

Применение полупроводниковых лазеров в дерматологии.

Ключарева Светлана Викторовна, д.м.н., кафедра дерматологии СПбГМА им. И.И.Мечникова,

Журба Владимир Михайлович, генеральный директор ООО «НПП ВОЛО»,

Ефремов Виталий Анатольевич, к.т.н., кафедра Физической электроники СПбГПУ.



© Научно-Производственное Предприятие Волоконно-Оптического и Лазерного Оборудования, ООО «НПП ВОЛО», 2008.

Россия, 199034, Санкт-Петербург, В.О. 17-я линия, 4-6.

+7(812)323-75-85, +7(812)323-75-55.

www.volo.ru , mail@volo.ru

Введение

Уникальные физические свойства лазерного излучения - монохроматичность, когерентность и узконаправленность - обусловили его широкое применение в медицине и биологии. Уже сразу после создания первых промышленных лазеров стали проводиться исследования по их воздействию на живые ткани. При этом ранее всего медицинские лазеры стали применяться на поверхности тела - в 1963 году Гольдман впервые использовал лазер в дерматологии.

В современной медицине существует не один десяток дерматологических лазерных аппаратов, обладающих разными физическими характеристиками: типом излучающего вещества, мощностью, энергией, длительностью лазерного импульса и т.д. Лазерное излучение в известном диапазоне параметров способно рассекать и препарировать ткани, удалять или коагулировать кожные новообразования, проводить лечение изменений и аномалий развития внутрикожных сосудов. При этом операции с использованием лазеров отличаются относительной простотой манипуляций, малотравматичностью, абластичностью, пониженной кровоточивостью, высокой избирательностью воздействия.

Теоретической основой современной лазерной дерматологии стала предложенная в 1982 году Андерсоном и Парришем *концепция селективного фототермолиза*, согласно которой выбор подходящей длины волны света, длительности и интенсивности излучения позволяет осуществлять локальное прецизионное воздействие на поглощающие свет объекты (хромофоры), зачастую расположенные в глубине кожи, при этом нанося минимальный вред окружающим тканям. Эффективность воздействия определяется соотношением целевых и конкурирующих хромофоров ткани. Чем выше это соотношение, тем более прицельно воздействие на больные клетки.

Оптические свойства биоткани

При попадании на ткань лазерного излучения могут наблюдаться три процесса: отражение, поглощение и/или пропускание. При этом проникающие в ткань лучи частично поглощаются, частично рассеиваются и частично пропускаются. Длина волны лазерного излучения определяет соотношение между этими процессами.

На отражение может приходиться до 60% падающего излучения. Рассеяние определяется степенью оптической неомогенности структур ткани. Так как длина волны большинства используемых в хирургической практике лазеров много больше размеров рассеивающих структур, то их излучение интенсивно рассеивается.

Поглощение лазерного излучения определяется содержанием в ткани соответствующих хромофоров. В ультрафиолетовой области спектра лазерное излучение поглощается в основном электронами атомов, что в свою очередь, приводит к ионизации, разрыву ковалентных связей появлению радикалов. Целевыми хромофорами здесь является абсолютное большинство биомолекул, включая протеины. Излучение большинства используемых в хирургии лазеров лежит в видимой и ИК областях спектра. Здесь энергии фотонов не достаточно для ионизации. Поглощение приводит к вибрации и вращению молекул и вызывает выделение тепла в месте воздействия. Основными целевыми хромофорами являются молекулы воды, пигментные молекулы (меланин) и оксигемоглобин (рис.1.). При этом эффективность использования и необходимая избирательность зависят в первую очередь от соотношения их спектров поглощения.

