

ГЛАВА 15

ЛАЗЕРЫ И НЕРЕФРАКЦИОННАЯ ЛАЗЕРНАЯ ХИРУРГИЯ

**А. Н. Куликов, Д. С. Мальцев, Э. В. Бойко, Л. И. Балашевич,
Ю. Д. Березин, Ю. П. Гудаковский**

Лазер (англ. laser, акроним от light amplification by stimulated emission of radiation — «усиление света посредством вынужденного излучения»), или оптический квантовый генератор, — это устройство, преобразующее энергию накачки (световую, электрическую, тепловую, химическую) в энергию когерентного, монохроматического, поляризованного и узконаправленного потока электромагнитного излучения.

Таким образом, действие любого лазера основано на способности некоторых веществ генерировать электромагнитные излучения с особыми свойствами под влиянием внешнего источника энергии (источника накачки). Эти вещества, которые называют активными средами, могут быть кристаллами (например, рубин, алюмоиттриевый гранат, активированный неодимом, гольмием, иттербием-эрбием), газами (аргон, смесь гелия и неона, криптон, пары меди). Активными средами могут быть также полупроводники и растворы красителей. Как правило, активная среда определяет название лазера (аргоновый, рубиновый и т. д.). Именно активная среда определяет длину волны и другие параметры излучения лазера. Накачка активной среды чаще всего осуществляется мощным световым источником или электричеством. Под влиянием энергии накачки электроны активной среды возбуждаются, меняют свой энергетический уровень и, возвращаясь в исходное состояние, испускают излучение со свойственными только данной среде характеристиками [1].

Активная среда, в частном случае кристалл, помещена соосно внутри оптического резонатора, образованного из двух зеркал. Зеркала, одно из которых является полупрозрачным для излучения генерируемой длины волны, расположены строго под углом 90° к оси резонатора. В процессе оптической накачки испускаемое возбужденными атомами стимулированное излучение, совпадающее с направлением оси оптического резонатора, усиливается за счет многократ-

ного отражения от зеркал резонатора при прохождении через активную среду и в конечном итоге выводится со стороны полупрозрачного зеркала. Полученное излучение с помощью оптических элементов или волоконных гибких световодов передается на офтальмологический прибор — средство доставки лазерного излучения: щелевая лампа, налобный бинокулярный офтальмоскоп, эндо- или трансклеральные инструменты.

Лазерное излучение обладает уникальными свойствами по сравнению с излучением обычных полихроматических источников света. Оно высококогерентно во времени (разность фаз электромагнитных колебаний постоянна во времени, и при сложении этих колебаний получается колебание той же частоты) и в пространстве (малая расходимость). Такое излучение можно сфокусировать с помощью оптической системы в объем, размер которого в осевом и продольном направлениях в пределе может достигать значений длины волны. Это принципиально недостижимо при использовании обычных оптических источников света из-за их значительных угловых размеров, а также хроматических aberrаций, возникающих вследствие разности преломления лучей различных волн, не позволяющих собрать их в одну точку.

В сочетании с такими важными свойствами лазерного луча, как высокие энергетические параметры (мощность, энергия в импульсе) и короткие экспозиции, возможно получать в фокусе оптической системы исключительно высокие по сравнению с обычными оптическими источниками света плотности потока излучения.

Лазерное излучение имеет свойство сохранять форму волнового фронта колебаний и менять фазу волны с определенной регулярностью в пространстве в точке наблюдения. При взаимодействии излучения с биологическими структурами пространственная когерентность утрачивается вследствие имеющего место процесса рассеяния на клеточных структурных компонентах (мембраны, органеллы, пигментные включения). Таким образом, пространственная когерентность не относится к важным свойствам с точки зрения интересов применения лазеров в лечебных целях. Однако она является определяющей при обосновании большинства медицинских диагностических методов, а также для голографии и некоторых других немедицинских применений.

В настоящее время лазеры перекрывают практически всю гамму оптического диапазона длин волн от ближнего ультрафиолета до дальней инфракрасной области и по этому признаку разделяются на ультрафиолетовые (УФ), инфракрасные (ИК) и работающие в видимом диапазоне [2, 3].

