

Использование пакетов микросекундных импульсов лазерного излучения с длиной волны 1.54 мкм для разрушения катаракты

А.В.Беликов, С.Н.Смирнов, С.Ю.Кобаев, М.Н.Немсицверидзе,
Ю.Н.Батов, А.Б.Губин, Ю.Б.Пирожков

В эксперименте in vitro впервые исследована возможность использования излучения лазера на иттербий-эрбиевом стекле ($\lambda = 1.54$ мкм), работающего в режиме генерации пакетов микросекундных импульсов, для разрушения катаракты. Значение энергии в лазерном импульсе ограничено снизу порогом разрушения хрусталика глаза, а сверху – лучевой прочностью входного торца доставляющего излучение волоконного световода. Энергия пакета, состоящего из трех микросекундных лазерных импульсов, следующих друг за другом с интервалом 850 мкс, составляла 255 ± 15 мДж, а частота повторения пакетов – 15 Гц. Гидроакустический сигнал, возникающий в окружающей хрусталик воде при воздействии каждого импульса из пакета, содержал две компоненты. Первая компонента возникла сразу после прохождения лазерного импульса, а вторая – с задержкой 250–350 мкс после первой. Амплитуда второй компоненты гидроакустического сигнала превышала амплитуду первой и была максимальной (50.0 ± 8.0 МПа) у сигнала, вызванного действием второго импульса в пакете. Установлено, что эффективность разрушения катаракты пакетами микросекундных импульсов излучения иттербий-эрбиевого лазера зависит от плотности ядра хрусталика, существенно превышает эффективность разрушения катаракты одиночными микросекундными импульсами данного лазера и сопоставима с эффективностью разрушения хрусталика излучением Nd:YAG-лазера с длиной волны 1.44 мкм.

Ключевые слова: лазер, микросекундный импульс, пакет импульсов, гидроакустический сигнал, катаракта, экстракция, эффективность разрушения.

1. Введение

Катаракта является одним из наиболее распространенных глазных заболеваний, которое проявляется в помутнении хрусталика [1, 2]. Лечение катаракты состоит в хирургическом удалении (экстракции) мутного хрусталика и замене его на искусственный. В настоящее время для разрушения катаракты применяются несколько методов: мануальная фрагментация мутного хрусталика, криодеструкция, ультразвуковая факоэмульсификация, сопровождаемая воздействием фемтосекундных лазерных импульсов, ультразвуковая факоэмульсификация без лазерного сопровождения и лазерная экстракция катаракты (ЛЭК) без мануального и ультразвукового дополнения. Мануальная фрагментация и криодеструкция принадлежат к хирургии больших разрезов, остальные – к хирур-

гии малых разрезов. В первом случае осуществляется широкое вскрытие глазного яблока, в последних – операция выполняется через малый хирургический разрез. Хирургия малых разрезов лишена многих недостатков хирургии больших разрезов, поскольку позволяет стабилизировать внутриглазное давление в ходе операции, снизить риск осложнений, связанных с декомпрессией глаза при хирургии больших разрезов, таких как отслойка сосудистой оболочки и экспульсивная геморрагия, заканчивающаяся гибелью глаза. Удастся уменьшить вероятность экзогенного проникновения инфекции в полость глаза, снизить степень хирургически индуцированного астигматизма, повысить качество зрения и сократить период зрительной реабилитации пациентов [3]. В настоящее время хирургия больших разрезов выполняется в исключительных случаях.

Среди методов хирургии малых разрезов наибольшее распространение получила ультразвуковая факоэмульсификация [4], использующая в том числе фемтосекундное лазерное излучение на некоторых этапах операции (разрезы роговицы, капсулорексис, предварительное деление хрусталика) [5, 6]. Однако для полного разрушения катаракты в обоих случаях используется ультразвук. В этом состоит их основной недостаток. Энергия ультразвука, разрушающая хрусталик, попутно воздействует на все ткани глаза, выходя и за пределы глазного яблока. При этом возникает ряд осложнений: регистрируются субклинические формы отека сетчатки, увеличивается потеря клеток заднего эпителия роговицы, регистрируются случаи термического повреждения роговицы в области роговичного разреза из-за перегрева ультразвуковой иглы в момент окклюзии аспирационного отверстия хрусталиковыми массами. При работе с ультразвуковым наконеч-

А.В.Беликов. Национальный исследовательский университет ИТМО, Россия, 197101 С.-Петербург, Кронверкский просп., 49; Первый Санкт-Петербургский государственный медицинский университет им. акад. И.П.Павлова, Россия, 197022 С.-Петербург, ул. Льва Толстого, 6–8

С.Н.Смирнов. Национальный исследовательский университет ИТМО, Россия, 197101 С.-Петербург, Кронверкский просп., 49; e-mail: sns@itmo.ru

