

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

САНКТ–ПЕТЕРБУРГСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ
ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ
ИНФОРМАЦИОННЫХ ТЕХНОЛОГИЙ, МЕХАНИКИ И ОПТИКИ

Е.А. Шахно

**ФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ПРИМЕНЕНИЯ
ЛАЗЕРОВ В МЕДИЦИНЕ**

Учебное пособие



Санкт–Петербург
2012

Е.А.Шахно. Физические основы применения лазеров в медицине. – СПб: НИУ ИТМО, 2012. – 129 с.

Учебное пособие предназначено для самостоятельной работы студентов высших учебных заведений, обучающихся по направлениям подготовки специалистов 200201 – Лазерная техника и лазерные технологии, магистров 200500 – Лазерная техника и лазерные технологии. Содержит необходимые сведения об основных направлениях применения лазеров в медицине, оптических и теплофизических свойствах биоткани, физических процессах взаимодействия лазерного излучения с биотканью.

Рекомендовано к печати Ученым Советом инженерно–физического факультета 10.04.12, протокол №4.

Рекомендовано УМО по образованию в области приборостроения и оптоэлектроники в качестве учебного пособия для студентов высших учебных заведений, обучающихся по специальности 200201 – Лазерная техника и лазерные технологии и направлению подготовки магистров 200500 – Лазерная техника и лазерные технологии.



В 2009 году Университет стал победителем многоэтапного конкурса, в результате которого определены 12 ведущих университетов России, которым присвоена категория «Национальный исследовательский университет». Министерством образования и науки Российской Федерации была утверждена программа его развития на 2009–2018 годы. В 2011 году Университет получил наименование «Санкт-Петербургский национальный исследовательский университет информационных технологий, механики и оптики»

© Санкт-Петербургский национальный исследовательский университет информационных технологий, механики и оптики, 2012
©Е.А.Шахно, 2012

Оглавление

ВВЕДЕНИЕ	5
1. ОБЗОР ОСНОВНЫХ НАПРАВЛЕНИЙ ПРИМЕНЕНИЯ ЛАЗЕРОВ В МЕДИЦИНЕ	7
1.1. Лазерная диагностика	7
1.2. Лазерная терапия	8
1.3. Фотодинамическая терапия	10
1.4. Лазерная хирургия	11
1.5. Основные типы лазеров, применяющихся в медицине	13
2. НЕКОТОРЫЕ СВОЙСТВА БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ	16
2.1. Оптические свойства тканей	16
2.2. Теплофизические свойства тканей	20
2.3. Оптический и термический перенос энергии	25
3. ОСНОВНЫЕ ЯВЛЕНИЯ, НАБЛЮДАЕМЫЕ ПРИ ВОЗДЕЙСТВИИ ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ НА БИОТКАНЬ	28
3.1. Действие лазерного излучения на биологическую ткань в зависимости от энергетики облучения	28
3.2. Тепловые воздействия	29
3.3. Фотохимические воздействия	35
3.4. Нелинейные процессы	44
4. БИОФИЗИЧЕСКИЕ МЕХАНИЗМЫ ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ С БИОТКАНЬЮ	49
4.1. Тепловой механизм	49
4.2. Механизмы взрывного действия	53
4.3. Действие лазерного излучения УФ диапазона на биологические ткани	58
4.4. Эффекты, сопутствующие абляции	60
5. ОСНОВЫ ПРАКТИЧЕСКОГО ПРИМЕНЕНИЯ ЛАЗЕРОВ В ХИРУРГИИ	65
5.1. Основные принципы применения лазеров	65
5.2. Особенности течения раневого процесса после воздействия на ткань излучения хирургического лазера	70
6. ПРИМЕРЫ ПРИМЕНЕНИЯ ЛАЗЕРОВ В РАЗЛИЧНЫХ ОБЛАСТЯХ МЕДИЦИНЫ	77
6.1. Лазерные технологии в дерматологии	77

6.2. Лазерные технологии в стоматологии	84
6.3. Лазерные технологии в офтальмологии	94
6.4. Лазерные технологии в оториноларингологии	107
6.5. Лазерная терапия. Внутрисосудистое лазерное облучение крови	111
6.6. Лазерная сварка ткани	114
Рекомендуемая литература	119

ВВЕДЕНИЕ

Применение лазеров в медицине принципиально отличается от других многочисленных областей технологического применения лазеров. Лазерные медицинские технологии отличаются гуманистической направленностью. Если проблема здоровья стоит достаточно остро для самого человека или его близкого, то проблемы медицины становятся неизмеримо важнее любых других проблем.

Лазерные медицинские технологии отличаются многоплановостью, комплексностью, разнообразием. Лазерная медицина включает воздействие лазерного излучения на различные части тела: кожа, кости, мышцы, жировые ткани, сухожилия, внутренние органы, глаза, зубные ткани и т. п. При этом каждая из них в свою очередь имеет сложное строение. Так в зубе можно отдельно рассматривать эмаль, дентин, пульпу. В коже – роговой слой, эпидермис, дерму. Все эти ткани имеют свои свойства, как оптические (спектральные характеристики, коэффициент отражения, глубина проникновения излучения), так и теплофизические (теплопроводность, температуропроводность, теплоемкость), отличные от свойств других биотканей. Поэтому различается и характер воздействия на них лазерного излучения. Соответственно, в каждом случае необходимо выбирать индивидуальные параметры режима облучения: длину волны, длительность воздействия, мощность, частоту следования импульсов и т.п. Сильное различие свойств биотканей делает возможным специфические воздействия, например, *чрескожное воздействие* на патологические ткани (облучение подкожных тканей без существенного повреждения кожи).

Каждая ткань в силу своей биологической природы неоднородна, имеет сложную микроструктуру. В состав мягких тканей входит значительное количество воды. В состав костей входят различные минералы. Следствием этого является тот факт, что воздействие излучения на ткани, в особенности разрушающее, хирургическое, для разных тканей и длин волн излучения различается не только количественно, но и качественно. Это означает, что существует несколько совершенно различных механизмов удаления биологических тканей: тепловой и низкоэнергетический коагуляционный с последующей резорбцией, взрывные механизмы, «холодная» абляция.

Интересно, что для осуществления терапевтического воздействия на определенную часть тела лазерное воздействие может быть направлено совсем на другой объект. Здесь показательным является лазерная терапия, когда облучение крови, особых точек или проекций органов на коже человека (зоны Захарьина – Геда), стопе или ладони, области позвоночника оказывает воздействие на внутренние органы, весьма удаленные от области воздействия, и на весь организм в целом.

Кроме того, поскольку организм представляет собой единое целое, результат воздействия продолжается очень долго после его окончания.

После лазерной операции реакция организма продолжается в течение дней, недель и даже месяцев.

Такая сложность и комплексность лазерной медицины делает ее очень интересной для исследования и разработки новых технологий.

Почему лазерное излучение нашло такое широкое применение в медицине? Основными особенностями лазерного излучения в применении к лазерной медицине являются:

- направленность, монохроматичность, когерентность, определяющие возможность локализации энергии,

- широкий спектральный диапазон существующих лазеров (это особенно важно в том случае, когда поглощение носит резонансный характер),

- возможность в широких пределах управлять длительностью воздействия (существующие лазеры обеспечивают длительность воздействия от фемтосекундного диапазона до непрерывного воздействия),

- возможность плавного изменения в широких пределах интенсивности воздействия,

- возможность изменения частотных характеристик воздействия,

- широкие возможности оптического управления процессами, в том числе, возможность организации обратной связи,

- широкий спектр механизмов воздействия: тепловой, фотохимический, сугубо биофизический, химический,

- простота доставки излучения,

- возможность бесконтактного воздействия, что обеспечивает стерильность,

- возможность проведения бескровных операций, связанная с тепловым и, следовательно, коагуляционным действием излучения.

Таким образом, лазер представляется исключительно точным, универсальным и удобным в использовании инструментом и имеет большой потенциал для медицинских применений в будущем.

1. ОБЗОР ОСНОВНЫХ НАПРАВЛЕНИЙ ПРИМЕНЕНИЯ ЛАЗЕРОВ В МЕДИЦИНЕ

В данном разделе мы лишь обозначим основные направления применения лазеров в медицине, не претендуя на полноту приведенного обзора.

1.1. Лазерная диагностика

В диагностике лазерное излучение может использоваться как вне организма (*ex vivo*), так и для прямого анализа органов и тканей пациента (*in vivo*). Приведем некоторые примеры применения лазеров в диагностике.

Применение *ex vivo*. Через тонкий кварцевый капилляр прокачивается специально обработанная кровь (см. рисунок 1). Излучение лазера направляется на прозрачный капилляр и вызывает флуоресценцию клеток крови. Флуоресцентное свечение улавливается чувствительными датчиками. Это свечение специфично для каждого типа клеток крови, проходящих поодиночке в области лазерной засветки. Поэтому имеется возможность подсчитать их количество в заданном объеме крови, а также получать с высокой точностью количественные показатели по каждому типу клеток. Этот принцип использован в приборе, который называется *гемоцитометр*. Производительность этого прибора в сотни раз превышает производительность анализа крови лаборантом традиционным способом. И точность, и объективность результатов также существенно выше.

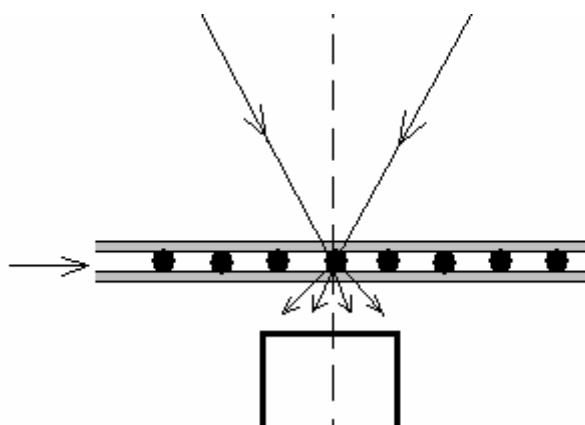


Рисунок 1. Применение лазерного излучения для диагностики крови.

Еще более совершенным диагностическим лазерным анализатором является *проточный флуориметр*, в котором клетки перед проходом через капилляр окрашиваются специальными красителями, так что появляется возможность не только исследовать отдельные типы, но и разновидности типов клеток крови. При этом возможен анализ не только клеток крови, но и любых других клеточных элементов, выделенных из любых тканей организма для диагностики.

Диагностика *in vivo* – новая и перспективная область лазерной медицины. Ее практическая реализация еще только начинается, и большинство исследований находятся в стадии экспериментальной разработки и испытаний. Рассмотрим некоторые примеры диагностики *in vivo*.

1. Луч CdNe лазера (УФ, $\lambda = 327$ нм) пропускается через кварцевый световод по сосудистому катетеру и нацеливается на исследуемую ткань, например, сердечной мышцы. Флюоресцентное свечение ткани, происходящее в результате воздействия лазерного излучения, улавливается через тот же световод. По интенсивности флюоресцентного свечения можно судить о концентрации в ткани различных компонентов, определяющих ее жизнедеятельность.

2. Луч эксимерного ХеСl лазера, $\lambda = 308$ нм используется для удаления атеросклеротических бляшек в кровеносных сосудах. Диагностика заключается в том, что одновременно с обработкой производится анализ флюоресцентного излучения от бляшки, разрушающейся под действием излучения. Такой анализ позволяет выявить наличие отложений кальция, магния, а также липидов. Это дает возможность контролировать ход операции и судить об эффективности удаления этих компонентов из пораженного сосуда.

3. Лазерная диагностика может использоваться в других областях, в частности, в стоматологии для дифференциации кариогенного дентина зуба от нормального, лазерной диагностике глазного дна (исследование сосудистой системы), флюоресцентной ангиографии, голографической диагностике.

Лазерную диагностику часто называют методом оптической биопсии.

В последние годы интенсивно исследуются и разрабатываются методы оптической томографии. Различные методы оптической томографии, их особенности, возможности и перспективы подробно изложены в книге В.А.Серебрякова [7].

1.2. Лазерная терапия

Практически с начала использования лазеров известно оздоровительное действие лазерного излучения низкой интенсивности. Первоначально преимущественно использовался с этой целью HeNe лазер. Воздействие производится на область поражения, на акупунктурные точки, на области Захарьина – Геда (проекции на коже человека его внутренних органов), на биологически активные точки (акупунктура), области стопы и ладони (рисунки 2 – 4), области позвоночника и т.п. При ряде заболеваний используется облучение крови. Механизмы лечебного эффекта лазерной терапии не всегда и не вполне ясны. Тем не менее, известно их оздоровительное действие, противовоспалительное действие, повышение иммунитета, структурные изменения, активация макромолекул РНК, ДНК, а также отсутствие неблагоприятных исходов при их применении. Поэтому метод

лазерной терапии весьма перспективен, и представляются необходимыми его дальнейшие исследования и разработка.

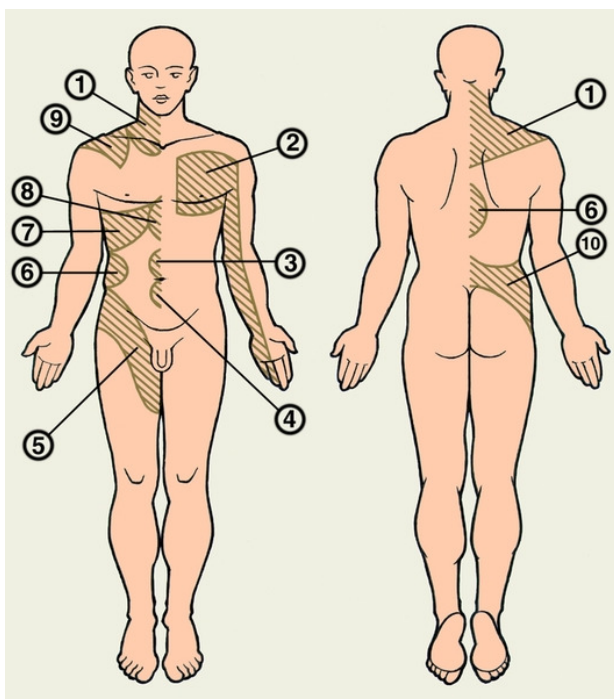


Рисунок 2. Зоны Захарьина-Геда. Соответствие областей на поверхности кожи и органов: легкие и бронхи (1), сердце (2), кишечник (3), мочевой пузырь (4), мочеточники (5), почки (6), печень (7 и 9), желудок и поджелудочная железа (8), мочеполовая система (10).

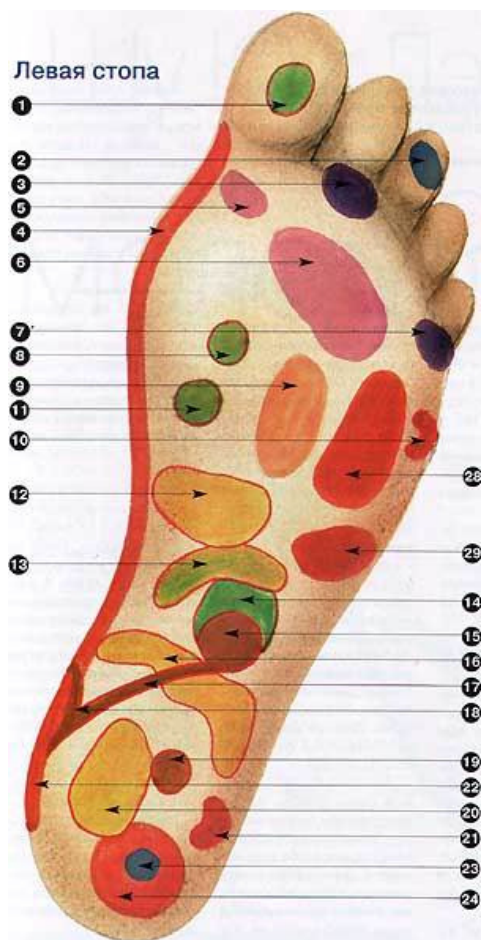


Рисунок 3. Проекция тела на стопе: 1 – гипофиз, 2 – мозг, 3 – глаза, 4 – шейный отдел позвоночника, 5 – трахея, 6 – легкое, 7 – уши, 8 – щитовидная железа, 9 – тимус, (вилочковая железа) 10 – плечи, 11 – паращитовидная железа, 12 – желудок, 13 – панкреас, 14 – надпочечники, 15 – почки, 16 – кишечник, 17 – мочеточники, 18 – мочевой пузырь, 19 – половая сфера, 20 – тонкий кишечник, 21 – бедра и колени, 22 – крестцовый отдел позвоночника, 23 – седалищный нерв, 24 – костная система, 25 – печень (только на правой стопе), 26 – желчный пузырь (только на правой стопе), 27 – аппендикс (только на правой стопе), 28 – сердце (только на левой стопе), 29 – селезенка (только на левой стопе).

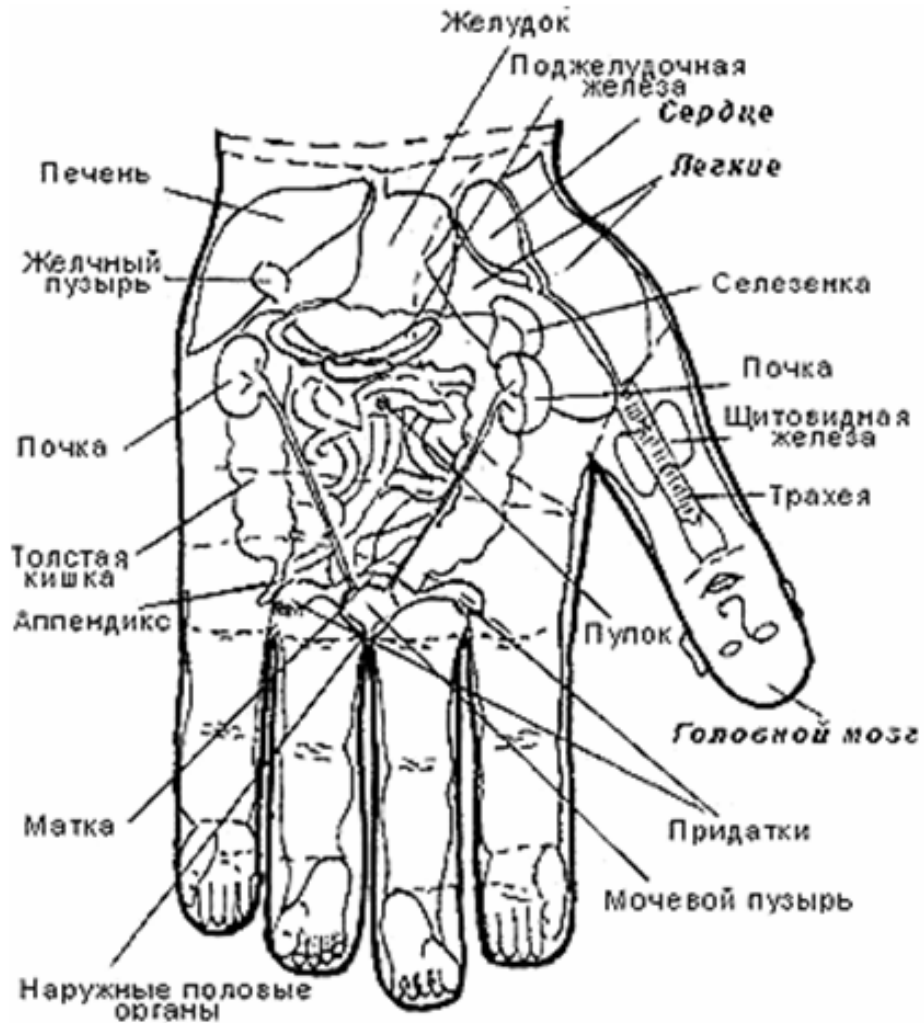


Рисунок 4. Проекция тела на кисти руки.

1.3. Фотодинамическая терапия

Некоторые злокачественные опухоли (первичный рак головного и спинного мозга, поджелудочной и щитовидной желез, метастазы рака печени и др.) способны концентрировать в себе молекулы некоторых фоточувствительных соединений, которые предварительно вводят через кровеносные сосуды. При облучении ткани, аккумулировавшей в себе фоточувствительное соединение – *фотосенсибилизатор* – лазерным излучением, длина волны излучения которого соответствует области сильного поглощения сенсибилизатора, происходит его распад. При этом выделяются свободные радикалы, токсичные для живых клеток. На этом принципе основана фотодинамическая терапия.

Сначала больному вводят соответствующий фотосенсибилизатор, затем через световод (или при кожных патологиях непосредственно) произ-

водят облучение опухоли. В результате разложения фотосенсибилизатора и массивного выделения токсичных продуктов клетки злокачественной опухоли погибают, а окружающие их здоровые клетки остаются живыми, так как на них вещество сенсibilизатора практически не адсорбируется. Этот метод интенсивно разрабатывается и внедряется в клиниках США, Западной Европы, Японии и России.

1.4. Лазерная хирургия

Во всех случаях, рассмотренных выше, используется лазерное излучение относительно низкой мощности, при которой излучение не наносит непосредственного повреждения ткани и клеткам живого организма. При лазерной хирургии разрушение ткани происходит непосредственно в процессе воздействия.

Основные показания применения лазеров в хирургии:

- микрохирургические операции (в частности на глазу),
- удаление небольших опухолей,
- операции, требующие избирательного воздействия (пигментные пятна, винные пятна, другие подкожные образования, например, татуировки),
- реканализация сосудов, проходов,
- остановка кровотечений и операции на кровенасыщенных органах,
- сварка тканей.

В лазерной хирургии используются достаточно мощные лазеры, плотность мощности излучения которых достаточна для удаления, разрушения или термического некроза клеток, тканей или иных объектов, подлежащих ликвидации. Именно в области лазерной хирургии достигнут большой прогресс – сравнительно с другими областями лазерной медицины.

Методы лазерной хирургии:

- непосредственное удаление вещества (абляция),
- коагуляция,
- сварка (соединение),
- дробление (с помощью ударной волны).

Необходимо отметить, что нежелательно применение лазера как режущего инструмента при рассечении кожи, мышц и внутренних полых органов, так как в отличие от обычного режущего инструмента воздействие излучения вызывает краевое повреждение структур, что замедлило бы заживление, вызвало бы появление рубцов. Тем не менее, область применения лазеров в хирургии исключительно широка. Приведем краткий (и естественно не исчерпывающий) обзор основных областей применения лазеров в хирургии.

1. В общей хирургии

- остановка и профилактика кровотечений,
- удаление желчного пузыря и отростка слепой кишки,

– для сварки стенок полых органов.

2. В сердечно-сосудистой хирургии

- восстановление просвета сосудов (реканализация сосудов),
- ликвидация патологических очагов возбуждения в сердечной мышце (удаление),
- для улучшения кровоснабжения миокарда кровью непосредственно из левого желудочка,
- для соединения рассеченных сосудов путем их сварки.

3. В торакальной хирургии (устранение патологии органов грудной полости: легкие, плевра, бронхи, пищевод)

- восстановление просветов (реканализация) бронха и пищевода,
- удаление небольших опухолей.

4. В нейрохирургии

- удаление опухолей головного и спинного мозга,
- сварка нервных стволов.

5. В оториноларингологии

- удаление опухолей и рубцов на гортани и в полости носа (микрохирургические операции, т. е. прецизионные, с оптическим контролем),
- остановка носовых кровотечений,
- тонзилэктомия (удаление миндалин),
- парацентез (прокол барабанной перепонки при остром отите),
- формирование прохода между ротовой полостью и просветом гайморовой пазухи (при гайморите).

6. В офтальмологии

- рассечение глазодвигательных мышц,
- ликвидация некоторых опухолей,
- выполнение разрезов и проколов глазного яблока,
- коагуляция отдельных участков сетчатки (при ретинопатии),
- приваривание отслоившейся сетчатки,
- создание фистулы (прохода) между передней и задней камерами глаза при глаукоме,
- удаление хрусталика при катаракте,
- кератопластика (проведение операций на роговице).

7. В урологии

- частичная нефрэктомия,
- остановка почечных кровотечений травматического происхождения,
- литотрипсия (дробление почечных камней),
- простатэктомия при доброкачественных новообразованиях простаты,
- кастрация при раке простаты,
- реканализация семявыводящих протоков и мочеиспускательного канала,
- остановка кровотечений из поверхности мочевого пузыря,
- удаление опухолей в дистальных отделах мочеточника.

8. В акушерстве и гинекологии

- клиновидная резекция и коагуляция яичника,
- резекция шейки матки.

9. В стоматологии

- удаление кариозных масс,
- обработка пульпарной полости,
- удаление прикорневых кист,
- ликвидация доброкачественных новообразований слизистой полости рта.

10. В травматологии и ортопедии

- обработка костной ткани (ампутация),
- обработка хрящевой ткани (например, при разрыве менисков коленного сустава),
- при манипуляциях на межпозвоночных дисках.

11. В дерматологии

- удаление злокачественных, потенциально злокачественных и доброкачественных новообразований на любых поверхностях кожных покровов,
- удаление доставляющих неудобства или эстетически неприемлемых образований на коже (родимые пятна, винные пятна, папилломы и т. п.).

12. В косметологии

- вмешательства по поводу косметических дефектов,
- лазерная шлифовка кожи,
- лазерное омоложение кожи.

13. В онкологии

- удаление злокачественных опухолей на ранних стадиях,
- реканализация просветов полых органов у неизлечимых пациентов,
- лечение некоторых медленно прогрессирующих заболеваний,
- устранение метастазов,
- лечение многих доброкачественных новообразований (в желудочно-кишечном тракте, на слизистых оболочках полостей рта, носа, гортани, на поверхности кожи и др.).

Все операции характеризуются либо открытым доступом к объекту вмешательства, либо доступ обеспечивается путем предварительного рассечения и раздвигания тканей. Существуют также эндоскопические операции, когда доступ к объекту осуществляется через естественные отверстия (пищевод, трахея, полость носа и т. д.) или через небольшие проколы, в которые затем вводятся зонды для подведения хирургических инструментов. Такие операции весьма перспективны, так как они менее травматичны и в ряде случаев даже не требуют обезболивания по месту проведения основной процедуры. В лазерных эндоскопических операциях лазерное излучение с заданными параметрами вводится по катетеру через гибкий световод.

1.5. Основные типы лазеров, применяющихся в медицине

Большое разнообразие рассмотренных выше применений лазерных технологий в медицине, широких диапазонов оптических и теплофизических свойств различных биологических тканей определяют разнообразие

режимов, необходимых для обработки биотканей, и соответственно, большое разнообразие используемых лазеров. Отметим, что для биологических тканей свойственен резонансный характер поглощения излучения, что требует возможности обеспечения точного подбора требуемой длины волны лазерного излучения. Поэтому вопрос выбора лазера для конкретного медицинского приложения является весьма принципиальным.

В таблице 1 приведены основные типы лазеров, традиционно применяющихся в лазерной медицине.

Таблица 1. Основные типы лазеров, традиционно используемых в лазерной медицине.

Тип лазера	Длина волны		Примечания
	Основная	Другие возможные	
Nd:YAG	1,06 мкм	0,53 мкм 0,355 мкм 0,266 мкм	
CO ₂	10,6 мкм	9,6 мкм	
He-Ne	633 нм	3,391 мкм – ИК 543 нм – зеленый 594 нм – желтый 604 нм – оранжевый 612 нм – оранжевый	P_{\max} : 100 мВт
Ar	488 нм – голубой 515 нм – зеленый	Ряд дискретных линий в диапазоне 350 – 530 нм (УФ – зеленый)	P_{\max} : 30 Вт
Kr	530 нм – зеленый 568 нм – желто-зеленый 676 нм – красный	Ряд дискретных линий в диапазоне 350 – 800 нм (УФ – ИК)	P_{\max} : 10 Вт
На красителе	400 – 900 нм перестраиваемая в диапазоне шириной 500 – 100 нм для каждого лазера		

В дальнейшем к перечисленным лазерам были добавлены также эксимерные лазеры (таблица 2), работающие в УФ диапазоне длин волн, а также импульсные твердотельные лазеры (таблица 3), работающие в среднем ИК диапазоне. В последние годы в лазерной медицине широко применяются полупроводниковые лазеры, технологически целесообразным оказалось применение волноводных лазеров.

Таблица 2. Экимерные лазеры.

Газовая смесь	Длина волны λ , нм	Типичная энергия в импульсе, мДж
F ₂	157	5
ArF	193	200
KrCl	223	35
KrF	248	250
XeCl	308	180
XeF	351	80

Таблица 3. Импульсные твердотельные лазеры в среднем ИК диапазоне с добавками туллия, гольмия, эрбия.

Ион	Tu ³⁺	Ho ³⁺	Er ³⁺
λ , мкм	2,01	2,12	2,78; 2,94
Глубина проникновения в воде, мкм	200	4	5

2. НЕКОТОРЫЕ СВОЙСТВА БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ

Действие лазерного излучения на биологический материал обусловлено взаимодействием фотонов с молекулами и соединениями молекул ткани, последующими молекулярными процессами и биологическими реакциями.

Характер и интенсивность воздействия излучения на биоткань зависят:

- от свойств лазерного излучения (длина волны λ , плотность мощности излучения q , длительность облучения τ , частота повторения воздействия f),

- от свойств биологической ткани. При этом принципиально важными являются два комплекса свойств ткани: оптические свойства и теплофизические свойства.

2.1. Оптические свойства ткани

При падении пучка лазерного излучения на поверхность биологической ткани могут наблюдаться отражение, поглощение, рассеяние и пропускание.

Рассмотрим, как это происходит, на примере падения излучения на поверхность кожи. Кожа состоит из рогового слоя (толщиной 10 – 200 мкм), эпидермиса (40 – 150 мкм) и дермы (1000 – 4000 мкм). Непосредственно от поверхности обычно отражается небольшая доля излучения.

Излучение проникает в роговой слой, в нем частично поглощается, частично рассеивается, частично проходит в эпидермис (если глубина проникновения излучения достаточна). В эпидермисе излучение также частично поглощается, частично рассеивается, частично проходит в дерму. В дерме излучение также частично поглощается, частично рассеивается. Часть рассеянного излучения выходит над поверхностью кожи, образуя диффузное отраженное излучение. В зависимости от длины волны падающего излучения отражается до 60% излучения.

Таким образом, существенной особенностью распространения излучения в биологической ткани является рассеяние излучения, которое может быть значительным. Рассеяние излучения в биоткани происходит вследствие того, что структура биологической ткани имеет неомогенный характер, ячеистую структуру и определяется разными показателями преломления у разных ячеек и у ячеек и окружающей их средой. Рассеяние в биологической ткани зависит от длины волны лазерного излучения.

Поглощение излучения также зависит от длины волны излучения (см. рисунок 5). В УФ диапазоне поглощение определяется содержанием белка, в ИК диапазоне поглощение – содержанием воды. Кроме того, поглощение излучения гемопротейнами, пигментами, нуклеиновыми кислотами и другими макромолекулами сильно зависит от длины волны излучения.

Большинство органических молекул, также как и протеины, интенсивно поглощают излучение УФ диапазона. Оксигенированный гемоглобин интенсивно поглощает излучение, начиная с УФ области, включая зеленую и желтую область видимой части спектра до длины волны 600 нм. Меланин, важнейший эпидермальный хромофор, поглощает во всей видимой части спектра.

Таблица 4. Качественные характеристики рассеяния излучения в биоткани.

Тип лазера	Область спектра, мкм	Глубина проникновения излучения	Рассеяние
Эксимерные лазеры УФ диапазона	УФ 0,193, 0,248, 0,308, 0,351	1-20 мкм	не велико
Ar	0,450 - 0,590	0,5-2,5 мм	значительно (15-40%)
Nd:YAG	0,590 - 1,5	2-8 мм	доминирует
Er:YAG, CO ₂	ИК 2,9, 10,6	1-20 мкм	не велико

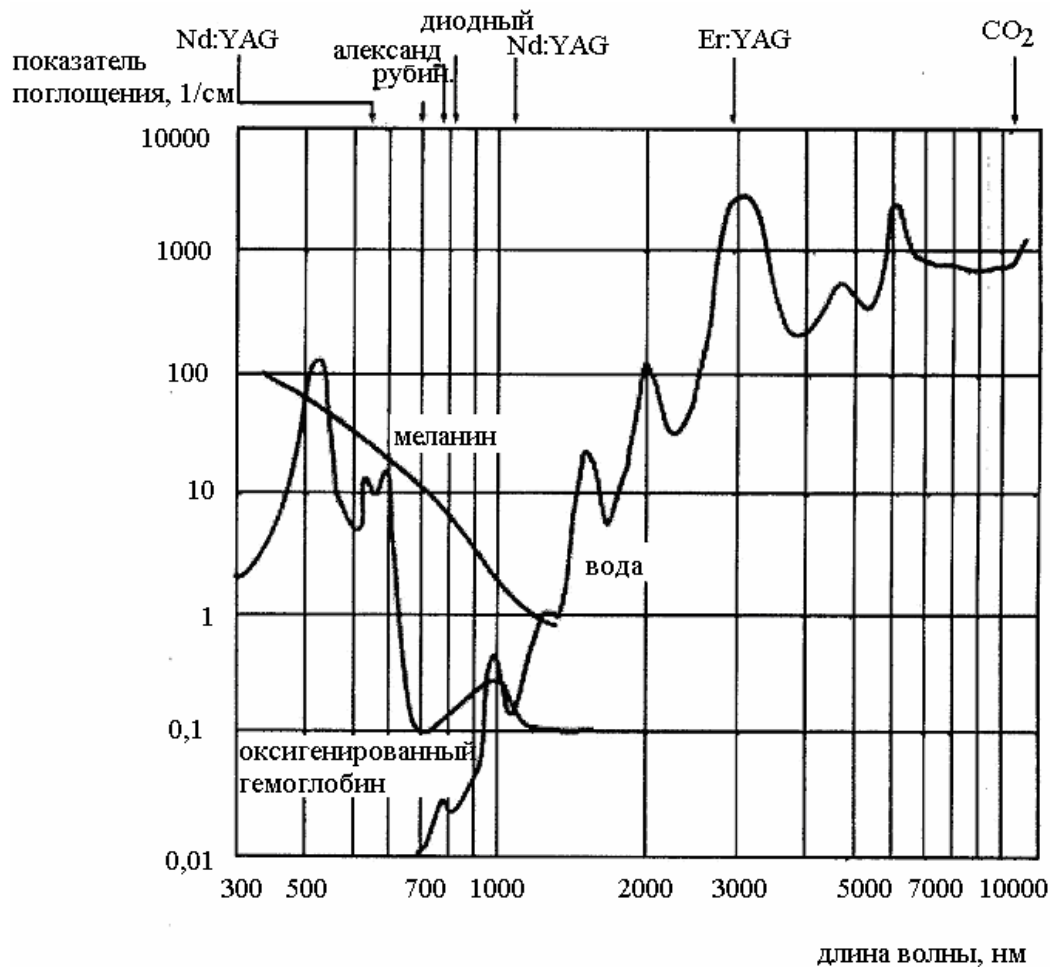


Рисунок 5. Спектры поглощения основных хромофоров биоткани.

Вообще в УФ, видимой и ближней ИК области спектра лазерное излучение поглощается в основном электронами атомов и затем преобразуется в тепло при безызлучательной релаксации. В средней и дальней ИК области излучение поглощается возбуждением вращательного и колебательного состояний молекул. Посредством атомарного и молекулярного поглощения и последующей релаксации возбужденных частиц оптическая энергия преобразуется в тепловую.

В диапазоне от 600 нм до 1200 нм излучение глубже проникает в ткань, с минимальными потерями на рассеяние и поглощение. В этом диапазоне можно достигнуть глубоко расположенных объектов.

Применение лазеров зависит от спектральной поглощающей способности биологических тканей. Такие лазеры как Ar лазер, лазеры на красителях, Nd:YAG, Nd:YAG с удвоением частоты действуют преимущественно на гемоглобин, меланин и другие органические вещества и поэтому имеют коагуляционный эффект. CO₂ и Er:YAG ($\lambda=2,9$ мкм) лазеры из-за высокого поглощения их излучения водой подходят для рассеечения ткани.

Таблица 5. Поглощение лазерного излучения в воде и крови.

Лазер	Показатель поглощения, см ⁻¹		Средняя глубина проникновения	
	вода	кровь	вода	кровь
CO ₂	10 ³	10 ³	10 мкм	10 мкм
Nd:YAG	10 ⁻¹	4	10 см	<2 мм
Ar	10 ⁻³	330	10 м	30 мкм

Как следует из таблицы, излучение CO₂ лазера проникает в ткани на глубину всего лишь 10 мкм. Вся его мощность поглощается в поверхностных ячеистых слоях. Излучение аргонового лазера свободно распространяется в воде, но в крови поглощается в верхнем слое толщиной несколько десятков микрон. Nd:YAG лазер занимает промежуточное положение при распространении излучения в воде, в крови поглощение идет в слое несколько миллиметров.

Для успешного использования лазеров в медицине и расширения областей их применения важными являются спектральные характеристики поглощения различных тканей. На их основе можно предсказать эффективность применения различных лазеров и выбрать оптимальный.