Важным для медицины свойством лазеров является способность генерировать излучение в различных временных режимах. Так, большинство твердотельных лазеров излучают свет короткими импульсами длительностью порядка одной или нескольких миллисекунд. К таким лазерам относятся рубиновый, на неодимовом алюмоиттриевом гранате и иттербий-эрбиевый, которые называют импульсными. С помощью специальных устройств — фототропных затворов —

эти излучаемые в режиме свободной генерации импульсы можно укоротить до нескольких нано- и даже пикосекунд. Эти режимы называют соответственно режимами модулированной добротности и синхронизации мод. Первый лазер медицинского назначения «Ятаган», работавший в режиме модулированной добротности, или моноимпульсном режиме, был предложен М. М. Красновым и соавт. в 1974 г. для лечения глаукомы [4]. Во всех импульсных лазерах интенсивность воздействия на ткани можно регулировать только изменением энергии в импульсе при фиксированной короткой длительности импульса. Высокая плотность мощности в точке фокуса лазерного излучения создает фоторазрыв — микроскопический сгусток плазмы с ударной волной и кавитационной полостью. Плазма расширяется со сверхзвуковой скоростью, разрывая окружающие ткани ударной волной и собственным объемом. Основные биологические эффекты, реализуемые этим типом лазеров, основаны на эффекте фоторазрыва и применяются для механического разделения тканей.

Энергетическая эффективность импульсного лазерного излучения выражается энергией в импульсе и измеряется в джоулях (Дж) или его тысячных долях — миллиджоулях (мДж). Для решения большинства офтальмологических проблем достаточна энергия в импульсе длительностью 10 нс порядка 1–8 мДж. К этому типу приборов относят фемтолазеры, работающие в режиме ультракоротких импульсов (1–200 фс), например титаново-сапфировый лазер, однако отличительной особенностью таких приборов является высокая воспроизводимость импульсов.

Некоторые лазеры излучают непрерывно в течение всего времени накачки и называются, соответственно, лазерами непрерывного излучения. Из них в офтальмологии применяют аргоновый, криптоновый, лазер на углекислом газе и гелий-неоновый. Для получения импульса нужной длительности эти лазеры снабжаются специальными затворами. Достоинством их является возможность регулировать интенсивность воздействия на ткани с помощью изменения как мощности, так и длительности воздействия.

Отдельной подгруппой лазеров являются лазеры на полупроводниковых диодах, работа которых основана на создании инверсии населенности в области р-п-перехода при инжекции носителей заряда (электроны/дырки). Лазерное излучение диодов может использоваться для накачки активной среды твердотельных лазеров. Мощность лазеров непрерывного излучения измеряется в ваттах (Вт) или милливаттах (мВт). В офтальмологии чаще всего используются лазеры мощностью до 3 Вт, в общей хирургии — до сотни ватт.

По мощности и, следовательно, по степени опасности излучения для человека лазеры делятся на 4 класса [5]. К лазерам 1-го класса относятся те, излучение которых не представляет опасности для глаз и кожи. К лазерам 2-го класса относятся лазеры, излучение которых может вызвать повреждение глаз прямым или зеркально отраженным излучением. Излучение лазеров 3-го класса опасно для глаз и при диффузном отражении на расстоянии 10 см от отражающей поверх-

ности. К лазерам 4-го класса относятся мощные лазеры, диффузно отраженное излучение которых опасно даже для кожи на том же расстоянии от отражающей поверхности. Большинство используемых в офтальмологии лазеров относятся к 1-му и 2-му классам мощности.

Выбор параметров лазерного излучения

Эффект лазерного воздействия на ткани глаза зависит от его трех основных параметров: длины волны, энергетических характеристик (мощности, энергии в импульсе) и режима генерации (непрерывный, импульсный).

Длина волны — характеристика, от которой зависит воздействие излучения на структуры глазного яблока. Спектр поглощения данной ткани определяется типом основных поглощающих центров, или хромофоров, а также содержащейся в ткани водой. Так, роговица абсорбирует (поглощает) излучение УФ-части спектра за счет аминокислот, белков и нуклеиновых кислот, которые в этом случае играют роль хромофора, а также ИК-излучение с $\lambda = 1,5$ мкм и более, но роль хромофора в этом случае играет преимущественно содержащаяся в ее ткани вода. Другими словами, роговица непрозрачна для УФ- и ИК-излучения и такие длины волн могут быть использованы для воздействия на нее. В то же время роговица не содержит хромофоров для видимой и ближней ИК-части спектра, и излучения этих длин волн свободно пропускаются ею, достигая глубжележащих структур [6].

Оболочки и структурные элементы глазного дна также по-разному поглощают излучение видимого и ближнего ИК-диапазона длин волн, пропускаемого роговицей. Основными хромофорами глазного дна являются меланин (интенсивно поглощает в диапазоне 400–800 нм с уменьшением поглощения при увеличении длины волны) и гемоглобин (пики поглощения в диапазоне 540–580 нм). Меланиновые гранулы пигментного эпителия и сосудистой оболочки являются лучшим хромофором для этого диапазона волн, они поглощают 70 % лучей синезеленого цвета, более 50 % — красного и около 15 % — ближнего инфракрасного. Вследствие этого данные длины волн могут быть эффективно использованы для воздействия на глазное дно. При этом следует также принимать во внимание, что все гемоглобинсодержащие структуры на глазном дне (сосуды, кровоизлияния) прекрасно поглощают синезеленое, зеленое или желтое излучение, но слабо поглощают излучение в красном диапазоне, например, криптонового или диодного лазеров, которые вследствие этого неэффективны для прямой коагуляции сосудов [7].

