

Основы использования лазеров в эстетической медицине

Часть 2

(Часть 1 данной статьи была опубликована в №1/2007 г.)

Авторы дают детальный анализ применения лазеров и импульсных источников света в дерматологии для лечения сосудистых, пигментных дефектов кожи. Анализируются преимущества и недостатки различных лазерных и IPL систем.

И. В. Пономарев, к.ф.-м.н.
С. В. Ключарева, д.м.н.

ЛАЗЕРНЫЕ СИСТЕМЫ ДЛЯ ЛЕЧЕНИЯ СОСУДИСТЫХ ДЕФЕКТОВ КОЖИ

Идеальный источник света для лечения сосудистых дефектов кожи должен удовлетворять следующим критериям: оптимальная длина волны, оптимальная длительность импульса и оптимальный размер пятна воздействия.

Оптимальная длина волны

Для селективного воздействия на сосудистые дефекты кожи оптимален желтый спектр (например, излучение лазера на парах меди с длиной волны 578 нм, что совпадает с локальным максимумом поглощения света гемоглобином). Импульсные источники света (IPL) используют импульсную лампу большой мощности, из спектра которой узкополосным фильтром выделяется нужная спектральная область, обычно 515–1200 нм или 550–950 нм. Поставляемые в комплекте фильтры способны убрать только часть излучаемого спектра, все остальные длины волн в диапазоне, скажем 550–1100 нм (в зависимости от используемого фильтра), излучаются одновременно. Мало того, что излучение в данном диапазоне поглощается разными хромофорами и процесс перестает быть селективным, так еще и глубина проникновения этих длин волн варьируется от долей миллиметра

до сантиметров (рис. 1), что представляет серьезную опасность при лечении кожи лица, особенно в периорбитальной области.

Оптимальная длительность импульса

Для каждого размера сосуда в соответствии с принципом селективного фототермолиза существует максимальная длительность светового импульса, при которой возможен процесс селективного нагрева сосуда, то есть нагрева без повреждения окружающей ткани.

Например, лазер на парах меди излучает свет сериями коротких наносекундных импульсов (рис. 2), длительность каждого из которых в сотни раз короче времени тепловой релаксации (TRT) основных хромофоров кожи – гемоглобина и меланина.

Пауза между импульсами – около 60 микросекунд. Интервал между импульсами является важным преимуществом лазера на парах меди. С одной стороны, он достаточно мал для того, чтобы в течение серии импульсов хромофоры ткани-мишени (в данном случае – сосудов увеличенного диаметра) накопили энергию, необходимую для коагуляции (рис. 2). С другой стороны, он достаточно велик для того, чтобы окружающие ткани успели остыть. Это дает возможность селективно воздействовать на мишень без перегрева окружающих тканей.

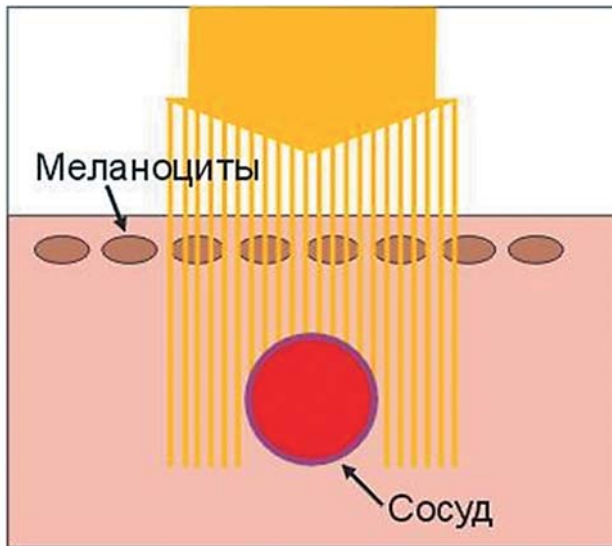
Оптимальный размер пятна воздействия

Размер пятна фокусировки импульса света на коже пациента должен быть сравним по размеру с сосудом-мишенью. При этом обрабатывается только сам сосудистый дефект, а окружающие об-

И. В. Пономарев, руководитель проекта «Лазеры на парах меди и золота для медицинских применений», Физический институт им. П. Н. Лебедева РАН, Москва