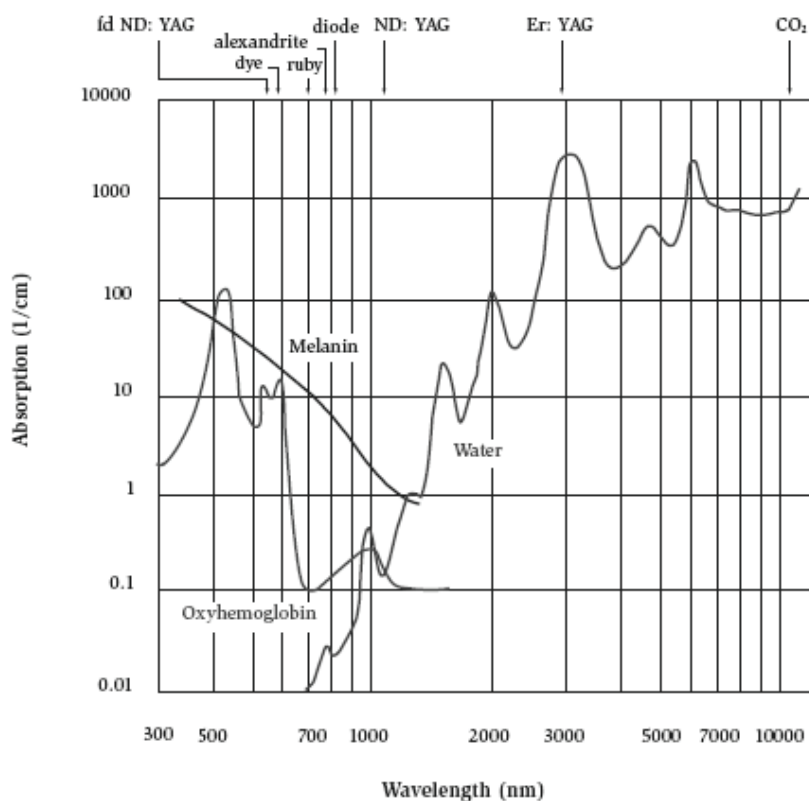


Рис.1. Спектр поглощения основных хромофоров ткани в видимом и ИК диапазоне (Boulnois JL, Photophysical Processes in Recent Medical Laser Developments: A Review. Published in Lasers in Medical Science, vol 1, 1986).

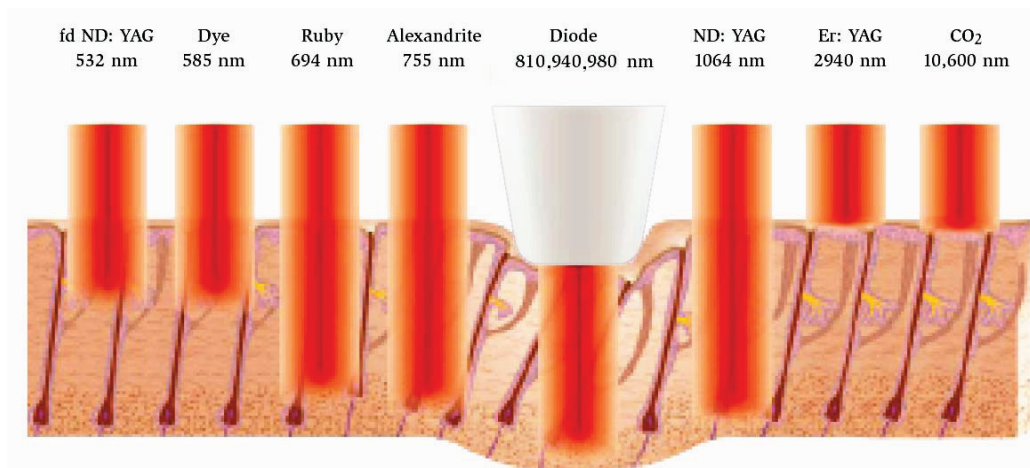


Рис.2. Проникновение излучение в кожу наиболее часто встречающихся в дерматологии лазеров (Boulnois JL, Photophysical Processes in Recent Medical Laser Develoments: A Review. Published in Lasers in Medical Science, vol 1, 1986).

Так, например, ИК-излучение Er:YAG лазера (2,9мкм) и CO₂ лазера (10,6мкм) высокоэффективно поглощается молекулами воды и имеют глубину проникновения не более 10 мкм. Рассеяние в этом случае играет подчиненную роль. Основное тепловыделение происходит в поверхностных слоях. Области применения CO₂ лазера – послойное испарение тканей, поверхностная коагуляция, рассечение.

Для лазеров на красителях (585нм), Nd:YAG лазера с удвоением частоты (532нм) и других лазеров, генерирующих в видимой области спектра, избирательность воздействия определяется соотношением меланина и оксигемоглобина. Глубина поглощения составляет 0,5-2,5мм, рассеяние в этом случае значительно. Такие лазеры позволяют осуществлять более глубокое воздействие. Области применения – коагуляция сосудов, удаление пигментных новообразований.

