

ПРИМЕНЕНИЯ ЛАЗЕРОВ И ДРУГИЕ ВОПРОСЫ КВАНТОВОЙ ЭЛЕКТРОНИКИ

PACS 42.62.Be; 42.55.Wd; 42.65.Re; 87.50.W–; 87.19.Pp

Фемтосекундные лазеры для микрохирургии роговицы***С.К.Вартапетов, Д.В.Худяков, К.Э.Лапшин, А.З.Обидин, И.А.Щербаков**

Дан обзор фемтосекундных лазерных установок для медицинских применений и описана новая фемтосекундная офтальмологическая установка, предназначенная для формирования роговичного клапана при операции LASIK. Используется полностью волоконный фемтосекундный лазер, работающий на длине волны 1067 нм при длительности импульса ~ 400 фс. Частота повторения лазерных импульсов может меняться от 200 кГц до 1 МГц. Энергия на выходе фемтосекундной системы не превышает 1 мкДж. Для фокусировки лазерного излучения в область роговицы глаза применяется специально разработанный объектив с малыми сферическими и хроматическими аберрациями. Размер пятна фокусировки не превышает 3 мкм. Для обработки требуемой площади применялось сканирование лазерным пучком со скоростью не менее 5 м/с. На стадии предварительных испытаний установки в качестве фантома глаза использовались стекло К8, органическое стекло ПММА и специально приготовленные гели из агарозы. На фемтосекундной установке были успешно проведены клинические испытания на большом количестве глаз свиньи и на нескольких глазах человека. Длительность процедуры формирования роговичного клапана не превышала 20 с.

Ключевые слова: лазерные офтальмологические установки, LASIK, фемтосекундный волоконный лазер, взаимодействие фемтосекундного импульса с биотканями, фоторазрушение, одностенные углеродные нанотрубки.

1. Введение

Лазерные УКИ позволяют получить высокую интенсивность излучения при очень малой энергии импульса. Фокусировка лазерного излучения внутрь оптически прозрачных материалов может приводить к фоторазрушению [1], при этом термические эффекты незначительны вследствие чрезвычайно короткой длительности лазерного импульса. С тех пор, как была продемонстрирована высокая точность обработки различных биоматериалов с помощью фемтосекундных лазеров, эти исследования вызывают растущий интерес. Более того, появляется возможность применять фемтосекундные лазеры в рефракционной хирургии глаза человека благодаря субмикронной точности обработки поверхности. Для сравнения эффективности применения фемтосекундного лазера и механического микрократера при формировании роговичного клапана в операции LASIK проводились многочисленные исследования [2]. В настоящее время установки для рефракционной хирургии на основе фемтосекундных лазеров производят лишь несколько компаний. Большинство этих компаний используют твердотельные фемто-

секундные лазеры с распределенными элементами, позволяющие получать сверхкороткие импульсы, однако эти лазеры чувствительны к параметрам внешней среды. В результате возникает необходимость в их частой и трудоемкой настройке.

В лазерной хирургии желательно использовать лазеры со сверхкороткими импульсами, поскольку при этом порог фоторазрушения достигается при минимально возможной вкладываемой в роговицу энергии. Известно, что интенсивность I светового импульса длительностью в несколько сотен фемтосекунд даже при малых энергиях может превысить порог фоторазрушения роговицы [3]. Волоконные фемтосекундные лазеры могут генерировать импульсы длительностью менее 100 фс и обладают высокой устойчивостью к изменению внешних параметров. Кроме того, они не нуждаются в частом обслуживании при длительной эксплуатации и легко встраиваются в медицинские приборы. Таким образом, благодаря своей стабильности и надежности фемтосекундные волоконные лазеры предпочтительны для применения в офтальмологической хирургии.

В последнее время нелинейные оптические свойства одностенных углеродных нанотрубок (ОУН) все чаще используются в оптических устройствах для управления лазерным излучением. Насыщающиеся поглотители на основе ОУН широко применяются для пассивной синхронизации мод в диапазоне длин волн 1 – 1.99 мкм как в волоконных, так и в твердотельных лазерах. Такой диапазон определяется спектральными характеристиками ОУН, поскольку оптические спектры поглощения полупроводниковых нанотрубок имеют наиболее интенсивные полосы E_{22s} и E_{11s} вблизи 1 и 1.6 мкм соответственно [4–9]. Положение спектральных полос поглощения зависит от диаметра нанотрубок и, следовательно, от метода их синтеза.