Необходимо учитывать также особенности абсорбции излучений разных длин волн сетчаткой. Хотя ткань нейросенсорной сетчатки в целом прозрачна в видимом диапазоне, она поглощает более 10 % коротковолнового синезеленого излучения, что может привести к ее непреднамеренному повреждению при необ-

ходимости коагулировать субретинальные структуры. Опасность повреждения нервных волокон сетчатки еще более возрастает при применении этих длин волн в макулярной области, желтый пигмент которой их интенсивно поглощает. В связи с этим для работы в области макулы целесообразно использовать зеленый (532 нм) или желтый (577 нм) лазер. Таким образом, роль длины волны излучения лазеров в конечном результате его воздействия на ткань реализуется в зависимости от характеристик самой ткани.

Следует отметить, что поглощение/проницаемость ткани для лазерного излучения представляет собой непрерывный диапазон, поэтому с постепенным изменением длины волны интенсивность воздействия на ткань также меняется плавно. Так излучение ИК-диапазона с длиной волны 810 нм на 97 % проходит через оптические среды и достигает глазного дна, т. е. в таком же проценте, как и видимое красное, и лишь 3 % поглощаются оптическими средами. Но при увеличении длины волны до 1000 нм (неодимовый лазер) оптические среды поглощают уже 67 % излучения и лишь 33 % достигает глазного дна. Отсюда следует, что при использовании данного лазера для коагуляции образований на глазном дне большими дозами излучения неизбежно тепловое повреждение ткани роговицы и хрусталика.

Мощность излучения — вторая важная составляющая эффекта лазерного воздействия. Излучение малой плотности мощности порядка 0,1 мВт/см² не вызывает повреждений биологических тканей, но оказывает биостимулирующий эффект, наличие которого установлено на многих биологических объектах [8].

Излучение мощностью 0,1–1,0 Вт в зависимости от диаметра и времени воздействия, поглощаясь в ткани, вызывает ее тепловое повреждение, которое проявляется при достижении температуры 45 °С и выше денатурацией и коагуляцией белков. Исходом такого воздействия является образование рубца [9]. При дальнейшем увеличении мощности излучения и повышении температуры нагрева выше 100 °С происходит быстрое объемное расширение ткани за счет кипения тканевой жидкости с образованием газовых пузырей, которые, расширяясь, приводят к механическому разрыву ткани. Этот процесс сопровождается возникновением ударных волн, которые быстро затухают по мере удаления от эпицентра воздействия, но могут приводить к дистантному повреждению тканей, особенно внутри полого органа, к каким относится глазное яблоко.

Дальнейшее увеличение мощности излучения до величин, способных нагреть ткань до температуры 200–300 °С, приводит к ее обугливанию, выгоранию и даже к испарению твердых составляющих ткани. Этот эффект обозначают термином «абляция» и используют в офтальмологии достаточно широко, в частности для выжигания небольших, хорошо пигментированных опухолей век и слезного мясца, а также в рефракционной хирургии. Первоначально этот термин использовали для определения испарения с помощью УФ-лазеров, но в широком смысле он характеризует аналогичный эффект немедленного удаления ткани и другими лазерами.

Время (продолжительность) лазерного излучения на ткань определяет степень его воздействия, как и длина волны и мощность, или, другими словами — режим работы лазера: импульсный, моноимпульсный или непрерывный. Импульсные лазеры, как указывалось выше, генерируют излучение малой фиксированной длительности, поэтому степень нагрева ткани можно регулировать только за счет одного параметра — мощности.

Лазерные операции при заболеваниях роговицы

Одним из частых последствий травм и ожогов роговицы является развитие в ней новообразованных сосудов или васкуляризованного бельма. При врастании в толщу роговицы отдельных сосудистых петель возможна фокальная коагуляция питающих сосудов (артериол) с последующей их облитерацией и увеличением прозрачности роговицы. Артериолы при поверхностном расположении сосудов различают по направлению тока крови, при глубоком залегании — по характеру ветвления. Кроме того, они всегда имеют меньший, чем вены, диаметр, располагаются глубже них и имеют прямолинейный ход. При выраженной васкуляризации в интересах предоперационной подготовки к кератопластике коагуляты наносят по лимбу сплошной цепочкой как для уменьшения кровотечения во время возможной операции, так и для предотвращения или уменьшения возможной впоследствии васкуляризации трансплантата и развития реакции несовместимости. При этом надо избегать лазеркоагуляции вен, которая может привести к внутривитреальному кровоизлиянию. Процедура может выполняться в несколько этапов [10].