Для получения спектральных характеристик поглощения излучения в тканях используются методы оптической спектроскопии. Обычно пользуются спектрами пропускания, так как их проще получить. Но необходимо всегда помнить о том, что в биологических тканях возможно интенсивное рассеяние излучения. Оно, так же, как и поглощение, вносит свой вклад в уменьшение пропускания. Например, при воздействии излучения Nd:YAG лазера на кровь небольшая глубина проникновения излучения определяет-

ся не поглощающими свойствами гемоглобина, а интенсивным рассеянием излучения на клеточных элементах крови.

Таблица 6. Нормальные (α) и скорректированные на рассеяние (α^*) показатели поглощения и глубины проникновения в мягкую ткань лазерного излучения.

Длина волны	Показатель поглощения		Оптическая глубина проникновения	
	λ , нм	α , см ⁻¹	α^* , см ⁻¹	$1/\alpha$, мкм
193	>400	>5000	<25	2
248	600	5000	17	2
308	200	1670	50	6
351	40	170	250	60
532	12	42	830	240
1064	4	5	1500	1900
1320	8		1250	
2060	35		286	
2700	1000		10	
2940	>2700		<4	
9600	700		14	
10600	600		17	

Если для конкретного медицинского приложения лазер уже выбран (по спектральным характеристикам пропускания с учетом возможного рассеяния излучения), то для определения результатов воздействия необходимо оценить характеристики поглощения излучения в данной ткани. Для длин волн больше 10 мкм глубина проникновения излучения может быть рассчитана на основе экспоненциального закона, плотность мощности q коллимированного пучка излучения, прошедшего через слой толщиной d , определяется соотношением:

$$q = q_0 e^{-\alpha d}, \quad (1)$$

где q_0 - интенсивность излучения при входе в вещество, α - показатель поглощения. Для монохроматического излучения длиной волны λ

$$\alpha = \frac{4\pi nk}{\lambda}, \quad (2)$$

где n и k – действительная и мнимая части комплексного показателя преломления вещества.

Приведенные соотношения справедливы в том случае, когда поглощение намного превышает рассеяние. При наличии как поглощения, так и рассеяния распространение излучения в веществе может быть описано уравнением

$$\frac{\partial q(r, z)}{\partial z} = -\gamma q(r, z), \quad (3)$$

где q – плотность мощности излучения коллимированного пучка, r, z – координаты, (z – направление луча), γ – показатель ослабления (сумма показателей поглощения и рассеяния).

2.2. Теплофизические свойства тканей

В лазерной хирургии, наиболее широкой области применения лазеров в медицине, лазер используется или в качестве режущего инструмента, или в качестве коагулятора. При этом принципиальным является тепловое действие лазерного излучения. Преобразование электромагнитной энергии лазерного излучения в тепловую энергию происходит в результате поглощения лазерного излучения хромофорами, присутствующими в ткани, то есть компонентами ткани, которые интенсивно поглощают излучение данной длины волны. Хромофорами могут быть самые различные вещества. Например, для CO_2 лазера (длина волны излучения 10,6 мкм) специфическим поглотителем является вода.

Процесс нагревания ткани, температура, до которой она нагреется, зависят от следующих факторов:

- а) объемной плотности мощности поглощенного излучения Q [Вт/м³],
- б) эффективности перевода поглощенной энергии в тепло,
- в) времени облучения,
- г) теплоотвода из области поглощения в прилежащие области за счет теплопроводности ткани,

д) других типов теплоотвода, в частности, кровотоком.

Рассмотрим последовательно эти факторы.

а). Объемная плотность мощности поглощенного излучения Q зависит от показателя поглощения α , плотности мощности излучения в данной точке пространства q [Вт/м²], которая является суммой плотности

мощности излучения лазерного пучка в данной точке q_l и плотности мощности в данной точке излучения, рассеянного в других областях ткани q_p :

$$Q(x, y, z, t) = \alpha \cdot [q_l(x, y, z, t) + q_p(x, y, z, t)]. \quad (4)$$

б). Эффективность перевода поглощенной энергии в тепло определяется следующим классическим соотношением:

$$E = mc \Delta T, \quad (5)$$

где E – поглощенная энергия, m – масса нагреваемого объема, c – его теплоемкость, ΔT – изменение температуры в результате нагрева. Таким образом, теплоемкость – это характеристика вещества, показывающая, какое количество энергии требуется для повышения температуры единицы массы тела на 1 градус Кельвина.

Типичные значения теплоемкости различных материалов приведены в таблице 7.

Таблица 7. Значения теплоемкости различных материалов.

Материал	c , кДж/кгК
медь	0,385
сталь	0,477
воздух	1,005
жир	1,930
этанол	2,430
кровь	3,22
вода	4,183

Так как теплоемкость воды велика относительно теплоемкости других веществ, то очевидно, что теплоемкости биологических тканей будут сильно различаться в зависимости от содержания воды. Справедлива приближенная формула:

$$c = (1,55 + 2,8 \frac{\omega}{\rho}) \frac{\text{кДж}}{\text{кг} \times \text{К}}, \quad (6)$$

где ρ – плотность ткани в $\text{кг}/\text{м}^3$, ω – содержание воды в ткани в $\text{кг}/\text{м}^3$.

в). Энергия E , поступающая в тело, при определенной мощности излучения P , зависит от времени облучения. Если потери энергии, в частности на теплоотвод, пренебрежимо малы, то увеличение температуры облучаемой ткани пропорционально времени воздействия:

$$E = Pt, \quad (7)$$

откуда

$$\Delta T = \frac{E}{mc} = \frac{PA t}{mc}, \quad (8)$$

где A – поглощательная способность биоткани.

Это справедливо при достаточно малых временах воздействия. С увеличением времени воздействия вследствие роста тепловых потерь темп нагревания замедляется.

г) Теплоотвод из области поглощения в прилежащие области определяется законом Фурье:

$$q|_s = -k \frac{\partial T}{\partial n}, \quad (9)$$

где $q|_s$ – тепловой поток через поверхность S , n – нормаль к поверхности S , k – теплопроводность вещества.

Типичные значения теплопроводности различных веществ приведены в таблице 8.

Таблица 8. Значения теплопроводности различных материалов.

Вещество	k , Вт/мК (при н.у.)
воздух	0,02
этанол	0,16
жировая ткань	: 0,3
ткань водосодержащая	: 0,5
вода	0,58
кровь	0,62
сталь	46
медь	418

Теплопроводность биоткани составляет 0,3 – 0,5 в зависимости от содержания воды. Справедлива приближенная формула:

$$k = (0,06 + 0,57 \frac{\omega}{\rho}) \frac{\text{Вт}}{\text{мК}}. \quad (10)$$

Так же, как и в обычных лазерных технологиях, в лазерной медицине важной теплофизической характеристикой биоткани является ее температуропроводность $a = \frac{k}{\rho c}$. Величина температуропроводности характеризует

размер слоя вещества, на котором происходит значительное уменьшение температуры вещества вследствие теплопроводности при единичном времени нагрева. Температуропроводность большинства мягких тканей

слабо зависит от содержания в них воды (снижение теплопроводности ткани при уменьшении содержания воды, как правило, компенсируется уменьшением ее теплоемкости), обычно принимают в качестве приближенного значения a : $1,2 \cdot 10^{-7} \text{ м}^2/\text{с}$. Некоторые авторы предлагают для определения величины температуропроводности биотканей эмпирическую формулу, аналогичную (6) и (10).

Для определения температуры объекта в любой точке в любой момент времени с начала воздействия используют уравнение теплопроводности. Если теплопроводность ткани слабо изменяется с изменением температуры и свойства ее однородны, то уравнение теплопроводности линейно и имеет вид:

$$\frac{\partial T}{\partial t} - a \left(\frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial z^2} \right) = \frac{Q(x, y, z, t)}{\rho c} . \quad (11)$$

Здесь Q – объемная плотность мощности теплового источника.

Уравнение дополняется граничными и начальным условиями. Аналитическое решение уравнения теплопроводности для конкретных случаев может быть очень сложным, вообще проблематичным. Часто бывает проще получить решение методом источников. Согласно этому методу, если в момент времени t' в точке $r' = (x', y', z')$ выделилось количество энергии E , то температурное распределение для неограниченного n -мерного тела имеет вид:

$$T(r, t) = \frac{E}{\rho c} \cdot \frac{1}{(4\pi a(t-t'))^{n/2}} \cdot \exp\left[-\frac{r^2 - (r')^2}{4a(t-t')}\right] + T_{нач} . \quad (12)$$

В частности, рассмотрим конкретный случай, когда излучение заводится через тонкий катетер внутрь биологической ткани. Поглощение достаточно сильное $\left(\frac{1}{\alpha} < \sqrt{a\tau}\right)$, так что можно считать, что тепло выделяется в точке, что означает наличие точечного источника продолжительного действия. Интегрируя формулу для температурного распределения от точечного мгновенного источника по t' получим:

$$T = \frac{P}{4\pi kr} \operatorname{erfc} \frac{r}{2\sqrt{a\tau}} + T_{нач} . \quad (13)$$

Для практического расчета временной характеристики распространения тепла при локальном нагревании используют понятие времени термической релаксации τ_p :

$$\tau_p = \frac{d^2}{a}, \quad (14)$$

где d – размер (характерный) объекта воздействия (например, размеры опухоли). Если на поверхность объекта или в его центр подается короткий импульс энергии, то τ_p – это время, через которое на расстоянии d наблюдается заметное нагревание ткани.

д) Отвод тепла кровотоком.

В живых биологических системах тепловая энергия из облученной области отводится не только путем теплопроводности, но и с потоком крови через сосудистую систему. В оценочных расчетах для учета теплоотвода принимают обычно следующую модель. Кровь с нормальной артериальной температурой поступает в облученный объем и сразу же нагревается до локальной температуры в капиллярной области. Получаемая кровью тепловая энергия определяется удельной теплоемкостью составных частей крови: $E = ct\Delta T$, c – средняя теплоемкость элементов крови. Кровь, текущая по венам, транспортирует эту тепловую энергию.

Поскольку учет теплоотвода кровотоком значительно усложняет задачу исследования локального нагревания ткани лазерным излучением, то имеет смысл каким-то образом определить, когда можно пренебречь влиянием теплоотвода кровотоком, а когда нельзя. При этом основной характеристикой является время воздействия излучения τ . Если τ меньше некоторой величины t_* , то влияние кровотока можно не учитывать, так как оно мало, если $\tau > t_*$ влияние теплоотвода кровотоком учитывать необходимо. Характерное время t_* есть время перфузии, то есть время, за которое заменяется вся кровь в ткани:

$$t_* = \frac{1}{v_*\rho}, \quad (15)$$

где ρ – плотность ткани, v_* – интенсивность кровотока в ткани. Значения интенсивности кровотока в различных тканях и органах человека приведены в таблице 9.

Таблица 9. Оценочные значения интенсивности кровотока и времени перфузии в различных тканях.

Ткань, орган	v_* , $\frac{\text{мл}}{\text{мин} \cdot \text{г}}$	t_*
жировая ткань	0,012 – 0,015	1 час
мышца руки	0,02 – 0,07	50 – 14 мин
кожа	0,15 – 0,5	7 – 2 мин
мозг	0,46 – 1,0	2 – 1 мин
почка	3,4	20 с
щитовидная железа	4,0	15 с

Таким образом, при воздействии лазерного излучения в течение 1 секунды и меньше практически всегда можно пренебречь теплоотводом за счет кровотока, при воздействии в течение 10 секунд и больше необходимость учета теплоотвода кровотоком зависит от органа или части тела, которое подвергается воздействию лазерного излучения.

Влияние кровотока на стационарное температурное распределение имеет значение только в том случае, если протяженность облученной области r_0 больше, чем длина теплопроводности \sqrt{at} . Если $r_0 < \sqrt{at}$, то перенос тепла определяется преимущественно теплопроводностью.

Кроме теплоотвода кровотоком возможны другие процессы отвода тепла: например, испарение воды с поверхности, конвекция, теплоотвод через инструмент при контактном способе. Эти процессы играют заметную роль только при непрерывном лазерном облучении, так как соответствующие им характерные времена относительно велики.

2.3. Оптический и термический перенос энергии

Как мы уже видели, биологические ткани вследствие своего сложного состава отличаются широким спектральным диапазоном показателя поглощения и, соответственно, глубины проникновения излучения. Глубина проникновения излучения l_{opt} : $1/\alpha$ изменяется от микронного диапазона (для жесткого УФ и дальней и средней ИК области – Er, CO₂ лазеры) до миллиметрового диапазона (видимая область) и сантиметрового диапазона (ближний ИК диапазон Nd:YAG лазер).

Размер слоя, прогретого за счет теплопроводности, составляет величину $l_{терм} \approx 2\sqrt{a\tau}$. Рассмотрим величину $\sqrt{a\tau}$ для биотканей. Теплопроводность мало различается для различных мягких биотканей $a \approx 1,2 \cdot 10^{-7}$ м²/с. Длительность воздействия в различных медицинских приложениях меняется также в очень широких пределах: от наносекунд до десятков минут и даже больше. Соответствующие значения глубины проникновения энергии в ткань за счет теплопроводности приведены в таблице 10.

Таким образом, в зависимости от длины волны используемого излучения, может преобладать или оптический перенос энергии, глубина проникновения излучения $l_{opt} > l_{терм}$ (например, при облучении ткани излучением Nd:YAG лазера $\lambda = 1,06$ мкм при длительности воздействия меньше минуты), или перенос энергии за счет теплопроводности – термический перенос энергии $l_{терм} > l_{opt}$ (например, при использовании CO₂ лазера при длительности воздействия $\tau > 1$ мс).

Диаграмма, определяющая области значений длины волны излучения и длительности воздействия, при которых преобладает оптический или термический перенос энергии вглубь ткани, приведена на рисунке 6.

Таблица 10. Оценочные значения термической глубины проникновения энергии в биоткани для разных длительностях воздействия излучения.

Длительность воздействия	Термическая глубина проникновения энергии, $2\sqrt{a\tau}$
1 нс	0,02 мкм
1 мкс	0,7 мкм
1 мс	23 мкм
1 с	0,72 мм
1 мин	5 мм

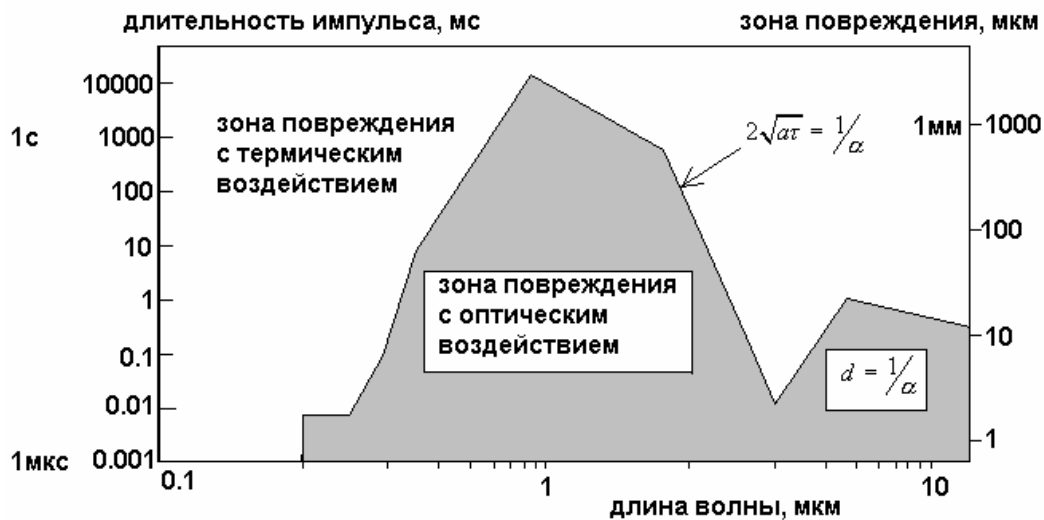


Рисунок 6. Зависимость толщины слоя повреждений в биоткани от длительности воздействия и длины волны излучения.

Полная глубина проникновения энергии излучения в биоткань $l = \max\{l_{opt}, l_{term}\}$. Эта величина характеризует размер области повреждений в биоткани, в частности, толщину слоя коагуляции.

При оптическом переносе энергии глубина проникновения энергии не зависит от длительности воздействия, а определяется только плотностью энергии, вложенной в облученную область. Понятно, что такое представление верно до тех пор, пока перенос энергии оптический, то есть до значений τ таких, что $2\sqrt{a\tau} = l_{opt} = 1/\alpha$.

При термическом переносе энергии глубина проникновения энергии значительно зависит от длительности воздействия, а также от плотности мощности лазерного излучения.

Итак, если нам необходимо уменьшить толщину слоя коагуляции, то это можно сделать, если перенос энергии термический, уменьшением длительности воздействия, если увеличить – увеличением длительности воздействия. В УФ области ($\lambda < 350$ мкм) и ИК области ($\lambda > 1,8$ мкм) толщину нагретого слоя можно уменьшить применением импульсов длительностью τ : 1 мс. Дальнейшее уменьшение длительности воздействия не целесо-

образно, так как начинает преобладать оптический перенос энергии. Только для отдельных длин волн (193 нм, 248 нм и 2,9 мкм), где поглощение излучения очень сильное, целесообразно уменьшить длительности воздействия до 1 мкс, чтобы обеспечить минимально возможную пограничную зону в пределах нескольких микрон. В области больших глубин проникновения между 500 нм и 1,5 мкм могут быть применены длительности импульса секундного диапазона.

Все сказанное выше предполагает, что аблированный материал полностью удаляется после окончания импульса излучения. Но это происходит только при обработке свободной поверхности. При работе в узких каналах удаленный из канала аблированный материал служит дополнительным источником энергии, подогревая нижерасположенные слои материала. Таким образом, толщина коагулированного слоя увеличивается.

Отдельно рассмотрим случай импульсно-периодического воздействия. Повторные воздействия импульсов могут расширить пограничную область. Это влияние увеличивается при увеличении частоты повторения импульсов и длительности импульсов. Такое дополнительное расширение термически измененной пограничной зоны можно оценить лишь приближенно.

Требуемые для удаления материала параметры лазерного воздействия при импульсном воздействии будут различными для оптического и термического переноса энергии. При оптическом переносе энергии, который реализуется, когда длительность импульсов и частота их следования невелики, так что не происходит эффекта накопления тепла от импульса к импульсу, результат воздействия определяется суммарной поглощенной энергией. С увеличением длительности импульсов или частоты их следования перенос энергии становится преимущественно термическим. При этом основным параметром, определяющим возможность удаления материала, становится средняя мощность воздействия.

Уменьшения толщины прогретого слоя можно достигнуть увеличением показателя поглощения ткани, например, нанесением на ее поверхность специального красителя. Так например, при обработке роговицы глаза с помощью эксимерного лазера XeCl ($\lambda=308$ нм, $\tau=20$ нс) толщина термически поврежденного слоя составляет 70 мкм. Она велика по сравнению с мягкими тканями, так как в роговице не происходит рассеяния. На подкрашенной роговице толщина термически поврежденного слоя уменьшается до 5 мкм.

3. ОСНОВНЫЕ ЯВЛЕНИЯ, НАБЛЮДАЕМЫЕ ПРИ ВОЗДЕЙСТВИИ ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ НА БИОТКАНЬ

3.1. Действие лазерного излучения на биологическую ткань в зависимости от энергетики облучения

Как отмечалось выше, действие лазерного излучения на биологическую ткань может быть различным в зависимости от параметров лазерного излучения. Известные процессы, происходящие в биологических тканях под действием лазерного излучения, могут быть подразделены на *фотохимическое взаимодействие, тепловое взаимодействие и нелинейные процессы*.

Какие из этих процессов оказываются доминирующими в каждом конкретном случае действия лазерного излучения на биологическую ткань – зависит от параметров лазерного излучения. В целом, при низкой плотности мощности излучения q и продолжительном времени экспозиции τ преобладают фотохимические процессы, при больших значениях q и меньших τ – термические процессы, при $q > 10$ кВт/см² и $\tau \leq 10$ нс – нелинейные процессы. В предположении, что длина волны излучения такова, что излучение хорошо поглощается в ткани, типы воздействия лазерного излучения могут быть представлены в виде областей на рисунке 7.

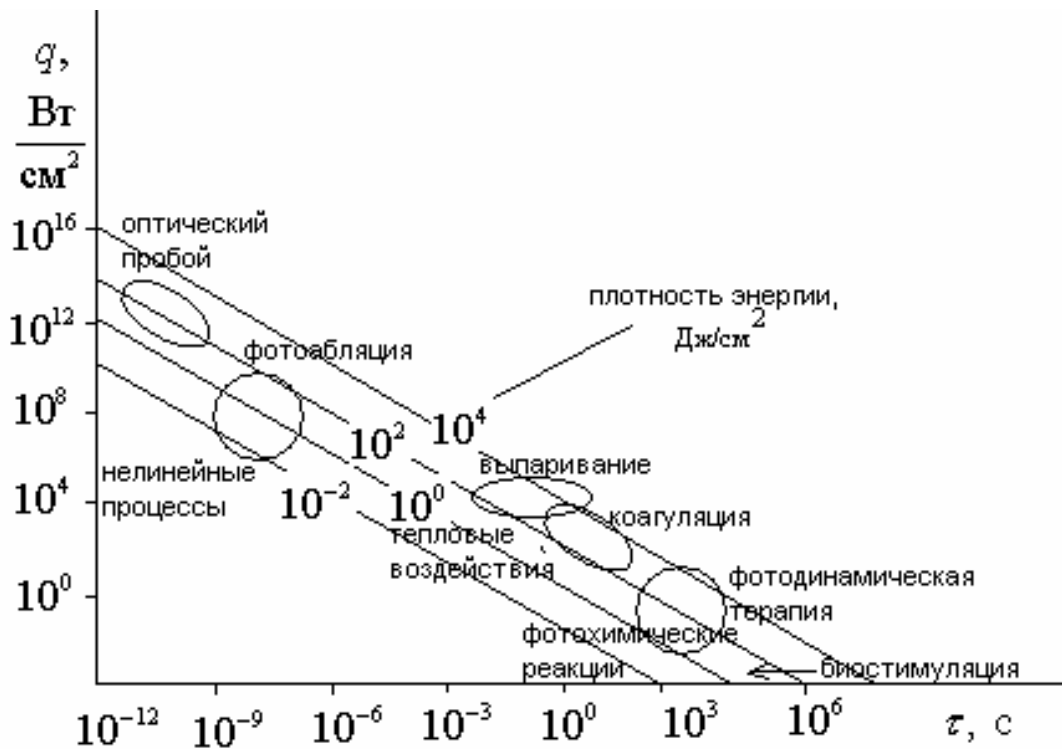


Рисунок 7. Основные процессы в биоткани в зависимости от энергетики воздействия.

3.2. Тепловые воздействия

Под тепловым воздействием лазерного излучения в медицине понимают в основном процессы, вызывающие испарение (абляцию) и коагуляцию ткани. На тепловом действии излучения основана также сварка ткани, которая подробно рассмотрена в последнем разделе. Тепловые процессы в ткани происходят (см. рисунок 7) при использовании лазерного излучения плотностью мощности от 1 до 10^7 Вт/см² при продолжительности облучения от миллисекунд до нескольких секунд и минут. Заметим однако, что возможность реализации теплового режима зависит от длины волны излучения. Кроме того, в зависимости от оптических свойств биоткани и длины волны излучения выбор параметров лазерного излучения при тепловом воздействии может значительно варьироваться (в указанном диапазоне).

Основной характеристикой, определяющей результат лазерного теплового воздействия, является температура биоткани и характер ее пространственного распределения.

При действии пучка лазерного излучения на биоткань происходит его поглощение в объеме ткани. В зависимости от мощности излучения, отражения и величины показателя поглощения в единице объема биоткани поглощается определенная мощность. В зависимости от длительности воздействия излучения единице объема сообщается определенное количество энергии. Показатель поглощения зависит от вида ткани и длины волны лазерного излучения.

В УФ, видимой и ближней ИК области спектра лазерное излучение поглощается в основном электронами атомов и затем преобразуется в тепло при безызлучательной релаксации. В средней и дальней ИК области спектра излучение поглощается при возбуждении вращательного и колебательного состояний молекул, происходит атомарное и молекулярное поглощение. При последующей релаксации возбужденных частиц энергия преобразуется в тепловую, и в зависимости от теплоемкости материала достигается та или иная температура. Пространственное распределение температуры определяется следующими факторами.

1). Количество поглощенной энергии уменьшается с глубиной (по закону, близкому к экспоненциальному), поэтому и температура в глубине ткани меньше.

2). Рассеяние излучения приводит к тому, что значительная часть излучения поглощается в стороне от первоначального направления распространения пучка.

3). Одновременно тепло отводится вследствие теплопроводности и тока крови.

4). Распределение температуры зависит от геометрии лазерного пучка.

Таким образом, возникает температурный градиент, как по глубине ткани (в направлении действия пучка излучения), так и в перпендикулярных ему направлениях.

Реакции биоткани, зависимые от температуры

При повышении температуры биоткани в ней происходят те или иные процессы. В зависимости от величины температуры они будут следующими (см. таблица 11).

Таблица 11. Реакции биоткани, зависимые от температуры.

$T, \text{ }^{\circ}\text{C}$	Эффект на биоткани
37	не имеется
40 - 45	активизация ферментов, образование отеков, изменение мембран, возможная смерть клеток (в зависимости от τ)
60	денатурация протеина, начало коагуляции и некроза
80	денатурация коллагена. дефекты мембран
100	обезвоживание
свыше 150	обугливание
300	абляция и газообразование

Особенностью воздействия излучения на биоткань в отличие от обычных материалов является то, что результат воздействия излучения на биоткань зависит также от времени, в течение которого ткань пребывает в нагретом состоянии. Это время определяется временем воздействия излучения, а также процессами перераспределения тепла при охлаждении после прекращения воздействия. На рис.8 приведена диаграмма влияния температуры и времени на необратимое изменение ткани.

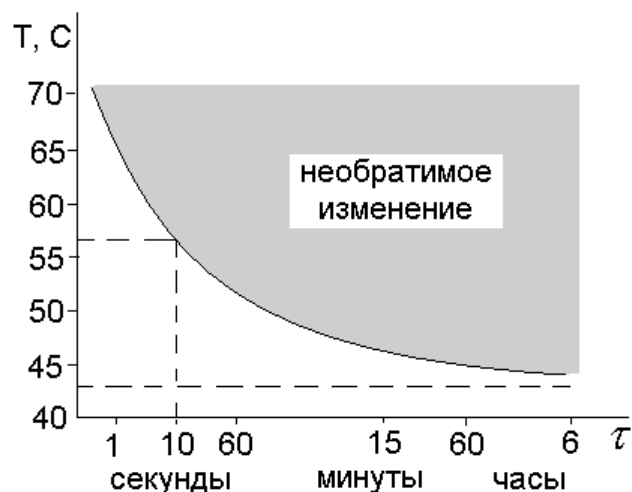


Рисунок 8. Влияние температуры и времени воздействия на необратимое изменение ткани.

При расчете результатов лазерного нагрева ткани необходимо учитывать, что оптические, механические и термические свойства ткани изменяются в процессе ее лазерного нагревания. В частности, показатель поглощения ткани резко увеличивается при обугливания. В результате значения температуры, достигаемой в области воздействия вблизи поверхности, резко возрастают, и процесс нагрева становится сугубо нелинейным.

Таблица 12. Изменение свойств биоткани во время лазерного облучения.

Температура, °С	37 – 60	60-65	90–100	>100	Несколько сотен
Процесс	нагревание	денатурация белка	обезвоживание	обугливание	абляция, сжигание
Оптические изменения	нет	серая окраска, увеличение рассеяния	постоянное рассеяние	черная окраска, повышенное поглощение	дымо- и газообразование
Механические изменения	нет	разрыхление	сморщивание, выход жидкости	сильное механическое повреждение	удаление ткани

Ускорение нагрева (на поверхности) происходит обычно также при обезвоживании ткани. Это связано с уменьшением теплопроводности при обезвоживании, что снижает теплоотвод из облученной области.

Все рассмотренные типы изменения биоткани обычно наблюдаются не по отдельности, а в комплексе. Это связано с неоднородностью нагрева ткани, наличием градиентов температуры. Характерная структура ткани по зонам ее изменения при лазерном воздействии представлена на рисунке 9.

В области, в которой температура превышает : 300°С, биоткань удалена (область кратера абляции). К этой области примыкает зона, в которой температура меньше 300°С, но больше 150°С, в этой зоне ткань обуглена. В следующем слое ткань коагулирована. Во внешней зоне ткань только слегка нагрета, и необратимых повреждений не происходит.

Геометрические характеристики области воздействия излучения.

Протяженность отдельных зон – ширина разреза, ширина кромки обугливания и зоны коагуляции, размеры зоны обратимого изменения ткани – зависит от многих факторов. К ним, прежде всего, относятся:

1) параметры лазерного пучка (длина волны, мощность, диаметр пучка, длительность воздействия, частота следования импульсов),

- 2) параметры ткани (показатель поглощения, теплопроводность, другие оптические и теплофизические свойства),
- 3) окружающая среда (воздух, вода, кровь),
- 4) характеристики истечения удаляемого вещества (температура, скорость удаления, поглощение, фокусирующие качества, подогрев ткани),
- 5) теплоотвод кровотоком.

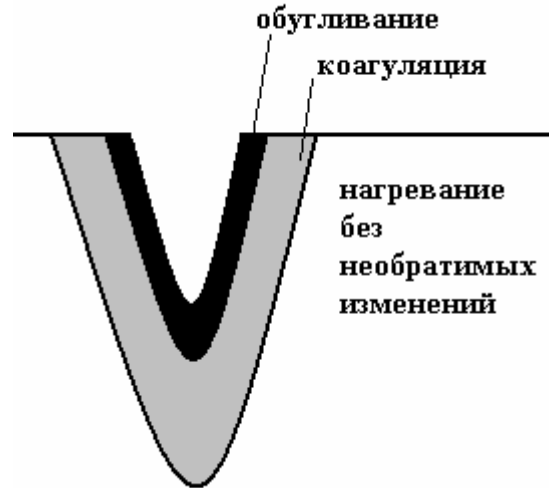


Рисунок 9. Структура ткани по зонам ее изменения при лазерном воздействии.

Подчеркнем еще раз влияние движения продуктов абляции на зоны воздействия. При рассечении ткани излучением CO_2 лазера продукты абляции во многом определяют ширину кромки обугливания и зоны коагуляции. Если продукты выгорания выдуваются газовой струей из канала рассечения, то образования кромки обугливания не происходит вообще, а кромка коагуляции в результате уменьшается в 10 раз (в экспериментах с 1 мм до 0,1 мм).

Приблизительно оценить глубину рассечения можно следующим образом. Энергия, расходуемая на нагревание ткани и ее испарение, равна

$$E = m(c\Delta T + L_u) = \rho\pi d^2 h(c\Delta T + L_u), \quad (16)$$

где m – масса испаренного вещества, c – теплоемкость, $\Delta T = T_{исп} - T_{нач}$ – разница температуры испарения и начальной температуры, L_u – удельная энергия испарения, d – диаметр испаренной области, h – ее глубина.

С другой стороны,

$$E = P_{погл} \tau. \quad (17)$$

Здесь $P_{погл}$ – мощность излучения, поглощенная в объеме V_1 , занимаемом массой m . Представим ее как $P_{погл} = \xi P$, где P – мощность лазерного излучения, ξ – коэффициент, учитывающий оптическое и теплофизическое

рассеяние излучения из зоны воздействия, а также характер пространственного распределения излучения.

Таким образом, из (16) и (17) имеем:

$$\rho\pi d^2 h(c\Delta T + L_u) = \xi P\tau. \quad (18)$$

Тогда

$$h = \frac{\xi P\tau}{\rho\pi d^2 (c\Delta T + L_u)}. \quad (19)$$

Таким образом, при использовании одной и той же лазерной установки, при облучении одной и той же ткани ($\xi, P, \tau, \rho, c, \Delta T, L_u = \text{idem}$) глубина отверстия будет изменяться обратно пропорционально размеру облученной области, то есть $h : \frac{1}{d^2}$.

Приведенные оценки относятся к неподвижному источнику, действующему в течение заданного времени τ . Если источник движется, то время воздействия излучения в любой области на поверхности равно $\tau_{\text{возд}} = \frac{d_0}{v_{\text{ск}}}$ где $v_{\text{ск}}$ - скорость сканирования пучка. Подставляя $\tau_{\text{возд}}$ вместо τ в (19), получим:

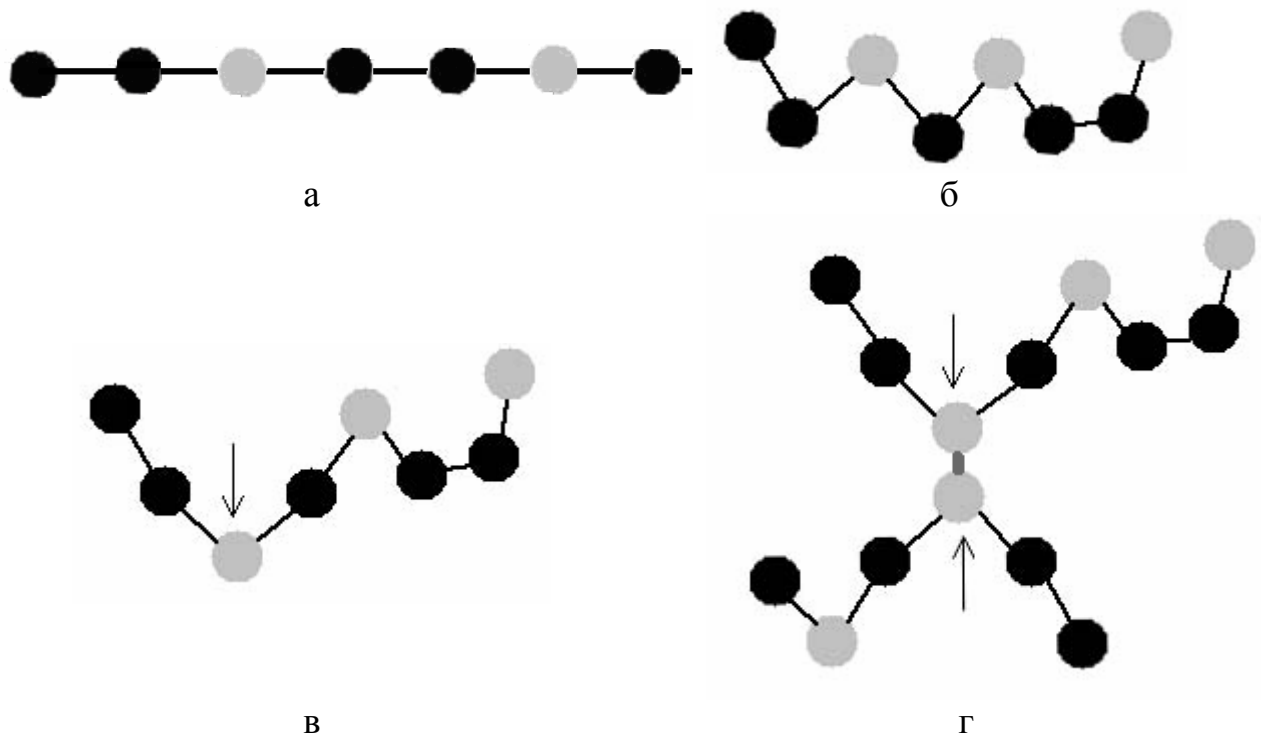
$$h = \frac{\xi P}{\pi\rho d_{\text{отв}} (c\Delta T + L_u)v_{\text{ск}}}, \quad (20)$$

то есть $h : \frac{1}{d}$. При резании глубина реза обратно пропорциональна диаметру пучка. Это хорошо согласуется с экспериментальными данными.

Для термического воздействия применяются следующие лазеры: CO₂, Nd:YAG, диодные, на красителе, аргоновый и т.п.

Термическая денатурация белка.

При синтезе белковой молекулы она имеет вначале вид цепочки, в которой соединены ковалентными связями остатки водорастворимых (гидрофильных) и водонерастворимых (гидрофобных) аминокислот. Они чередуются друг с другом согласно генетическому коду белка (рисунок 10а). В водной среде цитоплазмы такая цепочечная структура из-за наличия остатков гидрофобных аминокислот нестабильна. Остатки гидрофобных аминокислот как бы отталкиваются от воды. Поэтому в течение короткого времени белковая молекула спонтанно перестраивается таким образом, что остатки гидрофобных аминокислот смещаются по направлению друг к другу, перемещаясь в центр белковой молекулы, а остатки гидрофильных аминокислот остаются на ее периферии, контактируя с водной средой и экранируя от нее «водоотталкивающие» остатки гидрофобных аминокислот (рисунок 10б).



● - остатки водорастворимых (гидрофильных) аминокислот

● - остатки водонерастворимых (гидрофобных) аминокислот

Рисунок 10. Схема процесса термической денатурации белка (пояснения в тексте).

При нагревании, из-за усиления броуновского движения и подвижности связей, структура молекулы изменяется (рисунок 10в), и становятся возможными кратковременные контакты остатков гидрофобных аминокислот с водой (рисунок 9г). Если повышение температуры кратковременно и невелико, то при ее нормализации исходная структура белковой молекулы восстанавливается. При более высоких температурах или длительном повышении температуры остатки гидрофобных аминокислот расположенных рядом молекул благодаря так называемым гидрофобным взаимодействиям начинают как бы слипаться друг с другом. При этом возникает новая устойчивая структура, состоящая из совокупности молекул. Она обладает новыми физическими свойствами (утрата водорастворимости, изменение оптических свойств). Исходные биологические свойства отдельных молекул необратимо утрачиваются.