Используя зависимость спектральных свойств нанотрубок от их диаметра [10], можно подобрать диапазон диаметров ОУН, получаемых в результате их синтеза и

* Доложена на XIX Международной конференции по современным лазерным технологиям (ALT'11), Болгария, Золотые пески, сентябрь 2011 г.

С.К.Вартапетов, К.Э.Лапшин, А.З.Обидин. Центр физического приборостроения Института общей физики им. А.М.Прохорова РАН, Россия, Московская обл., 142190 Троицк, ул. Центральная, 1; e-mail: svart@pic.troitsk.ru

Д.В.Худяков. ООО «Оптосистемы», Центр физического приборостроения Института общей физики им. А.М.Прохорова РАН, Россия, Московская обл., 142190 Троицк, ул. Центральная, 1

И.А.Щербаков. Институт общей физики им. А.М.Прохорова РАН, Россия, 119991 Москва, ул. Вавилова, 38

последующей очистки, в котором центр одной из полос поглощения находится вблизи рабочей длины волны, что увеличивает глубину модуляции при насыщающемся поглощении. Для интересующей нас длины волны $\lambda = 1.06$ мкм наиболее благоприятной является ситуация, когда диаметры нанотрубок распределены в диапазоне 0.95–1.1 нм, а центр полосы поглощения E_{22s} расположен вблизи $\lambda = 1$ мкм. Такое распределение может быть получено методом лазерной абляции с катализатором RhPd, а также методом каталитического диспропорционирования окиси углерода (NiPCO) при высоком давлении с катализатором Fe или Co–Mo [11, 12]. Насыщающиеся поглотители на основе ОУН могут быть легко изготовлены в виде тонких полимерных пленок, что при синхронизации мод дает им преимущество перед насыщающимися полупроводниковыми зеркалами (SESAM), поскольку изготовление последних требует применения дорогих и сложных технологий [13]. Работа импульсного волоконного лазера на $\lambda = 1.55$ мкм с пленкой полимерного композита ОУН с карбоксиметилцеллюлозой (КМЦ) в качестве насыщающегося поглотителя успешно продемонстрирована в [14].

В настоящей работе описана новая фемтосекундная лазерная система для офтальмологии, которая применяется в качестве безопасного микрокераптома при формировании роговичного клапана. Сообщается также о создании полностью волоконного фемтосекундного лазера без компенсации нормальной дисперсии резонатора с насыщающимся тонкопленочным поглотителем на основе композита ОУН-КМЦ для синхронизации мод на длине волны $\lambda = 1067$ нм.

2. Анализ параметров фемтосекундных установок

Существующие фемтосекундные офтальмологические установки можно условно классифицировать по методам обработки и типу используемых в них лазеров: установки с «высокой» энергией (несколько микроджоулей) и относительно низкой частотой повторения лазерных импульсов (5–60 кГц) и установки с «малой» энергией (десятки наноджоулей) и высокой частотой повторения импульсов (1–80 МГц). Эти подходы требуют применения различных алгоритмов сканирования пятна фокусировки лазерного пучка, поскольку в силу специфики физических процессов, имеющих место при этих подходах, результаты обработки сильно зависят как от пространственного расположения пятен, так и от последовательности воздействия импульсами (кумулятивный эффект) на данную область биоткани. «Высокая» энергия импульса позволяет располагать области воздействия лазерных импульсов на большем расстоянии друг от друга за счет возникающих при фоторазрушении газовых пузырьков, намного превышающих размер области лазерного воздействия. Однако при большом расстоянии между этими областями возникают необработанные «мостики» биоткани. При «малой» энергии импульса необходимо располагать лазерные пятна очень близко друг к другу, и определяющим становится процесс возникновения и развития плазмы при фоторазрушении. Комплексный анализ коммерчески доступных фемтосекундных установок для рефракционной хирургии, предлагаемых различными фирмами-производителями, дан в работе [15].

Параметры офтальмологической системы сильно влияют на процессы взаимодействия лазерного излучения с

биотканями. Кроме того, они должны удовлетворять некоторому набору потребительских требований. Так, длительность импульса τ необходимо выбрать такой, чтобы порог фоторазрушения был минимальным. Энергия импульса E должна быть оптимальной для получения минимальных объема разрушения и толщины реза внутри роговицы, а размер пятна в фокусе d должен быть минимально возможным для обеспечения высокого качества обработки. Длина волны λ должна находиться, с одной стороны, в области максимальной прозрачности роговицы, а с другой – вне области чувствительности сетчатки и совпадать с длиной волны генерации одного из широко используемых эффективных лазеров. Частота повторения выбирается достаточно большой для обеспечения минимальной длительности операции. В частности, для того чтобы обработать область диаметром 10 мм за время $t = 15$ с при $d \sim 2-3$ мкм и шаге между пятнами 2–3 мкм, нужно сгенерировать $\sim 10^7$ импульсов, т.е. необходимая частота повторения импульсов f должна составлять ~ 1 МГц.

