаблятивного фракционного фототермолиза:

- абсолютные: эпилепсия; беременность; онкозаболевания; псориаз; склонность к образованию келоидных рубцов.
- относительные: наличие воспалительных процессов в зоне обработки; атопический дерматит в стадии обострения; проведение химических и других видов пилингов менее чем за 2 нед до процедуры; аллергическая реакция на анестетики (требуется подбор обезболивающих средств).

абсорбции водой (около 10 см^{-1}), что позволяет ему пройти в ткани на рекордную глубину — до 1,4 мм (до сетчатого слоя дермы). На уровне рогового слоя, содержащего очень мало воды, не происходит практически никаких изменений, зато в живых клетках эпидермиса температура повышается до $90 \text{ }^\circ\text{C}$. По мере проникновения вглубь энергия излучения снижается, поэтому нагрев тканей в нижней (дермальной) части МЛЗ составляет $45\text{--}50 \text{ }^\circ\text{C}$ (рис. 5). Ширина МЛЗ в зависимости от параметров воздействия может составлять $70\text{--}350 \text{ мкм}$, а их плотность достигает $11\,000 \text{ МЛЗ/см}^2$. Все они имеют коническую форму и расположены перпендикулярно к поверхности кожи. Тепло из области лазер-индуцированного нагрева передается и окружающим тканям — происходит формирование так называемых зон сублетального теплового шока, в которых сохраняется целостность и функция клеток.

Механизм заживления

В ответ на термический стресс в ближайшие 1–3 ч после облучения в зонах сублетального нагрева происходит выброс белков теплового шока (HSP-47, HSP-70, HSP-90). Они препятствуют развитию апоптоза и запускают индукцию факторов роста (например, TGF- β), интерлейкинов и других сигнальных молекул. Все эти соединения активируют процессы пролиферации в эпидермисе и дерме, стимулируют процессы протеолиза, а также привлекают иммунные клетки (преимущественно макрофаги) в зону повреждения [3, 5]. Последние поглощают часть коагулированных структур в области МЛЗ. Другая их часть постепенно эвакуируется на поверхность эпидермиса, формируя так называемые микроэпидермальные некротические обломки (МЭНО). Они имеют коричневатую окраску за счет большого количества меланина. Также в них содержатся фрагменты разрушенного коллагена и эластина.

Процессы восстановления эпидермиса после неаблятивного фракционного фототермолиза протекают довольно быстро — за счет активной пролиферации и миграции стволовых клеток в поврежденные области уже через сутки базальный слой полностью восстанавливается. Тогда же начинается

постепенное отшелушивание МЭНО, которое окончательно завершается примерно на седьмой день, и эпидермис вновь приобретает нормальную структуру без элементов дискератоза и спонгиоза (рис. 6). Также отмечается улучшение цвета и тона кожи за счет того, что новообразованные клетки эпидермиса содержат равномерное и адекватное количество меланина [1, 2, 6].

Восстановление дермы протекает несколько медленнее. В первое время после повреждения мигрирующие фибробласты начинают синтезировать коллагеназу и другие протеолитические ферменты, которые разрушают коагулированные структуры. На седьмой день в неповрежденных зонах, расположенных под МЛЗ, отмечается повышенная экспрессия коллагена III типа (рис. 7). Данные изменения указывают на то, что процесс ремоделирования затрагивает не только области МЛЗ, но и значительно превосходящие их по размерам здоровые ткани. Процессы перестрой-

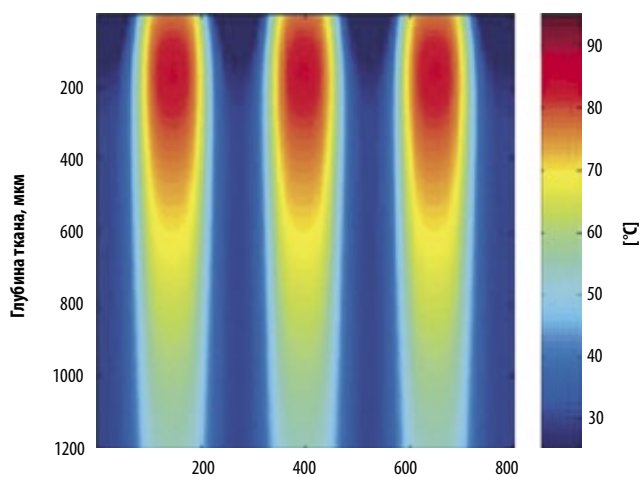


Рис. 5. Схема распределения температуры в верхних и нижних зонах воздействия лазерного микролуча