С.Ю.Кобаев. НМИЦ МНТК «Микрохирургия глаза» им. акад. С.Н.Федорова, Россия, 127486 Москва, Бескудниковский бул., 59а
М.Н.Немсицверидзе. Санкт-Петербургский филиал НМИЦ МНТК «Микрохирургия глаза» им. акад. С.Н.Федорова, Россия, 192283 С.-Петербург, ул. Ярослава Гашека, 21

Ю.Н.Батов, А.Б.Губин, Ю.Б.Пирожков. ООО «Нела», Россия, 190005 С.-Петербург, Измайловский просп., 22

ником оказывается давление на заднюю капсулу хрусталика и волокна цинновой связки, что может спровоцировать их травму [7, 8]. Серьезную опасность представляют акустические колебания, формирующиеся при коллапсе возникающих в процессе ультразвуковой факэмульсификации кавитационных пузырьков [9]. В значительной мере с этим связан более высокий риск повреждения тканей глаза после ультразвукового разрушения плотных катаракт, при удалении которых суммарная экспозиция воздействия ультразвука больше, чем при работе с мягкими хрусталиками [10].

Первая и до настоящего времени единственная технология эффективного лазерного разрушения катаракты любой степени плотности без мануального и ультразвукового дополнения была разработана в России в 1994–97 гг. под руководством С.Н.Федорова с использованием излучения Nd:YAG-лазера с длиной волны 1.44 мкм [11, 12] (в офтальмологии ранее не применялась). Был создан хирургический лазерный комплекс «Ракот» (ООО «Нела», РФ). Эта технология успешно используется в клинической практике [13–15]. Операция сводит к минимуму перечисленные выше недостатки ультразвуковой факэмульсификации, обеспечивает меньшую общую продолжительность операции благодаря высокой производительности процесса лазерного разрушения хрусталика [16]. При ЛЭК лазер работает в режиме свободной генерации, длительность импульса излучения ($\lambda = 1.44$ мкм) составляет ~ 250 мкс, энергия в импульсе – до 300 мДж, частота следования импульсов достигает 30 Гц [17, 18]. Для доставки излучения используется кварцевый волоконный световод с диаметром сердцевины 450 ± 10 мкм. Технология ЛЭК непрерывно развивается и совершенствуется, в том числе за счет использования возможностей комбинированного действия Nd:YAG- (1.44 мкм) и гелий-неонового (0.63 мкм) лазеров в хирургии катаракты [19]. К недостаткам указанного лазерного комплекса следует отнести его значительные массу и габариты, что в большой мере связано с использованием ламповой накачки лазера.

Очевидно, что одним из направлений развития лазерной хирургии катаракт является разработка малогабаритных мобильных комплексов на базе твердотельных лазеров с диодной накачкой. Однако замена ламповой накачки на диодную при рабочей длине волны 1.44 мкм приводит к существенному удорожанию лазерной системы, поскольку из-за низкого значения сечения усиления на штарковских подуровнях неосновного лазерного перехода ${}^4F_{3/2} - {}^4I_{13/2}$ ионов неодима [20] на этой длине волны требуется высокая импульсная мощность излучения накачки. Альтернативой может служить лазер на иттербий-эрбиевом стекле с диодной накачкой [21], генерирующий на длине волны 1.54 мкм, которая находится в пределах линии резонансного поглощения воды с максимумом в области 1.44 мкм [22]. В этом случае для получения высоких импульсных энергий генерации лазера не требуется высокая мощность диодов накачки из-за большого времени жизни верхнего лазерного уровня рабочих ионов Er^{3+} (около 8.5 мс) [23], а благодаря широкой полосе поглощения ионов Yb^{3+} в области длин волн 920–950 нм обеспечиваются стабильные выходные характеристики в течение рабочего цикла работы лазера без использования дополнительных мер по термостабилизации диодов накачки. Однако существенным недостатком лазеров на Yb – Er-стекле является низкая теплопроводность стекла и свя-

занное с этим ограничение средней мощности лазерного излучения. Этот недостаток может быть минимизирован при работе лазера в режиме модуляции полезных потерь в резонаторе, образованном тремя высокоотражающими зеркалами с выводом излучения через затвор на основе нарушенного полного внутреннего отражения (НПВО) [24]. Средняя мощность лазерного излучения дополнительно может быть увеличена при генерации в течение одного импульса накачки пакета, состоящего из нескольких микросекундных лазерных импульсов, что достигается за счет более эффективного использования остаточной инверсной населенности, характерной для трехуровневых сред. При этом каждый микросекундный лазерный импульс может представлять собой набор импульсов субмикросекундной длительности. Такой режим работы позволяет существенно увеличить число импульсов, генерируемых в секунду (эффективную частоту), и, следовательно, среднюю мощность излучения при сравнительно малой тепловой нагрузке на активный элемент. В режиме модуляции полезных потерь резонатора в лазере на Yb – Er-стекле при генерации пакетов микросекундных импульсов энергия каждого импульса в пакете может достигать 100 мДж, эффективная частота следования – 60 Гц, эффективность по отношению к вложенной оптической мощности диодов накачки – 5.2%, а дифференциальная эффективность – 11% [21, 25]. Таким образом, в этом случае средняя мощность лазера на иттербий-эрбиевом стекле ($\lambda = 1.54$ мкм) становится сопоставимой со средней мощностью Nd:YAG-лазера в режиме свободной генерации на $\lambda = 1.44$ мкм.