Диодные лазеры имеют наибольшую глубину проникновения (до 8мм), рассеяние здесь доминирует. Длины волн лазерного излучения затрагивают участки спектров поглощения всех 3 основных хромофоров ткани, что позволяет рассматривать такие лазерные источники как наиболее универсальные. Характеристики поглощения прекрасно подходят для применения при самых различных хирургических вмешательствах: коагуляции, испарения, рассечения тканей, позволяют осуществлять безопасный для здоровой ткани селективный фототермолиз. Коэффициенты поглощения меланина, воды и оксигемоглобина меняются внутри диапазона 800-1000нм в несколько раз, поэтому правильный выбор длины волн лазерного излучения позволяет обеспечить необходимую избирательность воздействия. Так, например, лазерное излучение с длиной волны 810нм эффективно поглощается меланином и минимально оксигемоглобином и водой и, следовательно, прекрасно подходит для удаления пигментных новообразований. Излучение с длиной волны 940нм поглощается меланином уже в 2,5 раза слабее, а водой и оксигемоглобином сильнее в 10 и 1,5 раза соответственно, что позволяет эффективно коагулировать кровеносные сосуды, в том числе глубоко залегающие. Излучение лазера 980нм поглощается меланином еще слабее, попадая при этом в локальные максимумы поглощения оксигемоглобина и воды, что обуславливает его эффективность в хирургии верхних слоев кожи, например, при удалении рубцов и татуировок.

Термические свойства биоткани

Действие лазера в хирургии (в качестве режущего инструмента или коагулятора) основано на превращении электромагнитной энергии в тепловую. Поглощенное хромофорами излучение вызывает локальное повышение температуры, которое в свою очередь может приводить к необратимым изменениям биоткани.

С увеличением температуры нагревания ткани имеют место следующие процессы:

- денатурация белка и разрушение мембран (при 40-45⁰С);
- коагуляция и некроз (60⁰С);
- обезвоживание (100⁰С);
- карбонизация (150⁰С);
- вапоризация (свыше 300⁰С).

Различные тепловые эффекты воздействия лазера на ткань никогда не наблюдаются по отдельности, а чаще всего одновременно, (рис.3). Излучение, проникая вглубь ткани, частично поглощается и рассеивается, в результате чего образуется температурный градиент и соответствующие термические зоны. Правильно подбирая мощность и длину волны излучения можно добиваться нужного распределения термических зон в ткани для достижения нужного эффекта.

Вообще, все виды лазерных хирургических вмешательств в дерматологии и косметологии могут быть условно подразделены на два типа:

1. *Абляционные* (ablation (англ.) - вымывание, удаление, ампутация) - операции, в ходе которых проводят рассечение или удаление участка пораженной кожи, включая эпидермис. Такие операции требуют эффективного получения термической зоны вапоризации, то есть, высокой мощности лазерного излучения. Размеры зоны коагуляции и обугливания определяются длиной волны, т.е., по сути дела, выбором типа источника лазерного излучения. Так, например, СО2 лазер – идеальный инструмент для испарения - обладает плохими коагуляционными свойствами, в то время как диодные лазеры - менее эффективные вапоризаторы - способны обеспечить обширную зону коагуляции.

2. *Неабляционные* - операции, избирательно нацеленные на ликвидацию патологических структур без повреждения эпидермиса. По своей сути, неабляционные операции являются уникальными и с точки зрения механизма воздействия на ткани и с точки зрения получаемого эффекта вмешательства. Облученный участок ткани после прекращения воздействия на нее лазерной энергии остается на месте, а его постепенная ликвидация наступает позднее в результате серии местных биологических реакций, развивающихся в зоне облучения. В этом случае ключевым условием процедуры является адекватный подбор источника, излучение которого должно селективно поглощаться в субэпидермальных патологических структурах, а не в эпидермисе. Естественно, мощность лазерного излучения в данном случае выбирается меньшей характерного порога вапоризации.