Фокальную коагуляцию отдельных артериол можно проводить лазером с длиной волны 532 или 577 нм при диаметре пятна 50–100 мкм, регулируя длительность воздействия по видимому эффекту сужения сосуда и наступлению стойкого гемостаза. Достоинством излучения данного спектра служит избирательное поглощение его гемоглобином, где и выделяется основная часть тепла, в то время как относительно прозрачные соседние участки роговицы лишь в небольшой степени нагреваются вторичным теплом. Кроме того, возможно использование лазера среднего инфракрасного диапазона (1470 или 1560 нм), который интенсивно поглощается тканью роговицы, и сосуды, таким образом, коагулируются вместе с ней.

Эта способность излучения лазеров среднего ИК-диапазона вызывать локальный коагуляционный эффект в ткани роговицы может быть использована для эффективного лечения кератитов различной этиологии [11–13]. Повышение температуры в очаге воспаления вызывает инактивацию возбудителя. Так, было показано, что лечение с помощью иттербий-эрбиевого лазера ($\lambda = 1540$ мкм) дает хорошие результаты при торпидно протекающих формах поверхностных,

глубоких и язвенных кератитов вирусной, бактериальной и грибковой этиологии, плохо поддающихся обычной медикаментозной терапии. При поверхностных формах травматического кератита ограничиваются нежной коагуляцией эпителия и поверхностного слоя стромы роговицы с энергией в импульсе 0,1–0,2 Дж при диаметре пятна 0,2 мм и до 0,5 Дж при пятне 0,5 мм. При глубоких формах энергию импульса увеличивают в 2 раза, что обеспечивает прогрев ткани на всю толщину стромы.

При буллезной кератопатии на глазах с неудовлетворительным функциональным прогнозом лазером с этой длиной волны может выполняться панкорнеальная коагуляция. Эта процедура включает нанесение коагулятов по всей площади роговицы с целью уничтожения роговичного нервного сплетения и купирования болевого синдрома. Дополнительно эта процедура вызывает уплотнение стромы, которое препятствует поступлению влаги из передней камеры в ткань роговицы и снижает вероятность формирования и разрыва булл. Коагуляты умеренной интенсивности наносятся излучением с энергией импульса 0,2–0,4 Дж при диаметре пятна 200 мкм и 0,4–0,6 Дж при диаметре 500 мкм [14]. Другим вариантом лечения буллезной кератопатии является лазерная корнеопунктура — процедура, выполняемая фотоперфоратором и заключающаяся в формировании разрывов в боуеновой мембране многочисленными низкоинтенсивными импульсами по всей площади роговицы. Как считается, это позволяет добиться дополнительной фиксации эпителия в участках разрывов боуеновой мембраны и снизить частоту формирования булл и эрозий, а следовательно — облегчить болевой синдром.

Излучение среднего ИК-диапазона может быть использовано также для коррекции гиперметропии и гиперметропического астигматизма, вызванных рубцовым уплощением роговицы — терموкератоластики. В ранние сроки после процедуры лазеркоагуляция обеспечивает довольно высокий рефракционный эффект от 3 до 7 Д, однако со временем он ослабевает и через год и более составляет у большинства пациентов 1,5–3 Д. В связи с нестойкостью эффекта и появлением более эффективных и радикальных опций лазерная термокератоластика в настоящее время имеет крайне ограниченное применение [15].

Трансклеральная лазерциклокоагуляция в лечении глаукомы

Этот метод направлен, аналогично криопексии цилиарного тела, на снижение продукции водянистой влаги и, следовательно, внутриглазного давления путем термического разрушения отростков цилиарного тела. Впоследствии было показано, что склера обладает наибольшим коэффициентом пропускания для излучения ближней инфракрасной части спектра. Следовательно, лазерное излучение этой длины волны может быть использовано для трансклеральной

коагуляции цилиарного тела с наибольшей эффективностью и безопасностью [16–18]. В настоящее время предпочтением пользуется контактная коагуляция диодным лазером с вдавливанием склеры лазерным зондом, которое вызывает уменьшение ее толщины, увеличение прозрачности и снижение обратного отражения излучения [19, 20].

