ОГЛАВЛЕНИЕ

Список сокращений 5
Предисловие 6
Глава 1. Введение в лазерную хирургию глаза 7
1.1. Pascal (pattern scan laser) 11
1.2. Микроимпульсный режим лазерного воздействия. Особенности технологии Micropulse 13
Глава 2. Диабетическая ретинопатия 20
Глава 3. Венозные окклюзии 29
3.1. Макулярный отек при окклюзиях вен 29
3.2. Лазеркоагуляция при окклюзии ветви центральной вены сетчатки 30
3.3. Техника проведения панретинальной лазеркоагуляции при окклюзии центральной вены сетчатки 34
Глава 4. Васкулиты сетчатки 35
Глава 5. Центральная серозная хориоретинопатия 38
Глава 6. Возрастная макулярная дегенерация 41
Глава 7. Дистрофии и разрывы сетчатки 42
7.1. Разрывы сетчатки 44
Глава 8. Хориоретинальные новообразования 47
8.1. Ангиоматоз сетчатки 47
8.2. Ретинобластома 50
Глава 9. Ретинопатии недоношенных 53
Глава 10. Глаукома 54
10.1. Линзы для лазерной хирургии 55
10.2. Трабекулопластика 58
10.3. Селективная лазерная трабекулопластика 64
10.4. Иридотомия 69
10.5. Хирургическая анатомия радужки 78
10.6. Иридопластика или гониопластика 85
10.7. Операции, направленные на изменения ригидности фиброзной оболочки глазного яблока 88
10.8. Операции, направленные на стойкое уменьшение продукции внутриглазного давления 91
10.9. Операции на дренажной системе 95
10.10. Дополнения к главе «Глаукома» 99
Глава 11. Дизрапционные методы. YAG-лазер 101
11.1. Передняя витреотомия 101

11.2. Капсулотомия вторичной катаракты. YAG-лазерная дисцизия 103
11.3. Гиалоидотомия 130
11.4. Мембранэктомия 132
11.5. Свипирование 134
11.6. Кортиколиз. 136
11.7. Стойкая гиперпластическая зрачковая мембрана 137
11.8. Синехиотомия 140
11.9. Передний витреолизис 144
11.10. YAG-лазерный мидриаз. 149
11.11. Прочие показания для переднего сегмента 150
11.12. Задний лазерный витреолизис 152
11.13. Лазерное повреждение интраокулярной линзы. 157

Глава 12. Лазерная хирургия катаракты. 159

12.1. Лазер против традиционной факоэмульсификации 159
12.2. Машины и инструменты 160
12.3. Различные длины волн, используемые для экстракции катаракты 160
12.4. Эрбиевый YAG-лазер 161
12.5. Лазерная факосистема Adagio. 161
12.6. Неодимовый YAG-лазер 162
12.7. Лазер Фотон 162
12.8. Устройство для лазерной абляции хрусталика Dodick 163
12.9. Лазерный факозонд Agarwal 164
12.10. Лазерная хирургия катаракты с использованием фемтосекундного лазера LenSx 165

Глава 13. YAG-лазер: опасность и меры профилактики 168

ПРЕДИСЛОВИЕ

Лазерное лечение — это эффективный, безопасный и безболезненный метод, широко применяемый в клинической офтальмологии. Он не требует изменения образа жизни пациента и по праву занимает особое место в современной медицине. Именно офтальмология стала первой медицинской отраслью, использующей лазерные технологии. Лазерное воздействие широко применяется в лечении множества заболеваний органа зрения и часто является единственно возможным методом лечения. В данном руководстве рассмотрены механизмы работы, параметры воздействия и разновидности применяемых в офтальмологии лазерных установок. Мы объединили основные виды нозологий, при которых применяются лазерные методики воздействия, с подробным описанием предоперационного обследования, подготовки и показаний к лазерному воздействию, а также непосредственно самой техники лазерной хирургии с четкой последовательностью действий хирурга и советами по послеоперационному наблюдению пациентов, способами профилактики возможных осложнений и достижения максимального успеха проводимой процедуры.

В книге рассматриваются различные заболевания сетчатки, в том числе диабетическая ретинопатия, сосудистые окклюзии и хориоретинальные новообразования. Также уделяется внимание различным видам глаукомы, капсулотомии вторичной катаракты и лечению других осложнений, возникающих после хирургии катаракты. Кроме того, представлены методы лазерной хирургии незрелой и зрелой катаракты, которые активно конкурируют с традиционной факоэмульсификацией. Помимо основных заболеваний органа зрения, в отношении которых применяется лазерное воздействие, в книге представлены и более редкие состояния, которые занимают важное место в практике врача-офтальмолога. Эта книга предназначена для обеспечения офтальмологов необходимыми знаниями в области лазерной офтальмохирургии и для помощи начинающим врачам в освоении данной методики.

Глава 1

Введение в лазерную хирургию глаза

Революционное внедрение лазеров в офтальмологию значительно расширило уже известные и дало новые лечебные возможности. С учетом постоянного технического прогресса не только опытные офтальмологи, но и молодое поколение врачей (включая врачей-ординаторов) должно изучать и совершенствовать лазерную хирургию.

Лазер как генератор световой энергии невозможно было бы представить без развития учения о квантовой природе света, заложенного в начале XX в. целой плеядой выдающихся физиков.