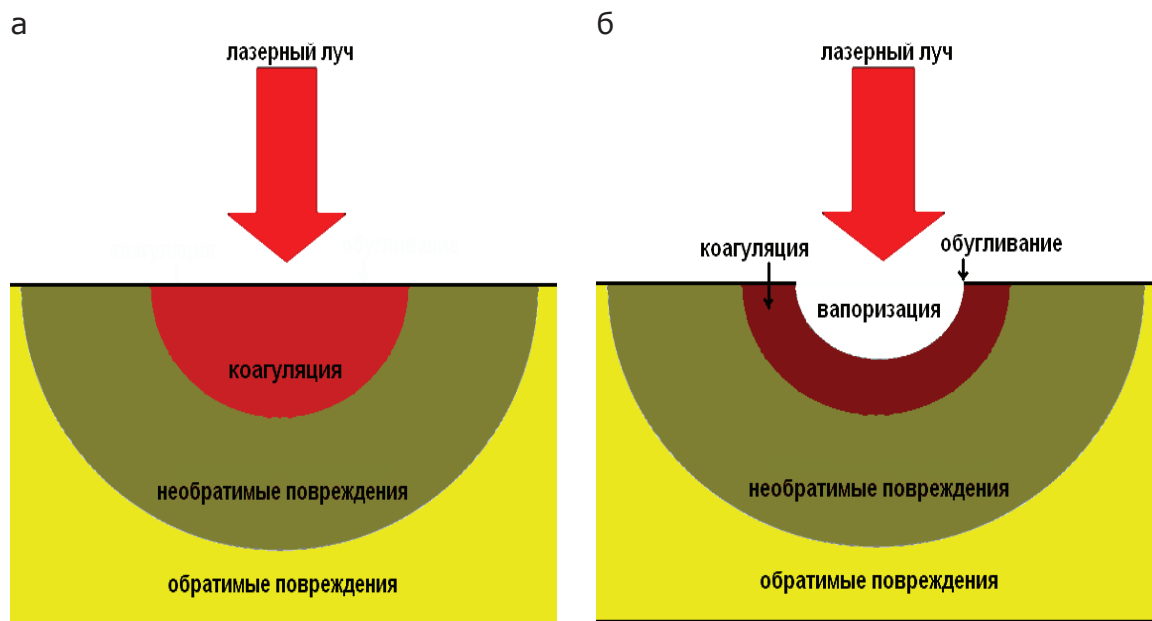


Рис.3. Схематическое представление формирования термических зон: а – при бесконтактной коагуляции ткани; б - при разрезании ткани.

Другой важный момент, определяющий структуру термических зон, состоит в том, что часть тепла сравнительно медленно отводится из облучаемого участка за счет теплопроводности и сосудистой системой. Характерное *время тепловой релаксации* различных слоев и структурных элементов биоткани различно. Для дермы оно составляет ~600мс, для эпидермиса 100мс–25мс в зависимости от цвета кожи, для сосудов различного калибра время релаксации составляет 1-500мс. Это означает, воздействие на целевой объект лазерного излучения длительностью больше характерного времени тепловой релаксации не приведет к повышению его температуры, но увеличит перегрев окружающих тканей. Поэтому ограничение времени воздействия является зачастую не менее важной задачей, чем подбор специфической длины волны.

Проведение высокоточных хирургических операций с минимальными термическими повреждениями возможно при использовании импульсных лазеров. В этом случае удастся осуществлять выборочное нагревание локальной области, ограниченной характерной термической зоной. При этом весьма важно рациональное сочетание максимально возможной температуры нагревания и времени воздействия. Используя достаточно короткие (короче характерного времени релаксации) мощные импульсы удастся реализовывать эффективное нагревание целевых структур, сводя перегрев окружающей ткани к минимуму. Так, например, для дистанционной лазерной коагуляции телеангиоэктазии лица при воздействии на сосуды диаметром 0,5мм (время релаксации такого сосуда составляет ~ 100мс) рекомендуется применять лазерное излучение длительностью импульсов 50-100мс, длиной волны 940нм («селективное окно» гемоглобина) и достаточной для надежной окклюзии мощностью 20Вт.

Также необходимо отметить, что все косметологические и дерматологические процедуры требуют обязательного локального охлаждения кожи во избежание термического ожога. Существует несколько общепринятых способов и систем охлаждения кожи:

- охлаждение струей ледяного воздуха -20 ... -40 °С.
- охлаждение струей аэрозоля-криогена, до -60 °С;

- охлаждение контактным способом путем применения охлаждаемого теплоносителем сапфирового стекла;
- использование передовой технологии - системы динамического охлаждения (позволяет осуществлять кратковременное интенсивное охлаждение поверхности кожи, предшествующее лазерному воздействию и не вызывает сужения сосудов);
- применение специальных охлаждающих гелей и анестетиков.

Особенности применения диодных лазеров в дерматологии

Как уже говорилось, излучение диодных лазеров благодаря особенностям поглощения в биоткани является универсальным с точки зрения диапазона возможных вариантов применения.