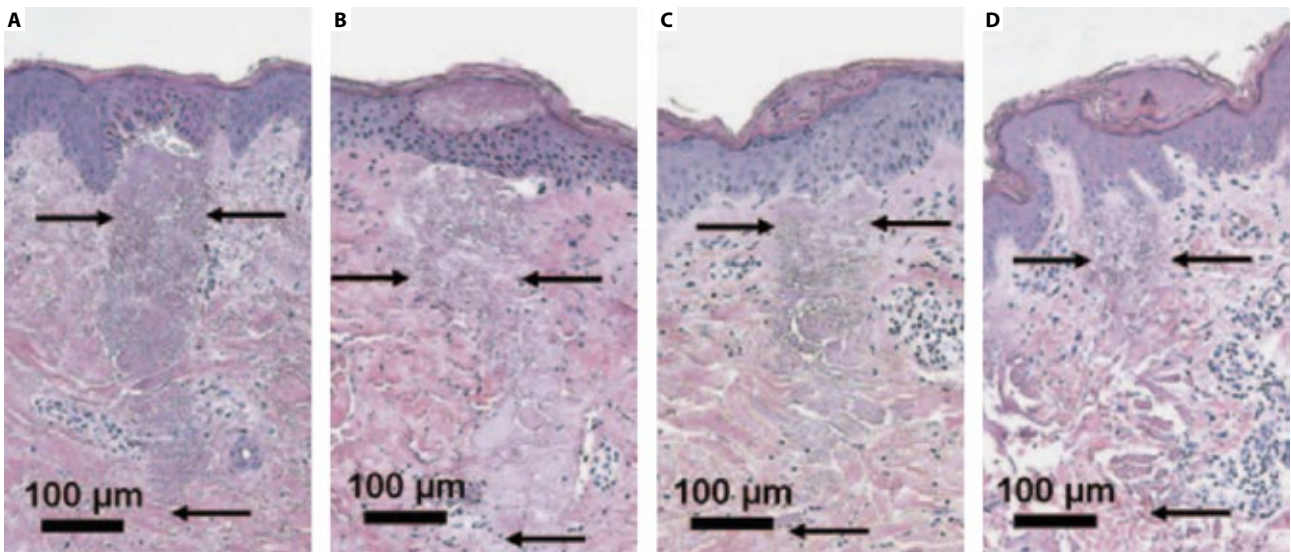


Рис. 6. Процесс восстановления тканей после неаблятивного фракционного фототермолиза. (А) Сразу после процедуры: четко определяется зона коагуляции эпидермиса и дермы, роговой слой не поврежден. (В) Спустя 1 день после обработки: отмечается образование МЭНО. (С) Через 3 дня после лечения: эпидермис почти 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 (Reliant Technologies) [6]

ки коллагенового каркаса дермы протекают на протяжении 2–3 мес — их результатом является уменьшение глубины морщин и снижение количества расширенных пор [2].

Параметры воздействия

Эффективность и безопасность неаблятивного фракционного фототермолиза зависят от:

- особенностей самих МЛЗ (глубина и диаметр);
- особенностей распределения МЛЗ (суммарная плотность, процент покрытия; уровень лечения).

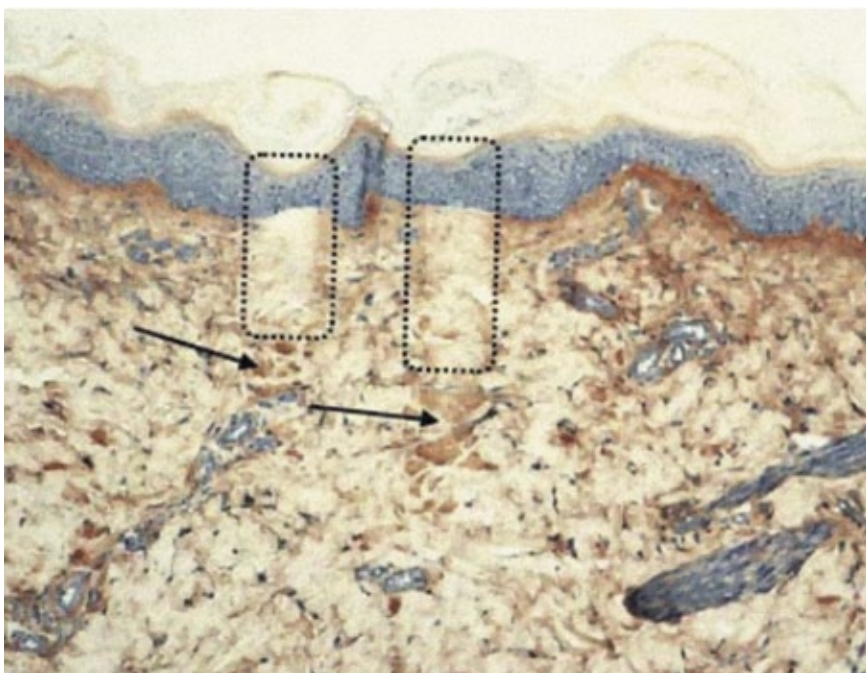


Рис. 7. На 7-е сутки после проведения неаблятивного фракционного фототермолиза: отмечается повышение экспрессии коллагена в периферической части МЛЗ и особенно в подлежащих ей участках (отмечено черными стрелками). При этом в дермальной части самой МЛЗ активации синтеза коллагена пока не происходит (черный пунтир; комплексное окрашивание тетразолиевым синим (определение живых клеток) и иммуногистохимическое окрашивание на определение коллагена III типа; масштаб $\times 100$) [2]

Глубина МЛЗ

Глубина МЛЗ напрямую зависит от энергии микролуча, испускаемого лазером. Чем она выше, тем глубже термическое повреждение. Очень важно подбирать глубину воздействия в зависимости от расположения целевых тканей. Для проблемных зон, располагающихся в эпидермальном слое (гиперпигментации, нарушения текстуры кожи), достаточно формирования поверхностных МЛЗ и, следовательно, невысокого уровня энергии. Хроно- и фотостарение кожи, связанные с изменениями коллагена, требуют создания МЛЗ на уровне сетчатого слоя дермы. Наибольшие уровни энергии требуются для коррекции гипертрофических рубцов (табл. 2).

Кроме того, подбор энергии должен зависеть не только от показаний, но и от анатомической области воздействия: чем тоньше кожа, тем меньшие значения энергии используются. Например, на верхнем веке даже для коррекции гипертрофических рубцов рекомендуемое воздействие не должно превышать 10 мДж.

Диаметр МЛЗ

Диаметр МЛЗ также зависит от энергии микролуча. Он обуславливает интенсивность заживления. Чем больше диаметр МЛЗ, тем медленнее происходят процессы восстановления, а при его увеличении свыше 500 мкм они тормозятся до такой степени, что период реабилитации становится сравним с лазерной шлифовкой. Поэтому при проведении процедур исследователи рекомендуют не превышать данное пограничное значение [7]. Также диаметр МЛЗ зависит и от геометрических параметров испускаемых микролучей и температуры кожи в месте повреждения [8].