Уже тогда было известно о некоторых труднообъяснимых фактах с точки зрения классических физических представлений. Одним из них была зависимость спектра излучения света от температуры так называемого абсолютно черного тела. Теоретическое объяснение этого явления, хорошо согласующееся с реальными экспериментами, в 1900 г. смог дать немецкий ученый М. Планк. Его теория основывалась на парадоксальном на тот момент предложении, что световая энергия может излучаться отдельными порциями — квантами, кратными частоте излучения. Открытие Планка привело в последующем к развитию нового направления научной мысли — квантовой физике. Конец XX в. охарактеризовался множеством открытий в физике элементарных частиц: так, усилиями британского физика Э. Резерфорда и датского ученого Н. Бора создана планетарная квантовая теория атома, а также дано квантово-механическое объяснение эффектов спектрального поглощения и излучения света веществом.

Глаз с его прозрачными средами идеален для лечения светом и, соответственно, лазером. Первым, кто применил световое излучение для лечения глазных болезней, стал немецкий офтальмолог Г. Мейер-Швикерат. В 1945–1949 гг. он впервые провел успешные эксперименты по лечению отслойки сетчатки с использованием солнечного света, сфокусировав его на сетчатке с помощью сконструированного им прибора — гелиостата, а затем и с дуговыми лампами на угольных электродах, произведенных компанией «Цейсс» (Carl Zeiss Jena, Germany).

В 1964 г. Н. Басову, А. Прохорову и Ч. Таунсу была присуждена Нобелевская премия по физике «за фундаментальные исследования в области квантовой электроники, приведшие к созданию лазеров и мазеров». Именно у Прохорова и Басова возникла идея молекулярного генератора, изложенная в хорошо известном цикле классических совместных работ А.М. Прохорова

и Н.Г. Басова 1952–1955 гг. Тогда же Басов пришел к идее о возможности распространения принципов и методов квантовой радиофизики на оптический диапазон частот. В 1959 г. Басовым совместно с Б.М. Вулом и Ю.М. Поповым была подготовлена работа «Квантово-механические полупроводниковые генераторы и усилители электромагнитных колебаний». В ней предлагалось использовать для создания лазера инверсную заселенность в полупроводниках, получаемую в импульсном электрическом поле. Начиная с 1957 г. Басов занимался поиском путей создания оптических квантовых генераторов — лазеров. Принципиальным было предложение Прохорова и Басова о новом методе оптической накачки. Именно он позволил в 1958 г. сформировать Ш. Фабри и А. Перо реальную научную основу для освоения других диапазонов. Этим успешно воспользовался в 1960 г. Т. Мэйман при создании первого лазера на рубине.

Впервые в истории советской офтальмологии лазер был применен профессором Л.А. Линником, который под руководством В.П. Филатова в 1954 г. начал изучение возможностей фотокоагуляции сетчатки. В том же году был создан первый отечественный фотокоагулятор «Зайчик» на основе мощного кинопроектора.

Следует различать понятия: **фото**коагуляция, когда используется световое полихроматическое излучение, и **лазер**коагуляция (ЛК), когда используется лишь узкая часть электромагнитного излучения со строго определенными свойствами для выполнения тех или иных процедур. Само по себе слово «лазер» является акронимом английской фразы: **L**ight **a**mplification by **s**timulated **e**mission of **r**adiation — «Усиление света с помощью вынужденного излучения». Лазером называется оптический квантовый генератор, представляющий из себя прибор, способный испускать мощный монохроматический и когерентный пучок электромагнитного излучения. *Монохроматическое* излучение — электромагнитное излучение, обладающее одной частотой или длиной волны, что позволяет устранить хроматическую аберрацию. *Когерентность* излучения означает, что все произведенные фотоны движутся в одной временно́й и пространственной фазе друг с другом. Эти свойства и позволяют передавать энергию на большие расстояния практически без потерь.

При лазеркоагуляции локальная температура тканей повышается с 37 до 50 °С, что приводит к денатурации белков и коагуляции участка ткани. Это происходит вследствие преобразования световой энергии в тепловую.

Монохромное излучение лазера поглощается меланином и ксантофиллом, которые содержатся как в макуле, так и гемоглобине.

Пигмент меланин универсально поглощает световой спектр в диапазоне от 400 до 700 нм, тогда как гемоглобин и ксантофилл являются более избирательными. Меланин является основным акцептором лазерного излучения при коагуляции трабекулярной сети и коакцептором света в пигментном эпителии сетчатки (меланосомы) и хориоидее (меланоциты). Чем больше длина волны, тем глубже хориоретинальный ожог. Следовательно, аргоновый лазер (514,5 нм) и YAG с удвоением частоты Q-switched YAG (532 нм) поглощаются на уровне пигментного эпителия сетчатки и хориокапилляров, в то время как криптоновый красный (647 нм) и диодный лазер (810 нм) вызывают более глубокое поражение хориоидеи. Формирование оптимального/порогового

коагулята сетчатки при использовании аргонового и YAG-лазера будет одинаковым и совершенно отличным от криптонового красного лазера и ожога при коагуляции диодным лазером. Таким образом, коагуляты, появляющиеся при коагуляции сетчатки криптоновым красным и диодным лазером, будут иметь более высокий порог и вызовут более обширное повреждение хориоидальной области, соответственно, болевые ощущения будут более выраженными по сравнению с аргоновым и YAG-лазером.