Так, например, хорошо известный лазерный полупроводниковый аппарат «ДИОЛАН» (рис.4., производитель – «НПП ВОЛО», Санкт-Петербург) с возможностью выбора длины волны 810, 940 или 980нм при мощности излучения до30Вт в импульсном режиме позволяет осуществлять эффективные операции:

- абляционные (блочного иссечения или послойного испарения патологической ткани дефокусированным лучом);
- неабляционные (коагуляции субэпидермальных структур).

Таким образом удастся охватить чрезвычайно широкую область показаний, включающую в себя:

- эпителиальные опухоли кожи (доброкачественные, пороки развития эпидермиса, пороки развития придатков кожи, кисты кожи и ее придатков);
- опухоли кожи мезенхимального происхождения (соединительнотканые опухоли);
- сосудистые опухоли кожи (гемангиомы, сосудистые дисплазии, ангиокератомы, телеангиэктазии и др.);
- пигментные опухоли кожи (доброкачественные и злокачественные),
- рубцы, татуировки и проч.

Кроме того, излучение в ближнем инфракрасном диапазоне передается гибкими кварцевыми световодами, что в сочетании с набором специальных оптических насадок и наконечников (рис.5) делает лазерные полупроводниковые хирургические аппараты мобильными и эргономичными.



Рис.4. Общий вид лазерного полупроводникового хирургического аппарата «ДИОЛАН»