Исследования взаимодействия тканей хрусталика глаза человека с одиночными микросекундными импульсами лазера на Yb – Er-стекле [25–28] показали, что разрушение хрусталика при воздействии излучения с длиной волны 1.54 мкм происходит за счет комбинированного действия самого лазерного излучения и лазерно-индуцированных акустических волн, возникающих в фазе «коллапс-возобновление» парогазовых полостей, формирующихся в окружающей хрусталик воде. Эффективность разрушения катаракты одиночными микросекундными импульсами Yb – Er-лазера зависит от плотности хрусталика – эффективность разрушения хрусталиков со степенью плотности I–II (по классификации Буратто (L.Buratto) [29]) составляет 213 ± 23 мм³/кДж, со степенью III–IV – 55 ± 8 мм³/кДж, а со степенью V – 22 ± 3 мм³/кДж [25].

Однако стоит отметить, что разрушение хрусталиков пакетами микросекундных лазерных импульсов с $\lambda = 1.54$ мкм ранее не исследовалось. Гидроакустические (ГА) эффекты, сопровождающие такое воздействие на воду, также не описаны в литературе. Вместе с тем результат воздействия пакетов лазерных импульсов на воду и хрусталик глаза может отличаться от результата воздействия одиночных лазерных импульсов за счет накопления тепловых и ГА возмущений, возникающих в хрусталике и окружающей его воде от каждого импульса в пакете. В этой связи исследование воздействия пакетов микросекундных импульсов Yb – Er-лазера на воду и хрусталик глаза представляется актуальным.

Цель настоящей работы – исследование ГА сигнала, возникающего в воде в результате воздействия пакетов микросекундных импульсов Yb – Er-лазера, и эффективности разрушения излучением этого лазера хрусталиков глаза человека с катарактой различной плотности *in vitro*.

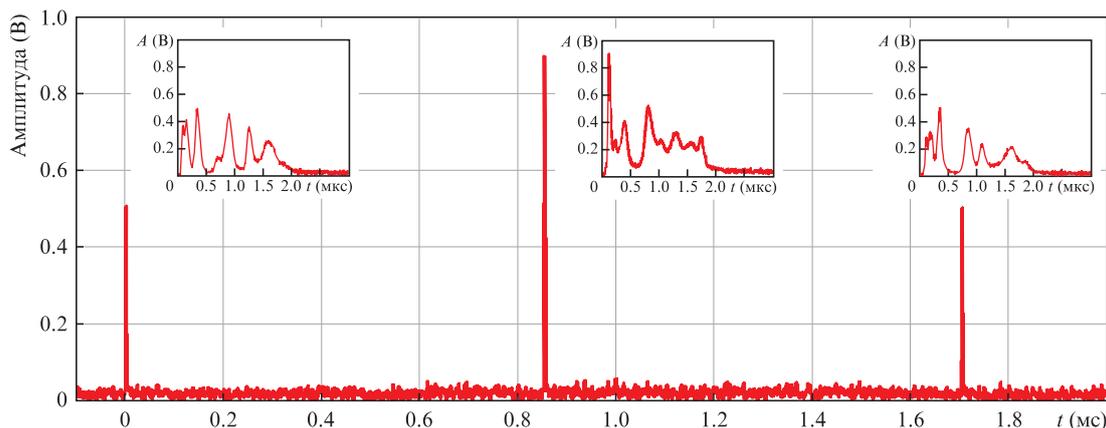


Рис.1. Типичные осциллограммы пакета импульсов излучения ИЭС-лазера, работающего в режиме модуляции полезных потерь с НПВО-затвором.

2. Лазер на иттербий-эрбиевом стекле в режиме генерации пакетов микросекундных импульсов

Принцип работы и характеристики Yb – Er-лазера, работающего в режиме модуляции полезных потерь с НПВО-затвором, подробно обсуждены в работах [21, 25]. В рамках настоящего исследования лазер генерировал пакеты, состоящие из трех микросекундных импульсов, следующих друг за другом с периодом 850 мкс (рис.1).

Каждый микросекундный импульс излучения состоял из нескольких пиков длительностью ~ 100 нс. Критерием выбора периода следования импульсов в пакете было получение энергии импульса в диапазоне 70–110 мДж при девиации энергии между импульсами в пакете не более 30%. Основным фактором, определяющим период следования импульсов, в данном случае является время накопления в активном элементе инверсной населенности, достаточной для генерации импульсов с требуемой выходной энергией, при ограниченной мощности используемых диодных модулей накачки. Значение энергии в импульсе ограничивалось снизу порогом разрушения хрусталика, а сверху – лучевой стойкостью входного торца доставляющего излучение световода [25].