Суммарная плотность МЛЗ

В случае использования таких лазеров, как Fraxel, перемещение рукоятки лазера от одной границы зоны воздействия до противоположной называется пассом (проходом). Общее количество МЛЗ в каждом квадратном сантиметре, формируемое за один пасс, называется *плотностью МЛЗ за пасс*, а общее количество МЛЗ за всю процедуру называется *суммарной плотностью МЛЗ*. Суммарная плотность МЛЗ — это ключевой параметр эффективности процедур, поскольку от него напрямую зависит процент поверхности кожи, подвергшейся разрушению.

Пациенты более комфортно переносят процедуры с большим количеством пассив (и, соответственно, снижением плотности МЛЗ в каждом из них). Однако при этом время обработки может существенно увеличиваться. У фракционных лазеров, работающих в режиме «стемп», суммарная плотность МЛЗ, как правило, достигается за один пасс, при этом в ряде систем этот параметр можно напрямую менять.

Таблица 2. Параметры энергии микролуча Fraxel re:store, рекомендованные компанией-производителем

Показание	Рекомендуемая энергия, мДж
Мелазма, гиперпигментация, неровная текстура кожи	4–6
Мелазма, устойчивая к терапии, умеренное фотостарение, процедуры off-face	6–10
Фотостарение	10–30
Выраженное фотостарение, морщины	30–50
Атрофические рубцы, стрии	25–50
Гипертрофические рубцы	до 70



Рис. 8. Уровни лечения Fraxel re:store с соответствующими им процентами покрытия

Процент покрытия

Процент покрытия — один из основных параметров воздействия, от которого зависит эффективность и безопасность процедур. Он непосредственным образом связан с диаметром и суммарной плотностью МЛЗ и представляет собой отношение площади поверхности микрозон воздействия к площади, на которой они распределены. Подбор данного параметра осуществляется, исходя из индивидуальных особенностей пациента (фототип кожи и способность к регенерации), а также его пожеланий: более выраженный результат, но более продолжительный период реабилитации или короткий восстановительный период, но менее заметный эффект. Для проведения процедуры средней агрессивности процент покрытия обычно составляет около 20%.

Контроль воздействия

Все вышеперечисленные параметры воздействия взаимосвязаны между собой. Изменение одного из них приводит к изменению остальных. В старых лазерных системах это контролировалось в основном вручную, современные же устройства используют различные программы для контроля воздействия.

Для подбора оптимального диаметра микролучей могут использоваться автоматические системы оптимизации, позволяющие формировать МЛЗ максимальной глубины при минимальной энергии воздействия. Также используются программы слежения за равномерным нанесением повреждений — как, например, оптическая трекинг-система (IOTS) в лазерах Fraxel. Она следит за тем, чтобы во всех обрабатываемых зонах формировалось одинаковое количество МЛЗ независимо от скорости перемещения рукоятки. Это происходит путем перерасчета соотношений энергии воздействия, которая будет обуславливать глубину и диаметр МЛЗ, и процента покрытия (рис. 9). Подобные функции позволяют прогнозировать результат и снизить риски до минимума.

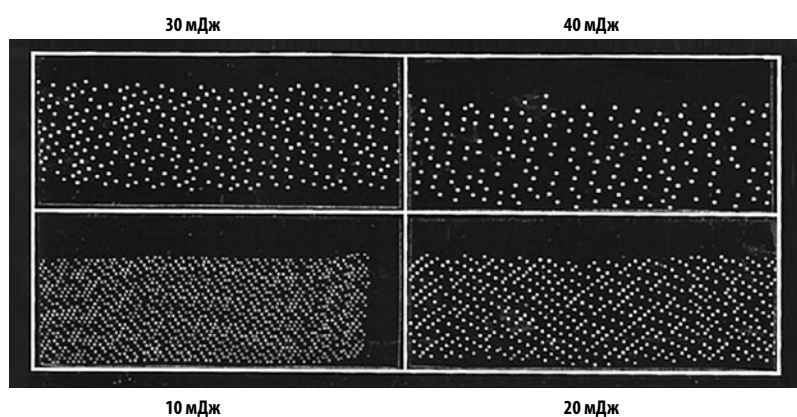


Рис. 9. Термобумага, обработанная лазером Fraxel re:store. При увеличении уровня энергии увеличивается диаметр точек, а их плотность снижается. Поэтому во всех четырех случаях суммарный процент покрытия одинаков

Противопоказания к проведению аблятивного фракционного фототермолиза:

- абсолютные: беременность; эпилепсия; злокачественные новообразования в обрабатываемой области; V–VI типы кожи; псориаз; склонность к образованию келоидных и гипертрофических рубцов; склонность к формированию поствоспалительных гиперпигментаций; нарушения свертываемости крови или прием антикоагулянтов; аутоиммунные или иммунодепрессивные состояния;
- относительные: наличие воспалительных изменений в зоне обработки; прием фотосенсибилизирующих препаратов; прием изотретиноина в течение 6 мес; проведение химического пилинга или дермабразии в последние 3 мес; проведение косметических инъекций в обрабатываемую область за 1 мес до предполагаемой процедуры.

Выбор устройства

Чтобы получить максимальный эффект от процедуры, необходимо подбирать параметры излучения в зависимости от индивидуальных потребностей клиента.

Глубокий неаблятивный фракционный фототермолиз

Излучение с длинами волн 1440 и 1550 нм (эрбиевые оптоволоконные лазеры и эрбиевые лазеры на стекле) имеет максимальную проникающую способность. Поэтому его используют в случае глубоких дефектов кожи — рубцовых изменений, наличия морщин, стрий и расширенных пор.