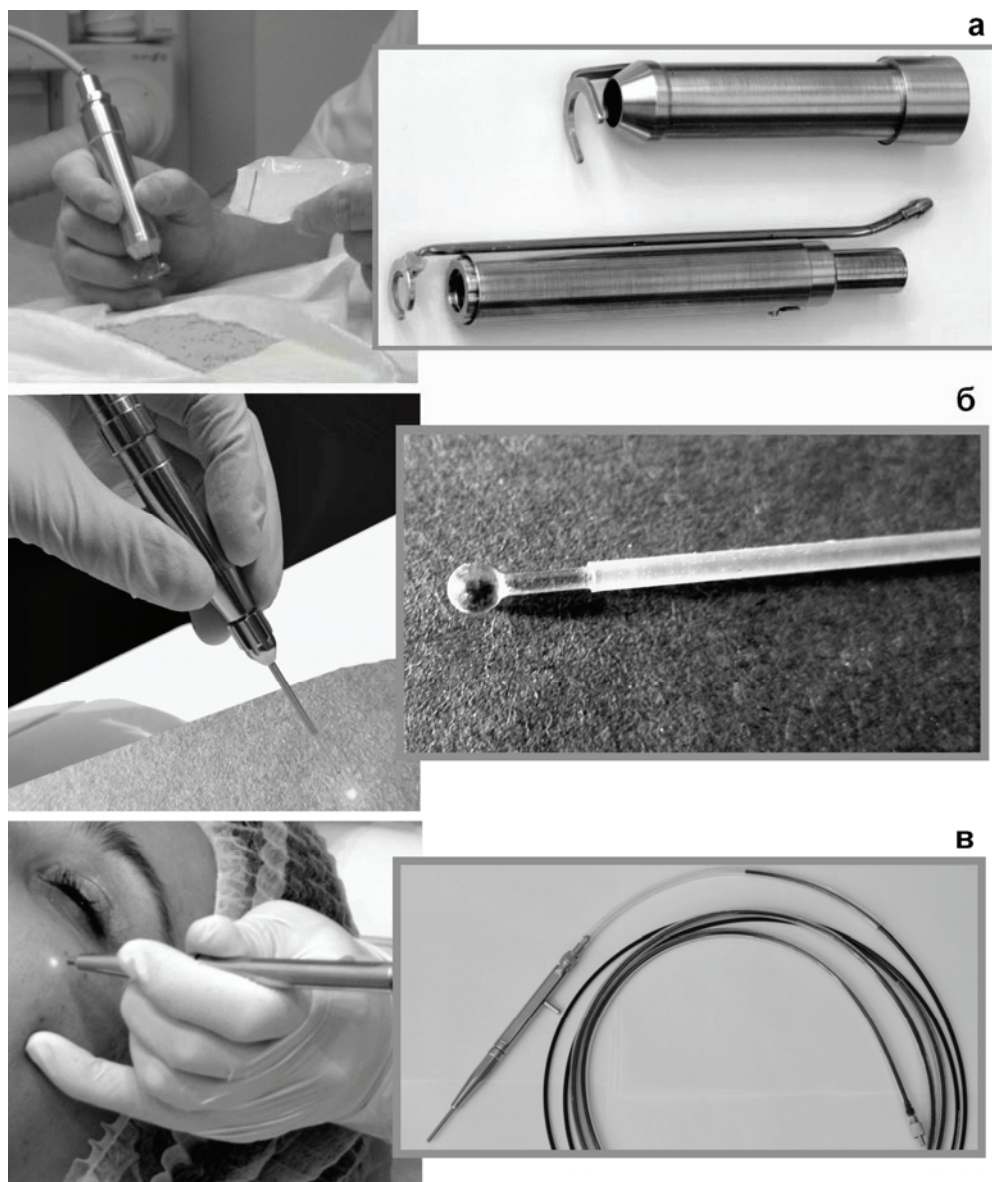


Рис.5. Набор специальных оптических насадок и наконечников для аппарата «ДИОЛАН»: а – фокусирующие насадки; б – инструмент со сменными одноразовыми оптоволоконными наконечниками; в – ручка-манипулятор для эффективной и удобной работы в режиме «оголенного световода».

В зависимости от заданного соотношения между временем взаимодействия и плотностью мощности диодный лазер может использоваться в следующих режимах применения (рис.6):

- для прецизионного контактного рассечения с получением широкой или узкой зоны коагуляции;
- для прецизионной фокальной коагуляции для препарации и гемостаза при помощи специальных насадок;
- для получения широкой зоны коагуляции бесконтактным рассечением сфокусированного лазерного излучения.

Из-за низкого удельного поглощения и значительного рассеяния излучения диодных лазеров в биоткани коагуляция может быть достигнута только при низких и средних плотностях энергии. Контактная вапоризация представляет собой динамический процесс, проходящий после образования зоны карбонизации и до ее пиролиза. Вапоризация биоткани возможна при высоких плотностях энергии и/или в случае использования контактного метода.

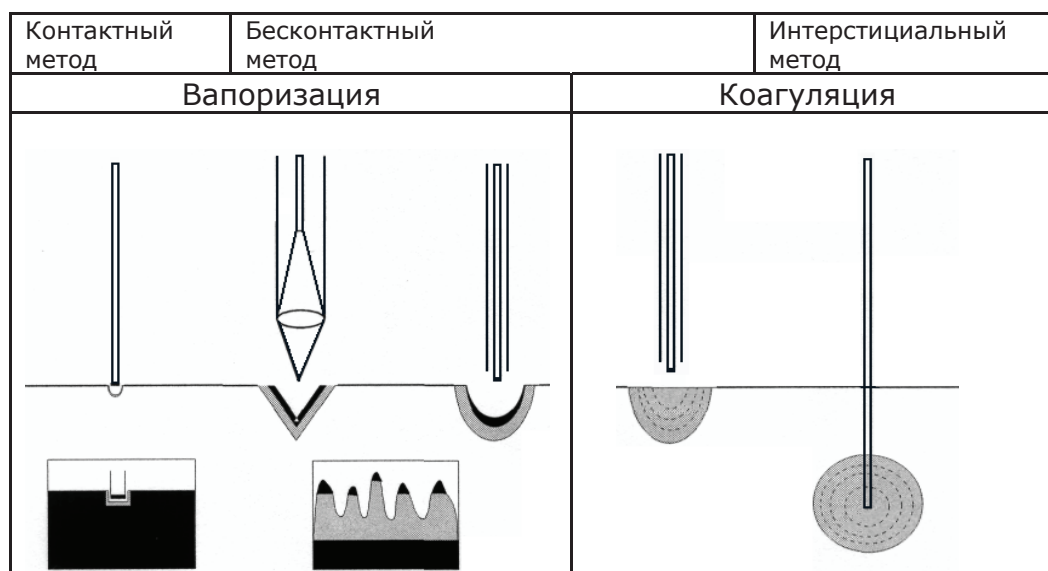


Рис. 6. Режимы применения диодных лазеров.

Бесконтактное применение лазера может выполняться с использованием оголенного или заключенного в специальный манипулятор (рис.5в) световода с расходящимся пучком лазерного излучения или с применением фокусирующей насадки как для рассечения так и для поверхностной коагуляции ткани. Фокусирующая насадка (рис.5а) создает фокусное пятно с диаметром 0.5/1.0/1.5 мм и обеспечивает оптимальную геометрию луча. Относительно плоский «купол» и отвесно спадающие фронты пучка обеспечивают почти однородное распределение энергии по всему поперечному сечению пучка. Благодаря этому отсутствуют пики энергии, и происходит равномерное облучение ткани.