С. В. Ключарева, руководитель Северо-западного лазерного центра, Санкт-Петербургская Медицинская Академия им. И. И. Мечникова, Санкт-Петербург

Коагуляция сосуда желтой длиной волны аппарата Яхрома-Мед



Коагуляция сосуда импульсной лампой IPL (широкий спектр)

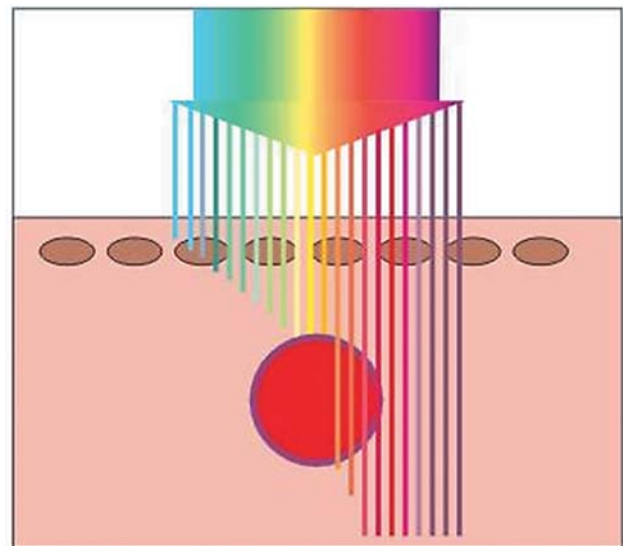


Рис. 1. Схема воздействия на сосудистый дефект кожи при применении лазера на парах меди и IPL.



Рис. 2. Схема нагрева сосудистого дефекта кожи при воздействии серии лазерных импульсов.

ласти кожи не затрагиваются. Такую возможность дают только лазерные источники света: размер светового пятна лазера на парах меди — около 1 мм (рис. 3).

Импульсные источники света из-за некогерентной природы излучения импульсной лампы не обладают возможностью сфокусировать излучение определенной мощности в достаточно маленькое пятно: типичный размер светового пятна IPL — 8 мм x 35 мм. Именно в этом заключается серьезный недостаток IPL.

Большой размер пятна IPL удобен при эпиляции, но не для удаления сосудов, так как такое большое пятно может охватить и мелкие, и крупные сосуды, а каждый из них требует индивидуальной дозировки. Таким образом, часть сосудов останется неудаленной, что снизит качество работы. При этом совершенно здоровые участки кожи между сосудами получают дозу облучения и травмируются, то есть повышается риск осложнений. Кроме того, боль от воздействия импульсной лампы сильнее, чем после применения лазера, а побочные эффекты в виде отека и эритемы, несмотря на принимаемые против них меры, более выражены и держатся дольше, так как плотность энергии, используемой для коагуляции сосудистых дефектов кожи, у лазера на парах меди — 6–10 Дж/см², а у импульсных ламп IPL — до 50 Дж/см² (рис. 4).

Таким образом, область применения импульсных ламп в лечении сосудистых патологий кожи огра-



Рис. 3. Удаление лазером сосудистых дефектов кожи.

ничена неселективностью их воздействия и высоким риском развития побочных эффектов, включая образование рубцов.

ЛАЗЕРНЫЕ СИСТЕМЫ ДЛЯ ЛЕЧЕНИЯ ПИГМЕНТНЫХ ДЕФЕКТОВ КОЖИ

Выбор лазерной технологии для лечения пигментных дефектов кожи зависит прежде всего от клинической характеристики новообразования, это может быть:

- невус, имеющий ярко выраженный экзафитный рост (с признаками роста) и требующий аб-

ляционных лазерных методик воздействия в пределах здоровых тканей с последующей гистологической верификацией диагноза;

- пигментное образование, полностью исключающее злокачественный характер; в этом случае возможно применение неабляционных лазерных методов лечения, основанных на селективном разрушении пигментных клеток, как правило, под воздействием фотоакустического эффекта без повреждения покровного эпителия.