Поверхностный неаблятивный фракционный фототермолиз

Излучение с длиной волны 1927 нм (тулиевый лазер) проникает на глубину до 200 мкм — т.е. воздействует только на эпидермис. Его применяют для решения поверхностных проблем — при нарушении гиперпигментации, актиническом кератозе, неравномерном цвете кожи. При этом щадящее воздействие позволяет применять высокий процент покрытия, что уменьшает количество необходимых процедур.

Обычно для проведения глубокого и поверхностного неаблятивного фракционного фототермолиза требуются разные аппараты, однако существуют и комбинированные системы, например Fraxel re:store DUAL, оснащенный сразу двумя видами лазеров: эрбиевым для глубокого ремоделирования дермы и тулиевым (Tm:fiber) для обновления эпидермиса.

Аблятивный фракционный фототермолиз

Аблятивный фракционный фототермолиз характеризуется формированием МЛЗ с повреждением рогового слоя. По своей природе аппараты для подобных процедур не отличаются от классических устройств, применяемых для лазерной шлифовки, — обычно используются CO₂-лазер (10600 нм) и Er:YAG-лазер (2940 нм). Разница заключается в том, что в этих устройствах лазерный луч воздействует не на всю поверхность, а на микрофракции, что обеспечивается специальными сканирующими устройствами, или, как их еще называют, роботизированными системами управления лучом.

Основные показания к проведению процедуры:

- нарушения пигментации;
- умеренные и выраженные морщины (в том числе и в периорбитальной области);
- снижение упругости кожи;
- неровная текстура кожи;
- сосудистая дисхромия;
- рубцы (любой формы).

Взаимодействие излучения с тканями

Лазерное излучение с длинами волн 2940 и 10600 нм, которое используется для аблятивного воздействия, имеет очень высокий коэффициент по-

глощения в воде. Поэтому такие микролучи вызывают мгновенный разогрев воды в клетках до 150 °С и выше, что приводит к их быстрому разрушению и vaporизации тканей. При данном типе воздействия роговой слой разрушается под давлением вскипающей в зоне проникновения микролуча воды.

При аблятивном фракционном фототермолизе vaporизация на уровне дермы сопровождается мгновенной контракцией (сжатием) участка абляции. В большей степени этот эффект характерен для CO₂-лазеров. Также при их воздействии вокруг «колодца» абляции отмечается формирование зоны коагуляции, что обеспечивает хороший гемостаз и сохраняет обрабатываемое поле относительно чистым (рис. 10). CO₂-лазеры в отличие от Er:YAG характеризуются способностью хорошо прогревать ткани вокруг зон абляции, что является важным для стимуляции неоколлагеногенеза.

Механизм заживления

Процессы заживления при аблятивном фракционном воздействии протекают дольше, чем при неаблятивном, однако эффективность подобных процедур в несколько раз выше (рис. 11). Этому существует два основных объяснения.

Высокая агрессивность воздействия — более интенсивный ответ

Поскольку излучение с длинами волн 10600 и 2940 нм поглощается молекулами воды гораздо активнее, чем, допустим, излучение эрбиевого лазера с длиной волны 1550 нм, то и ответ на него тоже будет более активным — происходит выброс большего количества белков теплового шока и других сигнальных молекул. Соответственно, процессы пролиферации и дифференцировки стволовых клеток кожи, а также протеолиз разрушенных структур будут существенно более интенсивными, чем в случае неаблятивного фракционного фототермолиза.

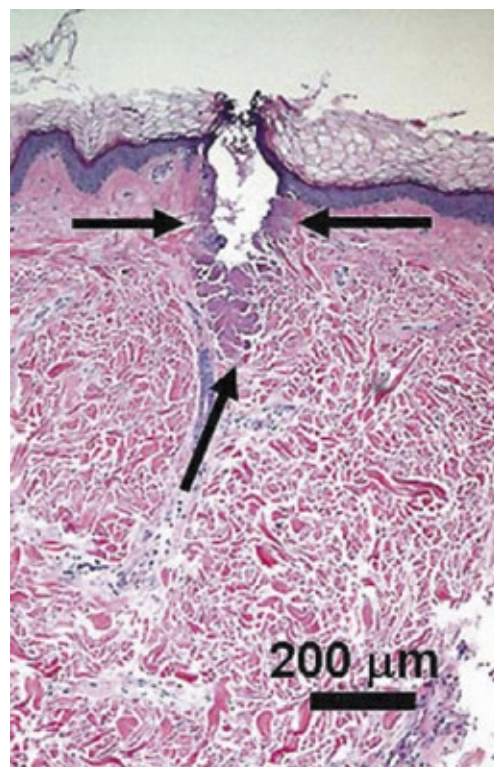


Рис. 10. «Колодец» абляции с «муфтой» коагуляции, образующийся при действии фракционного CO₂-лазера (10 мДж) [9]