Ксантофильный пигмент присутствует во внутреннем и наружном сетчатых слоях сетчатки макулярной области. Они максимально поглощают синий свет и слабо поглощают зеленый. Следовательно, при макулярной лазеркоагуляции синий свет (сине-зеленый аргоновый лазер) вызовет нежелательное внутреннее повреждение сетчатки. Таким образом, аргоновый зеленый лазер (514,5 нм) и YAG-лазер (532 нм — зеленый) предпочтительнее аргонового сине-зеленого при коагуляции макулы. Гемоглобин значительно поглощает синий, зеленый и желтый свет, а красный свет — слабо. Желтый свет с более короткой длиной волны легче поглощается. Красный свет и излучение, близкое к инфракрасному, совершенно не поглощаются гемоглобином.

Правильное использование лазеров в офтальмологической практике начинается с понимания их основных принципов работы.

Со времени своего создания в 1960-х гг. все лазеры состоят из трех основных частей: активной среды (рабочего тела), системы накачки и зеркал (оптического резонатора).

В зависимости от вида и агрегатного состояния активной среды различают твердотельные (рубин, неодимовое или эрбиевое стекло), полупроводниковые, жидкостные (в том числе на красителях) и газовые (аргоновый, криптоновый, гелий-неоновый, углекислый) лазеры.

Как следует из определения, основой работы лазера служит явление вынужденного (индуцированного) излучения в активной среде. Суть явления состоит в том, что возбужденный каким-либо образом электрон способен излучить фотон под действием другого фотона без его поглощения в случае, если энергия последнего равняется разности энергий электрона до и после излучения. Излученный фотон будет таким же, как и первый по поляризации, длине волны и направлению движения. Этим явление отличается от спонтанного излучения, в котором излучаемые фотоны распространяются в случайном направлении, имеют произвольную поляризацию и фазу. Для возникновения лавинообразного процесса усиления света в среде необходимо, чтобы большинство молекул находилось в возбужденном состоянии, так называемой «инверсии населенности энергетических уровней». Это состояние нестабильно и без постоянного притока энергии сохраняется очень короткое время.

Инверсия населенности создается с помощью системы накачки энергии в активную среду. Это может быть газоразрядная лампа-вспышка, электрический разряд в среде, химическая реакция, протекание тока через PNP-переход полупроводникового лазера или даже излучение другого лазера.

Лазерная генерация начинается с излучения одним из возбужденных электронов случайного фотона, вызывающего лавинообразный процесс его умножения по направлению его распространения. Однако активная среда не бесконечна, и фотонный пучок быстро выходит за ее пределы, унося

лишь малую часть энергии. Для того чтобы сделать из усилителя генератор, необходима положительная обратная связь.

Положительная обратная связь в лазере реализуется при помощи резонатора. В самом простом случае это два параллельных зеркала, между которыми находится активная среда. Теперь случайный фотон, вылетевший перпендикулярно плоскости зеркал, многократно отражаясь от них, будет усиливаться, проходя через активную среду.

Кроме обеспечения положительной обратной связи резонатор играет роль своеобразного камертона, поскольку наиболее эффективно он будет усиливать фотоны с длиной полуволны, целое количество раз укладывающихся между зеркалами, — собственную длину волны резонатора и его «обертоны». Регулируя расстояние между зеркалами, можно усиливать разные спектральные линии излучения резонатора, получая лазер с разной спектральной линией излучения резонатора на одном и том же рабочем теле.

При использовании некоторых схем оптических резонаторов (например, большой поверхности зеркал плоскопараллельного резонатора) кроме осевого пучка фотонов начинают эффективно усиливаться и излучения, распространяющиеся под небольшим углом к оси. Из-за взаимной интерференции интенсивность пучка лучей становится различной в разных точках плоскости, перпендикулярной этому пучку. Наблюдается система светлых пятен, разделенных темными узловыми линиями, — поперечные моды.

Линии в спектре излучения в силу различных причин всегда имеют определенную ширину, поэтому могут возникать ситуации, когда в ширину спектральной линии укладывается несколько «обертонов» собственной частоты резонатора. Резонатор начинает усиливать немного различные по длине волны световые пучки. При их интерференции возникают «биения» интенсивности электромагнитных колебаний — продольные моды. Если каким-либо образом добиться синхронизации этих мод по фазе, в результате их суперпозиции излучение будет представлять собой последовательность очень коротких, но мощных импульсов. Такой режим работы лазера называют режимом синхронизации мод.

Если мы возьмем камертон и, пока не затухли его колебания, будем слегка придерживать пальцем один из его рожков, — камертон будет звучать намного меньше обычного. Палец, частично поглощая энергию колебаний камертона, снизил его способность поддерживать колебания — его добротность. Точно так же снизить добротность резонатора в лазере можно, поместив между его зеркалами какой-нибудь объект, поглощающий излучение (или уводящий его из активного тела). Процесс генерации при этом значительно замедлится, но снизится и утечка потенциальной энергии из рабочего тела. В результате через некоторое время активная среда максимально заполнится энергией. Если в этот момент быстро повысить добротность резонатора, например резко убрав мешающий объект, практически вся энергия рабочего тела выделится в одном гигантском лазерном импульсе. Такой режим работы лазера называют режимом модуляции добротности.