Основным показанием к транссклеральной лазерной циклокоагуляции является некомпенсированная на максимальном капельном режиме неоваскулярная или увеальная глаукома с низким функциональным прогнозом и/или плохим прогнозом для фильтрующих операций и вторичная глаукома после неудачных предыдущих фильтрующих операций, глаукома после кератопластики. Эти ограничения продиктованы потенциальными осложнениями (в виде послеоперационного иридоциклита, гипотонии, отслойки сосудистой оболочки, субатрофии глазного яблока) и трудностями дозирования гипотензивного эффекта. Однако в связи с разработкой дозированных подходов и щадящей микроимпульсной техники транссклеральной лазерной циклокоагуляции эта процедура получает более широкое распространение и при менее тяжелых формах и стадиях глаукомы. Процедура может выполняться амбулаторно или в стационаре, на фоне продолжающегося медикаментозного лечения глаукомы. Выполнение ретробульбарной анестезии обязательно, возможно, даже из двух точек в нижненааружном и в нижневнутреннем квадрантах. Всего производится 15–20 аппликаций в 1,5 мм от лимба при перпендикулярном расположении наконечника зонда и легком вдавлении склеры, если вмешательство осуществляется контактным способом. Воздействие лазером с длиной волны 810 нм начинают на длительности 4 с с пошаговым повышением мощности импульса на 100–150 мВт до появления звукового эффекта «разрыва».

Послеоперационное рубцевание заканчивается через 2–3 нед [21]. В послеоперационном периоде назначают инстилляцию дексаметазона, выполняют парабульбарно инъекции дексаметазона и гентамицина по 0,3 мл, продолжают гипотензивную местную терапию, исключая миотики лишь в период послеоперационного иридоциклита. При недостаточном гипотензивном эффекте возможно повторение вмешательства до 2–3 раз с интервалом в один и более месяцев [22].

Лазерные операции на иридо-хрусталиковой диафрагме

Поскольку радужка является пигментированной структурой, она может подвергаться лазерному воздействию в видимом диапазоне с пластической целью: изменить форму зрачка (лазерная корепраксия), увеличить его диаметр (фотомидриаз) и создать искусственный зрачок при его зарастании (лазерная иридотомия и иридэктомия).

Известно, что хирургическая коррекция положения или диаметра зрачка после травм радужки связана с риском кровотечений, внутриглазной инфекции и повреждения эндотелия роговицы. В связи с этим применение лазерного излучения для решения ряда хирургических задач представляет большой интерес, так как позволяет значительно упростить вмешательство и резко снизить риск осложнений.

Лазерная корепраксия достигается за счет способности ткани радужки сокращаться в направлении лазерного ожога. Для корепраксии можно использовать любой коагулирующий лазер, например с длиной волны 532 или 810 нм. Коагуляты диаметром 200–500 мкм наносятся на поверхность радужки, отступя 2–3 мм от края зрачка, в меридиане, в направлении которого требуется подтянуть край зрачка. Мощность излучения подбирается индивидуально, так как она зависит от пигментации, цвета радужки, формы и толщины. В зависимости от сохранившейся площади ткани радужки, формы и положения деформированного зрачка возможно смещение его на 1–4 мм. Наиболее часто корепраксия применяется при смещении зрачка кверху в сторону послеоперационного рубца, образовавшегося при ушивании разрывов и разрезов роговицы, вследствие чего край зрачка прикрывается верхним веком и препятствует нормальной фиксации.

Фотомидриаз основан на том же принципе и отличается от корепраксии тем, что применяется для расширения резко суженного зрачка, например, после неудачного ушивания радужки. В данном случае коагуляты наносятся или концентрично краю существующего зрачка, если он сохранил круглую форму, или в меридианах наибольшего сужения, если зрачок щелевидный. Строго говоря, в этом случае имеет место сочетание фотомидриаза и корепраксии.

Формирование нового зрачка достигается формированием отверстия в радужке излучением коагулятора. Как правило, такая процедура выполняется в несколько этапов. На первом этапе очерчивается контур будущего зрачка лазерными коагулятами диаметром 200 мкм и мощностью 200–400 мВт, при этом необходимо достигнуть окклюзии сосудов в пределах будущего отверстия. Последующие 2–3 сеанса коагуляции проводят с перерывом в 7 дней в пределах очерченного контура, повышая мощность до 400–500 мВт в зависимости от пигментации радужки. В результате коагуляции после полного рассасывания коагулированной ткани образуется сквозное отверстие в радужке, выполняющее роль искусственного зрачка. Решение данной задачи возможно и путем комбинации излучений лазера с непрерывным излучением (коагулятора) и импульсного лазера (фотоперфоратора). После гемостаза и уплотнения ткани в пределах будущего зрачка коагулирующим лазером используется лазерный перфоратор, позволяющий одномоментно получить отверстие в радужке без риска кровотечения. В случае зарастания зоны зрачка бессосудистой соединительной тканью можно использовать для формирования отверстия только Nd:YAG-лазер, так как в этом случае разрыв ткани не угрожает кровотечением в переднюю камеру. Перед этой процедурой следует оценить ее перспективность с использованием всех клинических методов.