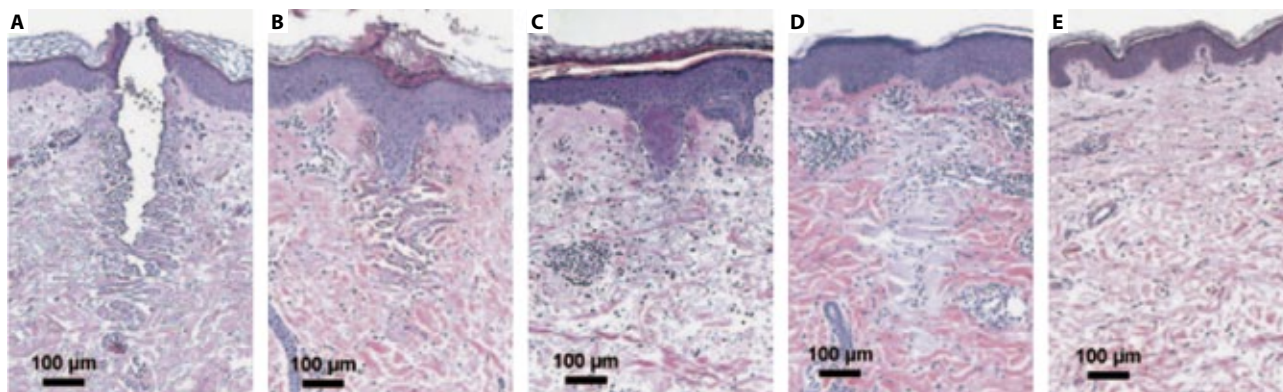


Рис. 11. Процесс заживления тканей после аблятивного фракционного воздействия (20 мДж). (А) Сразу после процедуры: имеется четко выраженная зона абляции (минус ткань) в области эпидермиса и дермы, а также обрамляющая ее зона коагуляции. (В) На 2-й день после процедуры: отмечается инвагинация эпидермиса в область дермальной абляции и начало формирования МЭНО над уровнем повреждения. (С) Спустя 1 нед после обработки: произошла полная реэпителизация эпидермиса и отшелушивание МЭНО. (D) Через 1 мес после лечения: произошло устранение эпидермальной инвагинации, однако зона коагуляции в дермальном слое все еще различима. (Е) Через 3 мес после процедуры: в области воздействия обнаруживаются вновь синтезированные упорядоченные волокна коллагена (Reliant Technologies) [6]

Устранение тканей — выраженный лифтинг

При аблятивном фракционном фототермолизе происходит не просто разрушение, а испарение микроучастков тканей — образуются пустые пространства, которые стягиваются оставшимися участками кожи. При использовании CO₂-лазеров также происходит контракция коллагена — сокращение волокон коллагена при денатурации. Эти явления обеспечивают выраженный лифтинг даже после одной процедуры.

Параметры воздействия

Эффективность и безопасность аблятивных процедур, как и в случае неаблятивного воздействия, также зависят от характеристик МЛЗ и особенностей их распределения. Кроме того, большое значение имеет длительность импульса.

Диаметр МЛЗ

При аблятивном фракционном фототермолизе, так же как при неаблятивном, скорость заживления каждой МЛЗ зависит от ее диаметра, что особенно важно при абляции на большую глубину. Поэтому идеальным аблятивным фракционным лазером представляется такой аппарат, который обеспечивает минимально возможный диаметр МЛЗ при максимальной глубине. Для наиболее продвинутых CO₂-лазеров такой диаметр составляет не более 200 мкм.

Глубина МЛЗ

Глубина МЛЗ напрямую зависит от энергии воздействия и подбирается исходя из показаний к проведению процедуры. При проведении процедур удаления пигментаций, выравнивания цвета кожи и коррекции мелких морщин обычно достаточно абляции только на уровне эпидермиса (100–200 мкм). При коррекции средних и глубоких морщин, а также при работе с рубцами (например, с рубцами постакне) энергия выбирается, исходя из степени изменения рельефа кожи. Обычно чем выраженнее морщины, тем большая энергия используется. С другой стороны, уровень энергии, а следовательно, и глубина абляции ограничиваются анатомическими особенностями обрабатываемого участка, конкретно — толщиной дермы. Поэтому при проведении процедур фракционной дермальной абляции глубина формируемых МЛЗ обычно не превышает 1000 мкм. Более глубокое воздействие необходимо при коррекции гипертрофических рубцов. Например, при использовании аппарата Ultrapulse (Lumenis) в режиме SCAAR FX можно формировать МЛЗ глубиной до 4000 мкм.

Процент покрытия

Так же как и в случае неаблятивного воздействия, это один из основных параметров эффективности и безопасности процедур. Он зависит от диаметра и количества МЛЗ. Увеличение данного показателя приводит к более выраженному повреждению тканей и, как следствие, более длительному периоду реабилитации.

Длительность импульса

Чем больше продолжительность импульса, тем больше энергии идет не на абляцию, а на разогрев окружающих тканей. Если длительность импульса превышает 1 мс, то преобладающим процессом становится термическое повреждение, а не абляция [10]. Это характерно для множества аппаратов, работающих в непрерывном режиме (Continued Wave, CW-режим). Дело в том, что при медленной (более чем 1 мс) экспозиции луча на ткани передаваемое тепло успевает распространиться в окружающее пространство и тратится

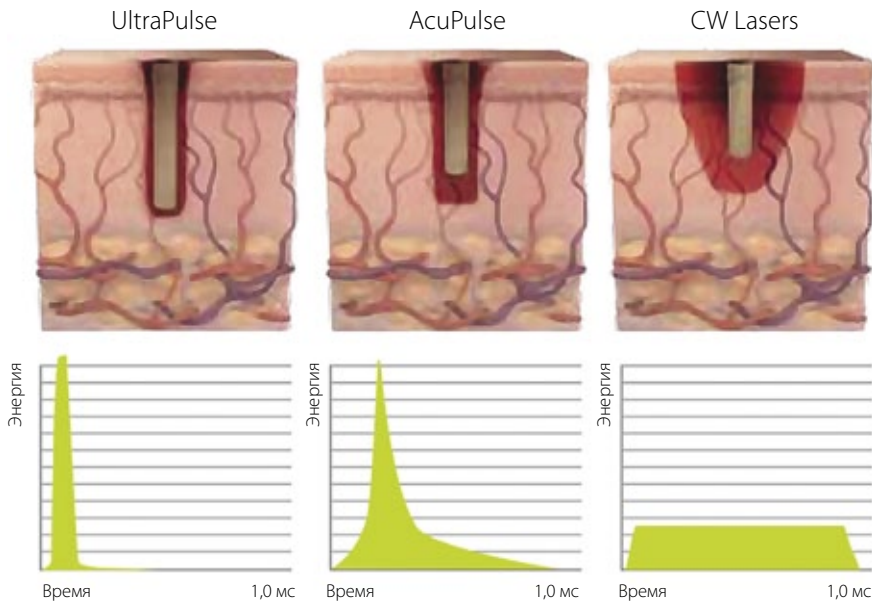


Рис. 12. Сравнение соотношения абляции/коагуляции тканей при различной продолжительности импульса. Чем меньше его длительность и выше пиковая мощность, тем более выражена абляция