И, наконец, мы можем подобрать прозрачность одного из зеркал резонатора таким образом, чтобы, не сильно сказываясь на добротности, малая часть излучения отводилась из активной среды. В этом случае при наличии постоянной накачки лазер может давать излучение в непрерывном режиме.

В офтальмологической практике нашлось применение лазерам с различными режимами генерации излучения. Так, для лазерной коагуляции сейчас чаще всего используют лазеры с непрерывным режимом генерации. Лазерные «деструкторы» или «дизрапторы» (применяемые для разрушения вторичной катаракты или формирования отверстий в радужке) для генерации гигантского импульса, необходимого для оптического пробоя, используют режим модуляции добротности. Популярные сейчас приборы с очень короткой длительностью импульса — фемтосекундные лазеры — используют для генерации излучения режим синхронизации мод.

Лазеры, обычно используемые при лазеркоагуляции.

Аргоновый лазер (514,5 нм)[1]*:*

- поглощается избирательно в ретинальном пигментном эпителии, гемоглобине, хориокапиллярах, слое палочек и колбочек, а также в наружном и внутреннем ядерных слоях;
- легко поглощается гранулами меланина;
- коагулят от хориокапилляров до внутреннего ядерного слоя сетчатки;
- подходит для коагуляции ретинального пигментного эпителия, хориоидеи и кровеносных сосудов.

YAG-лазер (532 нм):

- генерирует луч сине-зеленого цвета;
- часто называют «зеленый Nd:YAG-лазер»;
- в большей степени поглощается гемоглобином и меланином, присутствующим в пигментном эпителии сетчатки и трабекулярной сети, чем луч аргонового лазера. Он коагулирует от хориокапилляров до наружного ядерного слоя сетчатки;
- имеет портативные размеры, как диодный лазер;
- прицельный луч обычно представляет собой диодный лазер (635 нм, max.1mW);
- вызывает коагуляцию с наименьшей передачей энергии и имеет относительную безопасность при лечении макулы. По этой причине, он быстро завоевал основную долю рынка лазеркоагуляторов заднего сегмента.

Свойства коагулирующего лазера: **монохроматизм**, поэтому устраняется хроматическая аберрация; **синфазность**, то есть все испускаемые фотоны находятся в фазе друг с другом, в отличие от обычного светового луча, где фотоны существуют в случайных фазах; **когерентность** и **коллимированность,** что дает ограниченную расходимость. Полученный пучок света легко сфокусировать в маленькое пятно. Общее количество производимого света зависит от объема оптического резонатора, а не от площади поверхности зеркал.

1.1. Pascal (pattern scan laser)

Следующим этапом в коагуляции сетчатки стал лазеркоагулятор Pascal (**pa**ttern **sca**n **l**aser), разработанный корпорацией OptiMedica (США), который является значительным усовершенствованием систем лазерного воздействия. Лазеркоагулятор Pascal представлен полуавтоматизированными картами-схе-

[1] Аргоновый лазер (514,5 нм) в настоящее время уже не применяется.

мами полей коагуляции, импульсами в режиме микропульса, множественные или точечные лазерные ожоги с ультракороткой продолжительностью в заранее определенной последовательности и частотой. В результате чего нанесение коагулятов стало практически безболезненным.

Лазеркоагулятор Pascal можно использовать при всех заболеваниях сетчатки — пролиферативной и непролиферативной диабетической ретинопатии, диабетической макулопатии, окклюзиях ветвей и центральной вены сетчатки, разрывах сетчатки и периферических дегенерациях сетчатки, хориоидальной неоваскулярной мембране, телеангиэктазиях сетчатки, ретинопатии недоношенных и прочих, леченных с помощью обычных моноимпульсных лазеров (аргоновый, YAG-коагулятор, криптоновый, рубиновый и т.д.).

Преимущества коагулятора Pascal перед обычными лазерами.

- Длительность импульса очень короткая (10–20 мс) по сравнению с моноимпульсными лазерами (100–200 мс). Следовательно, Pascal вызывает меньше побочных эффектов при сохранении достаточного эффекта регрессии новых сосудов.
- Размер ожога сетчатки остается относительно стабильным после фотокоагуляции Pascal из-за низкой интенсивности. При моноимпульсной коагуляции ожог лазерного пятна со временем увеличивается. Следовательно, лазерные ожоги Pascal менее разрушительны, чем моноимпульсные.
- Pascal столь же эффективен, как и моноимпульсные лазеры.
- Градация ожогов сетчатки такая же, но ее легче титровать.
- Pascal позволяет лазерному хирургу применять различные схемы лечения с различной степенью коагуляции сетчатки. Поскольку глазное яблоко имеет сферическую форму, полукруглый рисунок лучше подходит для коагуляции периферии сетчатки, а стандартный квадратный рисунок идеален для средней периферии сетчатки. Круговой рисунок подходит для лечения отверстий/разрывов сетчатки.
- Pascal позволяет лазерному хирургу регулировать размер отдельного пятна, регулировать расстояние между пятнами и структуру пятен с гораздо большей точностью, чем это возможно при использовании моноимпульсного лазеркоагулятора.
- Pascal позволяет лазерному хирургу размещать несколько точек коагуляции (паттерн) одним нажатием педали.
- Pascal позволяет лазерному хирургу выполнять панретинальную лазеркоагуляцию по обычной схеме, быстрее и обычно за один день. Короткая продолжительность сеанса обуславливает лучшую переносимость процедуры. Также пациенту проще фиксировать голову на более короткое время.
- Pascal позволяет лазерному хирургу размещать ожоги на отдаленной периферии сетчатки по регулярной схеме при пролиферативной ретинопатии, периферической дегенерации сетчатки и ретинопатии недоношенных.
- Pascal позволяет лазерному хирургу размещать ожоги макулы методом «решетка» более точно по регулярной схеме по сравнению с моноимпульсными лазерами.
- Увеличение макулярного отека после слияния ожогов сетчатки чрезвычайно мало по сравнению с традиционным лазеркоагулятором.