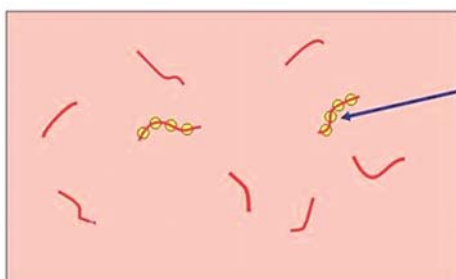
Особый класс пигментных дефектов кожи — татуировки. Если нужно удалить профессиональную татуировку, то задача усложняется, так как здесь пигмент глубже; к тому же, возможно, при создании татуировки были применены разноцветные красители. Поэтому каждый случай удаления татуировки индивидуален. Здесь используются различные лазерные системы: ЛПИМ, рубиновый лазер, Nd:YAG-лазер и др. Необходимость применения лазеров с высокой энергией импульса приводит к тому, что при удалении профессиональных татуировок пигмент разогревается до температуры в несколько сотен градусов. Это может вызвать термическое разложение химических компонентов татуировки на вредные для здоровья вещества. Поэтому перед лазерной процедурой должен анализироваться и состав красителей татуировки. Профессиональные красители, разрешенные к применению, обладают минимальной токсичностью при удалении татуировки лазером. Выбор лазерной системы, работающей по методу селективного фототермолиза для лечения пигментных дефектов кожи, также должен учитывать оптимальную длину волны и оптимальную длительность импульса.

Оптимальная длина волны

Как видно из рисунка 5, из спектров поглощения хромофоров кожи наиболее эффективными для селективного воздействия на неглубоко расположенные пигментные дефекты кожи являются зеленый или красный диапазоны (в этом случае меланин поглощает излучение максимально, а поглощение другими хромофорами кожи, например, оксигемоглобином, относительно мало).

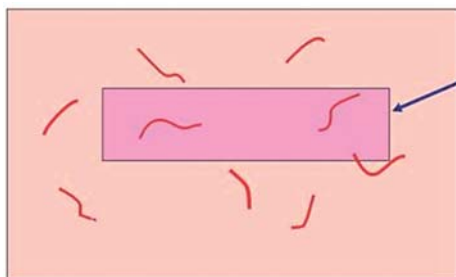
Импульсные источники света (IPL) для воздействия на пигментные дефекты кожи не удовлетворяют ни требованиям по длительности импульса (IPL имеют миллисекундный диапазон длительности импульса), ни требованиям по спектральным характеристикам (рис. 5). Все длины волн IPL в диапазоне 510–1100 нм излучаются одновременно. Эти длины волн поглощаются разными хромофорами на различной глубине ткани, и процесс воздействия на пигмент

Точки воздействия при коагуляции сосудов Яхромой-Мед



Размер каждой точки 1 мм. Воздействие только на сосуд. Окружающие участки кожи не травмируются.

Пятно воздействия при коагуляции сосудов импульсной лампой IPL



Размер области воздействия 8х35 мм. Вместе с сосудом ожог получают здоровые участки кожи.

Рис. 4. Сравнение области воздействия IPL и лазера на сосудистые дефекты кожи.