на избыточный разогрев. Такой разогрев может приводить к образованию большой зоны коагуляции вокруг «колодца» абляции, что увеличивает время регенерации. Это же явление может вызывать эффект обугливания.

Для получения «чистой» абляции необходимо уменьшить продолжительность импульса. Считается, что максимально безопасное и в то же время эффективное воздействие обеспечивают импульсы с длительностью до 1 мс, — режим работы аппаратов, генерирующих короткие мощные импульсы, получил название «суперимпульсный». Подобное реализовано в CO_2 -лазере AcuPulse (Lumenis, США). Эта же компания разработала аппарат UltraPulse, работающий еще в более кратковременном «ультраимпульсном» режиме — до 0,2 мс (**рис. 12, 13**).

Выбор устройства

При выборе CO_2 -лазера для выполнения процедур фракционной абляции следует, в первую очередь, обращать внимание на наличие суперимпульсного либо ультраимпульсного режима. Возможность использования этих режимов позволит снизить вероятность развития осложнений, например, таких, как поствоспалительная гиперпигментация и образование рубцов. Важное значение имеет также качество изготовления и надежность световода и сканирующей системы.

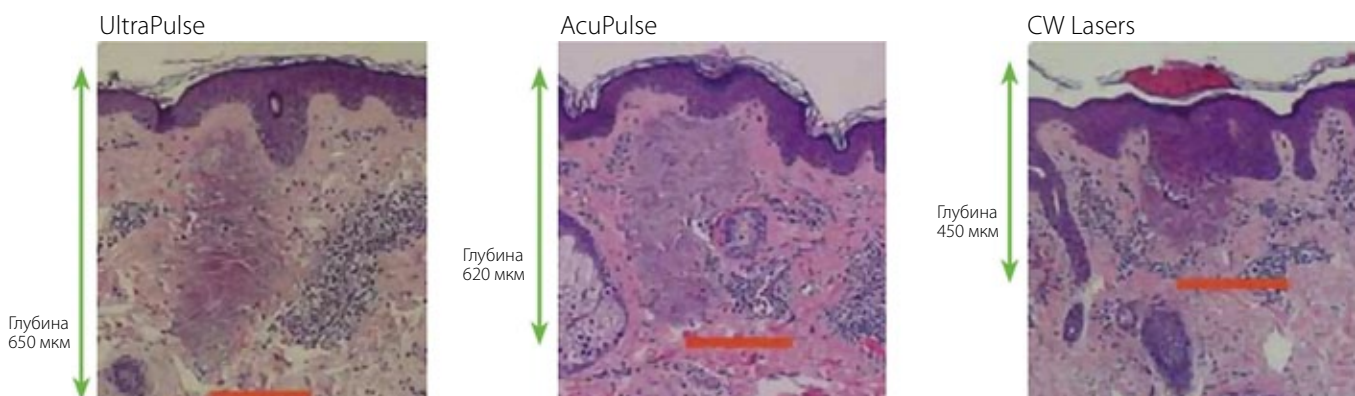


Рис. 13. Сравнение эффектов воздействия различных видов импульсных абляционных лазеров — через 3 дня после проведения процедуры [G. Munavalli]

С помощью системы компьютерной генерации развертки луча аппарат Acupulse в режиме ActiveFX формирует не отдельные микрзоны повреждения, а «рисует» спирали тонким лазерным лучом (0,12 мм). При этом общее рабочее пятно имеет диаметр 1,3 мм (**рис. 14**). Это обеспечивает минимизацию повреждения и перегрева подлежащих тканей, а также позволяет уменьшить риск возникновения поствоспалительной гиперпигментации [11].

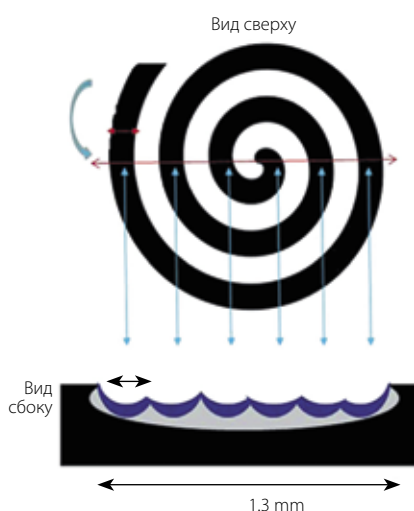


Рис. 14. Схема спиральной развертки (вид сверху и сбоку)

В выборе аблятивного лазера играет роль гораздо большее количество факторов, чем в выборе неаблятивного. Поскольку в классическом исполнении CO₂-лазеры используются для послойной абляции и иссечения мягких тканей, многие клиники выбирают такой аппарат, который можно использовать не только в косметологии в качестве фракционного лазера, но и в гинекологии, дерматологии, хирургии, отоларингологии и других областях медицины как лазерный скальпель.

Для фракционного CO₂-лазера, использующегося в косметологии, интересным представляется возможность работы на разной глубине. Рассмотрим эту возможность на примере лазера Acupulse (Lumenis).