Частота следования пакетов была равна 15 Гц и ограничивалась термомеханической прочностью материала активной среды лазера, при этом эффективная частота следования импульсов составляла 45 Гц. В экспериментах энергия E в пакете достигала 255 ± 15 мДж, при этом энергия первого импульса была 82 ± 5 мДж, второго – 99 ± 5 мДж, а третьего – 74 ± 5 мДж.

3. Гидроакустический сигнал, возникающий в воде в результате воздействия микросекундных импульсов Yb – Er-лазера

Схема экспериментального стенда для исследования лазерно-индуцированных ГА сигналов в воде представлена на рис.2.

Пакеты лазерных импульсов доставлялись в объем дистиллированной воды с помощью кварцевого световода с диаметром сердцевины 450 ± 10 мкм и числовой апертурой 0.18. Торцев световода располагался на расстоянии 15 ± 1 мм от дна и 45 ± 5 мм от стенок кюветы. Измерение

ГА сигналов осуществлялось при помощи гидрофона HGL-0200 (ONDA Corp., США) с предусилителем. Гидрофон был установлен под углом 45° относительно оси распространения лазерного излучения, а его приемный торец находился на расстоянии 2.6 ± 0.2 мм от дистального торца волокна. Сигнал с гидрофона регистрировался и записывался при помощи двух осциллографов TDS 2022B (Tektronix Inc., США). При воздействии на воду микросекундными импульсами излучения лазера ГА сигнал может содержать несколько компонент [30]. В нашем случае гидроакустический сигнал, возбуждаемый в воде каждым лазерным импульсом из пакета, содержал две компоненты (рис.3). В эксперименте осциллограф 7 регистрировал лазерные импульсы и первую компоненту гидроакустического сигнала, а осциллограф 8 – вторую компоненту. Влияние нагрева жидкости в кювете во время проведения исследования не учитывалось, поскольку генерация включалась только на короткое время, достаточное для регистрации сигналов.

Регистрировались амплитуды первой компоненты ГА сигнала, связанной с термоупругим эффектом, возникающим в результате стремительного теплового расширения

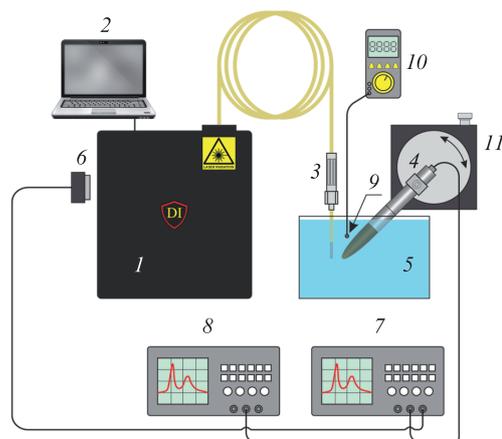


Рис.2. Схема экспериментального стенда для исследования лазерно-индуцированных гидроакустических сигналов:

1 – иттербий-эрбиевый лазер, работающий в режиме модуляции полезных потерь с НПВО-затвором; 2 – компьютер для управления работой блока питания лазера и НПВО-затвором; 3 – волоконный световод с SMA-адаптером; 4 – гидрофон; 5 – кювета с водой ($100 \times 100 \times 40$ мм); 6 – InGaAs-фотоприемник; 7, 8 – осциллографы; 9 – термопара; 10 – прибор для контроля показаний термопары; 11 – механический транслятор.

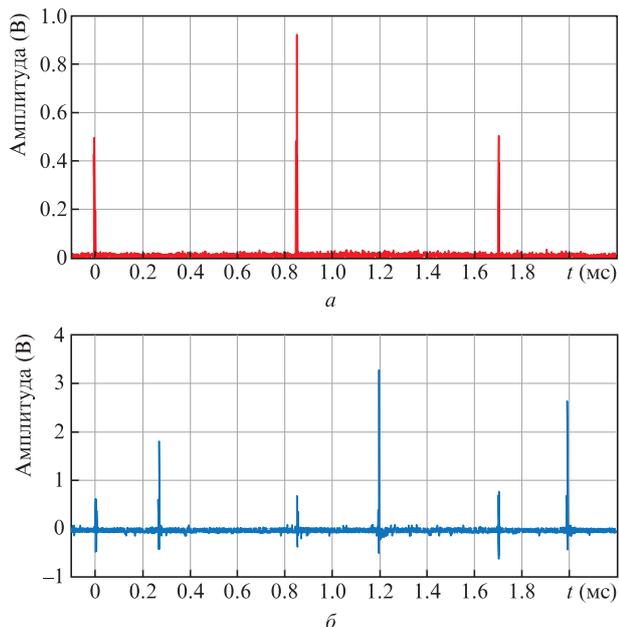


Рис.3. Осциллограммы пакета импульсов излучения лазера ($E = 255 \pm 15$ мДж) (а) и возбуждаемого в воде этим пакетом гидроакустического сигнала (б).