При правильном подборе параметров лазерного излучения в бесконтактном методе можно получить широкую зону коагуляции от 3 до 5мм, которая способствует остановке кровотечения и окклюзии кровеносных сосудов – вен до 3мм и артерий до 1,5мм.

Контактный метод с оголенным или заключенным в специальный манипулятор световодом используется для высокоточного рассечения биоткани, а также в случаях, когда необходимо обеспечение узкой зоны коагуляции. Основным эффектом применения оголенного световода для рассечения заключается в пограничном феномене, т.е. в формировании в пограничной зоне между концом световода и биотканью карбонизированного слоя, поглощающего большую часть излучения диодного лазера. Это позволяет проводить эффективную вапоризацию биоткани, размер зоны коагуляции главным образом зависит от времени экспозиции и теплопроводности биоткани. Сразу же при начале карбонизации большая часть лазерного излучения начинает поглощаться зоной карбонизации, что препятствует его проникновению в более глубокие слои биоткани. В связи с этим размер зоны коагуляции ограничен и находится в диапазоне от 0.1 до 1мм в зависимости от соотношения мощности и времени экспозиции.

Дополнительным параметром управления эффектом рассечения или коагуляции является подбираемый соответствующим образом диаметр световода. Для прецизионного рассечения биоткани при низком риске кровотечения следует использовать световод минимально возможного диаметра в сочетании с высокой плотностью энергии. Высокая плотность мощности обеспечивает получение оптимальной вапоризации. Поскольку световоды малого диаметра не подходят для бесконтактной коагуляции, в случаях, когда

необходимо выполнение рассечения с увеличенной зоной коагуляции, например, при выполнении процедур с повышенным риском кровотечения, предпочтительно использование световодов большего диаметра (например, 600 мкм).

Работа в импульсном режиме при максимальной выходной мощности 50 Вт в жидкости или с газовым или жидкостным охлаждением световода, а также работа при выходной мощности максимум 35 Вт без охлаждения световода исключает риск разрушения конца световода. Разрушение конца световода при меньших мощностях предотвращается его очисткой в ходе проведения операции. Один и тот же оголенный световод можно использовать в контактном режиме для рассечения и в бесконтактном для коагуляции. Если в ходе процедуры должна выполняться дополнительная бесконтактная коагуляция, например, для первичной коагуляции больших сосудов, то для очистки световод можно отвести от биоткани и первыми импульсами бесконтактного режима удалить оставшиеся на рабочем конце световода частицы ткани. Слой прилипшей к наконечнику и обуглившейся биоткани выжигается, в результате пиролиза происходит очистка конца световода, с которого затем вновь обеспечивается передача большей части лазерного излучения.

Отдельного упоминания заслуживает использование передовой технологии облучения *сменными одноразовыми наконечниками* (рис.5б) как альтернатива оголенному световоду в контактном и бесконтактном методах. Помимо стерильности в применении их достоинством является наличие собственной фокусирующей микрооптики, благодаря чему оптоволоконные наконечники позволяют делать узкие разрезы или получать достаточно узкую зону коагуляции.

Интерстициальная аппликация применяется со стандартной системой для венепункций, в которую вводится гибкий световод. В таком методе удастся, проводя многократные пункции, добиваться формирования внутретканевой (как частный случай – внутривенной) коагуляционной зоны.

Рабочее место врача

Для максимальной реализации всех возможностей, предоставляемых дерматологу полупроводниковыми лазерными аппаратами, требуется оснащение безопасного и эргономичного рабочего места. Помимо непосредственно аппарата, оптических насадок и наконечников, как правило, комплектация рабочего места дерматолога включает в себя следующие пункты:

1. Удобная и мобильная *приборная стойка*. Система держателей, внутренних полок и штативов должна обеспечивать возможность использования в работе большого количества необходимого инструмента.

2. *Лампа-лупа*. Обычно крепится штативами к приборной стойке, обеспечивает эргономичность и прецизионность операций. Параметры увеличения и размеры оперативного поля подбираются индивидуально. Можно рекомендовать следующие типовые значения: оптическая сила 8D, оперативное поле \varnothing 20мм.