- *Поверхностная фракционная абляция* (на уровне эпидермиса) — данный вид воздействия применяется в основном для коррекции нарушений пигментации, выравнивания микрорельефа и тона кожи. С этой целью используется режим Active FX;
- *глубокая фракционная абляция* (на уровне сосочкового слоя дермы) используется для общих процедур омоложения, коррекции морщин, повышения упругости кожи, коррекции атрофических рубцов и стрий (режим DeepFX);
- *сочетанная поверхностная и глубокая фракционная абляция* (режим TotalFX) является комбинацией двух вышеперечисленных режимов и применяется при комплексных признаках старения, включающих и дермальные, и эпидермальные нарушения.

Трансдермальная доставка биологически активных веществ

В последние годы аблятивный фракционный фототермолиз стал использоваться как способ повышения проницаемости кожи для различных активных компонентов. Однако этот вариант является более агрессивным, чем неаблятивное воздействие, и применяется преимущественно в случае серьезных заболеваний и терапии кожных новообразований [12]. Также исследуется возможность введения вакцин с помощью подобных процедур [13].

Однако исследования показывают, что и неаблятивное фракционное лазерное воздействие может повышать проницаемость кожи для различных компонентов косметических средств. Так, было продемонстрировано, что обработка с помощью 1440 нм излучения лазера Clear + Brilliant (Solta Medical, США) усиливает локальное проникновение L-аскорбиновой кислоты в кожу в 2,7 раза по сравнению с интактным контролем. При этом излучение с длиной волны 1927 нм на том же аппарате (рукоятка Clear+Brilliant Perméa) повышало этот показатель в 5 раз (**рис. 16**) [14].

Существует несколько вариантов объяснения данного явления. Поскольку излучение с длиной волны 1927 нм поглощается водой более интенсивно, чем с длиной волны 1440 нм, то при его воздействии формируются более поверхностные и обширные повреждения. Кроме того, более высокий коэффициент абсорбции излучения 1927 нм приводит к тому, что развивается так называемый феномен частичной вапоризации воды рогового слоя [15]. Это приводит к образованию извилистых микропор, которые проходят через роговой слой (**рис. 17**). Через них к живым слоям клеток легко проникают небольшие молекулы. В то же время для микроорганизмов и крупных веществ они непроницаемы [14].







Конфигурация UltraPulse™	Режим лечения	Описание	Диаметр пятна и распределение
	DeepFX™	Средние и глубокие морщины, рубцы, постакне, другие рубцовые дефекты	 0.12 mm
	SCAAR FX™	Грубые, наиболее глубокие рубцовые деформации	
	PigmentFX™	Поверхностные пигментные дисхромии	 1.3 mm
	ActiveFX™ MaxFX™	Поверхностная фракционная абляция, тотальная шлифовка	
	DeepFX™ SCAAR FX™ PigmentFX™ ActiveFX™ MaxFX™	Все виды фракционной и традиционной абляции. Выравнивание морщин, рубцов, стрий, удаление пигментаций, лечение дисхромий	 0.12 mm и 1.3 mm

Рис. 15. Различные сканеры лазера UltraPulse и показания к их использованию

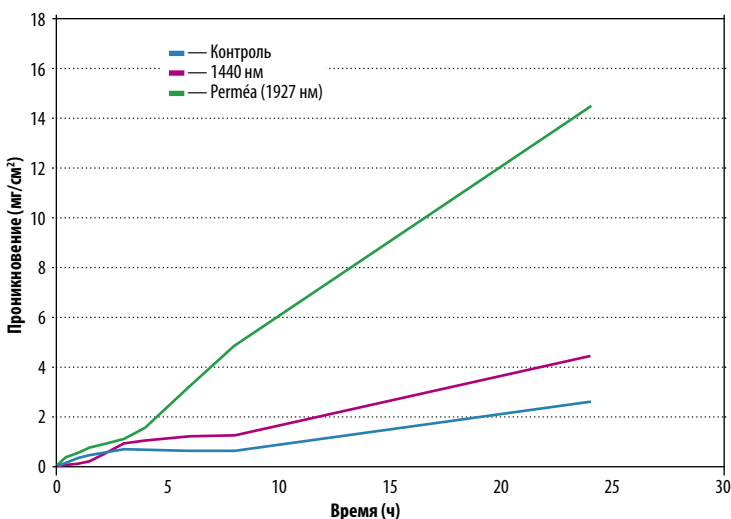


Рис. 16. Увеличение проникновения L-аскорбиновой кислоты при использовании рукояток Clear + Brilliant 1440 нм и Clear + Brilliant Perméa по сравнению с интактным контролем [6]

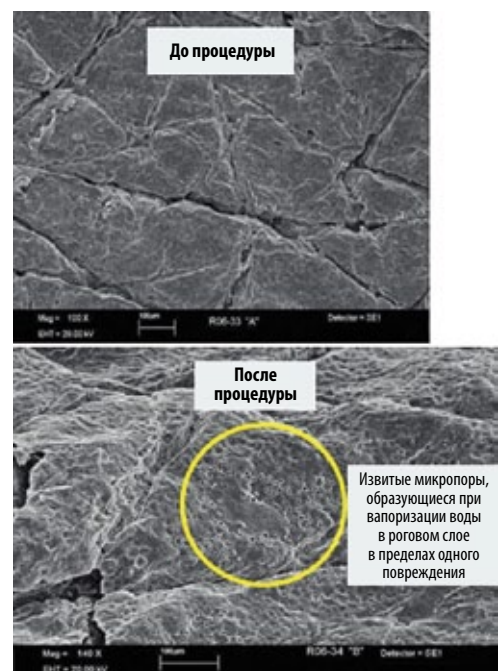


Рис. 17. Роговой слой до и после обработки лазером Clear + Brilliant Perméa 1927 нм (сканирующая электронная микроскопия). Отмеченные микропоры (желтый круг) находятся в пределах одной МЛЗ [6]

Перспективы развития фракционных лазеров

В настоящее время в аппаратной косметологии отмечается общемировая тенденция передачи функций человека системам с элементами роботизированного управления. Предполагается, что это уменьшит влияние человеческого фактора и повысит эффективность и безопасность процедур. В отношении фракционного фототермолиза часть работы специалистов могут взять на себя системы автоматического перемещения лазерного излучателя.

