

УДК:

ЛАЗЕРНЫЙ СКАЛЬПЕЛЬ ПРИ ВЕСТИБУЛОПЛАСТИКЕ У БОЛЬНЫХ САХАРНЫМ ДИАБЕТОМ



Кудратов Ш.Ш.

Ташкентский
государственный
стоматологический институт,
Узбекистан

Лазерная хирургия является интенсивно развивающейся отраслью знаний. Этот раздел хирургии базируется на разработке прогрессивных технологий изготовления хирургических инструментов для воздействия лазерного излучения на ткани.

Механизм хирургического действия лазерного излучения на биологические ткани основано на следующих эффектах: энергия монохроматического когерентного светового пучка резко повышает температуру на соответствующем ограниченном участке тела. Тепловое воздействие распространяется на очень небольшую площадь, так как ширина сфокусированного пучка составляет 0,01 мм; в «облучаемом» месте температура повышается до 400 °С. В результате «точечного» воздействия высокой температуры патологический участок мгновенно сгорает и испаряется. Следствием влияния лазерного излучения является коагуляция белков живой ткани, переход тканевой жидкости в газообразное состояние, разрушение ткани, образующееся взрывной волной.

Особенности биологического действия лазерного излучения зависят от следующих факторов: длина волны, длительность импульсов, структура ткани, физические свойства облучаемой ткани (пигментация, толщина, плотность, степень наполнения кровью).

При увеличении мощности лазерного излучения прямо пропорционально возрастает сила и глубина его воздействия на ткани. К настоящему времени разработаны десятки типов лазеров, предназначенных для выполнения разнообразных хирургических операций.

Хирургические лазеры различают по следующим показателям: длина волны, модальность (непрерывная или прерывистая генерация световой энергии), способ

подведения излучения к тканям (контактный или бесконтактный).

При использовании лазерного излучения в процессе операции члены хирургической бригады должны использовать специальные защитные очки и перчатки. Поверхность хирургических инструментов должна быть матовой, исключающей отражение лазерного луча с возможностью повреждения сетчатки глаз хирурга.

Феномен абляции, развивающийся при взаимодействии лазерного излучения с живыми тканями, является сложным и до настоящего времени недостаточно изученным явлением. Термин «абляция» имеет следующие толкования: удаление или ампутация, размывание или таяние. Различают следующие механизмы взаимодействия лазерного излучения с биологическими тканями.

Механизм 1. Условия: Длина волны - 1064 нм. Глубина проникновения излучения - до 5-7 мм. При взаимодействии излучения лазера с живой тканью процессы развиваются в следующей последовательности: При температуре до 43°С энергия фотонов лазерного излучения превращается в тепловую, но термические поражения ткани обратимы. Коагуляция тканей начинается по достижении температуры около 55°С. При повышении температуры до 100°С размер зоны некроза тканей постепенно увеличивается. Превышение уровня 100°С сопровождается интенсивным испарением воды и термическим распадом органических молекул (пиролизом). Превышение температуры 300°С приводит к горению поверхностных слоев с выделением дыма. При этом продукты сгорания осаждаются на поверхности формирующегося абляционного кратера (рис.1).

Механизм 2. Условия: Длина волны - от 3 до 10 нм. Глубина проникновения в ткани - до 8-12 мм. Действие этого механизма обеспечивается инфракрасными лазерами. Наиболее ярко этот механизм проявляется при воздействии на мягкие водосодержащие ткани.

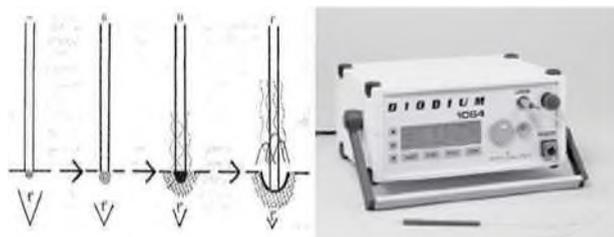


Рис. 1. Последовательность изменений в тканях при воздействии лазерного луча (по: Неворотин А. И.) а. Локальный разогрев ткани; б. Увеличение зоны некроза; в. Термический распад органических молекул; г. Формирование абляционного кратера, осаждение продуктов горения на его поверхности.

Фазы процесса: Быстрый непосредственный разогрев межтканевой жидкости при достижении температуры 50-70°C. Опосредованное увеличение температуры неводных компонентов ткани.