Лазерная капсулотомия может претендовать на место одной из самых частых лазерных процедур на иридо-хрусталиковой диафрагме, что продиктовано популярностью хирургии катаракты. Хотя современные модели ИОЛ снижают вероятность помутнения задней капсулы, существуют немодифицируемые факторы риска, такие как исходная высокая близорукость, повреждения связочного аппарата хрусталика. Кроме того, сам ход оперативного вмешательства может увеличить риск потери прозрачности задней капсулы.

Показанием к выполнению задней капсулотомии является снижение максимально корригированной остроты зрения в отдаленном послеоперационном периоде. Хотя процедура является безопасной, такие осложнения, как транзиторная офтальмогипертензия и ирит, могут встречаться после выполнения капсулотомии. Кроме того, редким осложнением является гемофтальм, разрывы и отслойка сетчатки. В связи с этим пациенты, направляемые на капсулотомию должны быть обследованы на предмет признаков субклинического воспаления переднего сегмента и наличия разрывов или субклинической отслойки сетчатки. Эти изменения должны быть скорректированы перед выполнением капсулотомии.

Лазерное вмешательство выполняется с помощью твердотельного импульсного лазера на алюмоиттриевом гранате. Процедура может выполняться как с помощью контактной линзы, так и без вспомогательных оптических элементов. Энергетические параметры зависят от прозрачности оптических сред переднего сегмента, использования контактной линзы, степени фиброза капсулы и качества сборки лазерной системы. Обычно энергетические параметры находятся в пределах 0,7–1,5 мДж, при этом на одну процедуру может требоваться от 10 до 50 импульсов. В случае недостижения цели процедуры при выходе за пределы адекватного количества импульсов для избегания осложнений может быть выполнена повторная процедура через 5–7 дней после первичной сессии.

Хотя при минимальном энергетическом воздействии риск осложнений несуществен, сопутствующая терапия может быть назначена в случае приближения параметров воздействия к верхней границе рекомендуемых параметров. Для профилактики офтальмогипертензии и воспалительных реакций переднего сегмента на срок от 3 до 10 дней могут быть назначены бета-блокаторы и нестероидные противовоспалительные препараты соответственно.

Лазерная иридэктомия

Эта процедура направлена на купирование и профилактику приступов закрытоугольной глаукомы, вызванных затруднением оттока жидкости, продуцируемой цилиарным телом в переднюю камеру [23]. Единственным клинически доказанным показанием к данной процедуре является текущий приступ закрытоугольной глаукомы или его задокументированный случай. Кроме того, абсолютным показанием является бомбаж радужки. Все другие «условные» показания могут быть рассмотрены исходя из конкретной клинической ситуации [24].

Формирование отверстия может выполняться импульсным лазером на алюмоиттриевом гранате или лазером в квазинепрерывном режиме, работающем в видимом диапазоне (532 или 577 нм). Предпочтительным участком для формирования отверстия является прикорневая часть радужки (где толщина радужки минимальна) в проекции зоны, прикрываемой в покое верхним веком. Энергетические параметры при выполнении процедуры фотоперфоратором начинаются с 6 мДж и могут достигать 20–30 мДж в случаях отека роговицы и толстой радужки. Критерием успешности процедуры является появление тока жидкости из задней камеры с гранулами пигмента, кроме того, трансиллюминация позволяет подтвердить сквозной характер отверстия, которое демонстрирует свечение при направлении осветителем щелевой лампы бокового узкого пучка света в зрачок.

В случае затянувшегося острого приступа закрытоугольной глаукомы процедура иридэктомии осложняется отеком роговицы и радужки. Первое ограничение можно преодолеть интенсивной гипотензивной терапией, включая интравенозную осмотическую терапию (инфузии маннита), а также местной осмотической терапией (инстилляцией 40 % раствора глюкозы), которые позволяют повысить прозрачность роговицы. Однако отек радужки, препятствующий формированию адекватного отверстия, можно преодолеть, только увеличивая мощность воздействия, используя пакеты (2–3) импульсов. Дополнительным приемом, облегчающим выполнение процедуры в сложных условиях, является использование контактной линзы для иридэктомии, которая снижает потерю мощности излучения при прохождении через интерфейс воздух–эпителий роговицы.