жидкости под действием лазерного импульса, и второй компоненты, связанной с процессом коллапс-возобновление парогозовой полости.

Типичные осциллограммы компонент ГА сигнала показаны на рис.4. Измерения ГА сигнала, возбуждаемого в

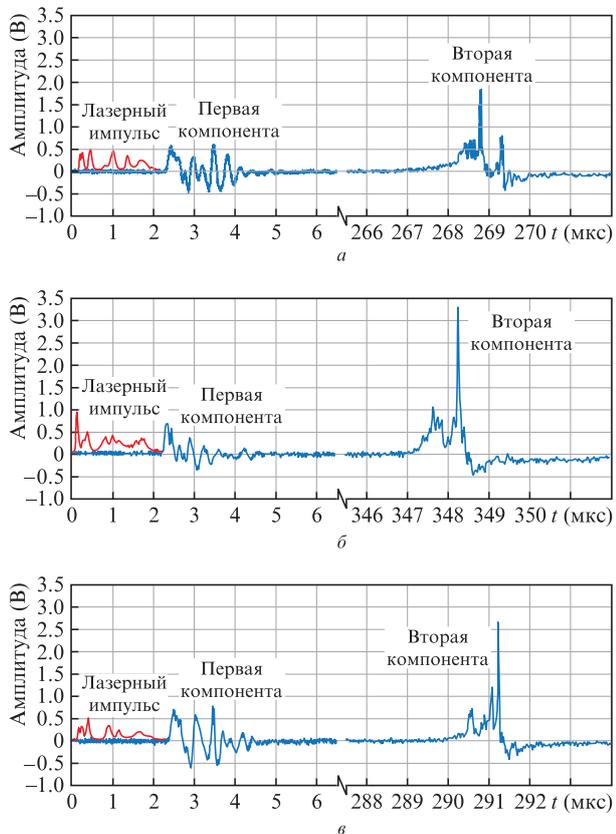


Рис.4. Типичные осциллограммы первого (а), второго (б) и третьего (в) импульсов излучения лазера ($E = 255 \pm 15$ мДж) и компонент гидроакустического сигнала, возбуждаемого в воде этими импульсами.

воде каждым лазерным импульсом в составе пакета, проводились поочередно для первого, второго и третьего импульсов с интервалом 5–7 мин, в течение которого лазер выключался с тем, чтобы вода в кювете могла остыть до комнатной температуры.

Гистограммы, иллюстрирующие соотношение амплитуд A компонент ГА сигнала и времен задержки t_d между его первой и второй компонентами для каждого из лазерных импульсов пакета, представлены на рис.5.

Для всех лазерных импульсов в составе пакета амплитуда второй компоненты ГА сигнала более чем в два раза превышала амплитуду первой. Максимальная амплитуда второй компоненты была зафиксирована для второго лазерного импульса в пакете (рис.5,б), ее среднее значение за время рабочего цикла составило 3.35 ± 0.53 В, что при чувствительности гидрофона 6.7×10^{-8} В/Па соответствует перепаду давления 50.0 ± 8.0 МПа. С учетом того, что второй лазерный импульс содержал наибольшую среди импульсов пакета энергию, данный факт был ожидаем. Время задержки между первой и второй компонентами ГА сигнала, т.е. время жизни парогозовой полости, для второго импульса в пакете оказалось на 50 мкс больше времени воздействия одиночными импульсами с той же энергией, зарегистрированного в работе [25]. Следовательно, парогозовая полость имеет в нашем случае больший максимальный объем. Поскольку с увеличением максимального объема парогозовой полости увеличивается перепад давления в фазе коллапс-возобновление,

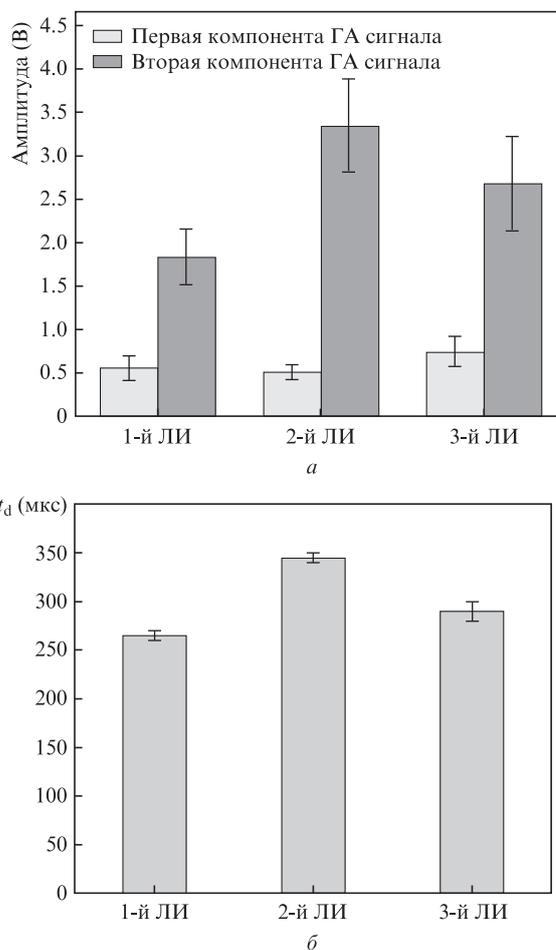


Рис.5. Амплитуды компонент (а) и времена задержки t_d между первой и второй компонентами (б) возбуждаемого в воде гидроакустического сигнала для каждого из лазерных импульсов (ЛИ) пакета.