При достижении температуры 100°C и выше происходит взрывное испарение тканевой воды. Водяной пар вместе с фрагментами тканевых структур извергается за пределы зоны воздействия. Формируется глубокий абляционный кратер. Эффективность абляции (массы тканевого материала, выбрасываемого из кратера наружу за единицу времени) прямо пропорциональна мощности лазерного излучения. Поэтому для увеличения скорости удаления тканей мощность лазерного воздей

ствия следует увеличить, а для остановки кровотечения или достижения абластического эффекта требуется относительно небольшая энергия лазерного излучения. Установлено, что часть разогретого материала в виде расплава является своеобразным резервуаром тепла, передаваемого за пределы кратера.

Таким образом, указанный механизм действия лазерного излучения необходимо использовать для достижения максимальной абляции, сопровождающейся незначительными термическими повреждениями тканей. Лазеры с такими характеристиками используют для рассечения следующих тканей: кожи, мышц, слизистой органов полости рта, стенки полого органа (желчного

Таблица №1. Перечень показаний по применению лазерного скальпеля

	Применение	Световод (миним.)	Мощность (Вт)	Частота следования импульсов (Гц)	Энергия (мДж)
1	Лечение абсцессов	3	1,75-3	20-30	50-110
2	Обезболивание	3	1-1,5	10	100-110
3	Кандидоз, герпес, язвочки	3	1,75-4	20-30	60-110
4	Апикальное уплотнение	2,3	1,75	10-15	110
5	Бактерицидное действие лазера	2	1,5	10-20	75-110
6	Биопсия (эксцизионная и инцизионная биопсия)	3	1,5-3	20-30	75-110
7	Остановка кровотечения	3	1,5-4	2	75-110
8	Дезэпителизация	3	1,5-2,5	20-25	60-110
9	Удаление кармана в случаях прорезывания зубов	3	2-3,5	2	100-110
10	Стерилизация эндодонтического корневого канала	2	1,5	15	100
11	Удаление фибромы	3	3,5-4	350 - 400	11
12	Стерилизация и герметизация фиссур	3	1,5-1,75	15	100-110
13	Облучение вколоченных зубов	3	3,5	350	11
14	Френэктомия, френулоэктомия	3	3-4	300 - 400	11
15	Восстановление первоначальной формы десны	3	3-4	300-400	11
16	Удаление десенной пигментации	3	2-3,5	20-30	100-110
17	Гингивэктомическое выскабливание	3	1,5-2,5	20-25	60-100
18	Гингивопластика для гиперпластических гингивитов	3	4-5,5	400-500	11
19	Гингивопластика для протяженных клинических зубных коронок.	3	4-5,5	400-500	11
20	Направленная регенерация ткани	2	1,75-3	20-30	60-100
21	Локальная периодонтальная терапия - гингивэктомия/ гингивопластика	3	3-4	300-400	11
22	Ангиома, пакувидная телеангиэктазия, телеангиэктазия	3	2,5-3,5	20-40	100-110
23	Дентальная имплантация	3	1,75-3	30	90-100
24	Облучение поддесневых полостей	3	1,5-3,5	20-30	75-100
25	Закрытый кюретаж лазерным воздействием	3	1,5-2,5	15-20	75-110
26	Лазерное соединение для закрытия ран мягких тканей	3	2,5-3	20-25	110
27	Послеоперационное кровотечение	3	1,5-3	20-30	50-110
28	Папиллэктомия	3	1,5-3	20-30	75-100
29	Лазерный пилинг	3	1,5-3	20-30	60-110
30	Эксцизионная биопсия	3	1,75-3,5	20-30	60-110
31	Лазер для пересадки свободных слизистых оболочек	3	1,75-2,5	20-30	60-110
32	Вестибулопластика	3	4,5-5,5	450 - 500	11
33	Пришеечные дефекты	3	1,5-1,75	10-20	88-100



Рис.2 Хирургический лазерный аппарат на иттрий-алюминиевом гранате с неодимом (Nd:YAG), тип IL20-06-QCW1 «Диодиум»

пузыря, мочевого пузыря, тонкой или толстой кишки). С понижением удельной мощности лазерного излучения толщина слоя «расплава» уменьшается, а с повышением мощности увеличивается. Однако толщина термически коагулированной ткани обычно недостаточна для надежного гемостаза. [1].