Простейший пример денатурации белка – изменение цвета и консистенции яичного белка при его термической кулинарной обработке.

При денатурации всех или значительной части белков живой клетки происходит ее мгновенная или отсроченная гибель. Гибель многих клеток ткани при повышении температуры соответствует клиническому и патологоанатомическому понятию тканевого некроза.

3.3. Фотохимические воздействия

Всем живым существам необходим свет. С момента появления первых одноклеточных им всегда требовался свет для инициирования химических реакций. Действие низкоинтенсивного лазерного излучения вследствие своей монохроматичности может быть использовано для целенаправленного изменения системы термохимических реакций в организме путем избирательного усиления отдельных реакций. Рассмотрим некоторые примеры стимулированных светом химических реакций в организме.

Фотоиндуцированная изомеризация

Изомеризация – внутримолекулярное превращение органических соединений, состоящее в изменении строения молекул без изменения их состава и молекулярного веса.

Примером фотоиндуцированной изомеризации является изменение конформации билирубина (один из желчных пигментов, вырабатываемых печенью) под действием света. Этот процесс применяется при лечении гипербилирубинемии. Она встречается, в частности, у новорожденных детей. Это так называемая «терапия голубым светом». Под действием этого света конформация билирубина изменяется таким образом, что организм может выделить этот продукт. Процесс зрительного восприятия также представляет собой изомеризацию родопсина.

Фотоиндуцированный синтез

Сюда относится, например, фотосинтез в растениях, а также индуцированное УФ излучением образование меланина (пигмента коричневого и черного цвета, находящегося в коже, волосах, сетчатке глаза).

Фотоиндуцированная диссоциация

Имеет место при фотодинамической терапии.

Еще в начале 20-го века было обнаружено, что раковая клетка обладает одним чрезвычайно интересным свойством – она может селективно накапливать и некоторое время удерживать окрашенные вещества, как находящиеся в организме, так и вводимые в него извне. Возникла идея воздействовать на этот участок излучением с длиной волны, возбуждающей лишь данное соединение, причем так, чтобы энергия излучения была бы достаточно малой – не повреждала находящихся рядом здоровых клеток. Эта идея была впервые реализована в 1978 году американским профессором Т.Догерти, который сообщил об успешном лечении 25 пациентов. В

дальнейшем метод фотодинамической терапии получил развитие в Англии, Франции, ФРГ, Италии, Японии, Китае, а с 1992 года в нашей стране.

Развитие и становление фотодинамической терапии рака тесно связано с разработкой первых сенсibilизаторов на основе порфиринов. Наиболее перспективным из них оказался гематопорфирин. Он представляет собой полученный из крови пигмент, который обладает способностью накапливаться в раковых клетках. Производные гематопорфирина при облучении образуют синглетный кислород. Он образует гидроксилрадикалы, которые реагируют с органическими молекулами и поэтому могут разрушать клетку. Это явление положено в основу фотодинамической терапии рака. В качестве светочувствительного вещества (фотосенсibilизатора) чаще используется дигематопорфиринэфир, который хорошо накапливается в больных клетках.

В нашей стране во второй половине 80-х гг. был разработан первый отечественный сенсibilизатор. Он прошел клиническую проверку и с 1996 г. разрешен для медицинского применения (Москва, Научный центр лазерной медицины).

Основные преимущества фотодинамической терапии рака заключаются в следующем.

- При фотодинамической терапии разрушаются раковые клетки и не повреждаются здоровые ткани, в том числе коллагеновые волокна – каркасные структуры тканей и органов. Благодаря этому, после фотодинамической терапии, когда опухоль разрушена, нормальные клетки при своем размножении заполняют каркас органа. Это особенно важно для тонкостенных и трубчатых органов (желудок, кишки, пищевод, трахея и т.п.), так как предотвращает прободение.

- Высокая селективность (сенсibilизатор избирательно накапливается в опухоли, отношение концентраций в опухоли и нормальной ткани у используемых сегодня препаратов – от 3 до 10).

- Медикамент не токсичен.

- Используется для диагностики (по флюоресценции) и терапии.

- Позволяет избежать общего (системного) воздействия на организм, по сравнению с химиотерапией.

- Имеет низкую стоимость.

Недостатки фотодинамической терапии рака заключаются в следующем.

- Возникновение светочувствительности кожи.

- Невозможность системного применения (например, при лейкемии).

- Глубина проникновения излучения ограничена.

- Возможна боль после воздействия из-за воспалительного процесса и некроза опухоли.

- Для пациента основной проблемой применения фотодинамической терапии является то, что он должен находиться несколько дней в темном помещении, поскольку используемые в фотодинамической терапии вещества не являются настолько специфичными, чтобы накапливаться только в

раковых клетках. Если пациент попадает под прямое солнечное облучение или под свет люминесцентной лампы, то повреждение получит все тело. Через 2-3 дня концентрация фотосенсибилизатора в нормальной биоткани уменьшается настолько, что пациент снова может иметь прямой контакт с дневным светом.

В настоящее время используются фотосенсибилизаторы второго поколения – на базе пигментов, основой которых является хлорофилл.

Основные требования, предъявляемые к сенсибилизаторам:

- высокая селективность в отношении раковых клеток и нормальных тканей,
- сенсибилизаторы должны обладать низкой токсичностью и легко выводиться из организма,
- слабо накапливаться в коже,
- быть устойчивыми при хранении и введении в организм,
- обладать хорошей люминесценцией для надежной диагностики,
- иметь высокий квантовый выход триплетного состояния с энергией, не меньшей 94 кДж/моль,
- иметь интенсивный максимум поглощения в области 660 – 900 нм (для воздействия на обширные и глубоко расположенные опухоли).

Основные исследования в области фотодинамической терапии идут в следующих направлениях:

- углубление понимания фотохимических процессов,
- фотодинамическая дозиметрия,
- новые медикаменты, новые формы применения медикаментов,
- новые источники излучения, новые системы доставки излучения,
- новые области применения (вирусные заболевания, псориаз и др.),
- применение в офтальмологии для лечения опухолей,
- комплексная терапия – гипертермия, фотодинамическая терапия, химиотерапия.

Основное ограничение метода фотодинамической терапии – глубина действия лазерного излучения. Используемые фотосенсибилизаторы в основном имеют спектр фотодинамического воздействия с максимумами в области 620 – 690 нм. Проницаемость для излучения биологических тканей в этом диапазоне составляет несколько миллиметров. Известно, что максимальная проницаемость тканей находится в дальней красной и ближней ИК области 750 – 1500 нм и соответствует диапазону генерации эффективных, надежно работающих и доступных лазеров. Создание и внедрение фотосенсибилизаторов, обеспечивающих эффективную генерацию синглетного кислорода в этой области спектра, могло бы существенно расширить сферу применения фотодинамической терапии.

В настоящее время проводится направленный поиск таких фотосенсибилизаторов среди производных хлоринов, бактериохлоринов, пурпуринов, бензопорфиринов, тексафиринов, этиопурпуринов, нафтало- и фталоцианинов. При этом особый интерес представляют фотосенсибилизаторы, обладающие способностью не только быстро накапливаться в опухо-

лях, но и с высокой скоростью распадаться. Предполагается, что со временем, как это принято в химиотерапии опухолей, будет создан банк препаратов адресного спектра применения, адаптированных к определенным формам рака.

В фотодинамической терапии используют излучение с плотностью мощности $q = 400 - 800 \text{ мВт/см}^2$. Облучение проводится 15 – 20 мин.

Основные типы лазеров, используемых для проведения фотодинамической терапии: на красителе с накачкой аргоновым лазером, на парах меди, на парах золота, КТР-лазер, 532 нм (зеленый), лазер на гранате с неодимом 2-ая гармоника – 670 нм (от 1,34 мкм), диодные лазеры.

Биостимуляция лазерным излучением

Биостимуляция представляет собой действие низкоинтенсивного лазерного излучения без термических и выраженных фотохимических эффектов. Она нашла широкое эффективное терапевтическое применение во многих областях медицины. В то же время биофизические механизмы, лежащие в основе терапевтического действия, остаются гипотетическими.

Для биостимуляции используется низкоинтенсивное лазерное излучение в пределах плотности мощности излучения $q = 0,1 - 100 \text{ мВт/см}^2$ и плотности энергии $E = 1 - 10 \text{ Дж/см}^2$. Оно не вызывает видимых деструктивных изменений в тканях. Длина волны излучения обычно лежит в пределах 0,34 – 1,3 мкм. Чаще используется излучение He-Ne лазера (0,63 мкм) и излучение ближнего ИК диапазона. Отчасти это связано с глубокой проникновением излучения в биоткань.

Лазеротерапевтические методы получили широкое распространение в различных медицинских специальностях, но особенно в стоматологии, дерматологии, хирургии, офтальмологии и оториноларингологии.

В хирургии излучение He-Ne лазера применяется при гнойных маститах, обострениях хронического остеомиелита, послеоперационных инфильтратах. По имеющимся данным, у всех больных после нескольких лазерных воздействий отмечается стихание воспалительного процесса, уменьшение болей и инфильтрации тканей.

He-Ne лазер применяют для терапии больных с трофическими язвами и длительно незаживающими и инфицированными ранами либо как самостоятельный метод, либо в комбинации с высокоинтенсивным лазерным излучением.

He-Ne лазер применяют в хирургии в комплексе с другими методами лечения при флегмонах, абсцессах, воспалительных инфильтратах, артритях, остеомиелитах.

В стоматологии терапевтическое действие лазерного излучения используется в профилактике и лечении пульпитов, периодонтитов, гингивитов, различных форм стоматитов, при травмах и предраковых заболеваниях слюнных желез, невралгии тройничного нерва.

В оториноларингологии терапевтическое действие лазерного излучения используется при заболеваниях носа, глотки, околоносовых пазух и уха.

На основании экспериментальных исследований были установлены следующие основные закономерности:

- биологический эффект увеличивается с увеличением мощности излучения (в определенном диапазоне),
- биологический эффект зависит от интервалов между сеансами,
- эффективность лечения зависит от суммарной дозы облучения,
- выбор оптимальной терапевтической дозы определяется: а) физическими параметрами излучения, б) оптическими свойствами биообъекта, в) индивидуальными особенностями биообъекта и г) стадией патологического процесса,
- необходимость разделения «стимулирующей» дозы (0,1 – 100 мВт/см²), противовоспалительной и анальгезирующей дозы (до 200 мВт/см²) дозы для фотодинамической терапии (400-800 мВт/см²) и рефлексотерапевтической дозы (обычно 0,1 – 0,6 мВт при диаметре области : 1,5 мм, что составляет : 10 мВт/см², иногда используется высокоинтенсивное лазерное излучение),
- эффективно сочетание различных методик воздействия (например, крови, проекционных зон позвоночника, местное облучение кожи),
- эффективно сочетание различных доз (например, при лечении воспалительных заболеваний: на первых стадиях – противовоспалительные дозы, на последней – стимулирующие).

В настоящее время часто используются импульсные терапевтические лазеры мощностью в импульсе от 4 до 400 Вт и даже до 1 кВт при наносекундной длительности. Реально используются мощности до 10 Вт. При этом плотность мощности излучения составляет величину до : 10 Вт/см².

Преимущества частотного режима воздействия:

1. Частота следования импульсов (или частота модуляции излучения) может быть резонансной к частотам функциональной активности тех или иных биологических структур.
2. К импульсным воздействиям, по сравнению с непрерывными, в меньшей степени развивается адаптация, что позволяет достичь лучшего терапевтического эффекта.
3. При импульсном воздействии уменьшается тепловое воздействие.
4. Импульсное воздействие гораздо разнообразнее непрерывного по своим физическим характеристикам. Это облегчает индивидуализацию терапии.

На уровне тканей и органов действие низкоэнергетического лазерного излучения проявляется в следующем:

- стимуляция изменений рецепторной чувствительности,
- укорочение фазы воспаления,
- увеличение потребления тканями кислорода,
- улучшение микроциркуляции крови,

– активизация переноса веществ через сосудистые стенки.

Результирующий фотобиологический эффект действия лазерного излучения на организм в целом выражается в противовоспалительной, регенеративной, иммунокорректирующей и бактериостатической реакциях. Вызывает спазмолитическое действие и нормализацию липидного обмена.

Противопоказания для лазерной терапии:

- наличие или потенциальная угроза кровотечения,
- острые воспалительные и, особенно, воспалительно-деструктивные процессы,
- активные формы онкологических заболеваний,
- фотодерматозы и другие виды патологических реакций на фотовоздействие,
- некоторые формы гематологических заболеваний и ряд других.

В целом, лазерную терапию не следует применять во всех сомнительных случаях, когда неясен патогенез заболевания или отсутствуют данные о положительном опыте применения лазерной терапии в подобных ситуациях.

Основные модели действия низкоэнергетического лазерного излучения на биологические ткани.

Действие лазерного излучения на биологические ткани обсуждается в научной среде последние 30-35 лет. Однако единой общей теории терапевтического действия лазерного излучения пока не существует.

Большинство исследователей рассматривают физическое действие лазерного низкоинтенсивного излучения со следующих позиций. Основной закон фотобиологии заключается в том, что биологический эффект вызывает лишь излучение такой длины волны, при которой оно поглощается молекулами или фоторецепторами тех или иных структурных компонентов клеток. Поиски фоторецепторов и фотоакцепторов ведутся давно. Данные современной физиологии не подтверждают наличие на коже животных и человека специфических фоторецепторов. Однако некоторыми исследователями их наличие принимается возможным.

В отношении акцепторов электромагнитного излучения оптического диапазона мнения ученых разделились: одни считают, что существуют специфические акцепторы строго определенных длин волн излучения, другие считают, что поглощение излучения идет неспецифическими фотоакцепторами. Эти неспецифические фотоакцепторы могут быть разделены на 2 большие группы:

- 1) биополимеры (белки, ферменты, биологические мембраны, пигменты и др.)
- 2) биологические жидкости (лимфа, кровь, плазма, внутриклеточная вода).

Кожа человека, через которую обычно действует лазерное излучение, по-разному пропускает электромагнитные волны светового диапазона. В диапазоне от 0,6 до 1,2 мкм наблюдается так называемая оптическая про-

зрачность биологических тканей, в ближней ИК области свет может проникать фактически на несколько сантиметров в глубину ткани.

В механизме лечебного действия можно рассмотреть несколько стадий. Первая стадия – поглощение лазерного излучения. В этой стадии происходящие процессы могут быть описаны как физические. При поглощении веществом кванта света один из электронов молекулы переходит на верхний энергетический уровень, при этом молекула переходит в возбужденное синглетное или триплетное состояние. Дальнейшее преобразование энергии может происходить как ряд физико-химических процессов в организме.

Возможности реализации энергии атома или молекулы в синглетном состоянии следующие:

- 1) превращение в тепло,
- 2) испускание квантов флюоресценции,
- 3) фотохимическая реакция,
- 4) передача энергии другой молекуле,
- 5) переход атома или молекулы в триплетное состояние.

Возможности реализации энергии атома или молекулы в триплетном состоянии:

- 1) безызлучательный переход в основное состояние,
- 2) испускание кванта фосфоресценции,
- 3) фотохимическая реакция,
- 4) передача энергии возбуждения другой молекуле.

Производство синглетного кислорода – первичная причина стимулирующего действия низкоинтенсивного лазерного излучения.

Согласно модели (**Ильичев В. И.**, 1989), вблизи каждой возбужденной молекулы происходит перестройка окружающей среды. Если раствор находится в метастабильном состоянии, что типично для биологических жидких сред, то рост центров новых структур происходит без затрат энергии. Это приводит к изменениям энергетики и кинетики метаболических процессов, что способствует развитию биостимулирующего эффекта.

Существует также теория (**Каплан М.А.**, 1990), основанная на предположении, что воздействие лазерного излучения приводит к возникновению неоднородного температурного поля в биоткани вследствие неоднородности расположения поглощающих центров. В результате происходит изменение концентрации ионов в растворе вблизи клеточной мембраны, что нарушает ионный баланс. Увеличивается осмотическое давление на мембрану, и она деформируется, что влияет на метаболические процессы в клетках.

Существует теория биоэлектрического триггера (**Илларионов В.И.**, 1992), что предполагает «включение» биологической реакции при поглощении излучения. Ее основные положения следующие.

1. Электрический статус клетки или группы клеток в зоне облучения определяется триггерным механизмом приспособления в ответ на дейст-

вие физических факторов, включая низкоинтенсивное лазерное воздействие.

2. Изменение электрического статуса клеток под действием физиотерапевтического фактора играет ведущую роль в развитии последующих ответных реакций организма.

3. Биоэлектрические параметры клеточного метаболизма являются определяющими для выработки объективных критериев оптимизации доз физиотерапевтического действия лазерного излучения.

Последовательность возможных реакций вещества при воздействии низкоинтенсивного излучения на атомно-молекулярном уровне можно представить себе таким образом:

- поглощение света фотоакцепторами ткани,
- внутренний фотоэлектрический эффект и/или его проявление,
- электрическая диссоциация ионов, возбуждение атомов и молекул,
- рассеяние энергии,
- первичные фотофизические акты,
- появление первичных фотопродуктов.

Таким образом, восприимчивость биоструктур к низкоэнергетическому лазерному излучению обусловлена наличием совокупности специфических и неспецифических фотоакцепторов, которые поглощают энергию этого излучения и обеспечивают ее трансформацию в биофизических и биохимических процессах.

Низкоэнергетичное лазерное облучение биообъекта вызывает в тканях и органах различные эффекты, связанные с непосредственным и опосредованным действием излучения. Непосредственное действие проявляется в объеме тканей, подвергшихся облучению. При этом лазерное излучение взаимодействует с фотоакцепторами, запуская весь комплекс фотофизических и фотохимических реакций. Помимо фотоакцепторов, воздействие излучения происходит также на различные молекулярные образования, в которых происходит нарушение слабых атомно-молекулярных связей. Это усиливает действие лазерного излучения.

Опосредованное действие связано либо с трансформацией энергии излучения и ее дальнейшей миграцией, либо с передачей энергии различными путями и способами. Основные проявления этого действия следующие:

- переизлучение клетками электромагнитного излучения,
- передача эффекта воздействия излучения через жидкие среды организма,
- передача энергии излучения по каналам рефлексотерапии.

Модель информационного действия низкоинтенсивного лазерного излучения была предложена **А.А.Прочухановым** в начале 2000-х годов, в отличие от других исследователей, рассматривающих эту проблему в рамках классической биофизики и молекулярной биологии, она предполагает, что терапевтическое действие лазерного излучения определяется преимущественно не его энергетическими характеристиками, а когерентностью.

Основой построения теоретической модели явились следующие экспериментальные факты. Исследования выжигания злокачественных опухолей лазерным излучением (меланома у мышей), быстро прогрессирующие заболевания, показало, что действие лазерного излучения не сводится исключительно к физическому удалению опухоли, но приводит к усилению противоопухолевой защиты, причем не только вокруг некроза, но и в регионарных лимфатических узлах – усиление фагоцитарной реакции. Встал вопрос о механизме усиления иммунной защиты. Одна из гипотез связывала его с рассеянным низкоинтенсивным излучением в окружающих тканях (≤ 5 Дж). В связи с этим проводились исследования действия низкоинтенсивного излучения разного спектрального диапазона и мощности на нормальные ткани. Наблюдалась стабилизация клеточного метаболизма и усиление местной иммунологической защиты при действии излучения от синего до ИК диапазона в пределах дозы 0,1 – 1 Дж. Дальнейшие эксперименты, проведенные на миокарде, показали неспецифичность действия низкоинтенсивного лазерного излучения на биологический объект, отличие от обычного фотохимического эффекта и классических фотобиологических представлений о трансформации энергии.

Результатом исследований явилось выдвижение следующих гипотез. Биологический эффект не зависит от основных физических параметров излучения. Принципиальной является временная когерентность. Мощность, длина волны и прочие параметры определяют лишь степень реакции биосистемы, а не ее характер и качество (не сущность реакции). Роль самой биосистемы в ее реакции на биологически активный фактор определяется ее исходным состоянием и фазой жизненного цикла конкретных клеток при взаимодействии с биологически активным фактором. Низкоинтенсивное лазерное излучение как биологически активный фактор взаимодействует с биосистемой независимо от наличия или отсутствия фоторецепторов. Это взаимодействие определяется не энергообменом, а биоинформационными процессами в конкретных биологических структурах. Чтобы конкретная биосистема, например клетка, почувствовала информационный сигнал, достаточно минимального количества энергии : 1 Дж/см^2 , что составляет : 10^{-5} Дж на клетку. Это диапазон энергетических параметров транспортных процессов в биомембранах клеток. Таким образом, лазерное излучение воздействует на биосистему, потому что оно когерентно и когерентность заложена в биосистеме на любом уровне ее организации как основное свойство всего живого.

Модель информационного действия низкоинтенсивного лазерного излучения определяет основные закономерности.

1. Нормальные клетки не реагируют на низкоинтенсивное лазерное излучение при отсутствии в них признаков повреждения.

2. Протективный характер действия низкоинтенсивного лазерного излучения (сохранение порогов устойчивости того оптимального биопериодического процесса, который определяет организацию данной биосистемы).

3. Сохранение в памяти биосистемы эффекта низкоинтенсивного лазерного излучения (повышение устойчивости биосистемы к действию повреждающего фактора может быть реализовано предварительным облучением).

4. Передача информации как в пределах данного клеточного региона, так и за его пределы – на уровень регулирующих систем организма.

5. Наличие биологических посредников, то есть трансляторов биологического действия. В частности, кровь является универсальным биотранслятором.

3.4. Нелинейные процессы

При небольшой длительности импульсов и высокой плотности мощности излучения возникает ряд процессов, которые существенно отличаются от чисто термических или фотохимических воздействий лазерного излучения на материю. Это так называемые нелинейные процессы. Рассмотрим наиболее важные из них.

Фотоабляция

Фотоабляция (фотодекомпозиция) материала происходит при воздействии коротких импульсов УФ излучения. Рассмотрим типичную зависимость интенсивности абляции (то есть толщины удаленного слоя) от плотности энергии излучения (рисунок 11).

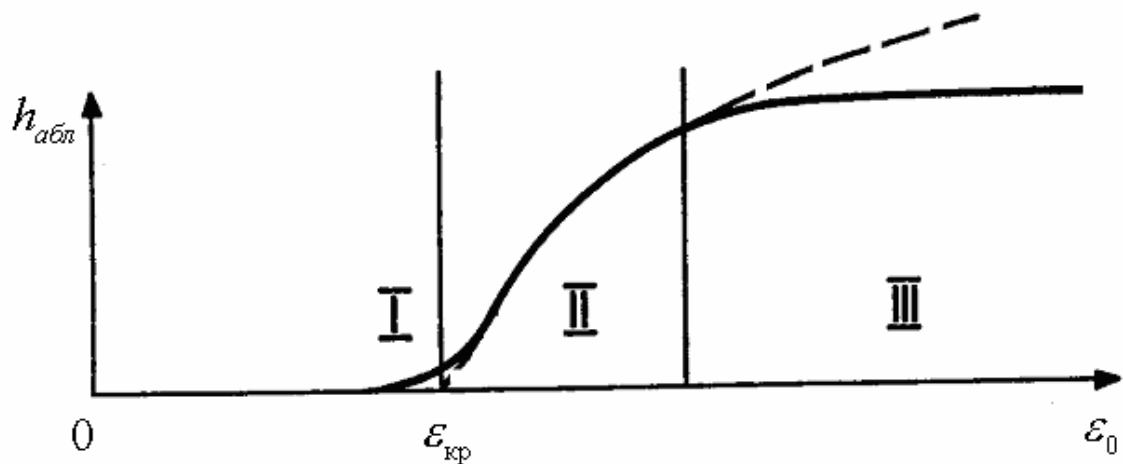


Рисунок 11. Качественный характер зависимости толщины удаленного слоя при фотоабляции от плотности энергии падающего излучения.

При небольшой плотности энергии (зона 1) лазерное излучение вызывает лишь незначительное нагревание ткани. К этой зоне (при увеличении плотности энергии излучения) примыкает переходная зона. В ней действие лазерного излучения приводит к удалению ткани. Этот эффект сравним с абляцией ткани излучением непрерывного лазера. При достижении некоторого критического (порогового) значения плотности энергии излу-

чения $\varepsilon_{кр}$ глубина абляции значительно возрастает, то есть облученный объем ткани тут же испаряется. Именно этот энергетический диапазон называют зоной абляции (зона II). В следующем энергетическом интервале наступает насыщение, то есть с увеличением плотности энергии толщина удаленного слоя не увеличивается. Это означает, что не вся энергия лазерного излучения идет на абляцию. Насыщение обусловлено образованием плазмы над поверхностью обрабатываемого материала. Плазма поглощает часть излучения, то есть экранирует поверхность от него.

Основными характеристиками абляции являются порог абляции и увеличение интенсивности абляции с увеличением плотности энергии излучения (наклон кривой в зоне II). Эти параметры определяются в основном показателем поглощения ткани на длине волны используемого лазерного излучения. Хотя при различных длинах волн характер этой зависимости одинаков, но численные значения могут сильно отличаться.

Механизм абляции включает в себя как термическое удаление, так и фотодекомпозицию, то есть удаление, связанное с разрывом связей в молекулах ткани (при большой энергии кванта $h\nu$) и образованием фрагментов молекул, отдельных атомов, ионов и электронов.

Принципиально зависимость порога абляции от показателя поглощения излучения тканью может быть описана с помощью простой феноменологической модели. В модели делаются следующие предположения:

1) излучение поглощается тканью в соответствии с экспоненциальным законом поглощения,

2) тепловые явления в ткани пренебрежимо малы (так как время воздействия излучения мало),

3) процесс абляции начинается лишь тогда, когда энергия, накопленная в единице объема Q , превышает критическую плотность энергии $Q_{кр}$. Значение критической энергии зависит только от типа материала и примерно равняется теплоте парообразования.

Рассмотрим эту модель (рисунок 12). Уменьшение плотности энергии излучения по мере проникновения в ткань может быть описано выражением

$$\varepsilon(x) = \varepsilon_0 \exp(-\alpha x), \quad (21)$$

где ε_0 - плотность энергии на поверхности материала (за вычетом отраженного излучения), $\varepsilon(x)$ - плотность энергии на глубине x , α - показатель поглощения (см. рисунок 13). Вычислим объемную плотность мощности излучения:

$$Q(x) = \frac{E(x) - E(x + dx)}{dV} = \frac{\varepsilon(x) - \varepsilon(x + dx)}{dx} = -\frac{d\varepsilon(x)}{dx} = \varepsilon_0 \alpha \exp(-\alpha x), \quad (22)$$

где E – энергия излучения, V – объем ткани, подвергнутый воздействию излучения.

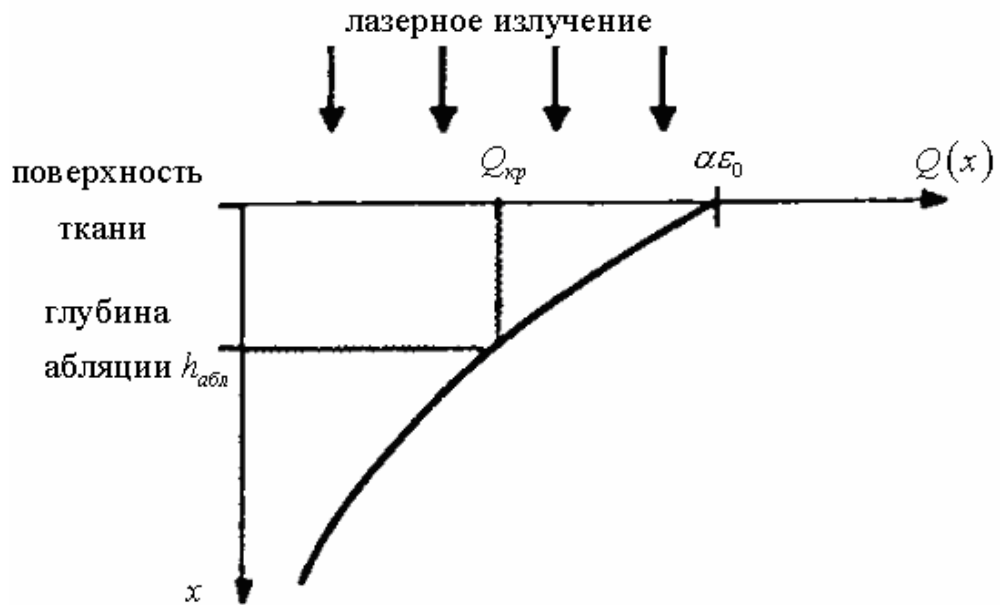


Рисунок 12. К описанию физической модели лазерной абляции.

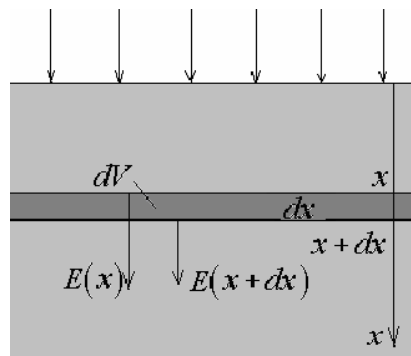


Рисунок 13. К определению плотности поглощенной энергии при лазерном облучении тела.

Абляция происходит до той глубины $h_{абл}$, в пределах которой объемная плотность энергии излучения, поглощенной в ткани, превышает критическое значение $Q > Q_{кр}$, то есть выполняется соотношение

$$\varepsilon_0 \alpha \exp(-\alpha x) > Q_{кр} . \quad (23)$$

Отсюда получим толщину удаленного слоя:

$$\varepsilon_0 \alpha \exp(-\alpha h_{абл}) = Q_{кр} , \quad (24)$$

$$h_{абл} = \frac{1}{\alpha} \ln \frac{\epsilon_0 \alpha}{Q_{кр}}. \quad (25)$$

Полученная зависимость для физически значимых значений $h_{абл} \geq 0$ представлена на рисунке 14.

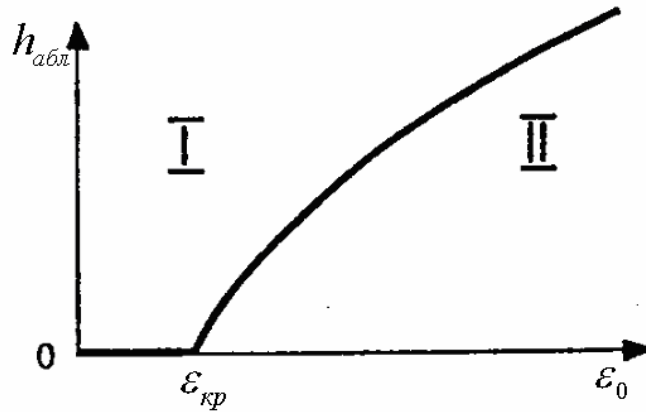


Рисунок 14. Расчетное определение зависимости толщины удаленного слоя при фотоабляции от плотности энергии падающего излучения.

Таким образом, пороговое значение плотности энергии излучения

$$\epsilon_{0кр} = \frac{Q_{кр}}{\alpha} = Q_{кр} l_{онт}(\lambda). \quad (26)$$

где $l_{онт}$ - глубина проникновения излучения в ткани.

В рассмотренной модели не был учтен ряд эффектов, влияющих на характер абляции. В частности, изменение поглощения при удалении части материала, изменение поглощения при большой интенсивности лазерного излучения. Влияние этих факторов до сих пор мало изучено.

Применения

Процесс фотоабляции представляется весьма привлекательным для использования в лазерной медицине, так как он позволяет осуществлять прецизионное удаление материала при совершенно незначительном термическом воздействии на окружающие ткани.

Процесс фотоабляции применяется в микрохирургических операциях, требующих ювелирного подхода, например, при коррекции формы роговицы или в ангиопластике (операциях на сосудах). Применяется излучение с плотностью энергии $0,1 - 10 \text{ Дж/см}^2$ и длительности импульсов наносекундного и микросекундного диапазона.

Оптический пробой

Оптический пробой возникает при более высокой плотности мощности $\sim 10^{11} \text{ Вт/см}^2$. Из-за высокой напряженности поля происходит иониза-

ция материи, что приводит к образованию плазмы и механических ударных волн. Оптический пробой может происходить в газах, жидкостях и твердых телах, в том числе в прозрачных средах, например, в воздухе.

Для оптического пробоя необходимы свободные электроны в зоне фокусировки лазерного пучка. Они могут быть генерированы, например, при многофотонной ионизации атомов и молекул. После образования свободных электронов происходит лавинообразное увеличение их количества при столкновении их с атомами и молекулами в поле действия излучения. При этом принципиально важна большая напряженность электромагнитного поля, а поглощение излучения в ткани для развития оптического пробоя не имеет значения. Вследствие лавинообразного увеличения количества свободных электронов и ионов происходит образование плазмы.

Плазма

Плазма может возникать не только путем оптического пробоя, но и тепловым способом, при нагревании поглощающей материи.

В обоих случаях возникающая плазма вызывает вторичные процессы.

1. Горячая плазма очень быстро расширяется, со скоростью, которая может в несколько раз превышать скорость звука в среде. Это расширение вызывает акустическую или ударную волну и тем самым приводит к механическому воздействию. Это явление используется в ряде медицинских технологий, например, для разрыва мембраны вторичной катаракты, для размельчения камней (литотрипсия).

2. Плазма излучает в видимом и ИК диапазоне.

3. Плазма экранирует поверхность от действующего лазерного излучения. Этим объясняется, в частности, насыщение интенсивности абляции при высокой плотности энергии.

4. Плазма разогревает поверхность облучаемой ткани, причем размеры области воздействия увеличиваются.

4. БИОФИЗИЧЕСКИЕ МЕХАНИЗМЫ ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ С БИОТКАНЬЮ

Излучение хирургического лазера вызывает повреждение или гибель живой ткани, а при достаточно высокой плотности поглощенной энергии – абляцию ткани. Под термином «абляция» понимают удаление вещества с поверхности тела. В хирургии, подчеркнем, имеется в виду эффект, проявляющийся непосредственно в процессе лазерного воздействия. Например, не является абляцией ликвидация участков ткани при фотодинамической терапии.

Механизм абляции и его параметры определяются:

- 1) характеристиками излучения (длина волны, длительность воздействия, мощность, частотные характеристики и т. д.)
- 2) физическими и структурными свойствами ткани (соотношение жидкого и плотного компонентов, физико-химический состав, термическая чувствительность клеток и макромолекул, кровоснабжение ткани и т.д.)
- 3) оптическими и теплофизическими свойствами ткани (коэффициент отражения, поглощение и рассеяние в ткани, ее теплоемкость и теплопроводность)

Взаимодействие лазерного излучения с биотканью, в том числе ее абляция, является одной из фундаментальных и интенсивно изучаемых проблем, хотя и еще не вполне решенных.

Исследованию физических механизмов взаимодействия лазерного излучения с биотканью посвящено большое количество работ. Наиболее полная систематизация приведена в работах А.И.Неворотина. На основании многочисленных исследований взаимодействия излучения лазеров с биотканью могут быть выделены 4 механизма взаимодействия, которые различаются друг от друга особенностями протекания процессов. Эти механизмы могут быть рассмотрены (в зависимости от мощности воздействия), как выше порога абляции ткани, так и ниже. Мы будем называть эти режимы соответственно абляционный режим воздействия излучения и субабляционный режим. Оба эти режима эффективно применяются в современной лазерной хирургии.

4.1. Тепловой механизм

Этот механизм проявляется при слабом поглощении излучения в главном компоненте мягких тканей – воде, при незначительном поглощении в остальных тканевых компонентах. Вся поглощенная энергия превращается в тепло, которое при относительно продолжительной экспозиции объекта или при высокой мощности приводит к абляции.

Наиболее полно этот механизм исследован при облучении биоткани Nd:YAG лазером ($\lambda=1,06$ мкм) непрерывного действия мощностью 60 –

100 Вт. На этой длине волны поглощение в воде мало (показатель поглощения $\alpha \leq 1 \text{ см}^{-1}$).

В неводной части биоткани поглощение также невелико, с некоторым повышением в крови (за счет гемоглобина) и в окрашенных структурах (например, пигмент кожи). Обычно проникновение излучения Nd:YAG лазера в кровесодержащую ткань достигает 5 – 8 мм глубины. Однако при денатурации белков (вследствие нагревания ткани) и при карбонизации коэффициент поглощения резко возрастает, а при выпаривании уменьшается теплопроводность. Поэтому данный механизм характеризуется резким нелинейным изменением во времени воздействия на ткань. Причем показатель поглощения возрастает, а глубина проникновения излучения уменьшается. Уменьшение глубины проникновения излучения может быть здесь связано и с увеличением рассеяния.

Рассмотрим последовательные этапы взаимодействия излучения Nd:YAG лазера с биотканью.

При превращении энергии излучения в тепловую происходит локальный нагрев объекта. При температуре до 43°C термические повреждения ткани обратимы. При дальнейшем нагреве сначала отдельные макромолекулы, а затем и все макромолекулы денатурируют (необратимо изменяются). В результате участок ткани погибает – подвергается некрозу. Критическая температура начала коагуляции большинства тканевых компонентов (при длительности воздействия излучения секундного диапазона) составляет около 55°C. При продолжении облучения размер области некроза возрастает, а температура увеличивается.