то ГА эффекты в режиме генерации пакетов импульсов имеют большую интенсивность по сравнению с воздействием одиночными лазерными импульсами.

Важно отметить, что амплитуда обеих компонент ГА сигнала для третьего лазерного импульса в пакете превышала амплитуду соответствующих компонент для первого импульса, несмотря на наименьшую среди импульсов пакета энергию. Подобный эффект может быть связан с нагревом облучаемого объема двумя предшествующими лазерными импульсами и накоплением в этом объеме зародышей в виде микропузырьков. При этом происходит формирование парогазовой полости большего объема, на что указывает большее время жизни полости (см. рис.5,б). Как следствие, перепад давления в фазе коллапс-возобновления для третьего импульса оказывается больше, чем для первого.

4. Разрушения хрусталиков глаза человека с катарактой различной плотности излучением лазера на Yb – Er-стекле в режиме генерации пакетов микросекундных импульсов

В исследовании *in vitro* было использовано шесть хрусталиков глаза человека с катарактой различной плотности: по два хрусталика со степенью плотности I–II, III–IV и V (рис.6). Хрусталики были получены в ходе плановой хирургии катаракты путем интракапсулярной экстракции. После экстракции образцы были помещены в вискоэластик Визитон-ПЭГ (ООО НЭП «Микрохирургия глаза», Россия) и хранились не более 1–2 суток при температуре плюс 4–6°C. Перед проведением экспериментов хрусталики промывались в физрастворе для удаления остатков вискоэластика, после чего помещались в чашку Петри, заполненную физраствором.

Для удержания хрусталика в процессе лазерного воздействия и для отведения продуктов разрушения биоткани использовалась система ирригации-аспирации «Скат», входящая в состав комплекса «Ракот». Максимальное разрежение при аспирации составляло 150 мм рт. ст., максимальное давление ирригации – также 150 мм рт. ст. Операция проводилась опытным офтальмохирургом и начиналась с разрушения самой плотной части хрусталика – ядра, после чего обрабатывались его периферические отделы.

Энергия E трехимпульсного пакета Yb–Er-лазера составляла 255 ± 15 мДж, частота следования пакетов $f = 15$ Гц. Хрусталик разрушался на фрагменты размером, достаточным для прохождения через аспирационный канал ирригационно-аспирационного наконечника. В процессе разрушения осуществлялась видеозапись. Для определения времени t , затраченного на разрушение хрусталика, проводился кадровой анализ полученной видеозаписи. Средний объем хрусталиков V в эксперименте составил 250 мм^3 . Эффективность η разрушения катаракты оценивалась как

$$\eta = \frac{V}{Eft}. \quad (1)$$

Полученные в эксперименте время и эффективность разрушения хрусталиков с катарактой различной степени плотности излучением Yb – Er-лазера в режиме генерации пакетов микросекундных импульсов ($E = 255 \pm 15$ мДж)

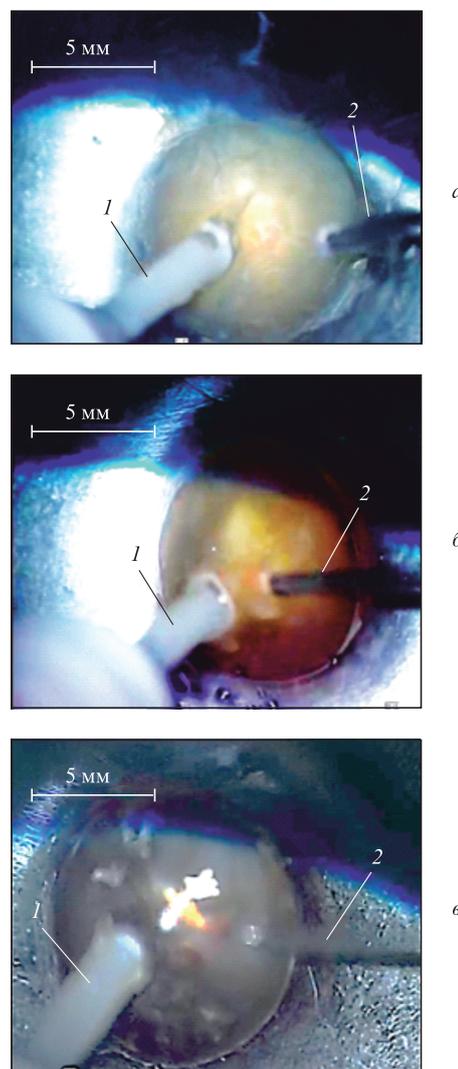


Рис.6. Фотографии хрусталиков глаза человека в процессе их лазерного разрушения при степени плотности катаракты I–II (а), III–IV (б) и V (в):

1 – рабочая часть наконечника системы ирригации-аспирации; 2 – рабочая часть лазерного наконечника. Цветной вариант рис.6 помещен на сайте нашего журнала <http://www.quantum-electron.ru>.