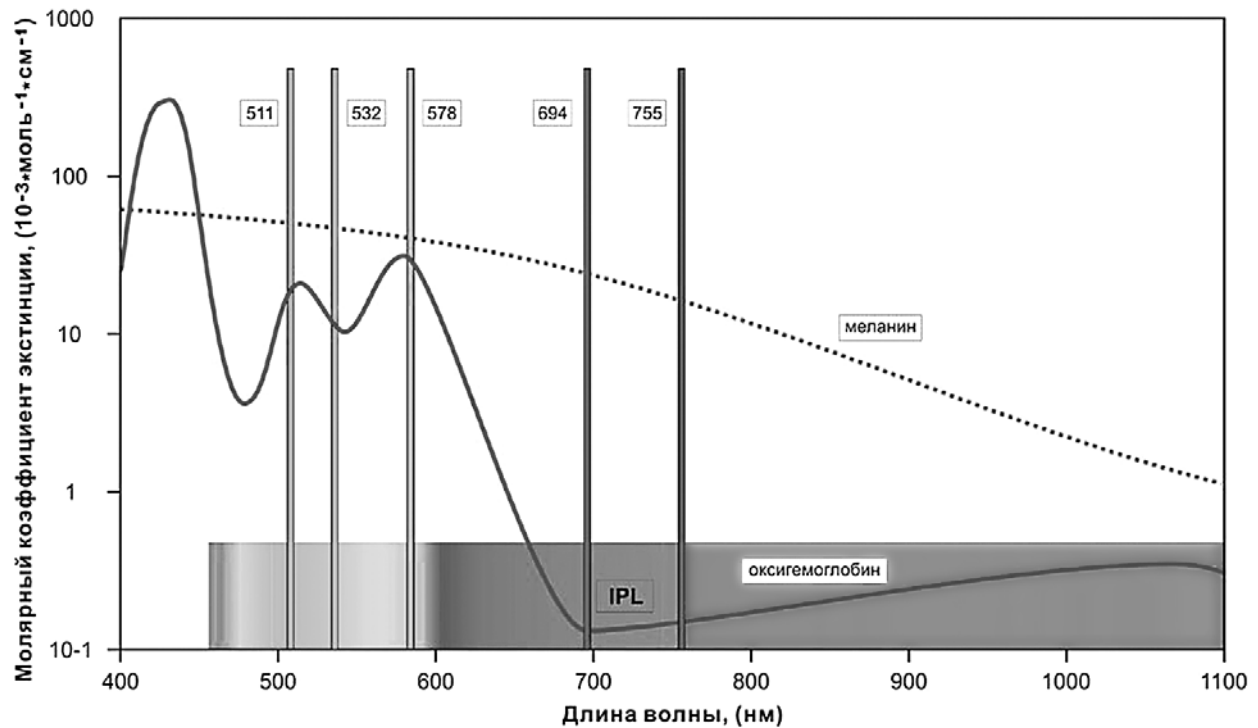


Рис. 5. Спектры поглощения меланина, оксигемоглобина и длины волн различных лазерных систем и IPL.

перестает быть селективным. На практике это приводит к многократным сеансам лечения для достижения желаемого эффекта, а также к риску осложнений, включая гипопигментацию, гиперпигментацию и рубцевание.

Выбор оптимальной длительности лазерного импульса

Время тепловой релаксации меланосом не превышает 1 микросекунды, поэтому для обеспечения эффекта селективности необходимо использовать длительности лазерных импульсов, не превышающие этот интервал.

По данному критерию оптимальными являются лазеры зеленого спектра (длина волны 511 нм лазера на парах меди (ЛПМ), вторая гармоника 532 нм Nd:YAG-лазера в режиме модуляции добротности), а также лазеры красного спектра (рубиновый лазер с длиной волны 694 нм в режиме модуляции добротности; александритовый лазер с длиной волны 755 нм в режиме модуляции добротности). Типичные длительности лазерного импульса в режиме модуляции добротности составляют десятки и сотни наносекунд. Использование вышеперечисленных лазеров в режиме «длинного» импульса, как, например, режим свободной генерации александритового лазера, используемый для депиляции, даст заведомо худшие результаты при воздействии на пигментные дефекты кожи.

Кроме того, важно учитывать, что эффективная глубина проникновения в кожу лазеров зеленого спектра составляет доли миллиметра, в то время как излучение рубинового и александритового лазеров способно проникать на пигментированные образования, расположенные на глубине около 1 мм. В таблице 1 показаны типичные длительности импульсов лазерных систем, использующихся для лечения пигментных дефектов кожи.

Таблица 1.
Диапазоны длительности импульсов различных типов лазеров

Типы лазеров	Диапазон длительности импульсов
КТР (532 нм)	10–500 нсек
На парах меди (511 нм)	15 нсек
Рубиновый Q-switch (694 нм)	25 нсек
Александритовый Q-switch (755 нм)	50–100 нсек

ЛАЗЕРНЫЕ СИСТЕМЫ ДЛЯ ДЕПИЛЯЦИИ

Большинство лазерных систем, разработанных для удаления волос, действуют также на основе принципа селективного фототермолиза, то есть селективное поглощение волосным фолликулом светового импульса происходит при определен-

ной длине волны и определенной длительности импульса (таблица 2).