Вторая тенденция — миниатюризация и многофункциональность. Это обуславливает возможность появления компактных лазеров с системой all-in-one. Также ожидается появление на рынке новых неаблятивных лазеров с разными длинами волн (до 2000 нм), а усовершенствования в области оптоволоконных и диодных лазеров могут привести к созданию комбинированных аппаратов, которые будут одновременно генерировать излучение разного диапазона.



Литература

1. 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(5): 426–438.
2. Rahman Z., MacFalls H., Jiang K., et al. Fractional deep dermal ablation induces tissue tightening. *Lasers Surg Med* 2009; 41: 78–86.
3. Laubach H.J., Tannous Z., Anderson R.R., Manstein D. Skin responses to fractional photothermolysis. *Laser Surg Med* 2006; 38(2): 142–149.
4. Anderson R.R., Parrish J.A. Selective photothermolysis: Precise micro-surgery by selective absorption of pulsed radiation. *Science* 1983; 220: 524–527.
5. Ляшенко А., Вихриева Н. Молекулярные механизмы омоложения кожи под действием фракционного фототермолиза. *Эстетическая медицина* 2007; 6(2): 185–190.
6. Jih M.H., Kimyai-Asadi A. Fractional photothermolysis: A review and update. *Semin Cutan Med Surg* 2008; 27(1): 63–71.
7. 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. *Journal of Biomedical Optics* 2009; 14(2): 024018.
8. Khan M.H., Sink R.K., Manstein D., Eimeri D., Anderson R.R. Interdermally focused infrared laser pulses: Thermal effects at defined tissue depths. *Lasers Surg Med* 2005; 36: 270–280.
9. Hantash B.M., Bedi V.P., Kapadia B., Rahman Z., Jiang K., Tanner H., Chan K.F., Zachary C.B. *In vivo* histological evaluation of a novel ablative fractional resurfacing device. *Lasers Surg Med* 2007; 39(2): 96–107.
10. Ross E.V., Domankevitz Y., Skrobal M., Anderson R.R. Effects of CO₂-laser pulse duration in ablation and residual thermal damage: Implications for skin resurfacing. *Lasers Surg Med* 1996; 19(2): 123–129.
11. Gold M. AcuPulse™ with combo treatment modality: Clinical study of patients with skin of color. Gold Skin Care Center and Tennessee Clinical Research Center Inc 2012; 1–3.
12. Sklar L.R., Burnett C.T., Waibel J.S., Moy R.L., Ozog D.M. Laser assisted drug delivery: A review of an evolving technology. *Lasers in Surg and Med* 2014; 46: 249–262.
13. Chen X., Kosiratna G., Zhou C., Manstein D., Wu M.X. Micro-fractional epidermal powder delivery for improved skin vaccination. *J Control Release* 2014; 192: 310–316.
14. Elford E.L., Bedi V.P. Enhanced skin permeability of ascorbic acid after CLEAR + BRILLIANT Perméa laser treatment. Solta Medical. 2012.
15. Troy T.L., Thennadil S.N. Optical properties of human skin in the near infrared wavelength range of 1000 to 2200 nm. *J Biomed Opt* 2001; 6: 167–176.
16. Cosmetic Surgery National Data Bank Statistics: American Society for Aesthetic Plastic Surgery. 2016 (surgery.org/media/statistics).

Абстракт. Принцип фракционного фототермолиза был предложен в 2004 г. как замена агрессивной лазерной шлифовке кожи. С тех пор появилось множество вариантов использования данной технологии. На сегодняшний день активно применяются различные неаблятивные и аблятивные фракционные лазеры. Для выполнения эффективных и безопасных процедур очень важно понимать значение таких параметров обработки, как минимальный диаметр микрозон, глубина и процент покрытия. В статье рассмотрены основные механизмы повреждения и восстановления тканей при разных вариантах фракционного фототермолиза, а также приведены последние данные по особенностям работы аппаратов.

Ключевые слова: фракционный фототермолиз, неаблятивный фракционный фототермолиз, аблятивный фракционный фототермолиз, абляция, Fraxel, UltraPulse, AcuPulse, ResurXF, Clear + Brilliant.

Многомодульная платформа
 с неограниченными
 ВОЗМОЖНОСТЯМИ



All You Need.
 All In One.*

Красивый старт Вашего бизнеса

- Платформа M22 позволяет Вам всегда быть вне времени благодаря достраиваемым модулям:
 - - IPL — фотоомоложение, фотоэпиляция, удаление пигментных и сосудистых дисхромий различной сложности, лечение акне в активном периоде
 - - Nd:YAG лазер — удаление сосудов большого диаметра
 - - Q-Switch лазер - выравнивание цвета и тона кожи, удаление татуировок темных (черного, синего, темно-серого и темно-синего) цветов
 - - ResurFX — фракционное неаблятивное лазерное омоложение, удаление рубцов постакне и стрий
- Простое интуитивно понятное управление:
 - Широкий выбор программ лечения (более 50 готовых клинических протоколов) позволит исключить риск врачебных ошибок
- Сочетание технологий высокого качества, разработанных компанией Lumenis (Израиль, США), и оптимальной цены позволяет легко ввести в арсенал клиники аппаратную косметологию

*Все что вам нужно - в одном аппарате