приведены в табл.1. Следует отметить, что приведенные значения времени и эффективности сопоставимы с таковыми при использовании Nd:YAG-лазера (1.44 мкм) в режиме свободной генерации [17].

Табл.1. Время и эффективность разрушения хрусталиков с катарактой различной степени плотности, усредненные по двум образцам с одинаковой степенью плотности катаракты.

Степень плотности катаракты	Время разрушения хрусталика (с)	Эффективность разрушения хрусталика ($\text{мм}^3/\text{кДж}$)
I–II	80 ± 10	2100 ± 250
III–IV	140 ± 20	1200 ± 150
V	130 ± 20	1280 ± 200

В эксперименте наименьшее время было затрачено на разрушение катаракты I–II степени плотности. Разрушение хрусталиков со степенью плотности III–V потребовало больше времени. Полученный результат согласуется с данными [25], свидетельствующими об уменьшении эф-

фективности разрушения хрусталика одиночными лазерными импульсами с увеличением плотности хрусталика. Кроме того, следует подчеркнуть, что воздействие пакетов микросекундных импульсов привело к существенному (на порядок и более) росту эффективности лазерного разрушения хрусталика глаза по сравнению с воздействием одиночными микросекундными лазерными импульсами.

Таким образом, в ходе проведенного эксперимента было установлено, что при использовании излучения лазера на Yb – Er-стекле с длиной волны 1.54 мкм в режиме генерации пакетов с энергией $E = 255 \pm 15$ мДж, состоящих из трех микросекундных импульсов, следующих с частотой $f = 15$ Гц, возможно разрушение катаракты любой степени плотности с эффективностью и временем при использовании излучения Nd:YAG-лазера с длиной волны 1.44 мкм и энергией импульса свободной генерации до 300 мДж. Полученный результат, безусловно, является положительным и может быть связан как с эффектом аккумуляции тепла в зоне обработки, так и с особенностями гидроакустических процессов при воздействии пакетов микросекундных импульсов.

5. Заключение

Экспериментально исследован гидроакустический сигнал, возникающий в воде в результате воздействия пакетов микросекундных импульсов лазера на иттербий-эрбиевом стекле. Показано, что для всех микросекундных импульсов в составе пакета амплитуда второй компоненты ГА сигнала более чем в два раза превышает амплитуду первой. Амплитуда второй компоненты сигнала максимальна для второго лазерного импульса в пакете, а перепад давления в этом случае достигает 50.0 ± 8.0 МПа.

Исследована возможность использования такого лазера в режиме генерации пакетов микросекундных импульсов для экстракции катаракты. Определены время и эффективность разрушения хрусталиков глаза человека с катарактой различной плотности *in vitro* излучением этого лазера. Показано, что эффективность разрушения мутного хрусталика пакетами микросекундных импульсов существенно выше эффективности разрушения катаракты одиночными микросекундными импульсами. Полученные результаты сопоставлены с данными многолетних клинических наблюдений в ходе удаления катаракты с использованием излучения Nd:YAG-лазера ($\lambda = 1.44$ мкм) и установки «Ракот». Установлено, что эффективность разрушения катаракты глаза человека излучением пакетов лазерных импульсов микросекундной длительности с длиной волны 1.54 мкм близка к эффективности разрушения катаракты излучением Nd:YAG-лазера ($\lambda = 1.44$ мкм) в режиме свободной генерации с сопоставимыми энергией и средней мощностью излучения.

Таким образом, исследованный в настоящей работе лазер с диодной накачкой и длиной волны 1.54 мкм, генерирующий пакеты микросекундных импульсов, может быть адекватной альтернативой лазеру с ламповой накачкой и длиной волны 1.44 мкм в режиме свободной генерации при существенно меньших массе и габаритах лазерной установки. Имеющийся потенциал увеличения средней выходной мощности лазера на иттербий-эрбиевом стекле в режиме генерации пакетов микросекундных импульсов за счет оптимизации термомеханических характеристик стекла, параметров оптической схе-

мы, ввода излучения в волокно и модуляционной характеристики затвора может быть в дальнейшем использован для существенного увеличения скорости лазерной экстракции катаракт излучением этого лазера.

Работа выполнена в рамках программы повышения конкурентоспособности Университета ИТМО среди ведущих мировых научно-образовательных центров на 2013–2020 гг. (программа «5 в 100», грант №08-08).