Как и в случае задней капсулотомии, потенциальными осложнениями являются офтальмогипертензия и ирит, для которых может потребоваться соответствующая сопутствующая терапия. Кроме того, интенсивное энергетическое воздействие может повлечь за собой потерю эндотелиальных клеток и спровоцировать манифестацию эндотелиально-эпителиальной дистрофии роговицы.

Лазерные операции на радужно-роговичном углу

Учитывая недостатки медикаментозного и хирургического методов лечения по снижению ВГД, лазеры привлекают значительное внимание в качестве дополнительного метода лечения глаукомы. Лазерная трабекулопластика (ЛТП) финансово доступна для пациентов, не требует жесткого контроля приема лекарственных средств как врачом, так и самим пациентом, заменяет или уменьшает потребность в гипотензивных препаратах и не вызывает побочных эффектов. В связи с этим ее применяют в том числе как средство первой линии терапии глаукомы или в комбинации с местными лекарственными средствами.

Классическая (аргон-лазерная) трабекулопластика выполняется лазером, работающим в видимом диапазоне (в оригинале аргоновым лазером), обычно с длиной волны 532 нм, которая интенсивно поглощается пигментированной частью трабекулы. Задача оператора при классической лазерной трабекулопластике (ЛТП) — используя пятно наименьшей площади (диаметр 50 мкм) и высокую энергию импульса, добиться формирования пузырьков в трабекулярной сети (ТС). Предполагается, что воздействие аргонового лазера на ТС приводит к растяжению и расширению прилегающих к месту воздействия лазера областей, что увеличивает отток жидкости через ТС в Шлеммов канал (венозный синус склеры) и способствует снижению ВГД.

Процедура выполняется с помощью гониолинзы. Коагуляты наносятся с интервалом в 1–2 коагулята на окружности 360°. Гипотензивный эффект одной сессии классической лазерной трабекулопластики сопоставим с назначением одной группы гипотензивных препаратов. Однако существует пропорция пациентов не чувствительных к данной процедуре, у которых, по-видимому, повышение ВГД не связано со снижением оттока через трабекулу.

К потенциальным нежелательным реакциям после лазерной трабекулопластики относят транзиторные подъемы ВГД после лечения, развитие передних синехий, изменения эндотелия и передней увеит.

Для проведения селективной лазерной трабекулопластики используют лазер с длиной волны 532 нм и диаметром пятна 400 мкм, длительность импульса которого составляет 3 нс. Как и в случае классической ЛТП, хромофором при этой процедуре также служит меланин. Однако, поскольку длительность импульса не превышает времени термической релаксации меланина, вся энергия излучения реализуется в виде фототермолиза гранул меланина без коагуляционного повреждения трабекулы [25].

Биологическая теория действия СЛТ предполагает, что тепловая энергия лазера изменяет клеточную активность, увеличивая отток жидкости и тем самым снижая ВГД. Такие биологические изменения включают секрецию цитокинов, индукцию матриксных металлопротеиназ, усиление деления клеток, репопуляцию мест воздействия лазера и увеличение популяции макрофагов.

Процедура выполняется с помощью специальной линзы для проведения СЛТ. В рамках одной сессии наносится 70–100 аппликатов на окружности 180 или 360° с интервалом в один диаметр аппликата. Результатом приложения лазерной энергии является появления множества мелких пузырьков, и начальная энергия импульса изменяется до получения единичных пузырьков в большинстве импульсов. Средняя энергия импульса для проведения процедуры варьирует от 0,6 до 1,1 мДж.

Гипотензивный эффект СЛТ проявляется уже на первые сутки после процедуры, однако о стабильном снижении ВГД можно судить примерно через 1 мес после процедуры. Гипотензивный эффект зависит несущественно от энергии импульса, однако большая площадь воздействия дает больший гипотензивный

эффект. Средний гипотензивный эффект составляет около 20–30 % исходного ВГД и в абсолютном измерении зависит от исходного ВГД. Однако определенная пропорция пациентов, примерно 20 %, не демонстрирует снижения ВГД после СЛТ [26]. Для этих ситуаций повторные сеансы СЛТ не позволяют добиться снижения ВГД.

Гипотензивный эффект как СЛТ, так и обычной ЛТП не является перманентным и ослабевает в среднем на 50 % в течение 2 лет после процедуры. Поэтому контроль ВГД является необходимым условием после процедурного наблюдения пациентов. В ряде случаев адекватный мониторинг ВГД допускает отмену части гипотензивных препаратов при достаточном гипотензивном эффекте процедуры [27]. Однако несомненным преимуществом СЛТ является возможность повторения процедуры с необходимой частотой в случае, если сохраняется ее эффективность.