Выше 100°C начинается интенсивное испарение воды. Затем следует термический распад органических молекул (пиролиз). При температуре выше 300°C начинается горение поверхностных слоев материала с выделением продуктов сгорания в виде дыма и осаждением их на поверхности формирующегося абляционного кратера. Собственно абляция происходит на последнем из рассмотренных этапов взаимодействия излучения с веществом. Если мощность излучения достаточно низкая, то абляционный режим не достигается даже при продолжительном воздействии.

На предыдущих этапах имеет место субабляционный режим облучения. Если на любом из них облучение прекращается, то абляция не произойдет. Субабляционный режим может применяться с целью коагуляции ткани. Он достигается

- при низкой плотности мощности излучения,
- при эффективном теплоотводе (кровотоком или специальным охлаждением ткани),
- при коротком воздействии при высокой мощности излучения.

Практически работа при высокой мощности с целью коагуляции ткани без ее удаления нерациональна и неудобна, потому что контроль процессов в ткани в субабляционном режиме довольно сложен, и возникает вероятность превысить нужное время экспозиции и «пережечь» объект. Поэтому для безопасной и вместе с тем универсальной эксплуатации ла-

зера как в абляционном, так и в субабляционном режиме желательно использование Nd:YAG, работающего в широком диапазоне мощностей, до 100 Вт и больше, рассечение – при 70 Вт.

Повышение плотности мощности излучения, естественно, ускоряет все стадии процесса взаимодействия, ведущие к абляции. При этом уменьшается и глубина термического некроза (из-за экранирования поверхностными тканями, в которых произошли коагуляция и обугливание и, следовательно, возросло поглощение и уменьшилась теплопроводность при выпаривании).

Уменьшение глубины некроза имеет место также при контактном режиме воздействия (при облучении ткани через световод, наконечник которого приводится в непосредственный контакт с поверхностью ткани). В этом случае предполагается, что происходит интенсивное (взрывное) испарение пограничного со световодом слоя материала, вследствие чего большая часть тепловой энергии вместе с испаряемыми продуктами отводится за пределы объекта.

Характер взаимодействия излучения с биотканью, который мы рассмотрели, определяет следующие области эффективного применения Nd:YAG лазера в хирургии.

1). Локальная коагуляция различных поверхностных патологических образований на коже и слизистых. Используются кратковременные экспозиции, дистанционное (бесконтактное) облучение и умеренные мощности – субабляционный режим воздействия.

2). Остановка кровотечений. Также кратковременные экспозиции, дистанционное облучение, умеренные мощности – субабляционный режим. Остановка кровотечения происходит за счет формирования плотных слоев коагулированной кровяной плазмы в просвете сосудов. Они герметизируют просвет сосудов и препятствуют дальнейшему кровотечению.

3). Внутритканевая (интерстициальная) коагуляция патологических тканей (другое название – лазер-индуцированная термотерапия). Световод со специально обработанным наконечником вводят в центр опухоли (злокачественные новообразования печени, поджелудочной железы, различных отделов центральной нервной системы). Производится коагуляция патологического образования. Мощность невысокая, несколько Вт, время воздействия довольно большое (минуты). Нередко используется искусственное охлаждение наконечника или ткани вокруг него. Чтобы избежать повреждения окружающей здоровой ткани, температура вокруг опухоли контролируется различными термографическими методами. При таких операциях очень важным моментом является исключение абляции вокруг наконечника световода, чтобы не было слоя карбонизированного материала, а также нагара на поверхности световода.

4) Субабляционный режим используют также при лазерной сварке биотканей. Рабочая температура при этом должна находиться в диапазоне 60 – 80°C. Формируется сварной шов. При этом применяется низкая мощность излучения, сравнительно большие интервалы между экспозициями

(чтобы предотвратить аккумуляцию тепла и перегрев области будущей сварной точки). На поверхность места сварки наносятся припой – в данном случае это красители, поглощающие излучение. Их применение позволяет сделать воздействие более локальным (глубина проникновения излучения будет меньше), в результате снижаются термические повреждения в глубоких слоях облучаемой ткани. Лазерную сварку применяют для сшивания мелких и среднего калибра кровеносных сосудов, рассеченных нервных стволов, соединения стенок полых органов и для других целей.

5) Для осуществления надрезов, разрезов, отсечения или рассечения ткани или проведения сквозь нее каналов с целью увеличения диаметра естественных просветов. В этом случае излучение Nd:YAG лазера используют в абляционном режиме и, как правило, в непосредственном контакте с облучаемой тканью.

Конкретные параметры и условия воздействия определяются требованиями, предъявляемыми к хирургическому вмешательству:

а) при необходимости проведения точной, прецизионной работы (в случае миниатюрных разрезов, при косметических операциях, при работе на жизненно важных образованиях центральной нервной системы, в случае пластических операций на сосудах) используются заточенные световоды, при этом обеспечиваются наиболее узкие разрезы с минимальным термическим повреждением окружающей ткани;

б) при воздействии на ткань опухолей, наоборот, коагуляция вдоль разреза должна быть значительной для предотвращения распространения раковых клеток за пределы опухоли, поэтому используются плоские, необработанные или сферические наконечники при средних или высоких плотностях мощности;

в) при работе на массивных органах с обильным кровоснабжением (печень, селезенка, почки, гипертрофированная щитовидная железа) рационально использовать режимы, обеспечивающие относительно глубокую коагуляцию; при этом используются сферические наконечники, в том числе сдвоенные, используется сочетание контактного способа подачи энергии (в ходе резания) с дистанционным (при возникновении кровотечения).

При хирургических вмешательствах на поверхности прозрачных тканей (глаз), полупрозрачных тканей (хрящ) и твердых тканей (кость, зуб) Nd:YAG лазер непрерывного действия не используется, так как из-за низкого коэффициента поглощения возможны глубокие термические повреждения (например, пульпы зуба при облучении эмали), а эффективность абляции – низкая.

Сходный механизм воздействия излучения на биоткань наблюдается при воздействии некоторых других лазеров, в частности, в ближней ИК области (до 1,5 мкм). Но из-за более высокого поглощения излучения водой глубина термического некроза здесь будет меньше, чем при работе с Nd:YAG лазером, порог абляции также будет ниже.

Некоторое сходство наблюдается при использовании Ar лазера ($\lambda=488/514$ нм). Здесь излучение еще слабее поглощается водой, но в отличие от Nd:YAG, сильнее поглощается в окрашенных структурах, таких как гемоглобин эритроцитов и кожный фермент меланин.

При поглощении излучения гемоглобином излучение Ar лазера вызывает термическое повреждение эритроцитов, вскипание в них воды, затем вторичный нагрев и коагуляцию плазмы крови, и, наконец, нагрев и коагуляцию стенок кровеносных сосудов. При этом происходит остановка кровотока с последующей резорбцией (рассасыванием путем фагоцитоза) сосудистой ткани. Именно этот эффект используют для ликвидации патологических сосудов. Во многих случаях аргоновый и некоторые другие типы лазеров, работающие в видимой области, используют в субабляционном режиме при невысоких мощностях.

Для интерстициальной коагуляции ткани может быть использован диодный лазер ($\lambda = 980$ нм). Кроме того, он используется для миниатюрных операций на органах лор-области.

Ar лазер часто используют для опосредованного термического воздействия на ткань. При этом наконечник световода монтируется в металлическую оправу. Нагревание оправы лазерным излучением приводит к нагреванию теплоотводом от него контактирующей с ним области ткани. При этом воздействие на ткань определяется только ее теплофизическими свойствами, а не оптическими. Таким образом, в частности, производится разрушение атеросклеротических бляшек на внутренней поверхности сосудов.

4.2. Механизмы взрывного действия

Воздействие на мягкие ткани

Действие этого механизма проявляется при воздействии ИК лазеров на мягкие водосодержащие ткани. Наиболее детальные исследования проведены для CO₂ лазера непрерывного действия.

Излучение CO₂ лазера интенсивно поглощается молекулами воды, содержащейся в ткани. Показатель поглощения в ней на 3 – 4 порядка выше, чем для Nd:YAG лазера. При таких условиях происходит очень быстрый разогрев воды в тонком приповерхностном слое, а от нее и неводных компонентов ткани. В результате происходит абляция – как стремительное взрывное испарение тканевой воды и извержение паров воды и вместе с ними фрагментов клеточных и тканевых структур. В процессе абляции происходит формирование абляционного кратера. Вместе с перегретым материалом из ткани удаляется большая часть энергии. Вокруг кратера находится область нагретого материала довольно малой толщины. То, что эта толщина мала, определяется интенсивным выносом продуктов разрушения и малой глубиной проникновения излучения в материал.

Соответственно, толщина области с термическими повреждениями материала также мала, составляет величину порядка 50 – 100 мкм за пределами абляционного кратера.

Для исследования механизма воздействия излучения CO_2 лазера проводились эксперименты как на тканях, так и на органическом геле, содержащем более 90% воды, который был использован в качестве модели живой ткани. Исследования показали, что вдоль стенок абляционного кратера остается часть материала в виде расплава, причем этот слой служит источником тепла, которое передается вглубь материала. Толщина слоя расплава одинакова по всему контуру кратера. При увеличении плотности мощности излучения толщина слоя расплава уменьшается. Это объясняется тем, что с увеличением плотности мощности скорость выноса материала (то есть скорость роста кратера) растет быстрее, чем скорость распространения тепловой волны в материале. В соответствии с уменьшением толщины слоя расплава уменьшается ширина зоны термических повреждений биоткани. При увеличении плотности мощности излучения растет эффективность абляции – масса тканевого материала, извергаемого за единицу времени.

Таким образом, выбор плотности мощности лазерного излучения зависит от цели проводимой хирургической операции. Если необходимо уменьшить глубину области термических повреждений вокруг удаленной области, нужно работать с излучением повышенной плотности мощности. При этом одновременно повышается эффективность абляции (уменьшается время воздействия). Иногда наоборот, целью операции является увеличение масштаба термических повреждений ткани, например при местной коагуляции патологических образований, для остановки кровотечения, для противодействия распространению раковых клеток за пределы разреза. В этом случае плотность мощности излучения нужно понизить. Это можно осуществить, например, путем дефокусировки лазерного пучка.

Аналогично происходит воздействие на биоткань излучения импульсных лазеров, работающих в ИК диапазоне, в частности, лазеров на кристаллах с добавками ионов эрбия, гольмия, тулия. Длина волны излучения составляет 2 – 3 мкм. Длительность импульса излучения лежит в области миллисекундного, микросекундного или наносекундного диапазона.

Для этих лазеров характерны высокие значения показателя поглощения излучения в воде. Энергия излучения в импульсе достаточна для достижения высокой эффективности абляции и, следовательно, может обеспечивать небольшие термические повреждения за пределами абляционного кратера. Как и в случае CO_2 лазера, при использовании Er:YAG лазера вдоль стенок абляционного кратера образуется слой расплава.

При работе на биоткани с этими лазерами характер и масштаб тканевых изменений принципиально зависит от мощности импульсов и их

длительности. Изменение длительности импульса (в экспериментах от 50 до 250 мкс) и соответствующее изменение мощности при одинаковом значении энергии одного импульса (4 мДж при облучении роговицы) ведет к изменению массы удаленных при абляции продуктов разрушения ткани. Наблюдались следующие закономерности:

- при минимальном значении мощности излучения и максимальном значении длительности воздействия глубина термoneкроза резко возрас- тала, а масса продуктов разрушения была невелика,
- при максимальном значении мощности излучения и минимальном длительности воздействия – наоборот.

Однако интенсивная абляция при малой толщине зоны термических повреждений сопровождается обширными механическими повреждениями ткани, вызванными действием ударной волны. Оптимальным для клинического применения оказался промежуточный режим: 150 мкс. При этом неизбежные для этого типа лазера термические и механические повреждения выражены достаточно умеренно. Таким образом, выбор режима облучения является принципиально важным для результатов операции.

Практические применения лазеров среднего и дальнего ИК диапазона определяются областью манипуляций на мягких, сильно обводненных тканях, в том числе неокрашенных и слабоокрашенных. В соответствии с механизмом их действия, их рационально применять для всевозможных хирургических операций, требующих эффективной абляции при минимальном термическом повреждении, в частности:

- на мышечных тканях,
- на кожных покровах,
- на ткани мочевого пузыря,
- на тканях половых органов,
- при различных опухолях,
- на глазу.

При кровотечениях толщина слоя коагулированной ткани может оказаться недостаточной для надежного гемостаза. Для решения этой проблемы рекомендуется следующее:

- обработка кровоточащего источника расфокусированным лучом,
- для импульсных лазеров – повысить частоту следования импульсов до значений, обеспечивающих аккумуляцию тепла между ними, достаточную для достижения требуемого эффекта.
- использование комбинированного инструмента, в котором облучение проводится одновременно нацеленными на ткань пучками излучения CO₂ и Nd:YAG лазеров, при этом CO₂ лазер работает как эффективный скальпель, Nd:YAG лазер обеспечивает гемостаз.

Воздействие на твердые ткани

Включает в себя действие мощных, превышающих порог абляции, импульсных ИК лазеров на твердые ткани (кость, эмаль, дентин зуба и т. п.) Этот механизм в принципе сходен с предыдущим рассмотренным ме-

ханизмом (также предполагает расплавление материала и его извержение), но имеет свои особенности, связанные со спецификой облучаемого материала.

Большинство экспериментов проводилось с использованием лазеров Er:YAG и Ho:YAG с продолжительностью импульсов 150 – 200 мкс. Длина волны излучения этих лазеров 2 – 3 мкм определяет высокий показатель поглощения в минералах твердых тканей. Мощность и энергия излучения (плотность энергии импульса до 100 Дж/см² и плотность мощности до десятков МВт/см²) обеспечивают достижение абляционного эффекта.

В экспериментах прослеживались динамика и результаты процесса воздействия с применением методов термографии, спектроскопии и сканирующей электронной микроскопии. Наблюдались следующие закономерности:

- незначительная глубина термических повреждений эмали (меньше 75 мкм) даже при высоких значениях плотности мощности излучения (до 140 Дж/см²),
- вблизи поверхности абляционных кратеров застывший расплав и характерная для облучаемого образца структура (призмы и каналы соответственно в эмали и дентине),
- на поверхности абляционных кратеров – осадок из аблированного вещества – мелкодисперсный застывший расплав и различного вида кристаллические образования.

Существуют две физические модели описания процесса. Первая аналогична модели действия лазерного излучения на мягкие ткани и подразумевает взрывное испарение воды, содержащейся в небольшом количестве в твердых тканях. Однако, как показали многочисленные эксперименты различных исследователей, характер процесса практически не изменяется в лабораторных условиях при предварительном высушивании (дегидратации) объекта облучения (например, костной ткани). Поэтому заслуживает внимания признанная многими исследователями иная, термомеханическая, модель процесса. Согласно этой модели процесс представляется следующим образом. Быстрый разогрев твердого объекта лазерным излучением ведет к плавлению приповерхностного слоя. Плавление идет неравномерно по структуре: сначала плавятся относительно низкоплавкие компоненты, а термостойкие кристаллосодержащие структуры на короткое время сохраняют твердое состояние. При относительно низких значениях плотности энергии излучения происходит импульсный взрывообразный выброс расплава и не успевших расплавиться твердых частиц, то есть происходит явление абляции механического типа. При воздействии более высоких энергий разогрев и расплавление всего облучаемого материала происходит практически одновременно. Выброс материала идет не как серия отдельных взрывов, а путем постоянного взрывного испарения (так называемый термальный или испарительный тип абляции). В действительности, даже

при испарительном типе абляции на периферии облученной области, где температура ниже, происходит механическая абляция. При уменьшении плотности энергии импульса излучения происходит снижение эффективности абляции и, вследствие того, что энергия меньше удаляется из материала с выбросом, увеличивается ее поступление в ткань и увеличиваются термические повреждения.

Недостатки, возникающие при применении лазеров, работающих по взрывному механизму абляции заключаются в следующем.

1) Помимо термических повреждений, возникают механические повреждения, такие как трещины и расколы. Они связаны с термическим расширением твердого материала, нагретого ниже точки плавления.

2) Наблюдается снижение регенераторной способности кости после ее облучения Er:YAG лазером, а при работе с CO₂ лазером появление дефектов (трещины, грубое оплавление и карбонизация поверхности) в обрабатываемой эмали и дентине. Эти явления также обычно связывают с термическими и механическими повреждениями.

Рассмотрим области практического применения ИК лазеров для обработки твердых тканей. Er:YAG лазер чаще всего применяют для обработки твердых тканей зуба, особенно при кариесе. Кроме высокоэффективной абляции и незначительной термической травматизации эмали и дентина, его излучение обладает выраженным бактерицидным эффектом по отношению к кариогенной флоре. Это делает его особенно привлекательным для широкого использования в стоматологии.

Помимо этого, рассмотренные лазеры целесообразно применять в следующих медицинских технологиях:

- для работы на костной и хрящевой ткани,
- для измельчения камней в просветах полых органов, например, в бронхах,
- для обработки протезов любого назначения.

Необходимое условие применения лазеров, работающих в таком режиме, – строгое соблюдение энергетических параметров режима воздействия для каждого конкретного случая, иначе возникают нежелательные последствия из-за термических и механических повреждений обрабатываемых тканей.

Эффективная абляция твердой ткани (эмали зуба) может быть достигнута также с помощью импульсного Nd:YAG лазера при длительности импульса излучения несколько наносекунд. Хотя излучение этого лазера слабо поглощается тканью, но мощность излучения высока (до 35 МВт). Сильный разогрев (до 40 000°C) ведет к возникновению значительных термических напряжений, которые обеспечивают взрывной выброс материала. Отсутствие глубокого термического повреждения и трещин за пределами абляции объясняется высокоэффективным выбросом материала и гашением внутренних напряжений из-за наличия слоя расплава по границе абляционного кратера как своеобразной амортизирующей подкладки.

При меньшей мощности ($\approx 0,5$ МВт в импульсе) происходит поверхностное оплавление минералов и глубокий прогрев ткани.

4.3. Действие лазерного излучения УФ диапазона на биологические ткани

Преимущественно используются эксимерные лазеры ArF (длина волны излучения $\lambda=193$ нм), XeCl ($\lambda=308$ нм), реже KrF ($\lambda=248$ нм). Используются также не эксимерные лазеры, работающие в диапазоне длин волн 211 – 355 нм, например, 3,4 гармоники Nd:YAG и Nd на других кристаллах.

В отличие от ИК излучения, УФ излучение практически не поглощается водой. Излучение XeCl лазера интенсивно поглощается неводными компонентами как мягких, так и твердых тканей. Излучение ArF лазера сильно поглощается белками и ДНК клеток, а в прозрачной ткани роговой оболочки глаза – коллагеном соединительной ткани (коллаген – белковое вещество, относящееся к волокнистым белкам, главная органическая составная часть соединительной ткани).

Энергии излучения, применяемые в экспериментах и клинической практике – от нескольких мДж до нескольких десятков мДж в импульсе. Плотность мощности – от нескольких МВт/см² до 1 ГВт/см² и больше.

Особенности взаимодействия УФ излучения с биотканью связаны с отсутствием поглощения в воде и высокой энергией фотонов (по сравнению с эрбиевым лазером – на порядок выше).

Если энергия фотонов превышает внутреннюю энергию ковалентных связей между отдельными атомами в молекуле, то поглощение УФ излучения ведет к разрыву этих связей, распаду молекул на отдельные фрагменты и взрывообразному образованию атомов, электронов, ионов и фрагментов молекул и со сверхзвуковыми скоростями извержению их вперемежку с нераспавшимися частицами материала. Таким образом и образуется абляционный кратер. Если энергия фотонов недостаточна, то фрагментация молекулы происходит при одновременном двухфотонном воздействии на нее.

В любом случае, фрагменты в виде газового облака с такой высокой скоростью извергаются из объекта, что большая часть заключенной в них тепловой энергии не успевает передаваться на стенки образующегося абляционного кратера. Поэтому разогрев стенок кратера незначителен (по сравнению с действием ИК излучения).

Такие представления о механизме действия УФ излучения на биоткани сложились к началу 80^х гг. прошлого столетия. Дальнейшие экспериментальные исследования уточнили некоторые особенности. Исследовалось действие УФ излучения на различные ткани: мягкие (кожа, роговица), более плотные (хрящ, атеросклеротические бляшки), твердые (дентин, эмаль зуба). Были выявлены следующие закономерности. Рост температуры вокруг кратера в режимах облучения выше порога абляции происходит

линейно (с увеличением энергии излучения (от импульса к импульсу)). При увеличении частоты следования импульсов происходит ускорение нагрева.

Выше порога абляции большая часть тепла отводится испарением. В доабляционных (субабляционных) режимах большая часть энергии (80%) переходит в тепло в приповерхностном слое. Большая часть энергии затрачивается на испарение. Поэтому слой расплава тоньше и термические повреждения меньше. Иногда такой тип абляции называют «холодной абляцией».

Спектральное исследование абляционного материала показало наличие капель воды диаметром 0,1 мкм на высоте несколько сотен мкм над поверхностью. Следовательно, температура облучаемой поверхности низкая (с учетом зависимости температуры от давления 150° С – оценка верхнего предела температуры).

Сравнение с взрывными механизмами абляции показывает, что, хотя зона термического влияния при воздействии эксимерных лазеров меньше и отвод тепла с продуктами абляции больше, но эффективность абляции намного ниже. Толщина удаленного слоя в расчете на 1 Дж энергии излучения у ArF лазера в десятки раз меньше, чем у Er:YAG лазера. Это может быть объяснено следующими причинами:

- энергоемкостью фотоабляционного процесса,
- образованием плазмы и экранировкой поверхности плазмой.

Плазма образуется при мощном воздействии (то есть при достаточной плотности энергии и коротком импульсе). Она вызвана ионизацией продуктов разрушения и движением их от облучаемой поверхности. В результате образования плотного плазменного облака происходит поглощение излучения в нем и экранировка поверхности. Эффектом плазмообразования может быть объяснен и тот факт, что существует энергетический порог (насыщение), выше которого увеличение энергии излучения не приводит к росту темпа абляции.

Сравнение результатов облучения твердых и мягких тканей показывает, что пороги абляции при обработке твердых тканей выше (как и для других лазеров).

Область практических применений УФ лазеров определяется механизмом воздействия их излучения на биоткань. Поскольку производительность абляции низкая, то для крупномасштабных вмешательств, требующих рассечения или ликвидации массивных образований, применение эксимерных лазеров не целесообразно. Наоборот, эти лазеры очень полезны для тонкой, прецизионной работы, когда необходима абляция миниатюрных объемов материалов с минимальным повреждением окружающих тканей. Поэтому эксимерные лазеры рекомендуется применять в следующих случаях:

- в точных операциях на глазу,
- для удаления атеросклеротических бляшек,
- в некоторых операциях на хрящах и кости,

– в стоматологии – для оплавления поверхностных дефектов эмали с целью герметизации зуба от кариогенной среды полости рта и для избирательного удаления кариозных масс из эмали и дентина,

– при малообъемных операциях на некоторых мягких тканях, например, в гортани и в носовой полости.

При воздействии на мягкие ткани можно использовать комбинированное действие в сочетании с лазером, работающим в ближнем ИК диапазоне (для компенсации недостаточной термокоагуляции). Такое комбинированное действие было клинически апробировано при использовании ХеСl и непрерывного Nd:YAG лазеров, энергия которых подавалась на объект через общий (единый) световод. Преимуществами комбинированного применения по сравнению с использованием одного ИК лазера являются прецизионность (высокая точность), и возможность ограничить сверху температуру (исключение карбонизации).

Увеличение термокоагулирующих свойств ультрафиолетовых импульсных лазеров может быть достигнуто также путем увеличения частоты следования импульсов и, в меньшей степени, путем увеличения плотности энергии излучения.

4.4. Эффекты, сопутствующие абляции

Абляция ткани сопровождается термическими повреждениями вокруг зоны абляции. Они оказываются существенными при использовании лазеров видимого и ИК диапазона (тепловой механизм), а также при облучении ткани в субабляционном режиме. При высоком значении показателя поглощения (взрывные механизмы и фотодеструкция) в режиме интенсивной абляции эти повреждения невелики (меньше 100 мкм), причем глубина термических повреждений уменьшается с увеличением плотности мощности излучения. Глубина термических повреждений зависит также от теплопроводности ткани и частоты следования импульсов. Для этих лазеров характерны не только абляция и термические повреждения, но и другие эффекты, которые могут иметь и отрицательное, и положительное значение. Их можно условно разделить на механические и лучевые эффекты.

Механические эффекты

Давление отдачи продуктов разрушения на мишень. Этот эффект был продемонстрирован экспериментально при действии импульса излучения Er:YAG лазера ($\lambda = 2,98$ мкм, $\tau = 200$ мкс) на кусочек предварительно высушенной кости. Высушивали ее для того, чтобы избежать погрешностей в определении массы за счет усыхания в ходе эксперимента. С помощью специальных устройств определяли силу отдачи и изменение массы в процессе воздействия. Выяснилось, что и то, и другое линейно возрастало с увеличением энергии лазерного излучения, причем давление отдачи

совпадало по времени с импульсом излучения. Расчеты показали, что скорость выноса продуктов абляции может приближаться к звуковой.

Ударные волны. Ударные волны, возникающие при действии лазерного излучения на биоткань, исследовались при облучении образца как на воздухе, так и в водной среде. При этом оказалось, что при облучении в водной среде существует несколько пиков ударной волны. Первый из пиков, совпадающий по времени с импульсом излучения, является следствием возникновения плазмы. Считают, что ударная волна рождается в тот момент, когда изначально сверхзвуковая скорость расширения плазмы, снижаясь, переходит звуковой барьер. Второй и последующие пики ударной волны вызваны схлопыванием кавитационных пузырьков, размером до 4 мм, образующихся на поверхности объекта. Основными параметрами, определяющими величину и временные характеристики пиков ударных волн, являются продолжительность и энергия импульса излучения.

При коротких импульсах мощность первого пика увеличивается по сравнению с мощностью последующих пиков. При облучении на воздухе образуется единственная ударная волна, вызванная расширением плазмы. Эксперименты по исследованию ударных волн проводились с различными типами лазеров: Nd:YAG, на красителе, Ho:YAG, УФ лазерами. В частности, было определено, что ударные волны, возникающие при действии эксимерных лазеров (ArF, $\lambda = 193$ нм, KrF, $\lambda = 284$ нм), могут летально повреждать клетки биоткани, причем опухолевые в большей степени, чем нормальные. Одной из причин повреждения является разрушение барьера проницаемости плазматических мембран клетки под действием ударной волны.

При обработке твердых тканей (зуба, кости) необходимо избегать возникновения ударных волн, так как при этом может возникнуть разрушение ткани за пределами зоны абляции. Для этого производится подбор энергии таким образом, чтобы возникало быстрое плавление минералов вокруг абляционного кратера, в котором происходит гашение ударной волны.

Роль механических эффектов в клинической практике.

Роль импульса отдачи ограничивается случаями работы на твердых объектах с малой массой, резкое смещение которых может вызвать повреждение тканей. Например, обработка импульсным лазером миниатюрных костей среднего уха. Их сдвиг может привести к повреждениям образований внутреннего уха, которые исключительно чувствительны к акустическим волнам. Для исключения таких повреждений используют импульсы излучения с малой плотностью энергии (меньше 10 Дж/см^2).

Ударные волны успешно используются для разрушения камней в желчном пузыре и в мочевыводящих путях (лоханки почки, мочеточники, мочевой пузырь). Обычно, в случае большого числа камней, прибегают к оперативному вмешательству или используют литотрипсию (разрушение) с помощью ультразвука или электрогидравлического удара. В последние годы стали применять импульсные лазеры (на красителе, на александрите

$\lambda = 755$ нм, Nd:YAG $\lambda = 1,06$ мкм, Cr-Tu-No:YAG $\lambda = 2,15$ мкм). Для проведения таких операций больному вводят зонд к месту расположения камня, через него подводят световод, торец которого вводят в контакт с камнем. Затем, под рентгеновским контролем, подают энергию. Здесь очень важно не превышать определенных значений энергии, чтобы не допустить разрушения торца световода, что является очень серьезным осложнением операции и требует инструментального удаления осколков, которые могут впиваться в ткань.

Ударные волны могут применяться для разрушения хрусталика при катаракте (Er:YAG лазер) и обработки роговицы. Для предотвращения чрезмерного теплового повреждения роговицы используются сверхкороткие импульсы – пикосекундные и фемтосекундные.

Импульсные лазеры, излучающие в видимой части спектра, широко используются в дерматологии для устранения татуировок. Полагают, что эффект достигается благодаря размельчению частиц красителей, входящих в состав татуировки, под действием ударных волн.

Экспериментально показано, что ударные волны от лазера на красителе ($\lambda = 504$ нм, $\tau = 1,5$ мкс) способны подавлять рост экспериментальной злокачественной опухоли. В опытах под основание опухоли вводили иглу с изогнутым концом, а в нее – световод. Наконечник световода упирался в стенку иглы. Благодаря этому при облучении возникали ударные волны, которые распространялись от иглы в массу опухоли. Возможно, этот эффект найдет применение в клинической практике.

Негативное действие ударных волн.

Ударные волны от эксимерного лазера (XeCl 308 нм), способствующие разрушению атеросклеротических бляшек, могут сильно повредить, расслоить и даже прорвать стенку кровеносного сосуда. Уровень повреждений может быть существенно снижен, если в момент воздействия излучения кровь в сосуде сильно разбавляют водой. Это связано с тем, что пиковое давление ударной волны в воде много меньше, чем в крови.

Негативное влияние ударных волн может проявляться при работе с эксимерными лазерами на коже и Ho:YAG (2,12 мкм) на мягких тканях. Ударная волна по различным волокнистым образованиям может распространяться далеко за пределы области абляции, вызывая негативное влияние на структуры, значительно удаленные от зоны воздействия излучения.

Ударные волны способны изменять проницаемость клеточной мембраны. Это может быть негативным фактором – вызывать гибель клетки, и положительным фактором – введение некоторых лекарств, которые не проникают в цитоплазму обычным путем.

Ударная волна, генерируемая под слоем жидкости, потенциально опасна из-за того, что в момент схлопывания пузырьков могут образовываться свободные радикалы.

Обычно на практике бывает сложно разделить разрушение ткани под действием ударных волн – механическую абляцию – от собственно абляции, вызванной действием фотонов излучения на ткань. Однако на прак-

тике при правильном подборе параметров режимов воздействия, это не очень существенно.

Лучевые эффекты

При взаимодействии лазерного излучения с мишенью возникает несколько видов излучения, совокупность которых называют вторичным излучением. Полнее всего эти виды излучения изучены для эксимерных лазеров. Различают следующие основные виды вторичного излучения (для ХеС1 лазера).

1. Отраженное от объекта лазерное излучение в виде зеркального отражения и диффузного рассеяния.

2. Флюоресценция, возникающая при возбуждении электронов молекул биоткани.

3. Флюоресценция плазмы, генерируемой при плотности мощности излучения выше пороговой.

4. Люминесценция парообразных продуктов абляции.

5. Люминесценция продуктов абляции в виде плотных частиц.

Приведем краткую характеристику видов вторичного излучения

Отраженное излучение монохроматично и совпадает по времени с импульсом. Оно более интенсивно по сравнению с остальными.

Флюоресценция за счет возбуждения электронов может наблюдаться в различных режимах, в том числе субабляционных.

Флюоресценция плазмы наблюдается при высоких значениях плотности мощности излучения. Она кратковременна.

Люминесценция парообразных продуктов возникает в начале абляции и, как и сама абляция, отстает по времени от начала импульса. Продолжается она около 10 нс.

Люминесценция частиц также возникает в начале абляции, но отличается большей длительностью (порядка микросекунды), то есть длится довольно долго после окончания импульса.

Клиническое значение имеют преимущественно первый и последний виды излучения. Рассеяние излучения за пределы операционного поля может представлять опасность для медицинского персонала и больного. Поэтому при операциях с открытым доступом используются очки, а для больного – различные защитные приспособления в области глаз, лучше металлические.

Свечение частиц, извергаемых из абляционного кратера, может использоваться для спектроскопического анализа. При этом возможно различать составные компоненты удаляемого материала, в частности, ионы кальция, магния, липиды. Это используется, например, при ликвидации атеросклеротических бляшек в сосудах для контроля хода операции. Спектрограммы вторичного излучения здорового и кариозного дентина значительно отличаются друг от друга. Это может быть использовано в диагностике при лазерной обработке зуба. Значительная доля вторичного излучения приходится на УФ часть спектра. Это излучение активно по-

глощается неводными компонентами клеток, особенно ДНК. Это потенциально опасно из-за возможности раковой трансформации клеток. Это обстоятельство нужно принимать во внимание при обработке кожи и кариозных зубов. Поэтому ограничено применение ArF лазера (193 нм): на коже его применять не рекомендуется, а при обработке зубов необходима разработка методов надежной защиты мягких тканей полости рта от вторичного излучения. Для работы на коже более приемлемым и безопасным оказывается ХеСl лазер ($\lambda = 308$ нм). Длина его волны и вторичное излучение находятся за пределами области биологического риска для кожных покровов.

5. ОСНОВЫ ПРАКТИЧЕСКОГО ПРИМЕНЕНИЯ ЛАЗЕРОВ В ХИРУРГИИ

5.1. Основные принципы применения лазеров

Бесконтактное применение. В этом случае лазерное излучение доводится до биоткани с помощью системы доставки излучения без касания биоткани. В качестве системы доставки могут быть использованы:

- зеркально-линзовый манипулятор,
- кварцевое или стеклянное волокно (в этом случае ограничена длина волны излучения: ближний УФ, видимый ближний ИК – материалом световода).

Излучение, прошедшее через систему доставки, фокусируется в пятно, размер которого меньше диаметра световода, с помощью фокусирующих элементов (которые могут быть включены в состав манипулятора или являться оконечной частью световода). Световод не обеспечивает сохранность когерентности и коллимации пучка, и излучение выходит из него под довольно большим углом расходимости. Поэтому диаметр фокального пятна при использовании световода много больше, чем при использовании зеркально-линзового манипулятора.

Контактное применение

При контактном методе кварцевое волокно, применяемое для доставки излучения, касается обрабатываемой ткани.

В качестве оптических конечных устройств могут применяться:

- так называемые исследовательские зонды,
- ручные аппликаторы (дефокусированное излучение) могут быть с газовой и жидкостной промывкой,
- фокусирующие манипуляторы,
- эндоскопы,
- операционные микроскопы,
- щелевые лампы (в офтальмологии).

Типичная комбинация: зеркально-линзовый манипулятор и операционный микроскоп. Манипулятор обеспечивает возможность перемещения луча по операционному полю в пределах нескольких сантиметров.

Фокусировка излучения

Может быть осуществлена во всех системах доставки излучения и конечных компонентах, кроме ручных аппликаторов. Фокусировка на желаемое место применения осуществляется при оптическом контроле с помощью юстировочного луча. При поверхностной коагуляции или коагуляции небольших сосудов (диаметром до 4 мм), оказывается более предпочтительным применение расфокусированного пучка.

Размер лазерного пятна можно изменять

- изменением фокусного расстояния фокусирующей линзы,

– варьированием расстояния от линзы до поверхности ткани.

Можно работать как в сходящемся, так и в расходящемся пучке. При работе в сходящемся пучке при слабом поглощении может быть обеспечена большая равномерность плотности мощности излучения по глубине ткани (уменьшение плотности мощности излучения за счет ослабления при поглощении компенсируется ее увеличением за счет фокусировки). Однако, если изменение плотности мощности излучения трудно контролировать, лучше работать в расходящемся пучке, чтобы избежать нежелательно высоких плотностей энергии. При работе в сходящемся пучке необходимо принимать в расчет, что оптический показатель преломления биоткани больше, чем воздуха, поэтому в ткани фокус располагается глубже, чем в воздухе.

Кварцевое волокно можно применять для эндоскопических целей. Часто используется жидкостное или газовое охлаждение наконечника волокна. При применении волокна принципиальное значение имеет его наконечник. Возможны различные варианты, в частности:

- плоский конец (оголенное волокно),
- в виде фоконка (обеспечивает большую расходимость),
- с «горячим» наконечником – металлический колпачок, в центре которого иногда делают отверстие, через которое часть излучения достигает ткани.

Наконечник преобразует световую энергию в тепло (оптический перенос энергии отсутствует, тепло передается теплопроводностью), сапфировые наконечники (шарообразный, цилиндрический – для коагуляции, конический – для рассечения). Сапфир прозрачен для широкого диапазона длин волн, физиологически нейтрален, устойчив к воздействию кислот и щелочей, обладает высокой температурой плавления (~2000°C) и очень высокой теплопроводностью среди неметаллов. Сапфировые наконечники надеваются на конец волокна. Они изменяют определенным образом характеристики лазерного излучения, выходящего из волокна, и приспосабливают к эффекту коагуляции эффект выпаривания. Сапфировые наконечники могут использоваться как в эндоскопической, так и в обычной хирургии. Заостренные сапфировые наконечники сильно концентрируют излучение и поэтому могут использоваться для рассечения ткани. При применении закругленных наконечников достигается равномерное распределение излучения, и обеспечивается последующая коагуляция. Применение цилиндрических сапфировых наконечников с плоским основанием эффективно для достижения гемостаза.