1. Копаева В.Г. *Глазные болезни* (М.: Офтальмология, 2018).
2. Schultz M.C. *J. Cataract and Refractive Surgery Today*, № 3, 17 (2013).
3. Парахуда А.С., Тахтаев Ю.В., Загорюлько А.М., Литвин И.Б., Зумбулидзе Н.Г. *Современные технологии в офтальмологии*, № 7, 71 (2017).
4. Kelman C.D. *Am. J. Ophthalmol.*, **64** (1), 23 (1967).
5. Kranitz K., Takacs A., Mihaltz K., Kovacs I., et al. *J. Refract. Surg.*, **27** (8), 558 (2011).
6. Abell R.G., Kerr N.M., Vote B.J. *Ophthalmol.*, **120** (5), 942 (2013).
7. Кравчук О.В., Копаева В.Г. В сб. *Лазеры в офтальмологии: вчера, сегодня, завтра* (М., 2009, с. 324–328).
8. Sugar A., Schertzer R.M. *J. Cataract Refract. Surg.*, **25**, 688 (1999).
9. Ogino K., Koda F., Miyata K. *Nippon Ganca Gakkai Zasshi*, **97** (11), 1286 (1993).
10. Малюгин Б.Э. Докт. дис. (М., МНТК «Микрохирургия глаза», 2002).
11. Федоров С.Н., Копаева В.Г., Беликов А.В., Ерофеев А.В., Андреев Ю.В. Патент RU 2130762 (1997).
12. Федоров С.Н., Копаева В.Г., Беликов А.В., Ерофеев А.В., Андреев Ю.В. Патент RU 2157158 (1998).
13. Копаева В.Г., Андреев Ю.В. *Лазерная экстракция катаракты* (М.: Офтальмология, 2011).
14. Коряева V., Vialova E. *EyeWorld USA*, **18** (3), 136 (2013).
15. Копаева В.Г., Беликов А.В., Копаев С.Ю. В кн. *Развитие инновационной медицины в государственной корпорации «Ростех»* (М.: Офтальмология, 2019).
16. Belikov A.V., Korayeva V.G., Korayev S.Yu., Smirnov S.N. *Opt. Quantum Electron.*, **52**, 174 (2020); <https://doi.org/10.1007/s11082-020-02298-5>.
17. Федоров С.Н., Копаева В.Г., Андреев Ю.В., Богдалова Э.Г., Беликов А.В. *Офтальмохирургия*, № 1, 3 (1999).
18. Fyodorov S.N., Korayeva V.G., Belikov A.V., Erofeev A.V., Andreev Y.V. Patent US №6,322,557 B1 (2001).
19. Копаев С.Ю. Докт. дис. (М., МНТК «Микрохирургия глаза», 2014).
20. Hodgson N., Nighan W.L., Golding D.J., Eisel D. *Opt. Lett.*, **19** (17), 1328 (1994). DOI: 10.1364/OL.19.001328.
21. Беликов А.В., Гагарский С.В., Губин А.Б., Вайнер С.Я., Сергеев А.Н., Смирнов С.Н. *Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики*, **15** (6), 1021 (2015).
22. Hale G.M., Querry M.R. *Appl. Opt.*, **12** (3), 555 (1973). DOI: 10.1364/AO.12.00055521.21/.
23. Karlsson G., Laurell F., Tellefsen J., Denker B., Galagan B., Osiko V., Sverchikov S. *Appl. Phys. B*, **75** (1), 41 (2002). DOI: 10.1007/s00340-002-0950-4.
24. Денкер Б.И., Осико В.В., Сверчков С.Е., Сверчков Ю.Е., Фефелов А.П., Хоменко С.И. *Квантовая электроника*, **19** (6), 544 (1992) [*Sov. J. Quantum Electron.*, **22** (6), 500 (1992)].
25. Смирнов С.Н. Канд. дис. (СПб., Университет ИТМО, 2018).
26. Belikov A.V., Gagarsky S.V., Sergeev A.N., Smirnov S.N., Zagorulko A.M. *Proc. SPIE*, **11065**, 1106512 (2019).
27. Беликов А.В., Загорюлько А.М., Смирнов С.Н. *Изв. вузов. Приборостроение*, **61** (8), 734 (2018). DOI: 10.17586/0021-3454-2018-61-8-734-737.
28. Беликов А.В., Гагарский С.В., Загорюлько А.М., Сергеев А.Н., Смирнов С.Н. *Изв. вузов. Приборостроение*, **62** (2), 163 (2019). DOI: 10.17586/0021-3454-2019-62-2-163-177.
29. Buratto L., Werner L., Apple D.J., Zanini M. *Phacoemulsification: Principles and Technique* (NY: SLACK Inc., 2003).
30. Беликов А.В., Гагарский С.В., Сергеев А.Н., Смирнов С.Н., Загорюлько А.М. *Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики*, **18** (6), 939 (2018).