- Поскольку расстояние между пятнами идеально разнесено, случайное слияние/перекрытие лазерных пятен невозможно. Следовательно, поле зрения пациента после коагуляции Pascal намного лучше, чем при моноимпульсной лазеркоагуляции.
- В Pascal так же доступен моноимпульсный режим, как и для традиционной лазеркоагуляция сетчатки (ЛКС).
- Используя метод Pascal, врачи могут поставить до 56 точек примерно за 0,6 с.
- Пациенты испытывают меньше боли, чем при традиционной ЛКС.
- Сокращение продолжительности лечения.

Недостатки лазера Pascal.

- Доступный размер пятна ограничен (только 100, 200 и 400 мкм). Размеры пятна 150, 300 и более 400 мкм невозможны.
- Невозможность разработать лазерные шаблоны так, как удобно хирургу.
- Лазер Pascal, излучающий зеленую длину волны, трудно проникает через непрозрачные среды.

Запрограммированные настройки.

- Квадратные матрицы (2×2, 3×3, 4×4, 5×5) для пролиферативной диабетической ретинопатии.
- Тройные дуги при разрывах сетчатки, решетчатой дегенерации и пролиферативной диабетической ретинопатии.
- Модифицированная макулярная сетка при диффузном диабетическом макулярном отеке.
- Одноточечный режим для традиционной ЛКС.

Компания OptiMedica первоначально владела эксклюзивной лицензией на технологию коагулятора Pascal, первоначально разработанную в Стэндфордском университете. С момента выхода на мировой рынок в 2006 г. процедуры сканирующей лазеркоагуляции Pascal были выполнены сотням тысяч пациентов.

1.2. Микроимпульсный режим лазерного воздействия. Особенности технологии Micropulse

Авторам сразу хотелось бы подчеркнуть разночтение в русскоязычной — микроимпульс — и англоязычной — микропульс — литературе. Микропульс технически более правильно, так как лазерная энергия выдается пульсовыми блоками.

В настоящее время перечень применения технологии Micropulse включает в себя лазерную хирургию сетчатки: лечение макулярного отека, диабетической ретинопатии, серозной отслойки пигментного эпителия при центральной серозной хориоретинопатии, а также лазерную хирургию глаукомы: микроимпульсную лазерную трабекулопластику, микроимпульсную циклофотокоагуляцию.

В ряде работ предыдущих лет было теоретически изучено микроимпульсное лазерное воздействие (МЛВ) на пигментный эпителий сетчатки, которое в литературе описано по типу «лазерстимуляции пигментного эпителия» с улучшением трофики путем активации белков теплового шока, при этом

критический уровень нагревания, приводящего к гибели клеток, не достигался. Также было доказано, что МЛВ приводит к активации метаболических процессов, транспорта веществ, поддержанию функций гематоретинального барьера, резорбции жидкости, стимуляции синтеза внутриклеточных биологических факторов, таких как фактор дифференцировки из пигментного эпителия PEDF (Pigment epithelium-derived factor), который обладает мощным нейропротективным и нейротрофическим эффектом, антиангиогенной активностью и способствует поддержанию клеточной жизнеспособности за счет уменьшения апоптоза (**рис. 1.1**).

Экспериментальное исследование по изучению воздействия диод-лазерного МЛВ на клетки культуры пигментного эпителия сетчатки донорского глаза показало, что процент погибших клеток с применением различных параметров составил всего 0,94–3,21% от общего их количества, что свидетельствует о безопасности данной технологии.

МЛВ не вызывает повреждения сетчатки в сравнении с короткоимпульсным лазерным облучением, через 24 ч после его применения происходит увеличение уровня биомаркера аквапорина-3 в среднем в 6 раз, что клинически уменьшает макулярный отек за счет дренирования субретинальной жидкости, также анализ экспрессии факторов, связанных с ангиогенезом, показал снижение концентрации ангиопоэтина-1 и адреномедуллина.