Длина волны

Длина волны должна быть такой, при которой волна:

- преимущественно поглощается фолликулом, а не окружающей тканью;
- достаточно глубоко проникает в кожу, что необходимо для воздействия на фолликул (необходимая эффективная глубина воздействия порядка 1 мм).

При удалении волос наиболее важным и доминирующим компонентом, который поглощает энергию светового импульса, является меланин. Длины волн в диапазоне 700–1000 нм удовлетворяют этим критериям.

Длительность импульса

Длительность импульса во время тепловой релаксации волосяного фолликула составляет 10–100 миллисекунд, поэтому необходимо использовать лазерные или IPL источники света с длительностью импульса короче этой величины. Эти источники света должны обеспечивать:

- минимальное повреждение эпидермиса,
- охлаждение кожи,
- большой размер пятна.

Таблица 2.

Типы лазерных и IPL источников света для депиляции волос

Типы лазеров	Диапазон длительности импульсов
IPL (515–1200nm)	1–50 мсек
Импульсный диодный лазер(800 нм)	10–50 мсек
Рубиновый (694 нм)	10–100 мсек
Александритовый (755 нм)	20–100 мсек
Длинноимпульсный Nd:YAG (1064 нм)	1–50 мсек

Конечно, более высокие плотности энергии обеспечивают и более высокую эффективность процедуры депиляции, но при этом возрастает риск побочных эффектов. Чтобы избежать нежелательных последствий для эпидермиса, используют контактное охлаждение, гель, лед, охлажденный воздух.

ЛАЗЕРНЫЕ СИСТЕМЫ ДЛЯ АБЛЯЦИОННЫХ МЕТОДОВ ВОЗДЕЙСТВИЯ

Область дальнего инфракрасного спектра (длина волны больше 2 мкм) и ультрафиолетовых длин

волн (200–350 нм) соответствует высокому поглощению ткани, что обеспечивает минимальную глубину проникновения светового излучения (рис. 6).

Энергия выделяется в минимальной толщине ткани, и эта часть спектра соответствует абляционным методикам, позволяющим осуществлять воздействие в тонком слое (лазерная шлифовка CO₂ или Er:YAG лазерами или изменение формы роговицы глаза излучением эксимерного ArF лазера). Например, системы для абляционного омолаживания кожи основаны на концепции поверхностного удаления лазерными импульсами тонкого (10–100 микрон) слоя кожи или ее тепловой коагуляции. Нагрев и последующая абляция приводят к контролируемому испарению тонкого слоя кожи. Для этой процедуры широко используются CO₂ и Er:YAG лазеры.

Испарение

Для испарения тканей наиболее часто используется CO₂-лазер. Лазерный луч в месте взаимодействия обычно дефокусируется до пятна размером в 2–3 мм. Глубина испарения зависит от плотности мощности или интенсивности лазерного излучения на поверхности кожи. Испарение может быть медленным и поэтапным, осуществляясь с помощью серии импульсов, длительность которых контролируется заслонкой, или может производиться посредством серии импульсов быстро. Наиболее быстрое испарение происходит при действии лазера, работающего в непрерывном режиме. Однако этот метод редко применяется в медицинских целях.

Дефокусированное (или расфокусированное) пятно при использовании большинства CO₂-лазеров может быть получено путем простого удаления фокуса от предполагаемой мишени. Этот несложный маневр выводит место взаимодействия лазерного излучения с кожей из фокуса и одновременно увеличивает размер пятна. В результате расширяется область взаимодействия и одновременно уменьшается интенсивность излучения, то есть уменьшается плотность мощности излучения, действующей на единицу площади ткани.

Адекватное испарение может быть получено при мощности 4–5 Вт, или – в терминах интенсивности излучения – примерно 160 Вт/см². При лечении гиперкератозных тканей (например, при удалении подошвенных бородавок) для получения правильного режима испарения возможна более высокая мощность. Но обычно при испарении тканей с помощью CO₂-лазера не приходится сильно менять параметры лечения.