Хотя воспалительные реакции после СЛТ, как считается, могут иметь место, в целом СЛТ является одной из наиболее безопасных лазерных манипуляций. За исключением нестероидных противовоспалительных средств, которые могут назначаться на 3–7 дней, сопутствующая терапия не требуется. Единственной относительно частой нежелательной реакцией является транзиторный подъем ВГД в ранние сроки после процедуры, который, однако, более характерен для пациентов с исходным высоким ВГД. В таких случаях транзиторный подъем редко превышает базовое значение ВГД.

Лазерные вмешательства в заднем сегменте глаза

Лазерные операции на стекловидном теле. Лазерный витеролизис является частным случаем применения фотоперфораторов для разрушения плавающих помутнений в стекловидном теле. Хотя принципиальная возможность использования фоторазрыва была понятна с момента появления подобных лазерных систем, множество вопросов вызывал риск потенциальных осложнений, в частности контузионных повреждений сетчатки, разрывов, гемофтальма и отслойки. Высокий риск осложнений был связан с существенным разбросом энергии импульсов и техническими особенностями систем, которые требовали большой мощности для формирования оптического «пробоя» — до 2,0–3,0 мДж.

Широкое внедрение витреолизиса стало возможным с совершенствованием лазеров и их оптических систем, за счет чего для возникновения фоторазрыва потребовалась энергия импульса менее 1,0 мДж. Тем не менее это не гарантирует отсутствие осложнений, к которым относятся катаракта, офтальмогипертензия и интравитреальные кровоизлияния [28]. Кроме того, большое значение для выполнения процедуры в разных клинических ситуациях имеет наличие коаксиального освещения, которое встречается не во всех лазерных системах.

Эффективность витреолизиса базируется на механической фрагментации и, по некоторым данным, частичном «испарении» крупных плавающих помутнений, что позволяет снизить заметность данных изменений для пациента. Наиболее существенные жалобы связаны с наличием плавающих кольца Вейса, фрагментов задней капсулы и фрагментов сетчатки. Эти включения хорошо различимы оператором и являются удобной мишенью для лазерного воздействия. Однако достаточно высокая плотность этих изменений обуславливает большое количество импульсов, требуемых для их дефрагментации, — до 300 и более, в том числе в рамках нескольких сеансов.

Для фокусировки в пределах стекловидного тела требуются специфические виды контактных линз, применяемых только для этой процедуры: линзы Singh, Karickhoff и Reuman. Фокусировка допускается в так называемых безопасных зонах — на удалении нескольких миллиметров от задней поверхности хрусталика и сетчатки. Пациенты с помутнениями вне этих зон, т. е. в центральной части стекловидного тела, являются оптимальными кандидатами на лазерный витреолизис.

Пациенты с мелкими, нитчатыми помутнениями, а также с жалобами, которые не могут быть соотнесены с конкретными структурами в стекловидном теле, могут не ощутить качественных изменений после процедуры и не являются оптимальными кандидатами для лазерного витреолизиса.

Гиалодотомия. Основным показанием к гиалодотомии (гиалодопунктуре) является ретинопатия Вальсальвы в случае, когда ретрогиаллоидное кровоизлияние аккумулируется в проекции центра макулы. Процедура заключается в формировании отверстия в задней гиаллоидной мембране ближе к нижнему краю кровоизлияния для эвакуации крови в стекловидное тело, т. е. формировании гемофтальма, который подвергается достаточно быстрому, по сравнению с ретрогиаллоидным кровоизлиянием, регрессу. Другой важной причиной ретрогиаллоидных кровоизлияний являются ретинальные макроанервизмы. Однако в этом случае кровоизлияние распространяется под внутренней пограничной мембраной и только частично — под задней гиаллоидной. Внутренняя пограничная мембрана хуже поддается пункции и требует дифференцировки от обычного ретрогиаллоидного кровоизлияния, что возможно с помощью оптической когерентной томографии.

При использовании фотоперфоратора процедура гиалодотомия выполняется через центральное окно линзы Гольдмана с энергией импульса от 3 мДж. Существует модификация гиалодотомии с использованием коагулятора, работающего в зеленом или желтом спектре (577 нм). Используется минимальное пятно 50 мкм с длительностью импульса 0,1 с и высокой энергией 500–700 мВт. Излучение направляется в нижнюю часть кровоизлияния с целью достичь моментального закипания жидкости в месте поглощения лазерного излучения кровью. Формирующийся при этом газовый пузырь разрывает заднюю гиаллоидную мембрану. Однако такой метод требует достаточной толщины кровоизлияния для того, чтобы избежать термического повреждения сетчатки.