Области применения лазеров

1. На поверхности тела

На поверхности тела лазерное излучение стало применяться раньше всего – с 1963г. (в дерматологии), это связано с простотой доступа и контроля. Сейчас лазер применяется практически на всех органах челове-

ского тела, но поверхность тела остается одной из главных областей применения.

Показания к применению лазерного излучения делятся на 2 основные группы:

- 1) удаление или коагуляцию кожных новообразований,
- 2) лечение изменений и аномалий развития внутрикожных сосудов.

Для удаления и коагуляции кожных новообразований в основном используют Nd:YAG и CO₂ лазер (CO₂ – в основном для удаления). Для лечения кожных пигментаций применяют Ar лазер, лазеры на красителях (большое поглощение меланином), реже Nd:YAG лазер. Для удаления татуировок применяют Ar и CO₂ лазеры. Предпочтение отдается CO₂ лазеру. При использовании вместе с ним операционного микроскопа удается удалить окрашенные кожные слои без повреждения лежащих ниже слоев. Для объемных структур (папилломы, глубокие татуировки) используют режимы (CO₂ лазер) мощность $P = 15 - 20$ Вт, диаметр пятна в фокусе $d_{\text{фок}} = 0,8 - 1$ мм, частота следования импульсов $f = 5$ Гц, при длительности воздействия $\tau : 0,05$ с. В дерматологии могут быть использованы лазеры, работающие на длине волны сильного поглощения тех элементов, которые должны быть удалены или коагулированы, часто используют эксимерные лазеры.

При лечении изменений и аномалий развития внутрикожных сосудов существуют различные подходы – в зависимости от положения сосудов.

а). В лечении изменений поверхностных сосудов хорошо себя зарекомендовали аргоновый и Nd:YAG лазеры при бесконтактном применении. Достоинствами Ar лазера здесь являются небольшая глубина проникновения излучения и высокое поглощение гемоглобином. Это определяет высокую эффективность применения Ar лазера. Nd:YAG лазер целесообразно использовать для лечения более глубоко расположенных или обширных сосудистых патологий, так как у него больше мощность и глубина проникновения излучения в биоткань.

Рассасывание происходит спустя 6 – 8 недель, и повторное воздействие можно проводить только после этого. Во время облучения не наблюдается видимой поверхностной коагуляции (ожога кожи).

Небольшие пучки вен лечатся при следующих параметрах воздействия аргонового лазера: мощность излучения $P = 5$ Вт, диаметр облученной области $d = 0,5$ мм, длительность воздействия $\tau = 0,02$ с, частота $f = 6$ Гц.

Пучки вен диаметром больше 1 мм с большим трудом поддаются лечению аргоновым лазером. Тогда используют Nd:YAG лазер мощностью $P = 20 - 30$ Вт, $d = 0,5$ мм, $f = 10 - 20$ Гц.

б). Для лечения подкожных и смешанных форм (например, гематом) Ar лазер не применим из-за малой глубины проникновения: могут быть ожоги кожи. Даже обычное применение Nd:YAG лазера дает ожоги кожи. Охлаждение поверхности может осуществляться с помощью кубиков льда (хлорэтил или физраствор достаточного эффекта не дают). Они достаточно прозрачны (: 50% излучения проходит). Используют следующие ре-

жимы обработки: $P = 50$ Вт (Nd:YAG лазер), $d = 0,5$ мм, скорость сканирования $V_{скан} = 0,1 - 0,5$ мм/с. Кубики льда должны иметь плотный контакт с кожей для достаточного охлаждения.

Другой способ другой способ заключается в использовании гибких световодов. Световод помещают внутрь просвета сосуда. Производится тепловое разрушение стенки сосуда $P = 10 - 15$ Вт, время воздействия $\tau_{возд} = 1 - 5$ с (Nd:YAG лазер). Конец световода должен свободно омываться кровотоком, чтобы не был поврежден.

2. Эндоскопия

Эндоскопические операции отличаются малой травматичностью, уменьшается риск послеоперационных инфекций и других осложнений, уменьшаются сроки заживления. Использование лазерного излучения, кроме своих обычных преимуществ, в эндоскопии позволяет добиться дальнейшей миниатюризации. В эндоскопических операциях могут быть использованы различные типы лазеров.

СО₂ лазер очень хорошо показал себя для осуществления разрезов, как идеальный операционный нож. Но с ним используют только жесткие эндоскопы (излучение СО₂ лазера обычно передается системой направляющих зеркал, параметры воздействия: $P = 15 - 20$ Вт, $d = 0,8 - 1$ мм, $\tau = 0,2$ с, $f = 5$ Гц). Если разрез осуществляется за два или несколько проходов, то длительность воздействия нужно уменьшить, чтобы достичь более точных ограничений по глубине.

При проведении эндоскопических операций важным условием является полный отсос дыма, появление которого связано с работой лазера.

Излучение Nd:YAG лазера может передаваться через очень тонкие и гибкие световоды. Поэтому высоки и потенциальные возможности его применения. Световод вводится в эндоскоп через рабочий канал, его дистальный конец располагается в месте воздействия на биоткань. Применяется также аргоновый лазер. Принципиально возможными являются не только контактные, но и бесконтактные методы лечения: образование коагуляционного слоя размером несколько мм вокруг фокуса.

Лазерная эндоскопия используется также в фотодинамической терапии. При этом обычно используются лазеры на красителе, Ag, на парах меди. Облучение (поверхностно или интерстициально) производится через 24 часа после внутривенной инъекции.

3. Открытая хирургия

а). Операции в полостях тела

Хирургическое вмешательство не свободно от операционных и послеоперационных осложнений. Большие проблемы доставляют кровотечения во время и после операций, осложнения после операций на печени, (излияние желчи), на поджелудочной железе, селезенке и почках. В детской хирургии кровопотери в 50 мл уже приводят к угрожающему для

жизни шоку и поэтому требуют переливания крови. Поэтому разрабатывают и применяют различные методы и технику, позволяющие снижать кровопотери:

- инфракрасный коагулятор,
- фибриновое склеивание (фибрин – нерастворимый белок, образующийся из растворимого – фиброгена плазмы крови; образование фибрина является конечным этапом свертывания крови),
- ультразвуковой рассекатель и лазер.

Поэтому лазер сейчас применяется в операциях практически на всех органах.

В нейрохирургии применяют лазер в черепно-мозговых операциях для иссечения опухолей, коагуляции нервных сплетений в мозге и т.п. Используются аргоновый и Nd:YAG в бесконтактном применении, а также CO₂ лазер – для иссечения небольших опухолей и в случаях, когда окружающие структуры должны быть меньше повреждены. Nd:YAG предпочтительно использовать из-за коагуляционных свойств, большой проникающей способности и большого рассеяния в ткани – для удаления и коагуляции больших сосудистых и опухолевых масс.

Преимуществом лазерного воздействия является точно определенная глубина проникновения в ткань и малая степень травмирования прилегающих тканей. Кроме того, в отличие от метода электрокоагуляции здесь нет необходимости неврологического мониторинга в процессе операции (например, электроэнцефалограмм).

В открытой торакальной хирургии лазер применяется в операциях на легких (бесконтактный метод, Nd:YAG лазер), для лечения свищей (и контактный и бесконтактный методы).

Лазерное воздействие применяется в открытых операциях на брюшной полости для резекции кровенаполненных органов (необходимы следующие параметры воздействия $P = 90 - 100$ Вт, $d = 0,5$ мм, $V_{\text{реза}} < 1$ мм/с). Чтобы кровь не поглощала все излучение, она устраняется с помощью физраствора.

Еще одна область применения – рассечение врожденных и постоперационных спаек; применяют Nd:YAG лазер (контактно) и CO₂ лазер. Для лечения кист и абсцессов применяют Nd:YAG лазер (контактно и бесконтактно).

б) Туловище и шея.

Операции открытой лазерной хирургии на туловище и шее – удаление молочной железы (Nd:YAG бесконтактно или CO₂). Преимущества: малые кровопотери и травматизация окружающих тканей и сведение к минимуму риска рассеяния опухолевых клеток во время операции.

Другие применения – коагуляция или закупоривание свищей, врожденных или приобретенных.

в). Хирургия конечностей

Показаниями являются механически раздражаемые изъязвы или новообразования. Например, костные шпоры, кисты. Преимущественно используют CO₂ лазер. С его помощью эти структуры полностью испаряют, что препятствует возникновению новообразований.

Другое применение CO₂ лазера – операции на костных, в частности бедренных суставах при гемофилии, когда применение лазера препятствует кровопотерям.

5.2. Особенности течения раневого процесса после воздействия на ткань излучения хирургического лазера

После любого хирургического вмешательства образуется рана. В ней происходит ряд биологических процессов, результатом которых является заживление раны. Раневая реакция представляет собой сложный многоэтапный процесс, в котором участвуют как местные факторы, так и целые системы организма. Течение раневой реакции после лазерных операций имеет, однако, ряд характерных особенностей, которые еще до конца не изучены. Описание течения раневого процесса здесь представлено по работам А.И.Неворотина. Рассмотрим вначале вкратце картину изменений в ткани после нанесения обычного (не лазерного) повреждения.

Течение раневого процесса **при незначительных повреждениях** изучено детально многими исследователями, в том числе в экспериментах на ткани человека. В этих экспериментах добровольцам наносился разрез бритвой кожи предплечья длиной 10 мм и глубиной 0,5 мм. При этом в зону повреждения входил эпидермис и верхняя часть дермы (рисунок 15а). Сразу после травмы имело место некоторое расхождение краев раны без кровотечения (рисунок 15б). Небольшой интервал времени между моментом нанесения раны и началом кровотечения объясняется кратковременным спазмом рассеченных сосудов дермы в ответ на их механическое повреждение. После этого 1,5 – 2 мин. происходит кровотечение. Оно прекращается благодаря образованию в просветах пересеченных сосудов тромбов, состоящих в основном из тромбоцитов. Одновременно на поверхности раны и в ее глубине происходит образование внесосудистого сгустка из излившейся крови (рисунок 15в). В его состав входят плазма, эритроциты, тромбоциты, другие форменные элементы крови, а также фрагменты клеток эпидермиса и дермы, разрушенных при разрезе. Свертывание происходит при действии тромбоцитов, эритроцитов и некоторых других элементов.

После остановки кровотечения в дерме происходит расширение просвета сосудов, переполнение их кровью (гиперемия) и повышение их проницаемости. Из сосудов выходит плазма крови, это приводит к отеку тканей в области раны. Развивается очаг воспаления, или инфильтрат. После первых суток из просвета сосудов выделяются нейтрофилы и моноциты,

начинается фагоцитоз, то есть захват и разрушение погибших клеток. Кроме того, инициируется заживление.

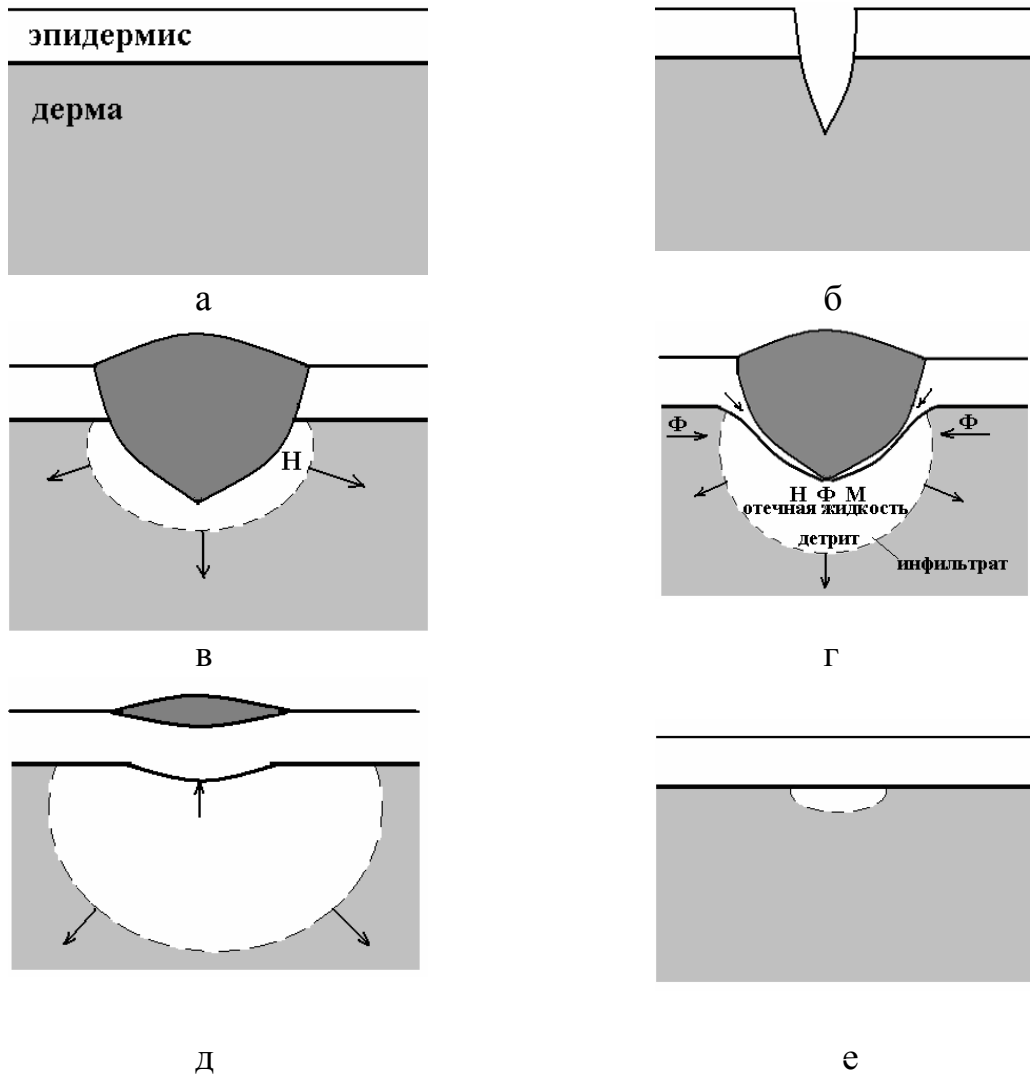


Рисунок 15. Динамика изменений в эпидермисе и дерме после нанесения незначительного повреждения:

Н – нейтрофилы, М – моноциты, Ф – фибробласты, детрит – фрагменты клеток эпидермиса и дермы.

Параллельно нарастанию размеров инфильтрата происходит размножение базальных клеток эпидермиса и за счет этого движение всего его слоя из противоположных краев раны по направлению к центру. Этот процесс называется эпителизация (рисунок 15г). Растущие края погружаются и охватывают основание сгустка. На третьи сутки эпителизация завершается, что выглядит как смыкание противоположных краев эпидермиса друг с другом. Позднее поверхность эпидермиса поднимается, а струп истончается и слущивается.

В дерме после завершения эпителизации происходит деление фибробластов и приток их к центру раны из неповрежденных участков кожи. Поэтому размеры инфильтрата несколько увеличиваются (рисунок 15д).

Фибробласты формируют коллагеновые и эластиновые волокна, которые являются основой дермы. Приток фибробластов прекращается к концу III недели, когда эпидермис уже полностью нормализуется и фагоцитоз прекращается, т.е. область раны очищена (рисунок 15е).

В целом, в начальной стадии (1 – 7 сутки) доминируют воспалительные процессы, позднее – конструктивные процессы.

При крупных повреждениях тканевые изменения по месту нанесения раны имеют более масштабный характер, а завершаются много позднее. Рассмотрим отдельно его особенности.

1). Кровотечение значительное, начинается через несколько секунд после нанесения раны. В ходе операции это время (до кровотечения) используют для фиксирования и перевязки пересеченного сосуда. Вне клиники кровотечения прекращается само за счет механизма гемостаза, при очень крупных повреждениях необходимо оказание неотложной помощи.

2). Увеличение масштаба повреждения. После остановки кровотечения просвет раны несколько увеличивается. В течение 1 – 2 суток происходит увеличение зоны повреждения и некроза тканевых элементов за пределами раневого дефекта. Увеличение повреждения связано со следующими факторами.

- нарушением трофики (питания) клеток из-за локального нарушения кровообмена,
- потерей жидкости из стенки раны, которая губительна для клеток,
- выделением в области раны ряда молекулярных агентов, способных добывать поврежденные клетки.

Особенно прогрессирует некроз после тепловых ожогов 3-ей и 4-ой степени.

3). Воспаление. Начинается в первые часы после остановки кровотечения. Достигает максимума через 3 – 7 суток. Затем постепенно идет на убыль, если нет негативных факторов (бактериальное заражение, значительная кровопотеря, общее ослабление организма и т.п.). Воспаление сопровождается гиперемией (расширение просвета сосудов и переполнение их кровью) и отеком (выход жидких элементов крови за пределы сосудов). Внешне эти реакции проявляются покраснением и припухлостью ткани в месте воспаления. Помимо этого, возникает болевая реакция из-за сдавления нервных окончаний отечной жидкостью и смещения рН в кислую сторону в результате происходящих биологических процессов.

4). Формирование грануляционной ткани и эпителизация. Начиная с 5 – 7 суток после нанесения раны от периферии очага к его центру происходит конструктивная работа, которая состоит в формировании грануляционной ткани, прорастании ее кровеносными капиллярами и эпителизации поверхности раны. Основу грануляционной ткани составляют фибробласты и продуцируемые ими коллагеновые и эластиновые волокна. Фибробласты размножаются и мигрируют из неповрежденной ткани в центр раны. Продуцируемые ими соединительные волокна заполняют область раневого дефекта под кровяным сгустком. Кровяной сгусток постепенно

рассасывается, прорастая волокнами, а затем и кровеносными капиллярами.

Одновременно с развитием грануляционной ткани, с краев раны начинается продвижение к центру раны эпидермиса, которое заканчивается лишь после завершения формирования грануляционной ткани.

В отличие от здоровой дермы, грануляционная ткань содержит множество воспалительных клеток, в ней происходит интенсивный фагоцитоз погибших клеток и их фрагментов. Поэтому грануляционная ткань функционально несовершенна. Также, как и тонкий дермис над ней, она легко ранима и недостаточно защищена. Грануляционная ткань занимает пространство, намного превышающее зону начального повреждения.

5). Заживление. Покрытая эпидермисом грануляционная ткань существует при небольшой ране 3 – 4 недели. За это время в ней уменьшается число «воспалительных» клеток, а воспалительная реакция постепенно затухает. При очень крупной или осложненной ране грануляционная ткань может существовать месяцами и даже годами. В благоприятных условиях в грануляционной ткани происходят дальнейшие изменения, ведущие к ее резкому сокращению и заживлению раны. Это завершающая стадия раневой реакции. При относительно небольших и неосложненных ранах на месте повреждения остается лишь небольшое уплотнение или рубец, состоящий в основном из коллагеновых волокон. Но рубец может вызывать косметические проблемы, а также сугубо клинические проблемы:

- рубцы могут существенно сузить просветы естественных каналов в организме,

- крупные рубцы могут препятствовать движениям пальцев, конечностей, даже туловища (контрактура).

Процесс заживления раны протекает быстрее и легче после местного обморожения или операции, осуществляемой сильно охлажденными инструментами (так называемая криохирургическая операция).

Воздействие излучения хирургического лазера

1. Кровотечение

Излучение лазеров, в особенности работающих в ближнем ИК диапазоне (тепловой механизм), вызывают разогрев ткани. При этом происходит денатурация белков, причем не только клеток, но и плазмы крови. Коагуляция плазмы крови в сосудах приводит к немедленной остановке кровотечения. При работе с Nd:YAG лазером и аналогичными по принципу действия лазерами коагуляция крови происходит так быстро, что кровотечения вообще не наблюдается, и хирург работает на «сухом» операционном поле. Лазерный гемостаз неэффективен только для крупных сосудов: для артерий диаметром больше 0,5 мм и вен диаметром больше 2 мм. В таких ситуациях остановка кровотечения достигается обычными хирургическими методами (перевязка сосудов).

Импульсные ИК лазеры дают меньший гемостаз, однако его можно усилить при увеличении частоты следования импульсов. Наименее эффективны в этом отношении эксимерные лазеры, поэтому их целесообразно

использовать на бескровных тканях (роговица, хрящ, твердые ткани зуба) и тканях с малым кровообращением, либо совместно с Nd:YAG лазером.

Способность к эффективному гемостазу является большим достоинством, так как снижается кровопотеря и облегчается сам процесс выполнения хирургической операции. Но это является также и недостатком, который пока не всегда осознается. Лазерный гемостаз может влиять на ход последующей раневой реакции, так как в ране отсутствует кровяной сгусток, который является источником биологически активного соединения PDGF – пластинчатого фактора роста. PDGF (platelet-derived growth factor) – мощный естественный стимулятор начальных этапов раневого процесса, его источник – тромбоциты кровяного сгустка и внутрисосудных тромбов, позднее – макрофаги.

2. Начальные изменения и увеличение масштаба повреждений

Как и при других ранениях, в случае лазерного облучения структура и функции ткани вокруг места нанесения раны резко нарушаются. Эти нарушения изменяются во времени. Структура лазерной раны сразу же после воздействия (через 5 – 7 секунд) выглядит так.

Ближе всего к абляционному дефекту располагается зона полной инактивации. Она характеризуется тотальным подавлением активности энзимов (абсолютный показатель некроза), деструкцией и грубыми повреждениями ткани и клеток. За этой зоной следует область, где активность частично сохранена, а структурные повреждения выражены менее значительно (зона частичной инактивации). Между зоной частичной инактивации и нормальной тканью находится несколько рядов клеток, в которых энзимная активность такая же, как и в нормальной ткани (зона нормальной активности), однако имеются структурные дефекты, которые различаются для различных типов лазеров (Nd:YAG – набухание митохондрий, ХеСl – резкие нарушения эндоплазматического ретикулума).

При действии Nd:YAG лазера кровотечения нет, наблюдается коагуляция крови без заметного тромбообразования, при действии ХеСl лазера возникает кровотечение, которое завершается образованием компактных тромбов, полностью герметизирующих сосуды.

Со временем зона полной энзимной инактивации распространяется на две другие зоны и далее расширяется в сторону ткани, которая была нормальной сразу после воздействия. Максимальная скорость увеличения размеров некроза отмечается в первые сутки, а через 2 – 3 суток после воздействия рост области некроза останавливается.

Размеры области некроза в результате возрастают

- в 3 – 4 раза при Nd:YAG дистанционном воздействии,
- в 2 – 2,5 раза при Nd:YAG контактном воздействии,
- в 1,5 – 2 раза при ХеСl контактном воздействии.

Область некроза заполняется нейтрофилами и макрофагами, начинается фагоцитоз. Однако после воздействия Nd:YAG лазера, особенно при высокой мощности и дистанционном режиме, погибшие клетки оказываются устойчивыми к фагоцитозу.

3. Воспаление

Воспалительная реакция в ткани после лазерного облучения происходит аналогично раневым повреждениям другой природы. Однако при воздействии Nd:YAG и даже CO₂ лазера темпы раневой реакции значительно замедляются, а сроки заживления возрастают.

Главной причиной этого является снижение эффективности резорбции (рассасывания) некротизированной облучением ткани макрофагами и нейтрофилами, т.е. имеет место блокада фагоцитоза, связанная с резким изменением биологических свойств облученной ткани. При этом приток лейкоцитов в поврежденную область не уменьшается, а усиливается. Существует предположение, что под влиянием высоких температур внутримолекулярные связи и трехмерная организация белковых молекул изменяются настолько существенно, что они, с одной стороны, воспринимаются лейкоцитами как чужеродные белки, а с другой стороны, становятся неуязвимыми к действию макрофагов.

Таким образом, блокада фагоцитоза тормозит развитие раневого процесса, так как формирование полноценной грануляционной ткани и последующее заживление возможны только после полного удаления некротических масс их очага поражения. В этом отношении эксимерные лазеры оказывают меньшее негативное влияние на ткань. При использовании Nd:YAG лазера негативные последствия могут быть уменьшены путем снижения интенсивности излучения или путем уменьшения размеров некроза в ходе операции.

Вопрос о возможности приобретения тканью антигенных свойств еще окончательно не решен. На такую возможность необходимо учитывать, в особенности, в отношении людей с нарушениями иммунной системы, и в особенности при повторной лазерной операции.

4. Развитие грануляционной ткани, эпителизация и заживление

Эти процессы в облученной лазером ткани в принципе происходит так же, как и при обычных раневых повреждениях. Но сроки заживления могут удлиняться для некоторых лазеров. Так, применение Ho:YAG лазера удлиняет сроки заживления, а Er:YAG – нет. Кроме того, лазерное излучение может привести к формированию более крупного рубца, чем в случае резаной раны. Возможно, это происходит из-за избытка лейкоцитов, которые стимулируют приток избыточного количества фибробластов, из которых и образуется область рубца.

Для того чтобы снизить последствия недостатков лазерной хирургии, необходимо при планировании и проведении операции придерживаться следующих принципов.

– Объем хирургического вмешательства должен сводиться к минимуму.

– При работе в режиме абляции с непрерывным Nd:YAG лазером или с лазером, близким к нему по длине волны, например с диодным лазером, предпочтительно использовать контактный способ с заточенным наконеч-

ником, чтобы повысить точность выполнения операции и уменьшить объем поражения.

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

– С этой же целью, движение наконечника по ткани должно проводиться с одинаковой скоростью. Отработку оптимальной скорости и тренировки навыков проводят на подопытных животных или фантоме.

– С этой же целью, по возможности, целесообразно охлаждать место операции физиологическим раствором. При работе с УФ лазерами обрабатывать тканевую поверхность антиоксидантами. Это снижает повреждение ткани свободными радикалами, которые возникают в клетках при облучении УФ излучением.

– При работе с импульсными лазерами в режиме абляции для уменьшения объема термонекроза предпочтительнее работать с короткими мощными импульсами при малой частоте их следования. При этом уменьшается распространение тепла вглубь ткани.

– При работе с любыми лазерами (в абляционном и субабляционном режимах) для обеспечения гемостатического эффекта время облучения должно быть ограничено. Если через 2 – 3 секунды после начала облучения кровотечение не останавливается, нужно прекратить подачу энергии и останавливать кровотечение обычными методами.

– При работе с любыми лазерами (в абляционном и субабляционном режимах) для коагуляции незлокачественных опухолей на поверхности или в толще ткани доза энергии лазерного излучения должна быть сведена к минимуму. Это обеспечивает более короткое время заживления и меньший рубец.

– В случаях злокачественных опухолей глубина термонекроза в большинстве случаев должна превышать размеры опухоли, чтобы исключить возможность метастазирования.

6. ПРИМЕРЫ ПРИМЕНЕНИЯ ЛАЗЕРОВ В РАЗЛИЧНЫХ ОБЛАСТЯХ МЕДИЦИНЫ

6.1. Лазерные технологии в дерматологии

Применение лазеров в медицине началось с воздействия на поверхность тела. Первые успешные попытки лазерных хирургических операций на кожных покровах относятся к середине 60-х гг. и сейчас методы лазерной хирургии применяются для манипуляций на коже намного чаще, чем на любых других тканях. Это объясняется следующими факторами:

- исключительным разнообразием и распространенностью кожной патологии и различных косметических дефектов,
- относительной простотой и приемлемой стоимостью большинства лазерных операций (по сравнению, например, с эндоскопическими процедурами) в дерматологической практике в связи с поверхностным расположением объектов воздействия.

Все виды лазерных хирургических вмешательств в дерматологии могут быть условно подразделены на 2 типа:

I тип – операции, в ходе которых проводят абляцию участка пораженной кожи, включая эпидермис,

II тип – операции, избирательно нацеленные на ликвидацию патологических структур без повреждения целостности эпидермиса.

Для операций II типа принципиальным является вопрос выбора лазера, излучение которого селективно поглощается эпидермисом. Для операций I типа излучение поглощается более или менее равномерно всеми слоями кожи.

Операции I типа

К ним относятся процедуры, нацеленные на одномоментное удаление патологического объекта в ходе операции путем его иссечения.

Чаще всего используют непрерывный CO₂ лазер достаточно высокой мощности 15 – 25 Вт. Это обеспечивает получение плотности мощности сфокусированного излучения до 100 кВт/см². При таких условиях удаляют:

- келлоидные рубцы,
- крупные сосудистые опухоли,
- бородавки,
- пигментные образования, другие патологические образования,
- проводят некоторые манипуляции на ногтях.

При проведении такой операции объект как бы иссекается лучом.

Кроме непрерывного CO₂ лазера используют:

- импульсный CO₂ лазер ($\tau = 200 - 400$ мкс),

- непрерывный и импульсный Nd:YAG лазеры ($\lambda = 1,06$ мкм), при этом для локализации воздействия применяют световод с заостренным наконечником,
- ХеСІ лазер (308 нм),
- Но:YAG лазер (2,12 мкм).

В принципе, миниатюрные разрезы при быстром последующем заживлении можно проводить с помощью KrF (248 нм) и Er:YAG (2,94 мкм) лазеров. Но они обычно не применяются по следующим причинам:

- из-за сложности систем доставки излучения для обоих лазеров,
- из-за потенциальной мутагенности KrF лазера (поглощение излучения идет в том числе и молекулами ДНК).

СО₂ лазер используют также для послойного удаления (абляции) патологической ткани. При этом используют расфокусированный пучок, при этом плотность мощности излучения меньше.

Таким образом, производится удаление следующих поверхностных объектов:

- злокачественных опухолей,
- потенциально злокачественных опухолей,
- ряда доброкачественных новообразований,
- крупных послеожоговых струпов,
- производится ликвидация воспалительных кожных заболеваний (грануляция кожи лица),
- кист,
- инфекционных кожных поражений (например, бородавок при иммунодефиците, рецидивирующих бородавок, глубоких кожных микозов),
- сосудистых поражений,
- образований, обуславливающих косметические дефекты (глубоких угревых рубцов, эпидермальных родимых пятен и т.п.),
- ряд других образований.

Трудноизлечимые бородавки обрабатываются также лазером на красителе: $\lambda = 585$ нм, $d_{обл} = 5$ мм, $\tau = 450$ нс, $\varepsilon = 6,25 - 7,5$ Дж/см². При этом уменьшается число осложнений (кровотечение, рубцевание, вторичная инфекция, рецидив) по сравнению с СО₂ лазером. В некоторых дерматологических операциях используется Er:YAG лазер ($\varepsilon : 10$ Дж/см²), он позволяет проводить очень точные, малотравматичные операции, практически не образует рубцов. Удаляются родимые пятна, татуировки, различные опухоли.

Расфокусированный пучок СО₂ лазера используют также в сугубо косметической процедуре, так называемой дермабразии, то есть послойном удалении поверхностных слоев эпидермиса с целью омоложения облика пациента. Для этого рекомендуется использовать СО₂ лазер, работающий в импульсном режиме. Длительность импульса должна быть меньше 1 мкс, чтобы избежать выраженных термических повреждений.

Операции II типа

К операциям II типа относят процедуры, в ходе которых добиваются лазерного повреждения определенных подкожных образований без нарушения целостности кожного покрова. Это цель достигается подбором длины волны и режима облучения, которые обеспечивают поглощение излучения хромофором мишени, и это приводит к ее разрушению и/или обесцвечиванию.

Поглощение излучения может осуществляться

- гемоглобином эритроцитов многочисленных и расширенных сосудов при винных пятнах,
- пигментом меланином различных кожных образований,
- окрашенными инородными частицами, вводимыми под эпидермис при татуировке или попадающими туда в результате других действий.

Чаще всего используются лазеры, работающие в видимой части спектра.

Идеальным условием лазерной хирургии в операциях II типа было бы избирательное поглощение излучения только мишенью и полное отсутствие поглощения за ее пределами. Однако так не получается. В базальном слое эпидермиса содержится пигмент меланин, он интенсивно поглощает в видимой, ближней ИК и ближней УФ областях спектра. Излучение в видимой части спектра поглощается также цитохромами и флавиновыми энзимами клеток эпидермиса дермы. (Цитохромы – группа окислительно-восстановительных ферментов, которые участвуют в процессах тканевого дыхания, играя роль переносчика электронов. Цитохромы относятся к белкам-пигментам. Флавины – желтые пигменты с зеленой флуоресценцией. Входят в состав витаминов, флавопротеинов и флавиновых ферментов. Играют большую роль в окислительных процессах в организме.) Таким образом, при лазерном облучении мишени, расположенной под поверхностью, некоторое повреждение эпидермальных клеток неизбежно, поэтому реальная клиническая задача сводится к поиску режимов облучения, при которых удавалось бы достичь максимального поражения объекта при наименьшем повреждении эпидермиса с расчетом на его последующую регенерацию.

При планировании операции необходимо выбрать параметры режима облучения: длину волны излучения, плотность мощности, длительность импульса, частоту следования импульсов. Эти параметры определяют с учетом накопления тепла между импульсами. Обычно принимается, что за время между импульсами температура должна снизиться на величину, равную половине прироста температуры за время импульса. Если длительность импульса или частота их следования слишком велики, то температура между импульсами снижается меньше (рисунок 16). Это может привести к недопустимому повышению температуры ткани вокруг мишени.

Для выбора оптимальных параметров облучения уже в 1983 г. были сформулированы следующие соображения, которые остаются актуальными и сейчас:

1) основные тканевые хромофоры (гемоглобин крови и меланин эпидермальных клеток) поглощают излучение интенсивнее для более коротких длин волн излучения,

2) излучение проникает тем глубже, чем больше длина волны излучения (эффективность поглощения в глубоких слоях кожи увеличивается с увеличением λ),

3) чем меньше размеры мишени, тем короче должен быть импульс,

4) при слишком коротком импульсе еще до разогрева мишени произойдет ее разрушение ударной волной.

В соответствии с этими соображениями в каждом конкретном случае выбираются режимы воздействия.

1. При облучении патологических сосудов при винных пятнах предпочтительно использование лазера с достаточно большой длиной волны, соответствующей одному из пиков поглощения гемоглобина (418, 540, 577 нм), миллисекундные длительности импульса. В этом случае

– поглощение излучения меланином будет незначительным (условие 1),

– относительно большая длина волны обеспечит достаточно глубокое воздействие (условие 2),

– длительность импульса довольно велика, соответствует крупным размерам мишени (сосуды) (условие 3).

2. При ликвидации татуировок выбор длины волны излучения должен соответствовать цвету частиц, длительность импульса много меньше (на 4 – 5 порядков) – наносекунды, для того, чтобы добиться механического разрушения частиц при минимальном термическом повреждении других структур (условие 4).

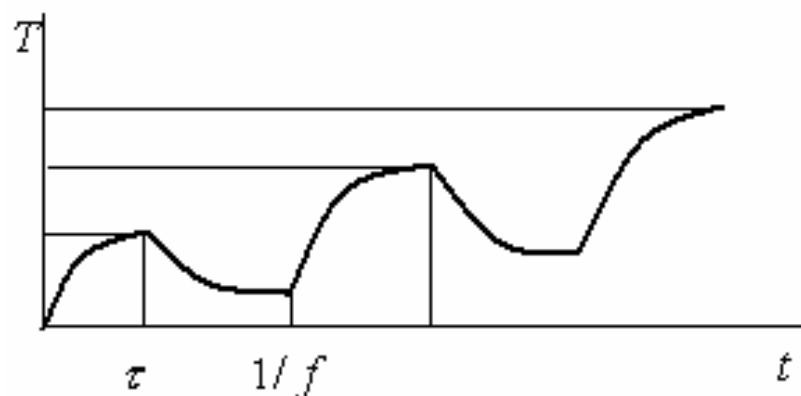


Рисунок 16. Накопление тепла при многоимпульсной обработке.

Рассмотрим наиболее типичные виды патологических и косметических дефектов кожи, а также способы их оптимального удаления лазерным излучением.

1. Винные пятна (PWS)

Морфологически они представляют собой врожденное доброкачественное образование, расположенное в толще дермы и состоящее из сплетения кровеносных сосудов разного калибра и степени кровенаполнения. Они значительно различаются по локализации и размерам, иногда достигают по площади сотен квадратных сантиметров. Цвет может варьироваться от нежно-розового до темно-пурпурового. С возрастом эти образования темнеют. Обычно они располагаются вровень со здоровой кожей, но иногда могут выступать над ее поверхностью.

В большинстве случаев они вызывают психологические страдания, в особенности при расположении на лице. При локализации на складках кожи, около глаз или в углу рта возможна травматизация участков винных пятен или функциональные проблемы.

Для лечения винных пятен применяют обычно следующие типы лазеров.

Таблица. 13 Лазеры, используемые для лечения винных пятен.

Тип лазера	Длина волны, нм
Ar	488/515
На красителе с аргоновой накачкой	577, 585
На красителе	514, 577, 582, 585
На парах меди	578
На бромиде меди	
Kr	568
YAG :Nd с удвоенной частотой	532

Рассмотрим условия их применения и особенности.

а). Применение непрерывного Ar лазера обеспечивает ликвидацию патологических сосудов, но его излучение значительно поглощается в меланине эпидермиса. Это приводит к выраженным повреждениям, таким как:

- высыпания пузырьков,
- формирование грубого струпа,
- рубцевание,
- гипопигментация в обработанной области.