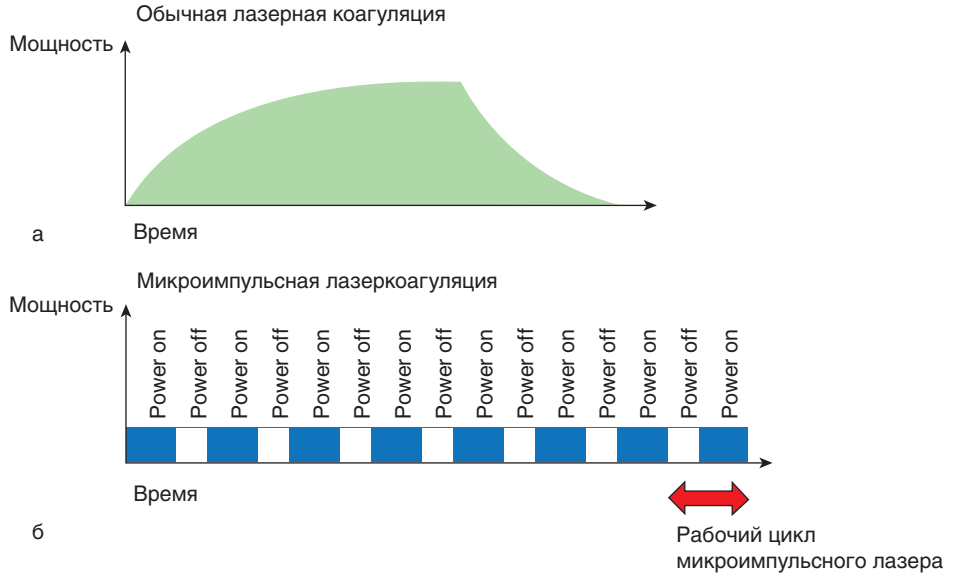


Рис. 1.1. Схема отличия обычного лазерного импульса от микроимпульса (а, б)

Влияние непрозрачности сред глаза на параметры лазера (мощность)

Любое помутнение сред глаза, такое как отек роговицы, помутнение роговицы, блики и клеточные элементы во влаге передней камеры, помутнение хрусталика и помутнение стекловидного тела, снижает уровень энергии лазерного луча, попадающего на поверхность сетчатки, за счет отражения, рассе-

яния или поглощения лазерного луча. Следовательно, оптимальный уровень мощности может быть достигнут путем постепенного увеличения мощности, чтобы вызвать оптимальный коагуляционный ожог (**рис. 1.2, 1.3**).

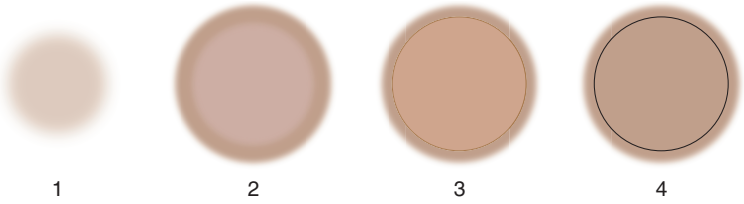


Рис. 1.2. Схематическое изображение различных хориоретинальных коагуляций [от 1-й степени (легкой) до 4-й (тяжелой)]: коагулят 1-й степени (легкая) — ватообразный, с нечеткими границами пятна; коагулят 2-й степени (промежуточный) — белый, с более четкими границами; коагулят 3-й степени (умеренный) — белый, с резко очерченными границами; коагулят 4-й степени (тяжелый) — ярко-белый, с легкой пигментацией по краю четких границ

Градация лазерных коагулятов

Интенсивность видимой офтальмоскопически лазеркоагуляции хориоретинальных тканей, за исключением сосудов сетчатки, может быть оценена от 1-й степени (легкой) до 4-й (тяжелой) (**см. рис. 1.2**). Точно так же видимая лазеркоагуляция сосудов сетчатки может быть от 1 до 4-й степени (**см. рис. 1.3**).

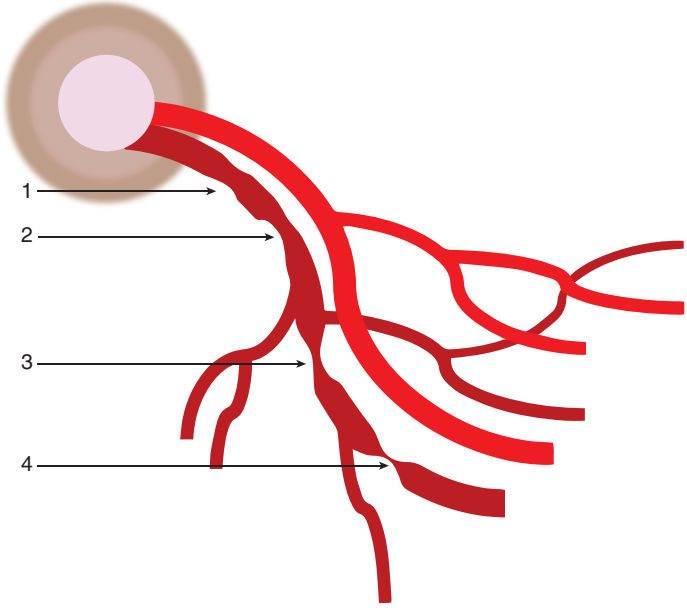


Рис. 1.3. Схематическое изображение различных сосудистых коагуляций: 1-я степень — минимальное видимое сужение сосуда, 2-я степень— тотальное сужение и спазм сосуда, 3-я степень — тотальное сужение сосуда с коагуляцией окружающих тканей, 4-я степень — тотальное сужение, обугливание сосуда, коагуляция окружающих тканей