3. Интегрированная в рабочее пространство кабинета *система дымоотсоса* для удаления продуктов vaporизации. Служит для эффективного удаления токсичных и канцерогенных веществ, образующихся в результате vaporизации во время лазерных хирургических операций, из операционной зоны в наружное уличное пространство с предварительной бактериологической и пылевой фильтрацией на угольных, HEPA, жидкостных или ультрафиолетовых фильтрах.

4. Набор устройств и аксессуаров для *обработки рабочего конца* многоцветного волоконно-оптического инструмента.

5. *Защитные очки*, обеспечивающие достаточное для безопасной работы ослабление лазерного излучения в диапазоне 800 – 1000нм.

Общие правила выполнения лазерных процедур

До начала работы с дерматологическим лазерным аппаратом необходимо тщательно изучить все разделы «Инструкции по эксплуатации», особенно меры безопасности. Подготовка прибора к работе и его эксплуатация должна осуществляться в соответствии с "Санитарными нормами и правилами устройства и эксплуатации лазеров" СН 5804-91. Все люди, присутствующие в комнате, где работает лазер, включая пациента, должны быть в лазерных защитных очках. Если лечению подвергается область, не позволяющая использовать защитные лазерные очки, тогда глаза пациента должны быть защищены специальными защитными экранами.

Абсолютных противопоказаний к применению лазеротерапии нет.

Лазерная хирургическая операция кожного образования, как и любой другой вид хирургического вмешательства требует квалифицированного, профессионального и обоснованного подхода к ее выполнению. Под этим подразумевается решение целого ряда задач на этапе предоперационной подготовки:

1. Точное установление диагноза и его верификация, посредством привлечения консультантов (онкологов, хирургов, венерологов), а в ряде случаев биопсии и гистологического исследования удаленного новообразования.

2. Определение объема вмешательства, путем оценки размеров новообразования, глубины его распространения и взаимоотношения с окружающими тканями.

3. Выбор типа лазерного аппарата, своими характеристиками полностью соответствующего планируемому объему операции.

4. Выбор режима лазерного излучения и его параметров адекватного методике воздействия.

5. Выбор метода анестезии, обеспечивающего полноценное проведение процедуры.

6. Оценка состояния кожи в зоне воздействия (соотношение жидкого и плотного компонентов, термическая чувствительность клеток, кровоснабжение) для прогнозирования ее ответной реакции на лазерное излучение.

7. Решение вопроса о тактике послеоперационного лечения лазерной раны и предоставление всего спектра услуг с этим связанных.

8. Обсуждение с пациентом всех вопросов (доступных его пониманию), касающихся проведения самой процедуры, предупреждение о возможных отрицательных последствиях несоблюдения рекомендаций врача в периоде послеоперационной реабилитации.

Объем вмешательства с помощью любого лазера должен сводиться к необходимому минимуму.

1. Движение лазерного луча (наконечника) по ткани в процессе нанесения разреза должно быть равномерно-поступательным. Даже незначительное замедление движения инструмента может привести к увеличению зоны некроза.

2. При проведении разреза по ткани любым лазером в случае остановки движения инструмента необходимо немедленно прекратить подачу энергии, чтобы предотвратить локальное увеличение зоны некроза.

3. При работе с лазерами в абляционном режиме для минимизации объема термонекроза предпочтение следует отдавать аппаратам, работающим с наибольшими пиковыми мощностями, так как при этом уменьшается

распространение вглубь ткани тепловой энергии и мощности ударной волны. Так же существенно, чтобы длительность импульсов была короче, а длительность интервалов между ними длиннее периода тепловой релаксации облучаемой мишени.

4. При работе с любыми лазерами и в абляционном и в субабляционном режимах для обеспечения гемостатического эффекта экспозиция облучения не должна превышать времени, необходимого для достижения видимого эффекта. Если через 2 – 3 с. после начала облучения кровотечение не останавливается, следует прекратить подачу энергии и приступить к остановке кровотечения обычными способами.

5. При ликвидации условно доброкачественных новообразований и опухолей с местнодеструктивным ростом для повышения степени абластичности процедуры величину зоны лазерного некроза следует увеличить (если это позволяет анатомическая область локализации опухоли).

6. При работе с любыми лазерами и в абляционном и в субабляционном режимах для коагуляции доброкачественных образований, как на поверхности, так и в толще ткани доза лазерной энергии должна быть сведена к необходимому минимуму. В противном случае происходит удлинение сроков заживления и избыточное рубцевание в зоне вмешательства.