Все это ведет к устойчивому нарушению естественного рисунка и фактуры ткани. Этот лазер рекомендуют для лечения темно-вишневых, зрелых пятен. Чаще используют в паре с лазером на красителе по схеме: облучение Ar лазером, интервал 10 месяцев, облучение лазером на красителе.

б). Меньшие осложнения получаются при использовании лазера на красителе с аргоновой накачкой (длительность импульса $\tau = 30 - 990$ мс).

в). При использовании обычного лазера на красителе (flash-lamp dye laser) после лечения нередко появляется сыпь на многих частях тела. Тем не менее, эти лазеры рекомендованы для лечения винных пятен у детей и даже младенцев. Длительность импульса $\tau = 450$ мс, большая площадь одновременно облучаемой зоны.

г). Аналогичный клинический эффект у Cu лазеров. Импульсы короткие 20 – 40 нс, частота следования импульсов высокая 10 – 50 кГц. Для предотвращения перегрева цепь импульсов разбивают на серии продолжительностью 75 – 300 мс.

д). Kr лазер и Nd:YAG лазер с удвоенной частотой, импульсы наносекундной длительности. Kr лазер безопасный, так как газ криптон – инертный и нетоксичный.

Характерной особенностью винных пятен является то, что значительная часть патологических сосудов располагается весьма глубоко (8 – 10 мм), причем наибольший вклад в специфическую и неприятную окраску вносят именно глубоко расположенные сосуды. Для повышения эффективности лазерного воздействия на эти сосуды целесообразно использовать лазеры с широким пучком, с фокусировкой на мишень (угол расходимости 5 – 25°), а также использовать внутривенное введение красителя и выбор лазера с длиной волны, соответствующей цвету красителя.

Для профилактики термических повреждений эпидермиса была испытана система импульсного охлаждения облучаемой поверхности кожи.

Применение той или другой длины волны излучения определяется также разновидностью винных пятен. Так, при малом числе сосудов наилучшие результаты дает лазер на парах меди (578 нм), при большом – аргоновый лазер. Эффективность воздействия может ощутимо изменяться даже при изменении длины волны на несколько нанометров. При использовании лазера на красителе при $\lambda = 577$ нм энергия поглощается на участках сосудов, прилежащих к эпидермису, при $\lambda = 585$ нм – распределение поглощения более равномерное, как в отдельных сосудах, так и во всей их массе. Однако, при правильном выборе остальных параметров воздействия (плотность мощности излучения, частота следования импульсов) различие в клиническом эффекте оказывается незначительным.

На результат лазерного воздействия по поводу винных пятен может сильно влиять цвет кожи пациента. У лиц со смуглой кожей наблюдается большее повреждение эпидермиса.

Нужно отметить, что ни одна из схем лечения не дает безупречного вида кожи. В лучшем случае обработанная поверхность после полного заживления выглядит примерно так же, как после обширного и удачно излеченного ожога. Но и такой вид много лучше исходного и устраивает большинство пациентов.

В конце 1996 г. были предприняты попытки применения лазера на красителе для лечения еще одного кожного поражения – псориаза. (Псо-

риаз, чешуйчатый лишай – хроническое рецидивирующее заболевание, характеризующееся появлением на коже красноватого цвета бляшек и пятен, покрытых слоистыми серебристыми плотными чешуйками.) Считают, что основой псориаза так же является патология кожных сосудов, но малого калибра и с воспалительным компонентом. Параметры режима облучения: $\lambda = 585 \text{ нм}$, плотность энергии за один импульс $\varepsilon_{\text{имп}} = 6,5 - 8,0 \text{ Дж/см}^2$, $\tau = 360 - 450 \text{ мс}$, $d_{\text{обл}} = 5 \text{ мм}$. Через 8 – 9 недель после облучения наблюдалось уменьшение степени эритемы, шелушения и инфильтрации на месте облученных псориазных поражений. Но для окончательных выводов об эффективности метода требуются более масштабные исследования и длительные наблюдения.

2. Пигментированные поражения кожи

Это многочисленная группа врожденных или приобретенных поражений, при которых в патологический процесс оказываются вовлеченными меланин–продуцирующие клетки эпидермиса. Это веснушки, пигментные и родимые пятна и другие пятна, постлевопалительные пигментации.

Их можно лечить блочным или послойным удалением излучением CO_2 лазера или Ho:YAG лазера (операции I типа). Другой вариант – использование лазеров видимого диапазона (рубиновый, Nd:YAG с удвоенной частотой, на парах меди, на красителе, криптоновый). Излучение поглощается меланином. Вместо абляции имеет место термическая коагуляция и некроз всех структур пигментированного образования. За ними следует раневая реакция, которая заканчивается эпителизацией и локальным рубцеванием.

Таблица 14. Лазеры, используемые в дерматологии для коагуляции пигментированных структур

Тип лазера	Длина волны, нм
Рубиновый	488/515
Nd:YAG с удвоенной частотой	532
На парах меди	578
На бромиде меди	
На красителе	
Kr	568

3. Татуировки

Татуировка представляет собой скопление инородных включений в поверхностных слоях дермы, придающее кожным покровам неестественную и устойчивую во времени окраску за счет цвета этих включений.

Различают следующие разновидности татуировок:

1. Любительские татуировки (наколки) в виде всевозможных рисунков, не отличающихся художественной ценностью. Они наносятся самоуч-

ками. В качестве красителя, как правило, используются взвеси угольных частиц (сажа) в воде. Взвесь вводят подкожно иглами.

2. Профессиональные татуировки, монохромные или разноцветные. Выполняются художниками, специализирующимися в этой области. В качестве красителей используют соединения

- ртути (красный цвет),
- марганца (пурпурный),
- хрома (зеленый),
- кадмия (желтый),
- кобальта (синий).

3. Косметические татуировки. Наносят обычно на кожу губ, век и бровей с использованием одного из перечисленных выше красителей.

4. Медицинские татуировки иногда возникают по месту подкожного введения некоторых лекарственных препаратов.

5. Травматические татуировки являются результатом попадания под эпидермис всевозможных инородных частиц небольшого размера в результате травм.

Размеры частиц красителя для татуировок составляют обычно 150 – 200 мкм. Это делает невозможным удаление их путем механизма фагоцитоза, так как размер фагоцитирующей клетки много меньше. Некоторые из татуировок можно удалить только вместе с участком кожи: электрокаутером, соскабливанием, послойным удалением CO₂ лазером, в особенности, если в составе красителя присутствует кадмий (желтый цвет). В остальных случаях возможно применение более щадящего метода, позволяющего избежать образования рубцов: дробление частиц красителя до размеров, совместимых с возможностью фагоцитоза. С этой целью используют импульсные лазеры не диапазона, обычно видимое излучение. Чаще всего используют рубиновый лазер ($\lambda = 694$ нм, $\epsilon = 4 - 8$ Дж/см², $\tau = 20 - 40$ нс). Процедуру обычно проводят без анестезии, после ее окончания поверхность кожи на 15 – 20 мин становится белесой из-за скопления под ней газообразных продуктов абляции. Проводят 6 – 8 сеансов (при цветных татуировках), с интервалами между сеансами 6 – 12 недель.

Используют также импульсные лазеры: Nd:YAG, на александрите (755 нм), Nd:YAG с удвоенной частотой. При использовании лазера на александрите для удаления черных и синих татуировок возможно почти полное удаление татуировки и сохранность фактуры кожи, остается лишь небольшая гипопигментация, которая исчезает после солнечного загара. В остальных случаях остаются небольшие нарушения фактуры кожи и рубцовые изменения, но много меньше, чем при других методиках удаления татуировок.

6.2. Лазерные технологии в стоматологии

Основными преимуществами использования стоматологического лазера при лечении зубов являются следующие:

- более быстрый процесс заживления и снижение рисков заражения,
- меньшее число необходимых стоматологических процедур, нет неприятных шумов бормашины при проведении операций,
- проведение операций без анестезии или применение частичной анестезии в случае необходимости,
- лечение лазером позволяет снять пораженные ткани зуба, не затрагивая здоровые (щадящий метод),
- лазерная стоматология является более точной.

Спектр применения лазеров в стоматологии очень широк. Сюда относятся следующие области:

- кариесология,
- эндодонтия – лечение полости зуба и корневых каналов(эндодонта),
- имплантология,
- ортодонтия – лечение и предупреждением аномалий развития зубов и челюстно-лицевого скелета,
- отбеливание,
- лечение заболеваний слизистой оболочки полости рта.

Операции, при которых активно используется стоматологический лазер:

- обнаружение кариесных полостей,
- пломбирование зубов и подготовка зубов для пломбирования,
- лечение чувствительных зубов – лазер позволяет лечить зубы, чувствительные к горячим и холодным продуктам и напиткам,
- удлинение коронки зубов и пластика десен,
- удаление мягких тканей и складок – безболезненный способ избавиться от избыточных тканей, которые могут образоваться за зубами и деснами,
- коррекция проблем связанных с движением языка – многие люди имеют проблемы с движением языка, использование лазерного излучения может помочь ослабить мышцы и увеличить диапазон движения для лучшей подвижности, эта операция может также быть эффективна для людей с дефектами речи,
- лечение язв в ротовой полости – применение лазерного излучения ускоряет процесс заживления язв и уменьшает боль вокруг пораженных зон,
- доброкачественные опухоли – любые опухоли которые образовались в сторону щеки, губы или десны могут быть устранены без разрезов с использованием процедур лазерной стоматологии,
- отбеливание зубов – лазерное излучение позволяет отбелить зубы и улучшает внешний вид мягких тканей вокруг зуба.

Рассмотрим вкратце некоторые из применений лазеров в стоматологии.

Лечение повышенной чувствительности зубов

Данная патология до сих пор является заболеванием, наименее успешно поддающимся лечению, справиться с проблемой бывает очень сложно, а положительный эффект нередко кратковременный. Применение эрбиевого лазера позволяет снять чувствительность сразу же. После воздействия излучением на чувствительный зуб пациент отмечает полное отсутствие болевых ощущений на температурные, тактильные раздражители и на воздействие воздушным пото-

ком, а дополнительная обработка дентин-протектором увеличивает стойкий положительный эффект.

Лечение заболеваний слизистой оболочки полости рта

С помощью эрбиевого лазера можно успешно лечить лейкоплакию, красный плоский лишай, гиперкератозы, афты. Преимущества применения лазерных технологий: простая нетравматичная техника операции, с минимальным некрозом. Благодаря бесконтактному воздействию лечение безболезненное. Быстрое заживление. Эффективно использование эрбиевого лазера в лечении герпетической инфекции: происходит быстрое снятие боли, отсутствуют рецидивы, при локализации герпеса на губах сохраняется чёткость красной каймы губ.

В эндодонтии (лечении каналов) лазер применяется для дезинфекции корневого канала при пульпитах и периодонтитах. Эффективность бактерицидного действия лазерного излучения, по данным Института лазерной медицины (Ульм, Германия), близка к 100%. Бактерицидный эффект заключается в следующем. Излучение лазера поглощается водой, которая всегда присутствует в клетке бактерии. Вода, поглощая излучение, испаряется и разрушает микробную клетку. Преимущество обработки канала лазером: надежный бактерицидный эффект, качественное высушивание канала, что, в свою очередь, в целом влияет на конечный результат лечения.

С помощью лазерного излучения производится

- эктомия пульпы,
- моментальное испарение пульпы без боязни сломать мелкие инструменты в канале зуба,
- запечатывание дентинных канальцев и стенок каналов зуба, в размягченных инфицированных каналах происходит как бы "остекленение" и не надо их пломбировать,
- стерилизация канала, эта процедура тоже может производиться с помощью лазера без применения бактерицидных препаратов, что решает проблему труднопроходимых (сильно искривленных или узких) каналов.

Хирургия мягких тканей

Лазеры широко применяются при различных хирургических операциях. Преимущество использования лазерного излучения заключается здесь в значительно меньшем, по сравнению с традиционными режущими инструментами, кровотечением во время операции, меньшим отеком тканей, уменьшением объёма рубцевания, в 2 – 3 раза сокращаются сроки заживления.

Пародонтология

Эрбиевый лазер используется для удаления поддесневых отложений с поверхности корня зуба и бактерицидного воздействия на воспаленные ткани зубодесневого кармана (строение зуба – см. рисунок 17). При обработке используется система обратной связи, которая заключается в следующем. При попадании диагностирующего излучения на скопления поддесневых отложений, содержащие микроорганизмы, появляется флюоресцирующее свечение, регистрируемое электронной системой установки. Если флюоресцирующий сигнал превышает заданный пороговый уровень, то начинается обработка ткани, а если сигнал ниже пороговой величины, то обработка прекращается. Таким образом, становится

возможным удалением поддесневых отложений без повреждения твердых тканей корня зуба.

Преимущества системы обратной связи: уменьшается травма мягких тканей, отпадает необходимость в прямом визуальном (хирургическом) доступе в закрытый зубодесневой карман, постоянная цифровая индикация показывает остаточный налёт, подлежащий удалению. Полное удаление конкрементов происходит без риска повреждения цемента корня. Щадящее механическое воздействие при лечении лазерным излучением позволяет избежать тянущего усилия на ослабленный зуб.

В парадонтологии используется также метод фотодинамической терапии.

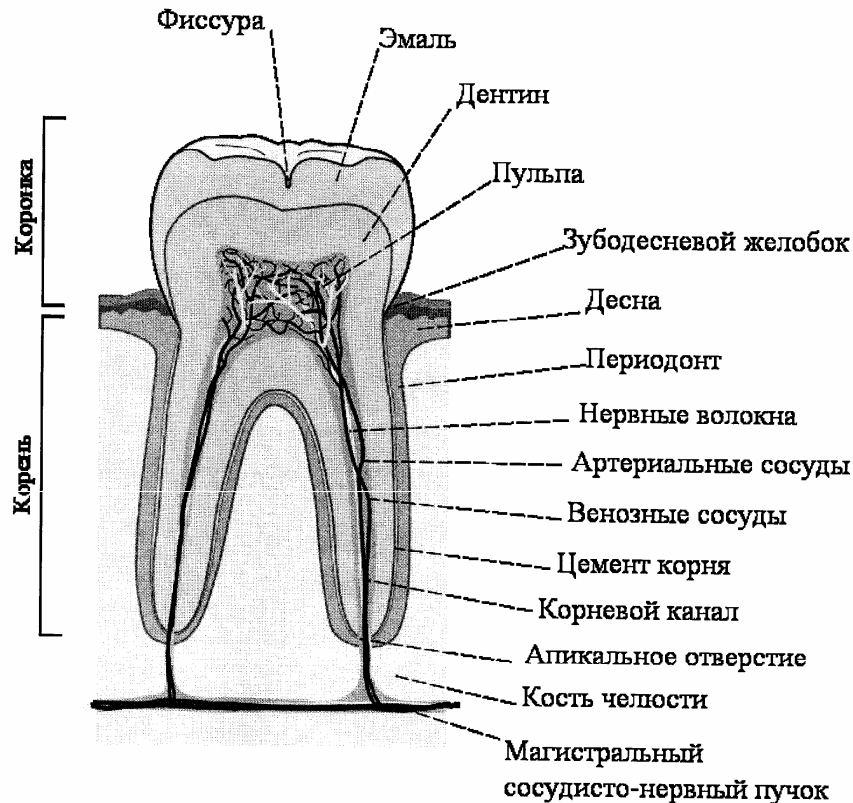


Рисунок 17. Строение зуба.

Имплантология

С использованием лазерных технологий производится

- подготовка под имплантант,
- раскрытие импланта бескровным методом.

Ортодонтия

С применением лазерного излучения производится

- высвобождение непрорезавшихся, неправильно растущих зубов с последующей одномоментной установкой брекет-системы,
- снятие брекетов без отрицательных последствий для эмали,
- ликвидация десневых карманов при дефектах прорезывания зубов.

Лечение с помощью лазера характеризуется легкостью и быстротой, отсутствием постоперационных кровотечений и отеков. Полное заживление наблюда-

ется через 8 – 14 дней. Отпадает необходимость дополнительной перевязки, нет ограничений в еде и образе жизни.

Щадящее отбеливание

Природная белизна зубов со временем утрачивается. Причинами этого являются частое употребление чая, кофе, красного вина или ягод, темных продуктов питания, а также курение табачных изделий, которое придает желтый оттенок эмали с коричневым налетом. Горячие и холодные блюда вызывают тепловое расширение или сужение зубной эмали, вследствие чего пятна проникают в более глубокие слои эмали. Также на цвет зубной эмали могут повлиять генетические причины и применение антибиотиков. С возрастом неизбежно меняется цвет зубов. Эмаль истончается, поверхности передних зубов становятся более плоскими, и цвет зубов меняется из-за потери прозрачности. Вместе с тем вырабатывается вторичный дентин, который в свою очередь углубляет изменение цвета. Комбинация истонченного непрозрачного слоя эмали и увеличенная выработка более темного и матового дентина создают цвет «старческих зубов».

Многие стоматологические клиники предлагают широкий спектр стоматологических услуг, в числе которых успешно развивается направление эстетической стоматологии. Популярность отбеливания зубов растет с каждым днем. За последние годы значительно возрос интерес к различным процедурам, улучшающим внешний вид зубов, в том числе к многочисленным видам отбеливания.

В настоящее время существует несколько методов отбеливания зубов: механический, химический способ, лазерное отбеливание зубов и фотоотбеливание. Механический способ производится с помощью специализированных зубных паст. При традиционном химическом способе применяются химически активные вещества, такие как 35%-ная перекись карбамида, а также хлориды, перекись мочевины и перекись водорода, одним из продуктов разложения которых является атомарный кислород. Но наибольшую популярность в последнее время получило лазерное отбеливание зубов. Отбеливание зубов лазерным излучением является очень эффективным, безболезненным и сохраняет стойкий результат на долгое время. Оно основано на существующем ранее способе «интенсивного отбеливания». При этом методе зубы окрашивают раствором на основе перекиси водорода, затем идет процесс нагрева лампами в пределах одного часа для активации раствора. При интенсивном отбеливании процедура должна повторяться несколько сеансов. Это представляет неудобство для пациента и стоматологи обоснованно не рекомендуют этот способ.

Отбеливание зубов лазерным излучением позволяет добиться непревзойденного результата всего за один раз. Процедура заключается в следующем: на зубы наносится гель на основе перекиси водорода или хлорида натрия, содержащий минералы, фториды и другие составляющие, который затем активизируется лазерным излучением. Выделяется кислород, проникает в эмаль и дентин, и в течение нескольких секунд отбеливает эмаль зуба. Ранее при отбеливании зубов лазером использовалось излучение с дли-

ной волны 488 и 514 нм. Процедура отбеливания занимала достаточно много времени и необходимость посещения врача стоматолога доходила до нескольких недель. Современные технологии, использующие диодный и инфракрасный лазер, позволяют значительно сократить время. Новые системы приборов имеют длину волны 810 нм, что позволяет обработать практически всю челюсть очень быстро. Аппарат индивидуально корректирует степень воздействия на каждый зуб, что позволяет достигать равномерного изменения цвета эмали.

Во время процедуры зубы слегка покалывает, но это лишь единственное маленькое неудобство. В дальнейшем зубы не становятся чувствительными, не возникает болезненных ощущений от горячего чая или мороженого и эффект лазерного отбеливания зубов сохраняется несколько лет.

Как известно, лазерное излучение обладает бактерицидным свойством. Поэтому при отбеливании зубов лазером происходит одновременно профилактика от кариеса. Кроме того, по исследованиям российских и западных ученых лазерное отбеливание зубов способствует увеличению плотности эмали зуба до 35%.

Применение лазеров для препарирования твердых тканей зубов: лечение кариеса

Типичный лазерный аппарат для препарирования твердых тканей зубов состоит из базового блока, преимущественно на основе эрбиевого лазера, генерирующего излучение определенной мощности и частоты, световода и лазерного наконечника, которым врач непосредственно работает в полости рта пациента. Включение и выключение аппарата осуществляется с помощью ножной педали.

Для удобства работы выпускаются различные типы наконечников: прямые, угловые и т.п. Все они оборудованы системой охлаждения вода–воздух для постоянного контроля температуры и удаления продуктов разрушения твердых тканей.

Препарирование происходит следующим образом: лазер работает в импульсном режиме, с частотой порядка 10 Гц. Импульс излучения, попадая на твердые ткани, испаряет слой ткани толщиной около 3мкм. Микровзрыв, возникающий вследствие нагрева молекул воды, выбрасывает частички эмали и дентина, которые немедленно удаляются из полости водно-воздушным спреем. Процедура абсолютно безболезненна, поскольку нет сильного нагрева зуба и механических предметов (бора), раздражающих нервные окончания. Поэтому при лечении кариеса отпадает необходимость в анестезии. Препарирование происходит достаточно быстро, однако врач способен точно контролировать процесс, немедленно прервав его одним движением. Отсутствует эффект остаточного вращения турбины после прекращения подачи воздуха. Легкий и полный контроль при работе с лазером обеспечивает высочайшую точность и безопасность.

После препарирования лазерным излучением получается идеальная полость, подготовленная к пломбированию. Края стенок полости закругленные, тогда как при работе турбиной стенки перпендикулярны поверхности

зуба, и приходится после препарирования проводить дополнительное финирирование. После лазерного препарирования отсутствует "смазанный (переходный) слой", так как нет вращающихся частей, способных его создать. Поверхность абсолютно чистая, не нуждается в протравке и полностью готова к бондингу (нанесению адгезивного слоя).

После обработки на эмали не остается трещин и сколов, которые обязательно образуются при работе борами. Кроме того, полость после препарирования лазером остается стерильной и не требует длительной антисептической обработки, так как излучение эрбиевого лазера уничтожает патогенную флору.

При работе лазерной установки пациент не слышит пугающего неприятного шума бормашины. Звуковое давление, создаваемое при работе лазером, в 20 раз меньше, чем у высококачественной импортной высокоскоростной турбины. Этот психологический фактор порой является решающим для пациента при выборе места лечения.

Кроме того, препарирование лазером – процедура бесконтактная, то есть ни один из компонентов лазерной установки непосредственно не контактирует с биологическими тканями – препарирование происходит дистанционно. После работы стерилизационно подвергается только наконечник. Кроме того, продукты разрушения твердых тканей вместе с инфекцией не выбрасываются с большой силой в воздух, как это происходит при использовании турбины, а сразу же осаждаются струей спрея. Это позволяет организовать беспрецедентный по своей безопасности санитарно-эпидемиологический режим работы стоматологического кабинета, позволяющий свести до нуля всякий риск перекрестной инфекции, что сегодня особенно актуально.

Кроме несомненных практических преимуществ, применение лазера может существенно уменьшить время посещения врача. Работая с лазерным излучением, врач исключает из повседневных расходов боры, кислоту для травления, средства антисептической обработки кариозной полости, резко снижается расход дезинфицирующих средств. Время, затрачиваемое врачом на лечение одного пациента, сокращается более чем на 40%. Экономия времени достигается за счет следующих причин:

- 1) меньше времени на психологическую подготовку пациента к лечению,
- 2) отпадает необходимость в проведении премедикации и анестезии, занимающей от 10 до 30 минут,
- 3) не нужно постоянно менять боры и наконечники – работа только одним инструментом,
- 4) обработка краев полости не требуется,
- 5) нет необходимости в травлении эмали – полость сразу готова к пломбированию.

Подводя итог, можно выделить следующие несомненные преимущества лечения кариеса зубов лазером:

- отсутствие шума бормашины,
- практически безболезненная процедура, нет необходимости в анестезии,
- экономия времени до 40%,

- отличная поверхность для связи с композитами,
- отсутствие трещин эмали после препарирования,
- нет необходимости в протравке,
- стерилизация операционного поля,
- отсутствие перекрестной инфекции,
- положительная реакция пациентов, отсутствие стрессов,
- высокотехнологичный имидж врача стоматолога и его клиники.

Таким образом, лазерная технология лечения кариеса является более совершенной, чем традиционные методы лечения кариеса. У этой технологии большое будущее, и повсеместное внедрение лазерных систем в стоматологическую практику – лишь вопрос времени.

Фотодинамическая терапия при лечении пародонтита

Фотодинамическая терапия возникла как прогрессивный метод лечения онкологических заболеваний. Дальнейшее развитие фотодинамической терапии привело к расширению областей ее применения на другие медицинские приложения. В частности, в настоящее время фотодинамическую терапию используют при лечении пародонтита. Пародонтит – заболевание, при котором воспаление десны распространяется на другие ткани пародонта.

Пародонт – сложный аппарат, окружающий и удерживающий зуб. К нему относятся прилегающая к зубу десна, мышечные связки, удерживающие зуб внутри кости челюсти и сама костная ткань челюсти, окружающая корень зуба.

В развитии заболеваний пародонта большую роль играет общее состояние нервной и эндокринной систем, нарушение витаминного баланса, снижение естественного иммунитета организма. К факторам, способствующим заболеванию пародонтитом относятся: аномалии прикуса, перегрузка опорных зубов при неправильном выборе ортопедических конструкций, нависающие края пломб и край искусственной коронки. Имеет значение также нарушение функции жевания – употребление только мягкой пищи, что снижает естественное самоочищение зубов и способствует накоплению мягкого зубного налета. На самой ранней стадии пародонтит представляет собой поверхностное воспаление десны – гингивит. При этом еще не происходит деструктивных изменений пародонта, в микробной биопленке мягкого зубного налета существует несколько видов микробов, которые являются причиной воспаления. Ядовитые продукты их жизнедеятельности, оказавшись в десневой бороздке, разрушают и инфицируют подлежащие ткани. При пародонтите легкой степени тяжести происходит формирование неглубоких патологических карманов (пространство между корнем зуба и отслоившейся десной). При пародонтите средней степени тяжести затронуты более глубокие ткани, опорный аппарат зуба и костная ткань челюсти постепенно разрушаются. Формируются глубокие патологические десневые карманы, в которых скапливаются микроорганизмы. Продукты их жизнедеятельности, токсины, разрушая опорный аппарат зубов и окружающую костную ткань, приводят к дальнейшему росту этих карма-

нов. Симптомы этой стадии заболевания – сильная кровоточивость десен, подвижность зубов, неприятный запах изо рта. Самая запущенная форма заболевания – пародонтит тяжелой степени. Его характерные признаки – наличие очень глубоких пародонтальных карманов и необратимая потеря кости. Как следствие очень сильная кровоточивость десен, выраженная подвижность зубов (вплоть до их самопроизвольного выпадения), гнойное отделяемое из костных карманов с характерным запахом.

Лечение заболеваний пародонта до настоящего времени остается сложной и нерешенной медицинской проблемой. В последние годы отмечается неуклонный рост заболеваемости. Особенно увеличивается число пациентов молодого и среднего возраста. По данным ассоциации ВОЗ за 2002 год в сложном комплексном лечении заболеваний пародонта нуждается 44% работоспособного населения в возрасте 35 – 44 лет.

К традиционным способам лечения пародонтита относят антибиотическую терапию, ультразвуковую чистку, хирургический метод и озонотерапию. Более чем в 95% случаев пародонтологическое лечение пациентов ограничивается удалением зубных отложений ручными или ультразвуковыми инструментами. Это приводит к ликвидации клинических проявлений, но не обеспечивает длительной стабилизации процесса. Хирургическое лечение пародонтита является на сегодняшний день наиболее эффективным способом получения стабильных положительных результатов. Оно позволяет удалить глубоко расположенные зубные отложения, грануляции, которые недоступны при проведении закрытого терапевтического воздействия. Практически недоступными для традиционной обработки остаются щелевидные костные карманы, зоны фуркаций и другие участки сложного анатомического строения корней зубов.

Применение лазеров открывает новые возможности, позволяя врачу стоматологу предложить пациенту широкий спектр минимально инвазивных, фактически безболезненных процедур в безопасных для здоровья стерильных условиях, отвечающих высочайшим клиническим стандартам оказания стоматологической помощи.

Фотодинамическая терапия является двухкомпонентным методом лечения. На первой стадии происходит нанесение на десну пациента специального геля–маркера (фотосенсибилизатора), созданного на основе зеленой водоросли спируллины и представляющий собой концентрат растительного пигмента хлорофилла. Хлорофилл обладает способностью накапливаться в патологически измененных клетках десневой ткани, не затрагивая здоровые клетки.

Примерно через 10 минут, после смывания остатков геля, на пораженную пародонтитом десну направляют излучение лазера видимого диапазона. Основное свойство фотосенсибилизатора – максимум поглощения приходится на красный диапазон спектра, с учетом этого подбирают лазер необходимой длины волны.

Под воздействием света в тканях происходит фотохимическая реакция, в ходе которой хлорофилл распадается, выделяя активный кислород. В

результате выделения кислорода патологические клетки и болезнетворные бактерии погибают, так как их мембраны не имеют защитного холестеринного покрытия, и кислород с легкостью разрушает их. Воспаленные ткани, выстилающие карман, удаляются. Подчас даже одного сеанса достаточно, чтобы снять воспаление и кровоточивость десен.

В настоящее время разработаны и используются следующие фотосенсибилизаторы, пригодные для лечения парадонтита: хлорид толониума (толуидиновый синий), метиленовый синий, радохлорин, фотолон, фотодитазин.

Для того чтобы получить оптимальные результаты, нужно учесть следующие характеристики фотосенсибилизатора:

- тип клеток для связывания фотосенсибилизатора,
- концентрации, при которых он наиболее эффективен,
- длина волны и интенсивность лазерного излучения, требуемые для его активации,
- концентрация, при которой он проявит предполагаемый токсический эффект,
- его растворимость в воде и окружающих липидах,
- степень ионизации.

В фотодинамической терапии обычно используются типы лазеров, действующие в видимом красном диапазоне длин волн, в частности, полупроводниковые лазеры с длиной волны 633 – 635 нм или 660 – 670 нм. Для эффективного уничтожения микробов с применением лазерного излучения плотность мощности излучения должна быть порядка 200 мВт/см². Первая антибактериальная фотодинамическая лазерная система разработана в 1991 году фирмой Helbo (Австрия).

Длительность сеанса фотодинамической терапии определяется количеством зубов, в области которых необходимо провести лечение и, как правило, не превышает 1,5 часов. Время воздействия па один зуб от 60 до 120 секунд. На курс требуется 1 – 2 сеанса. Повторно лечение с использованием лазерного излучения рекомендуется провести через 6 – 8 месяцев.

Исследования теплового эффекта во время процедуры показали, что изменения температуры были ниже 0,5°С, а прилегающие ткани не были повреждены термическими или химическими ожогами.

К достоинствам фотодинамической терапии следует отнести следующее:

- возможность избежать использования агрессивных антисептических препаратов и антибиотиков,
- возможность избежать хирургических манипуляций на тканях десны (или снизить их до минимума),
- формирование защитной фотокоагуляционной пленки – заживление и восстановление тканей происходит быстрее, при этом пленка также играет роль повязки, не давая микробам повторно проникать в ткани пародонта,
- гель–маркер не токсичен, не имеет вкуса, не вызывает аллергических реакций,

– высокая эффективность метода – уничтожение 92% патологических клеток уже за первую процедуру.

6.3. Лазерные технологии в офтальмологии

Лазерная диагностика в офтальмологии

Ангиография.

Исследование сосудистой системы и гемодинамики глазного дна является одним из важнейших средств ранней диагностики тяжелых патологических изменений органа зрения и, в конечном счете, профилактики преждевременной слепоты.

Наибольшее распространение для исследования гемодинамики в настоящее время получили флюоресцентная ангиография и ангиоскопия глазного дна. Эти методы обладают большой информационной емкостью. Флюоресцентная ангиография с фоторегистрацией позволяет зафиксировать результаты исследования.

Перед исследователем, который работает над усовершенствованием и разработкой аппаратуры для исследования гемодинамики глазного дна, встают следующие задачи:

1) выбор фотоприемника, имеющего достаточно высокую чувствительность как в видимом, так и в ближнем инфракрасном диапазоне и дающего возможность оперативно регистрировать и воспроизводить в реальном времени динамическую картину кровообращения глазного дна,

2) выбор соответствующего источника освещения глазного дна, который излучает в диапазоне возбуждения применяемых контрастирующих красителей и позволяет достаточно простым способом изменять длину волны излучения.

Желательно, чтобы источник освещения в нужном диапазоне излучения имел возможно более узкую ширину спектра, лучше всего излучение на одной линии максимального поглощения соответствующего красителя. Применение источника освещения с такой характеристикой исключает высокую общую засветку глаза.

Выбранный фотоприемник должен обладать как можно большей чувствительностью в рабочем диапазоне, что даст возможность снизить уровень освещенности глазного дна.

Фотоприемник должен иметь разрешающую способность, достаточную для передачи мелких деталей глазного дна, и высокое отношение сигнал–шум для воспроизведения изображения глазного дна с необходимым контрастом.

Применение в качестве источника света лазера позволяет получить максимальную спектральную плотность излучения в нужном участке спектра и исключить засветку глазного дна на других длинах волн, при этом отпадает необходимость в применении узкополосного фильтра с низким коэффициентом пропускания. Непосредственно во время исследования или во время воспроизведения ранее сделанной записи могут быть определены

следующие параметры: калибр сосудов в некотором выбранном сечении глазного дна, площадь, занимаемая сосудами на глазном дне, доля сосудов определенного заданного калибра, распределение сосудов по калибрам, скорость распространения красителя и др.

Диагностические возможности голографии.

Особый интерес для голографической диагностики представляет орган зрения. Глаз является органом, позволяющим получать изображение его внутренних сред обычным освещением извне, так как преломляющие среды глаза являются прозрачными для излучения видимого и ближнего инфракрасного диапазона. Наибольший подъем исследований и разработок систем объемного отображения в офтальмологии связан с появлением лазеров, когда появились потенциальные возможности широкого использования голографического метода.

Метод флюоресцентной ангиографии состоит в возбуждении люминесценции красителя, введенного в кровь, и одновременной фоторегистрации изображения глазного дна.

Традиционные методы оптической голографии сталкиваются с принципиальными трудностями их практической реализации в офтальмологии, в первую очередь из-за низкого качества получаемых объемных изображений. Существенно повышение качества объемных изображений достигается в случае использования однопроходной голографической регистрации, каковой является регистрация прозрачных микрообъектов методами голографии.

Лазерная коррекция зрения

Лазерная коррекция зрения это передовое направление современной офтальмологии. Достижения в области лазерной хирургии зрения позволяют сегодня раз и навсегда решить проблему плохого зрения для миллионов людей с различными формами нарушения рефракции.

Дефекты зрения.

Близорукость (миопия) – наиболее частый дефект зрения, при котором световые лучи, отраженные от удаленных предметов и попадающие в глаз, фокусируются не на сетчатке, а перед ней. Развитие близорукости связано либо со слишком сильной преломляющей силой роговицы и/или хрусталика, либо с тем, что глазное яблоко слишком вытянуто вдоль оси.

Дальнозоркость (гиперметропия) – рефракционное нарушение, при котором световые лучи фокусируются за сетчаткой. Развитие данного вида аметропии связано либо со слабой преломляющей силой роговицы и/или хрусталика, либо с короткой переднезадней осью глаза.

Астигматизм – рефракционное нарушение, при котором во взаимно перпендикулярных меридианах (осях) глаза наблюдается различная степень или вид рефракции.

Предыстория лазерной хирургии глаза

Попытки радикально решить проблему плохого зрения с помощью микрохирургических глазных операций проводились с середины 20-го ве-

ка. Плодотворная идея коррекции оптических свойств собственной роговицы глаз, взамен использования внешних «костылей» для глаз, в виде очков или контактных линз, привело к разработке множества вариантов оперативной коррекции зрения.

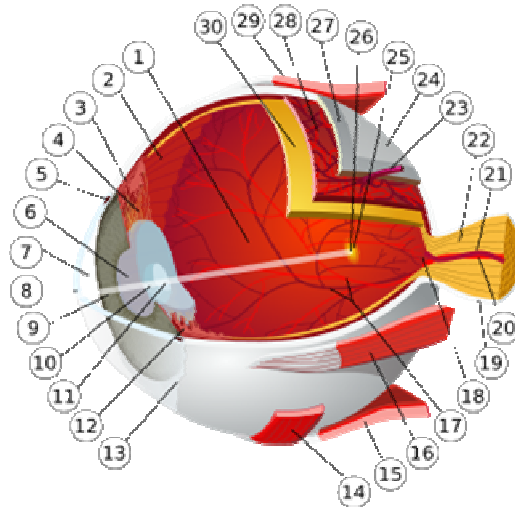


Рисунок 18. Строение глаза: 1 – задняя камера, 2 – зубчатый край, 3 – ресничная (аккомодационная) мышца, 4 – ресничный (цилиарный) пояс, 5 – шлеммов канал, 6 – зрачок, 7 – передняя камера, 8 – роговица, 9 – радужная оболочка, 10 – кора хрусталика, 11 – ядро хрусталика, 12 – цилиарный отросток, 13 – конъюнктивa, 14 – нижняя косая мышца, 15 – нижняя прямая мышца, 16 – медиальная прямая мышца, 17 – артерии и вены сетчатки, 18 – слепое пятно, 19 – твердая мозговая оболочка, 20 – центральная артерия сетчатки, 21 – центральная вена сетчатки, 22 – зрительный нерв, 23 – вортикозная вена, 24 – влагалище глазного яблока, 25 – жёлтое пятно, 26 – центральная ямка, 27 – склера, 28 – сосудистая оболочка глаза, 29 – верхняя прямая мышца, 30 – сетчатка.