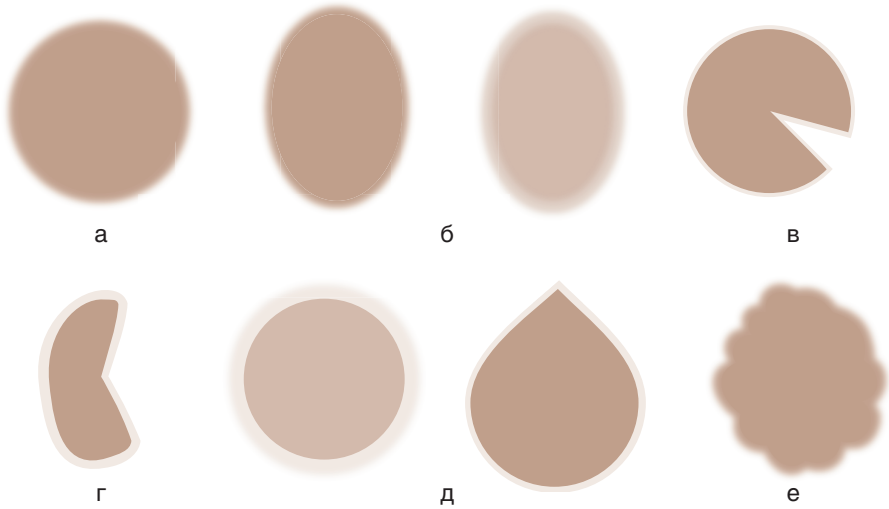


Рис. 1.4. Фокусировка лазерного луча: а — правильно сфокусированный лазерный луч без какой-либо непрозрачности в преломляющих средах; б — овальный луч с размытым контуром — неправильная фокусировка; в — большой клиновидный дефект — кортикальная катаракта; г — удлиненный и неправильный контур свидетельствует об астигматизме; д — большой неправильный дефект — помутнение в стекловидном теле; е — круглый нечеткий фокус и неправильный контур — диффузное помутнение сред глаза

Клиническая классификация градации ожогов очень важна для определения конечной точки и оптимальной интенсивности лазеркоагулятов, показанной для конкретного поражения сетчатки: например, 1-я степень (легкая) — хориоретинальная коагуляция является оптимальной интенсивностью для коагуляции в фокальном или по типу «решетка» при диабетической ретинопатии, тогда как 3-я степень (умеренная) — хориоретинальная коагуляция — оптимальная интенсивность коагуляции при рассеянной/панретинальной лазеркоагуляции (ПРЛКС), разрывах сетчатки и аномальных кровеносных сосудах.

Фокусировка лазерного луча

Все лазеры, кроме ксеноновых дуговых фотокоагуляторов, излучают монохроматические лучи. Таким образом, энергия этих лазеров может быть сфокусирована в тонкую точку без значительных хроматических аберраций.

Правильно сфокусированный лазерный луч в глазу без помутнений в преломляющих средах должен быть круглым и с четкими краями (**рис. 1.4, а**). Овальный луч с размытым контуром свидетельствует о неправильной фокусировке (**см. рис. 1.4, б**).

Однако помутнения в преломляющих средах глаза не только блокируют определенный процент энергии лазерного луча, достигающего сетчатки, но и накладывают тень на круглый лазерный фокус. Круглый сфокусированный пучок может принимать форму различных искаженных изображений (**см. рис. 1.4, в–е**).

Таким образом, круговой луч мишени следует критически изучить, прежде чем приступать к лазерной процедуре.

Излучение лазера Nd:YAG (1064 нм) невидимо, поскольку такая длина волны находится в инфракрасном конце светового спектра. Импульсное или постоянное гелий-неоновое (632,8 нм) видимое красное излучение обычно используется для наведения лазера Nd:YAG (1064 нм). Излучение красного диода 670 нм также может использоваться в качестве источника наводящего луча в лазерах Nd:YAG (1064 нм).

Параметры лазера.

- **Мощность** — количество фотонов, испускаемых в течение секунды, выражаемое в ваттах (Вт).
- **Время экспозиции** — продолжительность в секундах, в течение которой фотоны излучаются лазером при каждом ожоге.
- **Размер пятна** — диаметр сфокусированного лазерного луча, выражается в микронах (мкм). Размер пятна обычно фиксируется для лечения конкретного поражения. Однако параметры энергии (мощность и время экспозиции) должны быть уменьшены или увеличены с уменьшением или увеличением параметра размера пятна. Размер пятна при фокусировке на сетчатке зависит от: 1) коэффициента увеличения лазерного пятна лазерной линзы; 2) размера пятна, выбранного на щелевой лампе; 3) рефракции глаза, подвергающегося лечению.
- **Энергия** — количество фотонов, испускаемых за время экспозиции любой продолжительности, выражаемое в джоулях (Дж). Итак, энергия (джоули) = мощность (ватты) × время воздействия (секунды).

Расчет энергии.

1. 1 Вт равен 1 Дж энергии, полученной за 1 с экспозиции.
2. Экспозиция 0,5 с с параметром мощности 2 Вт = энергии коагуляции 1 Дж.
3. Экспозиция 0,5 с с параметром мощности 1 Вт = энергии коагуляции 0,5 Дж.