Для сочетания эффективного рассечения тканей с надежной остановкой кровотечения необходимо одновременно воздействовать на ткани лучами лазеров, нацеленных в одну точку: один лазер обеспечивает рассечение тканей, второй лазер необходим для надежного гемостаза.

Механизм 3. Условия: Длина волны - 70-100 нм. Глубина проникновения в ткани - 3-6 мм. Этот механизм принципиально не отличается от механизма 2. Указанный механизм действия предназначен для воздействия на следующие ткани: костная ткань, эмаль зубов, дентин зубов.

Механизм 4. Условия: Длина волны - от 193 до 300 нм. Глубина проникновения в ткани - 2-9 мм. Функционирование этого механизма обеспечивают лазеры, работающие в ультрафиолетовой части спектра.

Способы подведения лазерного излучения к тканям двумя способами: контактным и бесконтактным.

Бесконтактный способ: передача излучения через систему линз, диафрагм, подвижную систему зеркал, фокусирующую линзовую насадку.

Также подведение луча через гибкий, полый световод с зеркальной поверхностью, использование гибкого кварцевого световода и сочетание гибкого кварцевого световода с фокусирующей оптической системой.

Контактный способ: непосредственное соприкосновение острия заточенного наконечника световода с поверхностью тканей.

Несмотря на высокий процент положительных результатов пластики мягких тканей в полости рта встречаются пациенты с наименее благоприятными условиями для регенерации, связанные с нарушениями

ми метаболических процессов и микрогемодициркуляторными изменениями (ангиопатия), атеросклероза, гипоксии ткани и повышенной уровни перекисного окисления липидов, нарушением трофики в зоне хирургического вмешательства, которые в значительной степени отражаются у больных сахарным диабетом. В связи с чем и возрастает необходимость в оптимизации условия репаративной регенерации современными и надёжными средствами инновационных технологий такими как, лазерная хирургия.

Таким образом, действия лазерного излучения необходимо использовать для достижения максимальной абляции с незначительными термическими повреждениями тканей при вестибулопластике у больных сахарным диабетом.

Хирургический лазерный аппарат на иттрий-алюминиевом гранате с неодимом (Nd:YAG), тип IL20-06-QGW1 «Диодиум» создан по новейшей лазерной технологии. Лазерный модуль состоит из лазера на иттрий-алюминиевом гранате с неодимом с длиной волны 1064 нм. Энергия поставляется полупроводниковым световодом с длиной волны 808 нм. Эта технология позволяет создать высокоэнергосберегающую и компактную конструкцию. В качестве видимого контрольного луча используется лазерный диод (лазерный класс II) с длиной волны 670 нм.

В импульсном режиме лазер достигает мощности до 5,5 Вт. Длительность импульса может быть установлена в пределах от 0,2 до 2 мсек. Энергия в импульсе составляет от 10 до 110 мДж с максимальной частотой 500 Гц. Лазерный луч подводится к пациенту с помощью световодов диаметром 200 мкм и 300 мкм. [2].

Противопоказания:

- обнажение имплантатов, если есть опасность контакта лазера с титановой поверхностью;
- обработка полостей;
- лазерное отбеливание;



Рис. 3 Клинический пример применения лазерного скальпеля для устранения мелкого преддверия полости рта.

- эстетические или косметические хирургические операции (особенно экстра-оральные)

Больным проведены клинико-лабораторные обследования до и после операции. Контроль в течение послеоперационного периода осуществлялся на основании клинических симптомов (отек, гиперемия, экссудация из раны, боль, состояние региональных лимфатических узлов, кровоточивость), микробиологических данных до и после операции.

Клинически у всех пациентов основной группы уже на 7-е сутки после операции слизистая оболочка в переходной складке в зоне операции имела ближе к нормальной окраске, по краям ран определяется здоровая грануляционная ткань, отделяемого не определялось.

Таким образом, применение лазерного скальпеля у больных сахарным диабетом создаёт оптимальное условие для репаративной регенерации после вестибулопластики.

Литература

1. Федорова В.Н., Горбатова Н.Е., Потапенко А.У., Сидорин А.В., Солюк В.А. Физические основы использования лазерного излучения в медицине. - М.УНЦП2002
2. Медицинская и биологическая физика: учебное пособие/В.Н. Федорова, Е.В. Фаустов-2008.592с.



Рис. 3 Клинический пример до и после операции вестибулопластики с применением лазерного скальпеля.