Первоначально такие операции строились на прямом вмешательстве офтальмохирурга в роговицу и оболочки глаза – путем нанесения с помощью микрохирургических инструментов специальных насечек и разрезов. Наибольшую известность и распространенность приобрел так называемый "метод насечек" или "метод Федорова" или радиальная кератэктомия. Суть метода заключается в исправлении формы глазного яблока, которое может быть при дальнозоркости или близорукости слишком продолговатым или "сплюснутым". Во время этой хирургической операции на роговице глаза (см. схему строения глаза на рисунке 18) наносятся от 4 до 8 радиальных надрезов. Со временем эти надрезы заживают, центральные области роговицы сглаживаются, форма роговицы при этом становится правильной. Этот метод оперативной коррекции зрения использовался в течение долгого времени и применяется до сих пор в ряде учреждений. К сожалению, он не смог полностью оправдать связанные с ним надежды в виду слишком высокого уровня послеоперационных осложнений. Дело в том, что при радиальной кератэктомии делались насечки глубиной до 90% толщины роговицы. Такое глубокое повреждение роговицы в ряде случаев приводило к

осложнениям, в виде возникновения бликов, эффекта вспышки, изменения остроты зрения в течение суток, прогрессирующей дальнозоркости, увеличенного риска разрыва роговицы и др.

Методы лазерной коррекции зрения.

ФРК (РКК) технология – фоторефрактивная кератэктомия.

Первая разработка рефракционной лазерной хирургии глаза - операция "фоторефракционная кератэктомия" – ФРК (в англоязычной литературе РКК) (1985 г). – дозированное удаление ткани роговицы методом выпаривания с помощью эксимерного лазера.

ФРК – РКК представляет собой бесконтактное воздействие излучением эксимерного лазера на поверхностные слои роговицы, без влияния на другие структуры глаза. При этом лазер, работая в сканирующем режиме, удаляет поверхностные слои, "выглаживает" и "моделирует" поверхность роговицы. Действия лазера управляются компьютерной программой, что полностью исключает какие-либо ошибки в ходе операции. Практически офтальмохирург напрямую не взаимодействует с тканями глаза. При проведении коррекции зрения по методике ФРК меняются внешние слои роговицы. В результате поверхностный слой – эпителий и боуменова мембрана, на которой он расположен, повреждаются, и после лазерного воздействия остается открытая раневая поверхность, которая затем постепенно покрывается эпителием. В результате ФРК на поверхностном слое роговицы остается "микророзия", которая заживает в течение 24 – 72 часов с формированием новой оптической кривизны, и, пока новая поверхность не заэпителизируется новыми клетками, пациент ощущает чувство инородного тела, резь до болевых ощущений, обильное слезотечение, светобоязнь.

Возможности ФРК ограничены при коррекции аномалий высоких степеней.

ФРК позволяет за один этап исправить

- близорукость от -1.0 до -6.0 диоптрий,
- астигматизм от -0.5 до -3.0 диоптрий,
- дальнозоркость до $+3.0$ диоптрий.

Мировая статистика дает уровень осложнений после ФРК от 4 до 12%, связанные в основном с нарушениями в процессе "заживления" (воспаления, легкие помутнения, недостаточная коррекция и т.д.) и ошибками хирурга (желание устранить за один этап высокую степень отклонений, недостаточная квалификация). Итак, ФРК – серьезный революционный шаг вперед по сравнению с радиальными "насечками", метод, который широко использовался свыше 10 лет во многих странах мира.

Недостатки методики коррекции зрения ФРК:

- болевые ощущения в глазу после операции в течение 3-х дней,
- зрение восстанавливается не сразу,
- полная стабилизация зрения только через 3 – 4 месяца,
- не выполняется сразу на обоих глазах,

– метод эффективен для исправления близорукости до -6 , астигматизма до -3 и дальнозоркости до $+3$ диоптрий.

Преимущества методики коррекции зрения ФРК:

– может быть выполнена при небольшой толщине роговицы, недостаточной для проведения коррекции зрения по методике Lasic (см. ниже).

Технология ЛАСИК (Lasic) или лазерный кератомилёз (1989 г.) представляет собой современный вид коррекции зрения – уникальную комбинацию микрохирургической и эксимер-лазерной технологий. Это самый щадящий и эффективный метод, сохраняющий анатомию слоев роговицы. ЛАСИК практически не имеет ограничений по коррекции любой степени аномалий рефракции.

ЛАСИК состоит из двух комбинированных этапов операции. Первый этап включает использование уникального автоматического микрохирургического инструмента, который открывает доступ к средним слоям ткани роговицы. Эта процедура занимает 2 – 5 секунд и абсолютно безболезненна. Отделяется верхний слой роговицы в виде круглого лоскута толщиной 130 – 150 мкм и диаметром 8 мм и более, но не полностью, а с одной стороны остается прикрепленным к роговице, так что после второй стадии лоскут возвращается на место. Формирование такого лоскута производится с помощью автоматического аппарата – микрокератома. При надрезании толщина образующегося лоскута везде одинакова.

Второй этап лазерной коррекции заключается в использовании управляемого современным компьютером высокоточного эксимерного лазера для создания нового профиля роговицы, чтобы в дальнейшем лучи фокусировались точно на сетчатке глаза. После перепрофилирования поверхности роговицы поверхностный лоскут роговицы, отделенный на первом этапе, возвращается на свое место. Швы при этом не используются, так как лоскут хорошо фиксируется уже через несколько минут после операции за счет адгезивных свойств основного вещества роговицы – коллагена. При этом высокое качество среза обеспечивает быструю и прочную адгезию и лоскут прочно держится на своем месте. В итоге поверхностный защитный слой роговицы практически не повреждается (как при методе ФРК), поэтому пациент не ощущает после операции практически никакого дискомфорта.

После проведения операции по технологии ЛАСИК нет никаких швов, рубцов, насечек. Все действия лазера управляются компьютером, в который закладывается программа с данными, рассчитанными индивидуально для каждого пациента, с максимальной точностью определяющая объем лазерной коррекции, что полностью исключает врачебную ошибку.

Преимущества операции ЛАСИК:

– сохранение анатомии слоев роговицы (самая высокоточная и щадящая операция на глазу),

– быстрое восстановление зрения: у большинства пациентов восстановление зрения происходит через 2 – 24 часа,

– безболезненность процедуры,

- прогнозируемость эффекта,
- стабильность результатов,
- нет никаких швов, рубцов, насечек,
- возможно проведение сразу коррекции обоих глаз.

В большинстве случаев использование эксимерного лазера опытным офтальмохирургом дает превосходные результаты: зрение пациентов становится нормальным в 93 – 95% случаев. У ряда пациентов (5 – 7% от общего числа операций) происходит уменьшение эффекта лазерной коррекции, что требует повторного вмешательства в среднем от 1 месяца до одного года после первичной операции. Некоторые пациенты испытывают зрительный дискомфорт в ночное время суток. Это случается потому, что зрачок расширяется при тусклом освещении, позволяя лучу света проходить через откорректированный и неоткорректированный участки роговицы, создавая ослепляющий или неясный образ предмета. Это неудобство обычно исчезает в течение полугода после операции, но иногда некоторые пациенты продолжают испытывать дискомфорт и более долгий промежуток времени.

Таблица 15. Сравнение методов ФРК и ЛАСИК.

	ФРК	ЛАСИК
Расходы на операцию	250 – 500 \$ на один глаз	350 – 1000 \$ на один глаз
Расходы на лекарственные препараты после операции	30 – 50 \$	до 5\$
Возможность провести операцию на два глаза сразу	нет	да
Степень воздействия на роговицу глаза	лазерное испарение следующих слоев роговицы: – эпителия – боуменова слоя – компактного слоя стромы	лазерное испарение только стромы роговицы; лоскут с поверхностными слоями возвращается на место; анатомо-физиологическая структура роговицы полностью сохраняется
Необходимое оборудование	эксимерный лазер	– эксимерный лазер – микрокератом – одноразовые расходные материалы
Требования к оперирующему	не требует прямого	требует высокой квали-

щему хирургу	вмешательства офтальмохирурга	фиксации офтальмохирурга на этапе выделения и обработки лоскута роговицы
Требования к стерильности оперблока	не требуется	требуется
Серьезные осложнения с резкой потерей зрения	отсутствуют	отсутствуют
Возможные осложнения	помутнение роговицы, аллергические реакции, как результат длительного использования препаратов для промывания роговицы после операции; кератит	интрастромальные включения, не влияющие на остроту зрения
Частота осложнений	4 – 12%	0,5 – 5 %
Болевые ощущения после операции	неприятные ощущения или слабые боли в течение от 1 до 3-х дней после операции	неприятные ощущения в течение первого часа после операции
Длительность использования препаратов для промывания роговицы после операции	до 3-х месяцев после операции	5 – 7 дней после операции
Реабилитационный период	до 3-х месяцев	7 – 10 дней
Расходы на операцию	примерно в два раза ниже, чем на ЛАСИК	примерно в два раза выше, чем на ФРК

Технология ЛАСЕК (Lasec). Поверхностный эпителиальный лоскут отслаивается либо с помощью 18 – 20% раствора этилового спирта, либо с помощью специальных устройств (субэпителиальный сепаратор – см. технологию Эпи-Ласик).

При методике ЛАСЕК эпителиальный слой отделяется от поверхности роговицы с помощью специального раствора и инструментов, сдвигается в сторону, а после лазерного воздействия возвращается на место. Устанавливается мягкая контактная линза, повязка не накладывается. Эпителиальный слой в течение нескольких часов полностью восстанавливает свою жизнеспособность и функции. Пациент не испытывает боли и такого дискомфорта, как после ФРК, так как нервные окончания роговицы покрыты эпители-

ем, зрение восстанавливается в течение 4 – 7 дней. Учитывая, что тканевая реакция роговицы при сохранённом эпителии минимальна, регрессии миопии не возникает.

Преимущества метода:

- позволяет лечить пациентов с более тонкой роговицей, для которых метод ЛАСИК противопоказан,
- отсутствие выраженного болевого синдрома, как при ФРК, достаточно быстрое восстановление (по сравнению с ФРК), меньший риск возникновения хейзов (помутнения роговицы), меньше степень (по сравнению с ЛАСИК) оптических аберраций, обусловленных ограниченным размером зоны воздействия.

Недостатки: применяется в основном для коррекции миопии слабой и средней степеней. Остаются невыясненными последствия повреждения базальной мембраны, происходящие при механической сепарации эпителия, а также при воздействии на него этилового спирта.

Технология СуперЛАЗИК или оптимизированная технология Lasic

Человеческий глаз, как и любая другая оптическая система, не лишен погрешностей. Помимо близорукости, дальнозоркости и астигматизма существуют тонкие нарушения оптики глаза – аберрации высшего порядка. Такие нарушения исправляются с помощью операции СуперЛАЗИК (Superlasic).

В отличие от стандартной технологии ЛАЗИК, по этой методике параметры лазерного воздействия рассчитываются на уникальном комплексе анализаторе волнового фронта. Эти данные переносятся в компьютер эксимерного лазера. После операции СуперЛАЗИК острота зрения может достигать более 100%. При этом повышается и качество послеоперационного зрения (зрение в различных условиях освещенности, в сумерках, при ярком свете и т. д.).

В результате такой максимальной коррекции оптических искажений, глаз человека становится "оптическим прибором" более высокой точности, при этом острота зрения превышает стандартную норму в 100%, достигая уровня от 120 до 200%, в редких случаях – и более того.

Преимущества метода СуперЛАЗИК:

- повышение качества зрения – "суперзрение",
- устранение недостатков проведенных ранее операций,
- малая глубина воздействия лазерного излучения,
- быстрая реабилитация.

Следует отметить, что не у всех пациентов есть показания к коррекции аберраций высшего порядка. Основаниями для использования метода СуперЛАЗИК являются неправильная форма поверхности роговицы или хрусталика, смещение осей роговицы и хрусталика относительно друг друга, изменения в сетчатке глаза и др.

Эпи-ЛАСИК (Epi-Lasic)

Профессор Ioannis Pollicaris (Греция), основатель метода Lasic, в 2003г. создал на основе Lasic новую процедуру Epi-Lasic, исключая необходимость разреза роговицы или использование спирта. Вместо микрокератома, используемого при Lasic, применяется эпикератом, отделяющий эпителий по линии естественного раздела слоев (называемого боуменовой мембраной). После отворачивания эпителиального клапана происходит лазерное воздействие на роговицу для изменения ее профиля. Тонкий эпителиальный лоскут возвращается на место и «живые клетки» эпителия быстро прирастают.

Особенность Эпи-ЛАСИКа в том, что поверхностный лоскут формируется из эпителия роговицы вместе с его базальной мембраной, пленкой, к которой он крепится. Во время рефракционной операции по методу ЛАСЕК поверхностный роговичный лоскут также состоит из эпителия, но без базальной мембраны. Это связано со способом получения лоскута при ЛАСЕК: эпителий перед отделением обрабатывается спиртом (или солевым раствором), что вызывает химическое повреждение эпителия и разрыв его связей с подлежащей базальной мембраной.

Край эпикератома ориентирован под таким углом, что он рассекает, а не разрезает эпителий, отделяя его от боуменовой мембраны. Спирт при этом не используется, поэтому эпителиальный лоскут остается жизнеспособным, а боуменова мембрана сохраняет свою целостность, что является преимуществом данного метода по сравнению с ФРК и ЛАСЕК с использованием спирта. Благодаря этому уменьшается повреждение клеток и смягчается боль, а зрение восстанавливается быстрее.

Как и в случае с ЛАСЕК, Эпи-Ласик позволяет проводить операцию и при достаточно тонкой роговице.

Выбор конкретной технологии лазерной коррекции зрения сугубо индивидуален. Рассмотрим общие характеристики методов лазерной коррекции зрения.

Преимущества лазерной коррекции:

- радикальное исправление зрения,
- лазерная коррекция позволяет исправить патологию рефракции и обеспечить полноценное зрение,
- психологический комфорт.

Показания к проведению лазерной коррекции:

- профессиональные – лазерная коррекция рекомендуется для людей, когда неприемлемо использование очков или контактных линз (военные, милиция, пожарные и т.д.), а также для людей, имеющих контакт с агрессивными средами (запыление, задымление, загазованность, повышенное испарение);
- в целях безопасности – постоянное управление автомобилем;

– медицинские – близорукость, дальнозоркость, астигматизм, а также разноглазие (когда один глаз видит хорошо, а второй имеет нарушения рефракции).

Противопоказания к лазерной коррекции.

Относительные:

- возраст до 18 лет (считается, что рост организма, в том числе глаза продолжается до 18 лет, то есть зрение может еще меняться),
- прогрессирование рефракционных изменений (нельзя спрогнозировать результат),
- воспалительные заболевания глаз или всего организма,
- спазм аккомодации (спазмирование мышц хрусталика, вследствие чего появляется «ложная» близорукость),
- беременность, лактационный период (гормональные изменения),
- изменения сетчатки, которые требуют профилактической лазерной коагуляции.

Абсолютные:

- катаракта, глаукома, истончение роговицы,
- монокулярность (единственный глаз),
- тяжелые сосудистые заболевания организма,
- коллагенозы, артриты, сахарный диабет, системные заболевания, влияющие на процессы заживления,
- пресбиопия (возрастная дальнозоркость, которая появляется у всех людей после 45 – 50 лет, связана с тем, что хрусталик теряет свою эластичность и когда человек смотрит на близко расположенный предмет, хрусталик не может изменить свою кривизну, то есть утрачивается свойство хрусталика – аккомодация),
- оперированная отслойка сетчатки,
- иммунодефицитные состояния.

Лазерное хирургическое лечение отслойки сетчатки

Отслойка сетчатки это заболевание, которое требует срочного лечения. Обязательным условием, обеспечивающим успех лечения, является его своевременное начало, поскольку при длительном существовании отслойки шансы на хороший функциональный эффект и высокую остроту зрения в послеоперационном периоде значительно снижаются. Основная задача при лечении отслойки – сближение слоя палочек и колбочек с пигментным эпителием и создание вокруг разрыва области спайки сетчатки с подлежащими тканями. Существует большое количество методов лечения этой патологии, среди которых есть и лазерные. Все методы хирургии отслойки сетчатки подразделяются на экстрасклеральные (вмешательство производится на поверхности склеры) и эндовитреальные (вмешательство проводится изнутри глазного яблока).

Методы лечения отслойки сетчатки

Экстрасклеральная хирургия отслойки сетчатки. Целью любой операции по поводу отслойки сетчатки является сближение отслоенной сетчатки с пигментным эпителием. При экстрасклеральной хирургии отслойки сетчатки этого добиваются путем создания участка вдавления склеры (операция пломбирования склеры). При этом за счет созданного вала вдавления происходит блокирование разрывов сетчатки, а жидкость, скопившаяся под сетчаткой, постепенно всасывается пигментным эпителием и капиллярами сосудистой оболочки. В предоперационном периоде необходимо соблюдать постельный режим. Это требуется для того, чтобы пузыри отслоенной сетчатки за счет рассасывания субретинальной жидкости уменьшились в объеме. Это существенно облегчит процедуру нахождения (локализации) разрыва во время операции. В послеоперационном периоде, как минимум на одни сутки, также назначается постельный режим.

Эндовитреальная хирургия отслойки сетчатки. В начале 70-х годов прошлого столетия появилось новое направление микрохирургии глаза – эндовитреальная хирургия. Это высокотехнологичная область микрохирургии глаза, требующая от хирурга высочайшей техники и мастерства. При выполнении эндовитреального вмешательства доступ к полости стекловидного тела и сетчатке обеспечивается через три склеротомии (микроразрез длиной менее 1 мм). К одной склеротомии подшивается канюля (полая трубка с тупым концом), через которую в полость стекловидного тела подается физиологический раствор с целью поддержания тонуса глазного яблока в течение всего периода операции, а две другие служат для введения источника освещения и специального инструмента – витреотома.

Лазерные методы лечения отслойки сетчатки

Целью лазерного лечения является создание спайки между сетчаткой и подлежащей сосудистой оболочкой. Для этого используются лазеры-коагуляторы, которые вызывают образование локальных микроожогов сетчатки (лазеркоагулятов).

Лазерное лечение применяется в следующих случаях.

– С целью профилактики отслойки сетчатки (профилактическая лазеркоагуляция). Лазерную коагуляцию используют для отграничения опасных дистрофий сетчатки. Для их выявления необходим тщательный осмотр периферии глазного дна при максимально расширенном зрачке. Такое исследование необходимо проводить не реже одного раза в 6 месяцев пациентам с повышенным риском развития отслойки сетчатки (близорукость, наличие отслойки сетчатки у ближайших родственников, перенесенные в прошлом операции на органе зрения и др.).

– С целью отграничения уже существующей отслойки сетчатки (лечебная лазерная коагуляция). Как правило, отграничительная лазерная коагуляция может быть применена в случае локальной плоской отслойки сетчатки, в тех случаях, когда проведение радикального хирургического вме-

шатательства по каким-либо причинам невозможно (например, при тяжелом общем состоянии больного).

– С целью дополнительной коагуляции зоны разрыва после хирургической операции по поводу отслойки сетчатки.

Процедуру лазерной коагуляции сетчатки проводят под местной анестезией (после закапывания раствора анестетика). На глаз устанавливается специальная контактная линза (трехзеркальная линза Гольдмана), позволяющая сфокусировать лазерное излучение на любой участок глазного дна. Зона разрыва или локальной отслойки сетчатки отграничивается несколькими рядами лазер-коагулятов. Для образования прочной хориоретинальной спайки требуется время – около 10 – 14 дней. Отсутствие прогрессирования отслойки сетчатки, ее распространения за границу коагулятов служит основанием считать данную лазерную коагуляцию успешной.

При проведении излишне «жесткой» лазерной коагуляции больших по площади зон сетчатки возможно развитие следующих осложнений: экссудативная отслойка сетчатки, отслойка сосудистой оболочки (при надлежащем лечении эти осложнения разрешаются в течение нескольких дней), дегенеративные изменения в макулярной области (макулопатия).

После успешной профилактической лазерной коагуляции не реже чем 1 раз в 6 месяцев, а по рекомендации врача и чаще, необходимо производить профилактический осмотр периферии глазного дна обоих глаз с широким зрачком на предмет появления новых зон дегенераций сетчатки или возникновения истончения и разрывов сетчатки в ранее выявленных зонах. Профилактическая лазерная коагуляция таких участков позволит в несколько раз снизить риск развития отслойки сетчатки и избежать потери зрительных функций.

Лазерная хирургия катаракты

Катаракта – это заболевание глаза, основным признаком которого является помутнение основного вещества или капсулы хрусталика (снижение прозрачности), сопровождается понижением остроты зрения.

Катаракта является одним из распространенных заболеваний глаза. Так, согласно данным статистики, частота возрастной катаракты составляет 33 на 1000 человек, причём с возрастом увеличивается. Так в возрасте 70 – 80 лет у мужчин болеют примерно 260 на 1000 человек, а у женщин – 460. После 80 лет катарактой страдают почти 100%.

Распространённость катаракты связывается со многими факторами: расовой принадлежностью, характером питания, загрязнённостью окружающей среды, составом питьевой воды, уровнем местности над уровнем моря, наследственностью и другие.

Существует несколько видов катаракты: слоистая периферическая, зоналярная, передняя и задняя полярные, веретенообразная, заднечашеобраз-

ная, ядерная, корковая (кортикальная), полная. По степени зрелости различают начальную, незрелую, зрелую и перезрелую катаракту.

Существует несколько способов лечения:

- 1) экстракапсулярная экстракция катаракты,
- 2) интракапсулярная экстракция катаракты,
- 3) ультразвуковая экстракция катаракты,
- 4) лазерная хирургия катаракты.

Экстракапсулярная экстракция заключается в следующем. В роговице делается широкий разрез, через который удаляется ядро хрусталика и хрусталиковые массы. Хрусталиковая сумка остаётся нетронутой. После удаления помутневшего хрусталика имплантируется заднекамерная линза. Метод требует долгого реабилитационного периода из-за обширной зоны вмешательства и наложения больших швов.

Интракапсулярная экстракция заключается в следующем. Хрусталик удаляется полностью вместе со всей капсулой. Глобальное нарушение внутренней структуры глаза может повлечь за собой массу побочных эффектов и осложнений, поэтому эта операция применяется только в случае посттравматической катаракты, когда сохранение капсульного мешка просто невозможно.

В последние десятилетия широко применяется ультразвуковая факоэмульсификация, впервые применённая Кельманом в начале 70-х годов прошлого столетия. Принцип метода заключается в том, что через минимальный разрез (обычно около 3 мм) в переднюю камеру вводится наконечник ультразвукового прибора – факоэмульсификатора. Под воздействием ультразвуковых колебаний происходит дробление вещества хрусталика до состояния эмульсии. Затем, по системе трубок, хрусталиковые массы выводятся из глаза.

Однако ультразвуковая методика не может в полной мере гарантировать эффективное и безопасное проведение операций при удалении катаракт с плотным, бурым ядром, при наличии узкого зрачка.

Поэтому был предложен другой метод лечения – лазерная экстракция катаракты. Под действием лазерного излучения в хрусталике реализуется быстрое интенсивное объёмное тепловыделение, приводящее к возникновению и схлопыванию паровых пузырьков, что инициирует ударно-волновые процессы в среде, что приводит к разрушению хрусталика.

Выбор лазера определяется наличием водной среды в окружении хрусталика, целесообразно использование твёрдотельных лазеров: Er:YAG лазера с длиной волны 2,94 мкм, Ho:YAG лазера, 2,12 мкм, Ti:YAG лазера, 1,9 мкм и Nd:YAG лазера, 1,44 мкм).

Наибольшее внимание привлёк Nd:YAG лазер с длиной волны 1,44 мкм. При его использовании была зафиксирована в 1,5 раза более высокая скорость разрушения хрусталика, чем при работе с Er:YAG лазером. Даже самое плотное (бурое) ядро удавалось разрушить и аспирировать (удалить) за 2 – 3 минуты.

Для удобства оперирования и одновременной аспирации разрушенных масс используется бимануальная техника операции. Её суть состоит в разделении системы аспирации и доставки лазерного излучения. Используются 2 наконечника, один из которых выполняет функцию аспирации, другой служит проводником световода и выполняет одновременно роль шпателя-манипулятора. Техника лазерной экстракции требует выполнения роговичных туннельных разрезов размером менее 2 мм, поэтому имплантируемые мягкие линзы должны сворачиваться до адекватного объёма, не меняя при этом своих оптических и механических свойств.

6.4. Лазерные технологии в оториноларингологии

Малоинвазивность, низкий риск кровотечений, стерилизующее действие лазера, высокая точность при контактной работе гибким волоконным световодом и минимальные послеоперационные реактивные явления стали основанием для широкого применения CO₂ и полупроводникового хирургического лазера при

- лечения хронических насморков (вазомоторных, гипертрофических, аллергических),
- удалении кист, папиллом и новообразований глотки, полипов полости носа,
- лечении хронических носовых кровотечений,
- лечении рубцов полости носа,
- лечении храпа,
- лечении хронического тонзиллита (лазерная лакунотомия или тонзиллотомия),
- удалении остатков небных миндалин после тонзилэктомии,
- лечении хронических гиперпластических фарингитов.

Лечение хронического насморка

Суть операции заключается в том, что лазерным излучением «выпариваются» и тем самым уменьшаются в объеме определенные участки ткани в полости носа, расширяются носовые ходы. После операции, обычно на пятый – седьмой день, носовое дыхание восстанавливается и отпадает необходимость в сосудосуживающих каплях. Лазерное лечение также эффективно и при лечении других форм ринита (аллергического, полипозного), но только в сочетании с другими методами.

Лечение полипов носа

При небольших полипах полости носа используется лазерная интерстициальная термотерапия, основанная на том, что заданный объем ткани (полипа) после внутритканевого прогревания подвергается необратимой деградации. Разогрев ткани вызывает нарушение их кровообращения, некроз и последующее самопроизвольное «пересыхание» и отторжение полипов.

Применение лазера при носовых кровотечениях

Повторные или «привычные» носовые кровотечения чаще всего возникают из передних отделов носовой перегородки (зона Киссельбаха). Причин, вызывающих кровотечение достаточно много. Это анатомические особенности организма (слабость сосудистой стенки, близкое расположение капилляров), различные заболевания и состояния, например вегетосудистая дистония, гипертоническая болезнь, заболевания крови, острые респираторные инфекции, гиповитаминоз и т. д.

Это одна из проблем, которая мешает многим людям жить нормально. В любую минуту носовое кровотечение можно спровоцировать лёгким чиханием, небольшим повышением артериального давления или незначительной травмой носа (даже непроизвольно потеряв нос). Это продолжается до тех пор, пока не ликвидирована причина кровотечения. Но лечение основной причины может оказаться длительным, а кровотечения могут повторяться.

В результате коагуляционного воздействия лазерного излучения кровоточащие сосуды «закупориваются», и вокруг них образуется рубцовая ткань определенной толщины, которая в свою очередь в дальнейшем становится защитой для сосудов и предотвращает их разрыв.

Для получения положительного результата при лечении носовых кровотечений, как правило, требуется 1 – 2 процедуры.

Лечение храпа

Само явление храпа связано с вибрацией тканей мягкого нёба. Это происходит, когда пронизывающие нёбо мышцы дрябнут и оно, провисая, теряет свою упругость. Причин расслабления мышц много: очаги воспаления (тонзиллит, гайморит, хронический ринит и т. д.), травмы, возрастные изменения, нарушение дыхания через нос. Часто возникновение храпа провоцирует резкая прибавка в весе.

Храпящий человек вредит собственному здоровью. В течение ночи у него может быть до 200 – 400 остановок дыхания (синдром обструктивного апноэ сна). Это зачастую становится причиной развития гипертонической болезни, возникновения нарушений ритма сердца, инсульта, расстройств зрения и слуха. И, наконец, частые остановки дыхания на фоне храпа представляют непосредственную угрозу для жизни человека. Существующая статистика свидетельствует о том, что апноэ играет не последнюю роль в возникновении синдрома внезапной смерти во сне.

Условно различают три степени тяжести храпа: легкую, среднюю и тяжелую. При легкой и, часто, средней степени тяжести храпа высокий эффект дает лазерная пластика мягкого нёба. Технически процедура достаточно проста и проводится в амбулаторных условиях. Сначала нужно оценить состояние дыхания через нос. Если оно удовлетворительно, то под местной анестезией абсолютно безболезненно осуществляется сама процедура. Основная ее идея – изменить качество тканей мягкого нёба, сделать их более плотными и упругими, за счет аккуратного и строго дозированного

вмешательства. Нёбо должно выполнять все необходимые функции и не вибрировать во сне. Эта методика устраняет главный фактор риска - апноэ. Использование при этом лазерного излучения, играющего роль скальпеля, обеспечивает полную стерильность.

Обычно пациенты отмечают улучшение через 3 – 4 недели после вмешательства. При недостаточном эффекте, в редких случаях, через 2 – 3 месяца можно провести повторное вмешательство для достижения желаемого эффекта.

При тяжелых формах болезни лазерная пластика мягкого нёба дает меньший эффект, но все же облегчает дыхание во сне и уменьшает интенсивность храпа.

Лечение хронического тонзиллита (лазерная лакунотомия или тонзилотомия).

Хронический тонзиллит – самое распространенное из всех лор-заболеваний. Он может привести к серьезным осложнениям со стороны сердца, почек, суставов и других органов. До недавнего времени существовало всего два способа лечения. Это консервативное (промывание лакун, смазывание нёбных миндалин, различные полоскания, множество физиотерапевтических методов) и оперативное лечение – удаление миндалин (тонзилэктомия). У этих методов есть свои достоинства и недостатки. Консервативные методы бескровны, безболезненны, но при этом требуют регулярного проведения процедур в течение 1 – 2 недель минимум 2 раза в год, как правило дают временный эффект и достаточно редко излечивают хронический тонзиллит навсегда. Удаление нёбных миндалин полностью обеспечивает результат, но требует пребывания в стационаре, и сама операция сопряжена с риском. Операция может быть противопоказана в связи с другими заболеваниями.

Лечение хронического тонзиллита хирургическим лазером (тонзилотомия) – это уже не консервативное лечение, поскольку на миндалины оказывается высокоэнергетическое воздействие лазерным излучением и часть ткани миндалин удаляется (в латинском языке – «томия»), но и не совсем радикальное полное удаление (в латинском языке – «эктомия»), поскольку миндалины сохраняются. При этом после лазерной процедуры не образуются рубцы.

Лазерная лакунотомия или тонзилотомия – это бескровная, безболезненная, однократная операция, проводится амбулаторно, под местным обезболиванием. Лазером прижигаются и расширяются лакуны, частично поверхностно испаряется ткань нёбных миндалин. Результат лечения – уменьшение частоты обострений хронического тонзиллита и острых респираторных заболеваний, уменьшение размера миндалин и подчелюстных лимфоузлов, устранение неприятного запаха изо рта. При этом нёбные миндалины продолжают выполнять свои функции.

Иногда случается, что после проведенного удаления нёбных миндалин (тонзилэктомии) остаются неудаленные фрагменты, которые в последую-

щем начинают давать о себе знать болью и частыми воспалениями. В этой ситуации хирургический лазер используется для удаления остатка миндалины – быстро, бескровно и безболезненно.

Лечение хронического фарингита

При хронических гиперпластических фарингитах (хронический гранулезный, боковой фарингит) лазером под местной анестезией в режиме коротких импульсов удаляются гипертрофированные лимфоидные гранулы, увеличенные боковые валики на слизистой оболочке задней стенке глотки. В результате прекращается боль, дискомфорт в горле, кашель. Для достижения положительного эффекта требуется от 1 до 3 – 4 процедур.

Лазерная термопластика хрящей

В основе этой методики лежит способность хрящевой ткани обратимо менять свою упругость при нагреве до температуры около 70°C. Этот метод может быть использован для коррекции формы носовой перегородки, крыльев носа и ушных раковин. При осуществлении процедуры с помощью лазерного излучения через слизистую осуществляют нагрев хряща перегородки с фиксацией желаемой формы до остывания после прекращения действия лазерного излучения. При этом хрящ перегородки восстанавливает свою упругость, и перегородка принимает новую форму.

Процедура практически безболезненна, может проводиться в амбулаторных условиях и заменяет традиционную малоприятную и болезненную операцию, требующую последующей госпитализации. Более того, щадящее воздействие позволяет сохранить центры роста в хряще, что дает возможность выполнять указанную процедуру детям.

С помощью полупроводниковых и волоконных лазерных аппаратов удалось реализовать новый подход к лечению лор-патологий с использованием симультанных (лечение нескольких, обычно до 6, патологий в ходе одного вмешательства) эндоскопических операций. Это стало возможным благодаря тому, что операции с применением лазерного излучения протекают бескровно, с малыми отеками. Малая болезненность лазерного воздействия позволяет использовать минимальную анестезию. Благодаря эндоскопической технике и точному дозированию лазерного излучения операции выполняются малоинвазивно и послеоперационные раны быстро заживают. Поскольку осуществляется одновременное лечение всех очагов инфекции в носоглотке, резко снижается вероятность рецидивов, а послеоперационное лечение осуществляется с минимумом лекарственных средств, как правило, без антибиотиков. Использование лазерной термопластики хрящей для коррекции формы носовой перегородки позволяет улучшить аэродинамику носа и вентиляцию пазух, что также способствует ускорению излечения.

6.5. Лазерная терапия. Внутрисосудистое лазерное облучение крови

Внутрисосудистое лазерное облучение крови – один из методов квантовой терапии крови. Широко используется отечественной и зарубежной практической медициной в течение последних 20 лет.

В основе метода лежит метод облучения крови непосредственно в сосудистом русле через оптический волновод, вводимый обычно в любую легко доступную вену. Источником излучения является лазерный терапевтический аппарат, излучающий на длине волны 630 нм (красный). К излучению данной длины чувствительны фоторецепторы, находящиеся на поверхности клеток крови. Возбуждение и активация этих фоторецепторов приводит в действие целый ряд биохимических реакций, а затем и общих реакций организма, с развитием лечебного эффекта.

Клинический эффект наступает уже к концу курса лечения, состоящего из 5 – 10 сеансов, продолжительностью до 20 – 30 мин, и устойчиво сохраняется в течение нескольких месяцев. При необходимости проводятся повторные курсы лечения через 2 – 3 месяца при значительной тяжести заболевания.

Приведем описание эффектов внутрисосудистого лазерного облучения крови, не имеющих аналогов при фармакологическом методе лечения, либо превышающих его, а также лечение заболеваний, недоступных для местного лечения лазером, так как при данном методе лечебный эффект развивается во всем организме.

– Сердечно-сосудистый эффект. Снятие спазма и расширение сосудов мелкого и среднего диаметра. Увеличение сети капилляров в патологическом очаге. Ограничение зоны некроза (омертвления) тканей. Уменьшение вязкости крови. Снижение повышенной свертываемости крови. Рассасывание микротромбов. Снятие наиболее опасных форм нарушения ритма сердца, а также профилактика их возникновения. Повышение сократительной способности сердца. Стимуляция обмена и повышение уровня кислорода в тканях. Снижение содержания холестерина в крови.

– Антивирусный, антибактериальный эффект – за счет быстрого и стойкого укрепления иммунной системы, повышения чувствительности микроорганизмов к антибиотикам, увеличение устойчивости тканей к повреждающему воздействию микроорганизмов.

– Противовоспалительный эффект. Быстрое и эффективное снятие всех признаков воспаления (отечность тканей, болевой синдром и т.д.), значительно превышающее по действию все известные фармакологические препараты. Размягчение и рассасывание спаек при спаечно-рубцовых процессах. Заживление язвенных и раневых дефектов тканей без грубых рубцов. Быстрое восстановление костной, хрящевой, печеночной, легочной и нервной тканей.

– Антиферментный эффект. Снижение секреции желудочно-кишечного тракта, поджелудочной железы.

– Легочный эффект. Улучшение функции дыхания. Бронхорасширяющий эффект.

– Гормоностимулирующий эффект. Тонизирующее действие на яичники, щитовидную железу, надпочечники, молочные железы (стимуляция лактации).

– Повышение чувствительности к лекарственным препаратам, позволяющее снизить их дозировку (антибиотики, гормоны, нитраты, психотропные и т.д.).

– Дезинтоксикационный эффект – при значительной тяжести заболевания.

– Антиаллергический эффект.

Области применения внутрисосудистого лазерного облучения крови.

– Терапевтические заболевания. Острые и хронические бронхиты, пневмонии. Астматический бронхит, бронхиальная астма. Ишемическая болезнь сердца, стенокардия покоя и напряжения. Нарушение ритма сердца. Язвенная болезнь желудка и 12-перстной кишки. Острые и хронические гастродуодениты, гастриты, холецистопанкреатиты. Цирроз печени. Заболевания суставов воспалительного характера.

– Эндокринологические заболевания. Сахарный диабет и диабетическое поражение сосудов, нервной системы. Гнойные осложнения у больных сахарным диабетом. Снижение функции щитовидной железы, вызванное аутоиммунным тиреоидитом и частичной резекцией щитовидной железы. Сниженная функция яичников, надпочечников.