Вапоризация

При лазервапоризации на ткань-мишень воздействует лазерное излучение выше порога коагуляции. В результате температура ткани может достигать точки кипения воды, и внезапное быстрое расширение водяного пара вызовет разрушение ткани, то есть лазерное испарение. Вапоризация, то есть разрезание, обычно сопровождается коагуляцией, то есть прижиганием (или гемостазом).

Абляция

При абляции повышение температуры происходит в более коротких длинах волн *ультрафиолетового* спектра. В месте удара ткань просто исчезает без какого-либо обугливания и повышения температуры. Поверхность ткани-мишени может быть точно удалена, слой за слоем. Абляция эксимерным лазером на фториде аргона с длиной волны 193 нм обеспечивает превосходную предсказуемую абляцию тканей, чем эксимерный лазер на фториде криптона с большей длиной волны (248 нм) в процедуре lasik/lasek.

Лазерсенсибилизация

Производные гематопорфирина избирательно поглощаются и удерживаются метаболически активной опухолевой тканью. При лазерном воздействии эта сенсибилизированная ткань подвергается воздействию *красного* света

с длиной волны 630 нм от лазера на красителях, что приводит к образованию цитотоксического синглетного кислорода и разрушению ткани. Точно так же вертепорфин преимущественно накапливается в хориоидальной неоваскулярной мембране (ХНВ). При фотодинамической терапии хориоидальная неоваскулярная мембрана подвергается лазерному излучению диода (689 нм), в результате происходит окклюзия и тромбоз неоваскулярной ткани.

Лазердеструкция (лазердисцизия, лазердизрапция)

При лазердеструкции температура обрабатываемого локального микроскопического участка ткани повышается с 37 до 15 000 °С. При оптическом пробое в желаемом месте электроны отрываются от атомов ткани-мишени, что приводит к развитию плазменного поля и пузыря. Это приводит к гидродинамической и акустической ударной волне, которая механически разрывает ткань.

Лазер может быть «доставлен» следующими способами.

1. Биомикроскоп щелевой лампы.
   - Самая распространенная и популярная система доставки.
   - Параметры лазера, а именно: мощность, время экспозиции и размер пятна, — можно изменить.
2. Лазерный непрямой (налобный) офтальмоскоп.
   - Аргоновый зеленый, YAG-лазер (532 нм) и диодный лазеры доставляются по оптоволоконному кабелю.
   - Идеально подходит для лазеркоагуляции периферических разрывов и дегенераций сетчатки.
   - Идеально подходит для панретинальной лазеркоагуляции крайней периферии сетчатки в глазах с рубеозом радужной оболочки, пролиферативной диабетической ретинопатией, ретинопатией недоношенных и др.
   - Идеально подходит для лазеркоагуляции у детей под общей анестезией.
   - Идеально подходит для лазеркоагуляции в глазах с узким зрачком, с газом в витреальной полости и помутнением хрусталика.
   - Не подходит для фокальной или по типу «решетка» лазеркоагуляции макулы.
   - Размер пятна изменяется за счет диоптрийной силы переносной конденсорной линзы и настройки на гарнитуре.
   - Размер пятна также зависит от рефракционного статуса глаз. Размер пятна в гиперметропическом глазу меньше, чем в эмметропическом, тогда как размер пятна в миопическом глазу больше, чем в эмметропическом.
   - В лазерном непрямом офтальмоскопе: *размер пятна на сетчатке = сила конденсирующей собирательной линзы × размер пятна в плоскости изображения / 60.*
3. Интраоперационный лазерный эндозонд (эндолазер).
   - YAG-лазер (532 нм) или диодный лазеры проводятся через лазерный эндоскоп во время витрэктомии.
   - Идеально подходит для коагуляции неоваскуляризации сетчатки, периферических разрывов и дегенерации сетчатки после витрэктомии

(после тампонады перфторорганическими веществами или газовоздушной тампонады).
– Отслойка сетчатки препятствует лечению лазером, следовательно, перед применением лазера необходимо удалить субретинальную жидкость.
– Идеально подходит для лазеркоагуляции гигантских разрывов сетчатки.

Возможные показания к инфильтрационной анестезии.

1. Эмоционально лабильный пациент.
2. Наличие значительного движения глаз, то есть нистагма.
3. Нестерпимая боль для пациента при воздействии лазером.
4. Лазеркоагуляция вблизи центра макулы.

Рекомендации после проведения лазеркоагуляции

Следующие ограничения целесообразно сохранять в течение 2–3 нед после лазерной хирургии. Цель состоит в том, чтобы уменьшить (контролировать) повышение венозного давления в области глаз, головы и шеи.

- Избегайте чихания, кашля и запоров (при необходимости контролируйте физиологические процессы диетой или лекарственными средствами).
- Не поднимайте тяжелые предметы.
- Избегайте тяжелых упражнений и занятий йогой.
- Избегайте резких движений головы.
- В качестве болеутоляющего можно принимать внутрь только парацетамол.
- Во время сна уровень головы должен быть выше уровня сердца.
- Избегайте лекарств, содержащих эфедрин и эпинефрин.

Рекомендуется предоставлять рекомендации после лазеркоагуляции в печатном формате.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