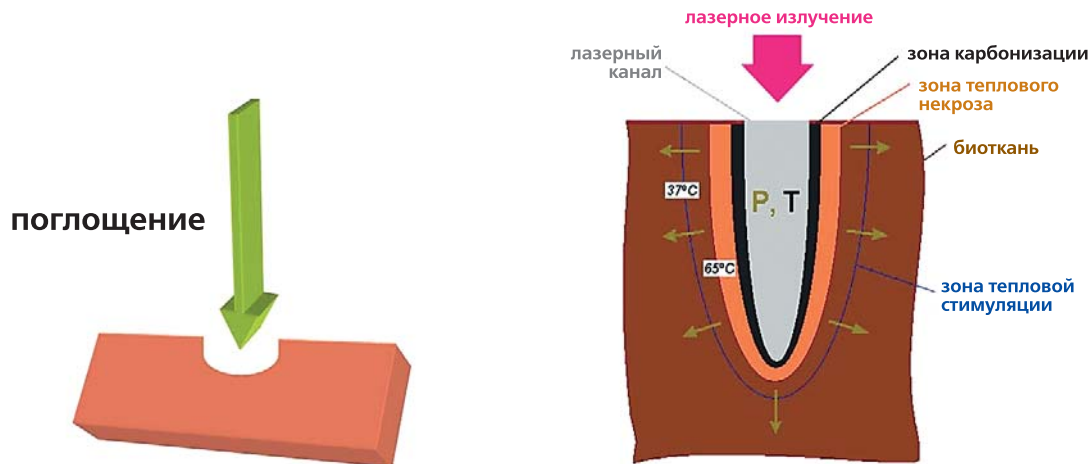


Рис. 6. Схема абляционного взаимодействия лазерного импульса и ткани.

С помощью CO_2 -лазера можно испарить самые разнообразные патологии кожи. Большинство дефектов кожи, которые поддаются устранению с помощью криохирургии, электрохирургии или выскабливания, успешно излечиваются CO_2 -лазером.

Иссечение

При использовании CO_2 -лазеров для иссечения тканей лазерный луч фокусируется так, чтобы его поперечное сечение в фокусе (пятно) имело диаметр 0,1–0,3 мм. Когда мощность лазера доводится до 20 Вт и используется сфокусированный пучок, плотность мощности излучения в пятне достигает 50–75 кВт/см² (в зависимости от размеров пятна). Этот уровень плотности излучения позволяет CO_2 -лазеру работать при рассечении мягких тканей подобно скальпелю. Главное преимущество лазерного скальпеля — то, что в процессе рассечения происходит закупоривание сосудов диаметром до 0,5 мм. В результате такое рассечение происходит почти без потери крови. Глубина рассечения мягких тканей и кровооста-

навливающее действие зависят от мощности лазера, точнее, плотности мощности в пятне и скорости, с которой лазерный луч проводится вдоль линии разреза. После небольшой практики CO_2 -лазер может быть использован с такой же степенью точности, что и обычный скальпель, при этом обеспечивается столь же хорошее качество разреза. И хотя разрез скальпелем обычно делается быстрее, чем лазером, низкая вероятность кровотечений дает лазеру важное преимущество.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Из представленного небольшого обзора отчетливо видно, что идеальный лазер, который решил бы все вопросы эстетической медицины, должен иметь изменяемый спектр, изменяемую длительность импульса. Единой лазерной системы, способной «закрыть» все проблемы дерматокосметологии, к сожалению, пока не существует. Поэтому отличные результаты лечения (а они, несомненно, достижимы) зависят от правильного выбора врачом типа лазера и режима его воздействия. ■

ЛИТЕРАТУРА

1. Ключаева С. В., Никонова С. М., Пономарев И. В. Лечение лазерами доброкачественных пигментных новообразований кожи // Экспериментальная и клиническая дерматокосметология. – 2006. № 3. С. 22–31.
2. Ключаева С. В., Пономарев И. В. Лазерные технологии при лечении сосудистых дефектов кожи // Экспериментальная и клиническая дерматокосметология. – 2005. № 1. С. 47–52.
3. Anderson R. R., Parrich J. A. Selective photothermolysis: precise microsurgery by selective absorption of pulsed radiation // Science. – 1983; 220: 524–527.
4. Goldman M. P., Fitzpatrick R. E. The Art and science of selective photothermolysis. – 1993.