– Хирургические заболевания. Ускоренное заживление ран, длительно незаживающих язв, ожоговых поверхностей, пролежней без грубых рубцов. Снижение болевого синдрома при травмах и в послеоперационном периоде, а также при сосудистых заболеваниях нижних конечностей. Послеоперационные инфильтраты, флегмоны, абсцессы, гнойные маститы, парапроктит, геморрой, хронические анальные трещины. Хронический и периартрит. Перелом костей. Трофические язвы. Острый тромбоз флебит. Облитерирующий атеросклероз сосудов нижних конечностей. Диабетическое поражение нервных тканей. Ожоговая травма. Острый и хронический холецистопанкреатит. Язвенные поражения желудочно-кишечного тракта. Осложнения после резекции желудка.

– Гинекологические заболевания. Воспалительные заболевания матки и придатков. Инфильтративные образования в области матки и придатков. Бесплодие, связанное как со спаечным процессом, так и с инфекционными заболеваниями. Заболевания молочных желез у кормящих матерей, стимуляция лактации. Половые расстройства – тонизирующее действие на яичники, надпочечники, молочные и щитовидную железы.

– Урологические заболевания. Острый и хронический простатит, пиелонефрит, цистит, уретрит. Нейрогенная дисфункция мочевого пузыря с энурезом. Стриктура (органическое сужение) уретры. Хроническая почечная недостаточность. Половые расстройства у мужчин.

– Неврологические заболевания. Астенизация, невроты. Болевой синдром при мигренях, неврите лицевого нерва, корешковом синдроме и т.д. Нейрогенная дисфункция мочевого пузыря с энурезом. Состояния, связанные со спазмом и сужением сосудов головного мозга. Травмы спинного мозга. Поражение периферической нервной системы.

– Психиатрические заболевания. Невроты, депрессивные состояния, эпилепсия и эписиндромы. Абстинентный синдром при алкоголизме и наркомании. Позволяет значительно снизить потребность в психотропных средствах.

– Лор-заболевания. Острые и хронические заболевания уха и верхних дыхательных путей, пазух: синуситы, тонзиллиты, фарингиты, вазомоторный ринит, наружный и средний отит. ОРВИ. Нейросенсорная тугоухость.

– Стоматологические заболевания. Острые и хронические очаговые стоматиты (протезные). Острый и хронический пульпит и периодонтит. Пародонтиты. Остеомиелиты.

– Кожные заболевания. Псориаз. Геморрагический васкулит. Красный плоский лишай. Витилиго. Аллергодерматозы. Герпес. Фурункулез. Пиодермия и другие поражения кожных покровов вирусной и бактериальной природы.

– Глазные заболевания. Фибринозный иридоциклит (воспаление радужной оболочки и цилиарного тела глаза). Острые и хронические конъюнктивиты.

Противопоказания – злокачественные заболевания. При лечении методом внутрисосудистого лазерного облучения крови нет ограничений по возрасту пациентов. Период беременности и лактации не является противопоказанием. Легко переносится больными и не требует специальной подготовки в период лечения.

Внутрисосудистое лазерное облучение крови является в современной медицине одним из способов высокоэффективного воздействия низкоинтенсивного лазерного излучения на организм человека, успешно используется в таких областях медицины, как кардиология, пульмонология, эндокринология, гастроэнтерология, гинекология, урология, дерматология, косметология и других. Универсальность и эффективность этого метода лечения способствуют применению внутрисосудистого лазерного облучения крови как самостоятельно, так и в комплексе с другими методами лечения.

Долгое время в качестве аппаратного обеспечения внутрисосудистого лазерного облучения крови успешно применялись гелий–неоновые лазеры с длиной волны излучения 0,633 мкм. Однако дороговизна таких устройств, недолговечность источников излучения и большие габариты и масса приборов не позволили широко использовать метод в лечебной практике. В 1995 году впервые стали проводиться исследования по применению полупроводниковых лазеров с длиной волны 0,635 мкм в качестве недорогой и надежной замены гелий–неоновым. Тогда же был создан аппарат «Мулат».

В 2005 году была разработана и запущена в серийное производство обновленная, модернизированная и улучшенная версия этого аппарата –

прибор «Матрикс–ВЛОК». Диапазон излучения лазера – 0,635 мкм – область красного цвета – является максимально эффективным при внутрисосудистом лазерном облучении крови. Малые габариты и масса аппарата «Матрикс–ВЛОК» позволяют применять его как непосредственно в палатах для больных с ограниченной подвижностью, так и у пациента на дому. Источником излучения является полупроводниковый лазер с длиной волны 0,63 мкм, который установлен в выносном излучателе. При проведении процедуры используются стерильные одноразовые световоды ОС–2 с иглой, которые подключаются к специальному разъему излучателя. Предусмотрена плавная регулировка и цифровой контроль мощности излучения. Аппарат имеет автоматический таймер и цифровую индикацию продолжительности процедуры.

6.6. Лазерная сварка ткани

Соединение рассеченных тканей представляет собой необходимый этап многих операций. Обычно эта задача решается путем сшивания краев ткани нитями, изготовленными из различных материалов, соединения их металлическими скрепками или склеивания.

Значительную техническую сложность и, кроме того, опасность в послеоперационном периоде представляет особый вид соединения тканей, так называемые анастомозы. Это сшивание стенок трубчатых органов (например, кровеносных сосудов, отрезков кишки) или нервов. В этих случаях необходимы:

- абсолютная герметичность шва,
- его высокая устойчивость к механическим нагрузкам, особенно при операциях на нервах и кишечнике,
- для нервных стволов необходима прежде всего минимальная травматизация ткани в зоне анастомоза.

Для сварки тканей могут успешно применяться лазеры. Это было показано многими экспериментами, но в клинической практике лазеры для сварки пока применяются довольно редко. В таблице 16 приведены типы лазеров, которые были использованы для сварки.

Таблица 16. Применения лазерной сварки

Область применения	Тип лазера
Сшивание артерий и вен	Ar , CO ₂ , диодный, Nd:YAG (1,32 мкм, 1,9 мкм) Nd:YAG с удв.част.(532 нм)
Соединение отрезков кишки	Nd:YAG (1,06 мкм) CO ₂
Соединение отрезков общего желчного протока	CO ₂
Герметизация отрезка бронха при операции	CO ₂

на легком	
Кожный шов	Ar
В операциях уретопластики	диодный
Соединение рассеченных краев семявыводящего протока	Nd:YAG (1,06 мкм)
Сшивание «конец в конец» пересеченного нервного ствола	Nd:YAG (1,32мкм)

Предпочтительный выбор лазера определяется тем, в какой части шва (по его глубине) соединение должно быть наиболее прочным. Для большинства тканей целесообразно, чтобы нагрев, оплавление и последующая сварка происходили лишь в наружном слое, в котором располагается большинство силовых структур. В этом случае наиболее пригодным считают Nd:YAG лазер с длиной волны 1,32 мкм, что вполне достаточно для поверхностного плавления стенки, в том числе сосудистой.

При сварке стенок кишечника большинство силовых структур (коллагеновых волокон) располагается на большой глубине, поэтому прогрев шва должен быть глубоким. В этом случае предпочтительно использовать аргоновый лазер или обычный Nd:YAG (1,06 мкм).

В последнее время предпочитают использовать диодные лазеры: они миниатюрные, работают от батареек, которые размещаются в рукоятке манипулятора.

Для предотвращения глубокого нагревания тканей используют нанесение на поверхность будущего шва специального припоя – вещества, интенсивно поглощающего излучение в области длины волны используемого лазера. Это может быть кровь оперируемого пациента, тушь или другие красители и химические соединения.

Функции припоя:

- уменьшение глубины проникновения излучения,
- повышение прочности (белковый),
- предотвращение высыхания.

Было показано, что если материал припоя имеет белковую основу, то он усиливает прочность сварного шва. Возможно, что такой же эффект дают белки свариваемой ткани, подвергающиеся плавлению и затем застывающие, подобно клею, в месте стыка.

Механизм лазерной сварки еще до конца не выяснен. При нагревании происходит денатурация коллагеновых волокон сопоставленных краев ткани, а затем их достаточно прочное соединение по месту стыка. Обеспечение прочного контакта может происходить вследствие

- формирования новых ковалентных связей,
- переплетения пересеченных концов пучков коллагена друг с другом,
- сплавления отдельных коллагеновых волокон между собой.

Температуры лазерной сварки составляют 60 – 80°С. В этих условиях коллаген подвергается необратимой денатурации. Но антигенных свойств он не приобретает и поэтому не провоцирует иммунного ответа или реак-

ции отторжения. Как и любой денатурированный биоматериал, термически обработанный коллаген на месте шва постепенно ликвидируется и замещается новыми коллагеновыми волокнами, которые синтезируются фибробластами, мигрирующими на место стыка из соседних участков ткани.

Прочность сварного шва зависит от температуры, при которой проводилась сварка. В экспериментах на животных было установлено, что при более высоких температурах прочность сварного шва сразу же после процедуры выше. Однако через несколько дней картина меняется на противоположную: чем выше была температура в момент операции, тем слабее становился сварной шов. Поэтому наиболее оптимальными являются значения температуры сварки 60 – 80°С. Перегрев выше 90°С является нежелательным.

Проведение операции сварки происходит следующим образом.

1). Производят сопоставление краев сосуда (или иного полого органа).
2). Производят фиксацию краев друг к другу двумя-тремя обычными швами (так называемые наметочные швы). В случае кишки или семявыводящего протока для лучшей стыковки краев в просвет будущего анастомоза вводят плотный вкладыш из материала, который впоследствии довольно быстро растворится в жидкой среде.

3). После этого приступают к лазерной сварке. Лазерная сварка длится от нескольких секунд до нескольких десятков секунд, в зависимости от длины сварного шва. Это существенно быстрее, чем при обычных способах соединения тканей.

Подобранные экспериментально плотности мощности излучения составляют, в зависимости от типа ткани и используемого лазера, от 4 Вт/см² (артерия, Ar лазер, с припоем) до 700 Вт/см² (диодный лазер, 830 нм).

Основные требования к сварным швам:

- прочность шва, как сразу после процедуры, так и в более позднем периоде,
- герметичность шва,
- шов должен быть антитромбогенным, то есть не вызывать формирования тромбов на внутренней (просветной) поверхности сварного шва.

Несоблюдение этих требований может вызвать очень тяжелые последствия в послеоперационном периоде, в частности, послеоперационное кровотечение по месту сосудистого анастомоза или острый перитонит при работе на кишечнике.

Для обеспечения достаточной прочности сварного шва сразу после процедуры необходимо использовать режимы облучения, обеспечивающие достаточную температуру материала – не менее 60°С. Для обеспечения прочности сварного шва в более позднем периоде необходимо избегать перегрева сварного шва при облучении. Выполнение этих двух условий требует правильного выбора лазера, режима облучения и припоя. Своевременное добавление припоя позволяет избежать высушивания ткани в ходе облучения, что тоже повышает прочность сварного шва.

Для герметичности шва необходимо, чтобы он был непрерывным.

Исследования показали, что причиной послеоперационного тромбообразования является перегрев (выше 50°C) в ходе лазерной сварки внутренних слоев артерии или вены. Для предотвращения тромбообразования рекомендуется

- снижение мощности излучения,
- обильное орошение места облучения во время процедуры сварки физиологическим раствором,
- использование специальных припоев,
- адекватный контроль температуры.

Контроль температуры может проводиться с использованием автоматической системы с обратной связью на излучатель.

Достоинства лазерной сварки:

- при грамотном выполнении операции прочность сварного шва не ниже, а в ряде случаев выше обычного,
- воспалительная реакция более короткая, то есть протекает быстрее, чем при обычном соединении,
- рубцевание менее выражено,
- при работе на артериях реже возникают аневризмы,
- сама операция намного проще и короче.

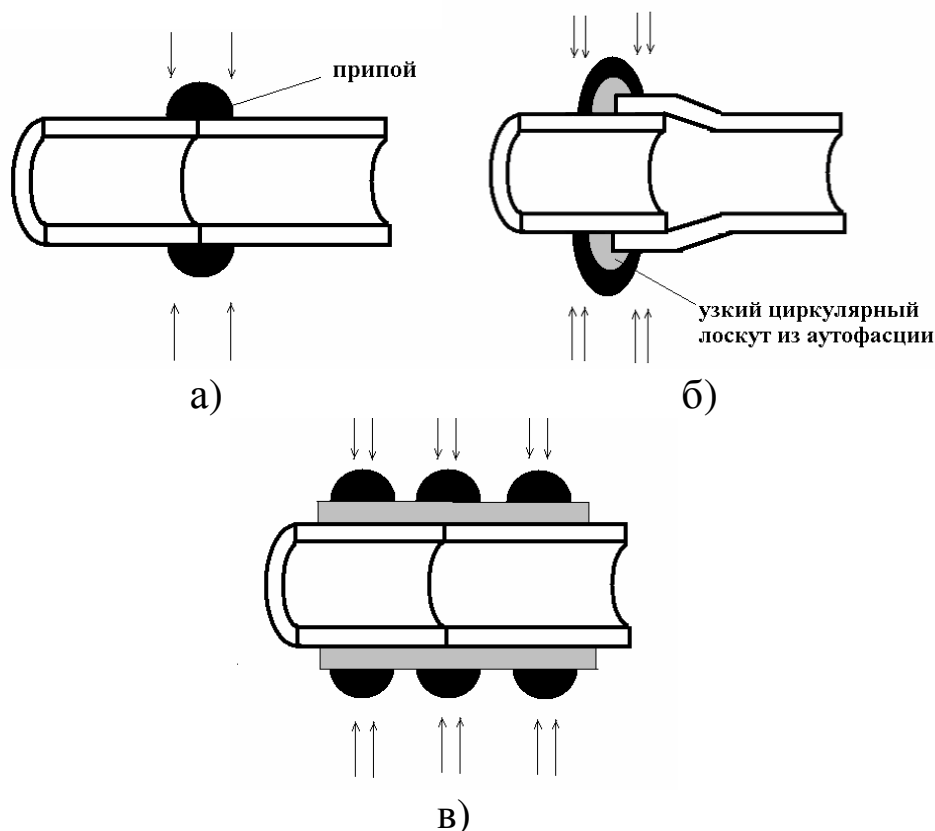


Рисунок 19. Способы формирования анастомозов при лазерной сварке:
 а) обычный способ (1 шов),
 б) путем натяжения одного конца на другой (2 шва),
 в) при размещении широкого циркулярного лоскута из аутофасции (3 шва).

Возможно осуществить различные варианты (А.И.Неворотин) предварительного соединения свариваемых отрезков ткани, позволяющих повысить прочность и герметичность сварного шва (см. рисунок 19).

Помимо обычного соединения встык (рисунок 19а) возможно осуществить натяжение одного из краев будущего анастомоза на другой, с последующей сваркой с припоем по краю, оказавшемуся снаружи (рисунок 19б). При этом помимо припоя на месте шва необходимо разместить круговую прокладку из аутокани, богатой коллагеном, например, из сухожилия или фасции. Еще один возможный способ формирования анастомозов при лазерной сварке заключается в формировании муфты из аутокани вокруг места стыковки с циркулярной сваркой по обеим краям муфты и по стыку (рисунок 19в). В этом случае наметочные швы могут оказаться вообще не нужными.

Был апробирован экспериментально и исследован анастомоз «конец–в–конец» между отрезками нервного ствола. На место стыка накладывали несколько слоев фибриновой пленки, а затем обрабатывали по кругу пучком лазерного излучения (CO_2 лазер) при пониженной плотности мощности излучения (расфокусировка). Оказалось, что сварной шов превосходил обычный по прочности, электрофизиологическим параметрам и ультраструктурной сохранности нервных волокон.

Рекомендуемая литература

1. А.И.Неворотин. Введение в лазерную хирургию. СПб.: Спецлит, 2000.
2. Прикладная лазерная медицина. Учебное и справочное пособие. Под ред. Х.–П.Берлиена, Г.Й.Мюллера. Интерэксперт, М., 1997.
3. Лазеры в клинической медицине. Под ред. С.Д.Плетнева. М.:Медицина, 1996.
4. В.Е.Илларионов. Основы лазерной терапии. М., 1992.
5. А.В.Приезжаев и др. Лазерная диагностика в биологии и медицине. М.: Наука, 1989.
6. Лазеры в биологии и медицине. Сост. А.В.Кириленко. СПб, 1994.
7. В.А.Серебряков. Лазерные технологии в медицине. Издание СПбГИТМО (ТУ), 2009.
8. И.А.Михайлова, Г.В.Папаян, Н.Б.Золотова, Т.Г.Гришачева. Основные принципы применения лазерных систем в медицине. Под ред. акад.Н.Н.Петрищева. СПб, 2007, 44с.
9. А.Ф.Цыб, М.А.Каплан и др. Клинические аспекты фотодинамической терапии. Калуга, изд-во научной литературы Н.Ф.Бочкаревой, 2009, 204с.
10. М.С.Плужников, А.И.Лопотко, М.А.Рябова. Лазерная хирургия в оториноларингологии. Минск, 2000.
11. Лазеры в хирургии. Под ред. О.К.Скобелкина. М.: Медицина, 1989.
12. Лазеры в медицине. Теоретические и практические основы. Рекомендации к практическим занятиям по изучению и использованию. СПб: СПбГМУ, 1998.
13. Е.А.Шахно. Аналитические методы расчета лазерных микро- и нанотехнологий. Учебное пособие. Издание СПбГИТМО (ТУ), 2009.



В 2009 году Университет стал победителем многоэтапного конкурса, в результате которого определены 12 ведущих университетов России, которым присвоена категория «Национальный исследовательский университет». Министерством образования и науки Российской Федерации была утверждена программа его развития на 2009–2018 годы. В 2011 году Университет получил наименование «Санкт-Петербургский национальный исследовательский университет информационных технологий, механики и оптики»

КАФЕДРА ЛАЗЕРНЫХ ТЕХНОЛОГИЙ И ЭКОЛОГИЧЕСКОГО ПРИБОРОСТРОЕНИЯ

Лазерные технологии не случайно называют технологиями XXI века. Открытые при нашей жизни лазеры уже сегодня широко проникли в промышленность, строительство, транспорт, связь, медицину, биологию, экологию, шоу–бизнес и другие сферы жизни. Лазерные принтеры, лазерные CD–диски, лазерные торговые сканеры и лазерные шоу сегодня известны всем. Менее известны широкой публике, но не менее важны лазерные технологии в микроэлектронике для нанесения и структурирования тонких пленок, для резки и сварки брони, закалки инструментальных сталей, декоративной обработки дерева, камня и кожи, при лечении болезней глаз, сосудов, опухолей, и т.д., а в ближайшей перспективе — для избавления человечества от очков и морщин (да, да — сотни операций по лазерной полировке роговицы глаза и кожи уже проведены), разработка реакций лазерного управляемого термоядерного синтеза и лазерных реактивных двигателей, создание трехмерных объектов за счет прямой трансформации виртуального (компьютерного) образа в материальный объект при взаимодействии лазерного излучения с веществом и многое, многое другое.

История кафедры ЛТ и ЭП делится на 4 разных периода:

Период I — с момента появления лаборатории лазерной технологии в ЛИТМО в 1965 г. до момента организации кафедры охраны труда и окружающей среды (ОТ и ОС) с отраслевой лабораторией лазерных технологий (ОЛЛТ) в 1982 г.

Период II — период развития кафедры ОТ и ОС и ОЛЛТ — 1982–1988 гг.

Период III — с момента создания на базе кафедры ОТ и ОС и ОЛЛТ кафедры лазерных технологий — 1988 г., в дальнейшем преобразованной в кафедру лазерных технологий и экологического приборостроения и по настоящее время.

Охарактеризуем периоды 1, 2 и 3 фактами.

1976 г. — научные работы ОЛЛТ по физическим основам лазерной обработки тонких пленок удостоены Премии Президиума АН СССР за лучшую научную работу в области «Фундаментальных проблем микроэлектроники».

1983, 1984 гг. — работы кафедры удостоены Премий Минвуза СССР за лучшую научную работу.

1986 г. — работы кафедры совместно с рядом других организаций удостоены Государственной Премии СССР.

1988 г. — кафедра ОТОС с лабораторией ЛТ по инициативе ректора ЛИТМО преобразована в выпускающую кафедру «Лазерных технологий» и начинается систематический выпуск специалистов по специальности 07.23 «лазерная техника и лазерные технологии».

1996 г. — кафедра ЛТ переименована в кафедру ЛТ и ЭП и осуществляет выпуск специалистов как лазерным технологиям, так и по специальности «инженер–педагог» со специализацией «экология».

С 2000 г. — лаборатория и кафедра ЛТ признаны Ведущей научной школой Российской Федерации по «Фундаментальным основам лазерных микротехнологий».

2001 – 2007 г. — этот статус ежегодно подтверждается.

2010 г. — присуждение Премии Правительства Российской Федерации в области образования за «Создание системы подготовки специалистов высшей квалификации по лазерным технологиям»

- За период времени с 1988 по 2010 г. кафедра выпустила более 400 специалистов в области лазерных технологий;
- За тот же период времени сотрудниками и аспирантами кафедры защищены 2 докторские и более 20 кандидатских диссертаций;
- По результатам работ кафедры издано 9 монографий;
- Результаты исследований сотрудников кафедры изложены более чем в 500 научных статьях и 50 патентах и авторских свидетельствах;

Период IV с 2008 г. и по настоящее время характеризуется тем, что университет явился победителем конкурса Правительства РФ 2006-2008г.г., проводимого в рамках приоритетного национального проекта «Образование» по отбору образовательных учреждений высшего профессионального образования, внедряющих инновационные образовательные программы.

При этом одним из направлений научно-образовательной деятельности Университета в рамках конкурса было выбрано направление «Лазерные технологии и системы», которое соответствует приоритетным направлениям развития науки, техники и технологий в РФ и критическим технологиям РФ.

По результатам маркетинговых исследований ожидаемый рынок труда специалистов по данному направлению в Санкт-Петербурге составляет 300 чел. в год, по России — порядка 1500 человек.

Важнейшей составной частью проекта явилось создание новых научно-образовательных структур, центров и лабораторий, для оснащения которых были проведены закупки необходимого оборудования и приборов. Приведем информацию по данному разделу программы более подробно:

Создание новых лабораторий и центров.

1. Лаборатория лазерных нанотехнологий в составе 4-х научно-образовательных направлений, укомплектованных современным лазерным, измерительным и аналитическим оборудованием и финансируемых грантами РФФИ, РГНФ и Роснауки :

1) Лазерное формирование многофункциональных зондов (МЗ) для зондовой микроскопии с целью создания универсальных зондовых микроскопов.

Работа базируется на значительном заделе кафедры лазерных технологий и экологического приборостроения (далее ЛТ и ЭП) по лазерной вытяжке ближнепольных оптических зондов, нанокапилляров, многослойных зондов, кантилеверов и т.п.. Она проводится на базе 15 Вт квазинепрерывного ($f = 5$ кГц, $\tau = 1$ мкс CO_2 (Sinrad) лазера, специальной оптической системы облучения с торическим зеркалом и специализированных механических систем вытяжки с обратной электромеханической связью. Для контроля за процессом используется скоростная видеокамера AOS-x-motion (разрешение 1280 x 1024, размер пиксела 12 мкм, максимальная скорость съемки 32000 кадр/сек), и быстродействующий микропирометр частичного излучения ИМО (спектральный диапазон 5.7–8.7 мкм, температурный диапазон 200–2000°C, диаметр объекта 0.5–5 мм, время отклика 0.1 с, точность ± 10 К), а для оценки результатов и разработки методик применения МЗ — зондовый микроскоп «Nanoeducator», НТ МДТ.

Работа проводится совместно с кафедрой нанотехнологий и материаловедения ИТМО (заведующий кафедрой — А.О.Голубок), имеющей большой опыт создания и применения зондовых микроскопов.

2) Исследование физических основ формирования А–К–А переходов в стеклокерамиках (А — аморфизованный, К — кристаллизованный слой) и способов управления их размерами, глубиной залегания, скоростью переключения и степенью кристаллизации.

Работа направлена на закрепление пионерского научного задела и на продвижение локальности А–К–А переходов в область наноразмеров, времен

записи и переключения в область пико–и фемтосекунд, оптимизацию сред для объемной оптической записи и поиск эффективных систем считывания информации.

Для реализации заложенных научных идей созданы стенды с пикосекундным лазером типа EXPLA PL 2143 ($\lambda = 266$ нм, 355 нм, 532 нм, 1060 нм, $W_{\text{имп}} = 30$ мДж, $\tau = 30$ пс, $f = 10$ Гц) и фемтосекундным лазером типа AVESTA (TiF-100-F4 $\lambda = 710$ -950 нм, $P_{\text{ср}} = 500$ мВт, $f = 90$ МГц, $\tau = 100$ фс), с 10) импульсными CO₂-лазерами ($\lambda = 10,6$ мкм) ТЕА-типа ($P_{\text{имп}} = 10^6$ Вт, $f = 500$ Гц, $\tau = 200$ нс) и щелевым ($P_{\text{ср}} = 150$ Вт, $f = 50$ -5000 Гц, $\tau = 30$ -500 мкс), позволяющими в максимальной степени реализовать потенциал работы.

Для контроля за процессом разработаны схемы, созданы и оснащены системы микрофотометрического контроля (микроскоп-спектрофотометр МСФУ-К (ОАО «ЛОМО»), увеличение – до 1000X, спектральный диапазон регистрации спектров: и оптической плотности 350-900 нм, минимальный размер фотометрируемого участка 1 мкм), микротепловизионного контроля (тепловизор FLIR–Titanium), спектральный диапазон 8-14 мкм, разрешение изображения 320 x 256, 14 бит, , максимальная частота обновления полных кадров 380 Гц скоростной видеографии (видеокамера AOS–x–motion) и др.

Работа проводится совместно с кафедрой оптоинформационных технологий и материалов (заведующий кафедрой — Н.В.Никоноров), обладающей большим опытом создания и исследования оптических материалов и всем комплексом необходимого термофизического, оптического и испытательного оборудования и приборов.

3) Наноструктурирование тонких металлических и полупроводниковых слоев.

Работа основана на обнаруженном в лаборатории кафедры ЛТ еще в 1967–70 гг. эффекте локального термохимического воздействия лазерного излучения и, в частности, на радикальном изменении растворимости Cr при его лазерном окислении. В последнее время этот эффект дополнен также «микроструктурным» воздействием лазерного излучения на структуру тонких слоев Cr, Si и, соответственно Cr₂O₃ и SiO₂. Оба эффекта позволяют управлять топологией и другими параметрами структур.

Работа базируется на использовании коротких (N₂-лазер, 0.337 мкм, 10 нс) и сверхкоротких импульсов (пикосекундный и фемтосекундный лазеры, упомянутые выше, эксимерный ArF лазер (CL-7020, $W_{\text{имп}} = 250$ мДж, $P_{\text{ср}} = 5$ Вт, $f = 20$ Гц, $\tau = 17$ нс) и коротких длин волн (193 нм, 226 нм, 337 нм, 355 нм) для повышения разрешающей способности метода и продвижения его в область нанометрических размеров вплоть до теоретического предела разрешающей способности (~ толщины защитной окисной пленки). При ее проведении используются также указанные выше приборы и устройства — зондовый микроскоп, микротепловизор и целый ряд химических и термофизических методик.

Работа проводится в настоящее время совместно с группой д.ф.–м.н. А.Г. Полещука из института автоматики и электрометрии Сибирского отделения РАН.

4) Управление микрогеометрией, наношероховатостью и физико-химическими свойствами поверхности материалов

В основе работы лежит эффект снижения шероховатости поверхности за счет лазерной абляции выступов. Этот эффект дополняется процессами гидродинамического затекания впадин, а также микроструктурирования, основанными на возникновении поверхностных электромагнитных волн и периодического рельефа и использовании других опто-физических явлений (интерференционных, ближнепольных и т.д.). Все изложенные методы и приемы позволяют создавать оптимальные параметры поверхностей (асферизация, полировка, структурирование) из стекла и пластмассы, металла и др. материалов.

В работе используются импульсные CO_2 -лазеры (ТЕА CO_2 и щелевой), эксимерный, пико- и фемтосекундные лазеры, специальные оптические системы, системы активного контроля профиля поверхности с обратной связью, зондовый микроскоп, микротепловизор.

Отдельное направление работ этого цикла — микро- и наноструктурирование поверхности кремния за счет модификации структуры и лазерной абляции, а также управление свойствами окисла.

В настоящее время проводится также большой цикл работ по созданию рельефов для оптимизации антикоррозионных, антиобледенительных, биосовместимых и др. подобных свойств поверхности различных материалов.

2. Лаборатория лазерной очистки и реставрации произведений культуры и искусства (ПКИН) организована совместно с фирмой ООО «Мобильные лазерные системы».

В лаборатории имеются 3 установки.

1. Лазерный комплекс очистки и реставрации ЛИК-1 на базе 200 Вт, 20 нс Nd-YAG импульсного лазера и 6-ти координатного робота (максимальный рабочий радиус (размах) 1300 мм, точность при повторении позиции ± 0.08 мм) с полной системой ориентации, управления позиционированием волоконно-оптической головки. Работает в режимах очистки металлических изделий сложной формы от загрязнений, оксидных пленок и т.п., подготовки под сварку, сварки и модификации поверхности с системой сбора продуктов очистки для производства работ в лабораториях и в условиях музейных интерьеров.

2. Мобильный лазерный комплекс МЛС2 на основе 50 Вт импульсного Yt-Er лазера с волоконным выводом и миниатюрной оптической головкой для очистки; может быть установлен на автономную передвижную

платформу с дистанционным управлением, например, для очистки поверхностей от радиоактивных загрязнений.

3. Переносной ранцевый лазерный комплекс ЛИК-2 на основе 20 Вт импульсного Yt–Er лазера с волоконным выводом и оптической системой, миниатюрной системой сканирования поверхности и встроенной системой отсоса продуктов очистки.

Все изложенные лазерные системы опробованы при исследованиях и разработке следующих процессов лазерной очистки:

- 1) лазерная очистка радиоактивно–загрязненных поверхностей,
- 2) лазерная очистка теплообменников и др. элементов энергетического оборудования,
- 3) лазерная очистка и подготовка поверхности под лазерную сварку и консервацию,
- 4) лазерная очистка краскопечатающих (флексографических) валов для полиграфии,
- 5) лазерная очистка металлических поверхностей предметов культурно–исторического наследия, городской скульптуры и декора.

В настоящее время разрабатываются физико–химические основы процессов лазерной очистки неметаллических поверхностей (мрамора и др. минералов), а также процессов реставрации стеклянных и стеклокерамических изделий (смальты, финифти, стеклянных и керамических мозаик и т.п.), фресок , стен и памятников от граффити и т.п.

3. Учебно–производственный центр лазерных технологий резки, сварки, наплавки и термообработки создан совместно с фирмой ООО «СП Лазертех» на базе мощных иттербиевых волоконных лазеров ЛС–0.5 (кВт), ЛС– 2 (кВт) или ЛС– 5 (кВт) (IPG-Photonics, Россия, г.Фрязино).

Лазерный комплекс для трехмерного раскроя деталей ЛУВР-1 на основе волоконного лазера с мощностью 5,0 кВт и выходным волоконным кабелем ($\lambda = 1,07$) включает универсальный 6–ти координатный робот FA06E (KAWASAKI) с системой ориентации и позиционирования, и полный комплект остального оборудования (холодильная машина, система управления роботом (контроллер D40), система подготовки и подачи технологических газов, фирмы Precitec), система дистанционного видеонаблюдения за техпроцессом, и т.д.

Там же установлен Лазерный комплекс «Trotec Professional 1313» предназначенный для прецизионной резки и гравировки неметаллов. Комплекс включает CO₂ лазер мощностью 50 Вт, механизм сканирования типа «летающая оптика». Максимальная скорость лазерной гравировки 1 м/с, максимальная площадь обрабатываемой поверхности 1300x1300 мм, программное разрешение 2 мкм, точность позиционирования ± 15 мкм).

Установка Trotec Professional TP 1313 применяется в следующих процессах: рекламном бизнесе, резке промышленных изделий из листовых

неметаллических материалов, изготовлении вырубных штампов, трафаретов, лекал, текстильных изделий, изготовлении печатей и штампов.

Центр предназначен для подготовки специалистов современного уровня и разработки новых лазерных технологий в основном на базе волоконных технологических лазеров.

Для организации учебного процесса задействуется также современное производственное оборудование предприятий ООО «СП «Лазертех», ООО «Лазерный центр», ООО «Мобильные лазерные системы»:

- Лазерные технологические комплексы типа «Хебр» (СО₂-лазеры мощностью 1-кВт с порталными столами) для резки листовых металлических и неметаллических материалов, труб, сварка.

- Лазерные технологические комплексы типа «Trumatic» (СО₂-лазеры мощностью до 2,5 кВт с порталными столами) для резки листовых металлических материалов.

- Модернизированный лазерный технологический комплекс типа «Хебр» с иттербиевым волоконным лазером ЛС-2 для резки и сварки, в т.ч. сплавов цветных металлов.

- Минимаркер М 10 с иттербиевым импульсным волоконным лазером для прецизионной маркировки.

- Установка «Бетамарк 2000» (лазер Nd-YAG с ламповой накачкой и модуляцией добротности) для прецизионной маркировки.

- Установка ТЕГРА – 500 (лазер Nd-YAG с ламповой накачкой) для резки цветных металлов и их сплавов.

- Специализированные лазерные комплексы со столами АП-400 (лазеры Nd-YAG с ламповой накачкой).

Таким образом, выполнение поставленных перед инновационно-образовательной программой (ИОП) в рамках направления «Лазерные технологии и системы» позволило создать новый научно-учебный инновационный центр в СПбГУ ИТМО, оснащенный уникальным современным лазерным и измерительным оборудованием, способным реализовать подготовку высококвалифицированных научных кадров в области лазерных технологий и проводить исследования на самом высоком научном уровне.

Одним из недавних результатов выполнения ИОП является завоевание Университетом (в лице кафедры лазерных технологий) совместно с указанными выше организациями нескольких наград на **Международной выставке–конгрессе «Высокие технологии, инновации, инвестиции»**: Диплома I степени за создание **лазерного комплекса для трехмерной обработки материалов на базе волоконного лазера**, Диплома II степени за создание **учебно–производственного центра «Лазерные технологии»**, Диплома II степени за разработку **переносной лазерной установки для очистки материалов от различных поверхностных загрязнений**, Диплома II степени за разработку **ранцевого устройства для лазерной очистки** с вручением 1 золотой и 3–х серебряных медалей.

ОСНОВНЫЕ НАУЧНЫЕ НАПРАВЛЕНИЯ КАФЕДРЫ

1. Лазерная обработка пленочных элементов, в том числе
 - наноструктурирование тонких металлических и полупроводниковых слоев,
 - лазерное локальное осаждение тонких пленок.
2. Исследование физических основ формирования А–К–А переходов в стеклокерамиках (А — аморфизация, К — кристаллизация) и способов управления их размерами, глубиной их залегания, скоростью переключения и степенью кристаллизации.
3. Создание новых оптических материалов и элементов микро- и нанофотоники на базе лазерных технологий.
4. Лазерное формирование многофункциональных зондов для зондовой микроскопии с целью создания универсальных зондовых микроскопов.
5. Лазерное управление микрогеометрией и физико-химическими свойствами поверхности.
6. Физико-химические основы лазерной очистки в промышленности и при реставрации произведений культурно-исторического наследия.
7. Исследование воздействия пико- и фемтосекундных импульсов лазерного излучения на вещество.
8. Фундаментальные исследования в области взаимодействия лазерного излучения с веществом: лазерная абляция и конденсация металлических и композиционных пленок и эффекты самоорганизации.
9. Физико-математическое моделирование в задачах дистанционного лазерного зондирования морской среды.

Заведует кафедрой лазерных технологий и экологического приборостроения Заслуженный деятель науки России, Лауреат Государственной Премии СССР, Лауреат Премии Правительства РФ, действительный член Академии Инженерных Наук РФ, д.т.н., профессор В.П.Вейко. Среди преподавателей кафедры Почетный работник высшей школы, Лауреат Премии Правительства РФ, д.т.н., профессор Е.Б.Яковлев, д.т.н., профессор Е.А.Шахно, Почетный работник высшей школы, к.ф.-м.н., доцент Г.Д.Шандыбина, к.т.н., доцент В.В.Барановский, к.ф.-м.н., доц. Ю.И.Копилевич, к.ф.-м.н., доцент А.Н.Проценко, молодые преподаватели, к.т.н., доц. А.А.Петров, к.т.н., доц. Н.Н.Марковкина, к.т.н., асс. Б.Ю.Новиков.

Работа кафедры проводится в тесном контакте с ведущими предприятиями Санкт-Петербурга по лазерным технологиям: ООО СП «Лазертех» (ген. директор С.Н.Смирнов), ООО «Лазерный центр» (ген. директор С.Г.Горный), ООО «Мобильные лазерные системы» (ген. директор В.Н.Смирнов).

Кафедра также активно сотрудничает с университетами и институтами США (Princeton University, University of Areizona), Германии (BIAS, FHS Emden), Японии (RIKEN), Китая (HUST), Франции (ENISE), Италии (Lecce University) и др.

Елена Аркадьевна Шахно

Физические основы применения лазеров в медицине

Учебное пособие

В авторской редакции

Редакционно-издательский отдел НИУ ИТМО

Зав. РИО

Лицензия ИД № 00408 от 05.11.99

Подписано к печати

Заказ №

Тираж 100 экз.

Отпечатано на ризографе

Н.Ф. Гусарова