Более глубокий анализ характеристик существующих в настоящее время фемтосекундных офтальмологических систем позволяет сформулировать набор общих требований, выполнение которых необходимо при разработке современной фемтосекундной лазерной установки для формирования роговичного клапана, а именно:

- минимальная толщина реза внутри роговицы (1–3 мкм);
- большая площадь сканирования (10 × 10 мм);
- высокое качество обработки (с точностью не хуже 5 мкм);
- малое время проведения операции (менее 30 с);
- многоступенчатое тестирование и полный контроль параметров системы.

3. Предварительные эксперименты

Предметом отдельного рассмотрения в настоящей работе является выбор энергии лазерного импульса и объема фокусировки лазерного пучка. Дело в том, что размер области разрушения, т.е. толщины реза внутри роговицы, сильно отличается от расчетных (оценочных) размеров области фокусировки и зависит от энергии импульса и параметров объектива. При этом область разрушения часто имеет вид нити, вытянутой вдоль оптической оси, что зачастую объясняют самофокусировкой излучения. Однако такое объяснение не всегда верно.

В работах [16, 17] проведено исследование лазерно-индуцированного оптического пробоя (ЛИОП) и сопровождающих его явлений в воде и плавленом кварце – идеальных материалах для моделирования процессов взаимодействия фемтосекундных импульсов излучения с биотканями глаза. В этих работах изучена динамика развития самофокусировки и ЛИОПа, а также их конкуренция, которая и определяет в целом картину физических процессов, приводящих к фоторазрушению вещества. На рис. 1 представлен один из результатов работы [16] – экспериментальные зависимости от фокусного расстояния объектива порога ЛИОПа и порога образования филаментов – нитевидных структур, в которых сконцентрирована основная энергия лазерного пучка. Прежде всего, обращает на себя внимание наличие области, где кривые пересекаются. Именно в ней возможно одновременное возникновение двух явлений: оптического пробоя и самофокусировки. Представляется очевидным, что такая ситуа-

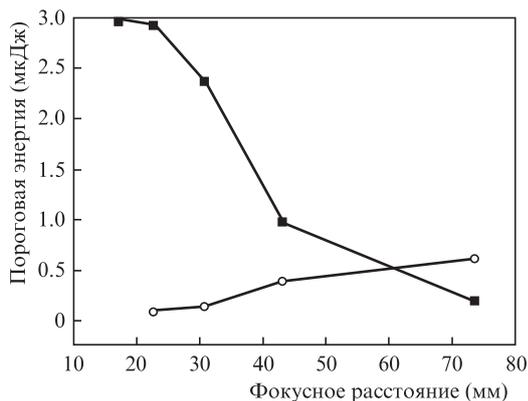


Рис.1. Пороговые энергии ЛИОПа (○) и образования филаментов (■) в зависимости от фокусного расстояния объектива.

ция совершенно недопустима при проведении операции глаза, поскольку в этом случае, помимо фоторазрушения роговицы объемом 1 мкм³, может возникнуть нитевидное образование с выходом на поверхность роговицы. В [16] также показано, что при самофокусировке с увеличением мощности нитевидное образование развивается в обратную сторону от геометрического фокуса объектива в случае, если мощность импульса превышает критическую мощность

$$P_{cr} = \frac{3.77\lambda^2}{8\pi n_0 n_2},$$

где λ – длина волны излучения; n_0 и n_2 – исходный показатель преломления и его нелинейная добавка соответственно ($n = n_0 + n_2 I$). Из сказанного следует, что в фемтосекундных офтальмологических установках применять объективы с фокусным расстоянием $F > 35-40$ мм нецелесообразно. Необходимо обратить внимание на одно важное обстоятельство: при использовании короткофокусной оптики ($F < 20$ мм на рис.1) ЛИОП удастся осуществить даже при предельно малых энергиях импульса (десятки наноджоулей, $\tau < 50$ фс), воздействуя при этом на объем ~ 1 мкм³. Однако формирование фокальных пятен микрометрового размера предполагает применение оптики с большой числовой апертурой NA и требует учета продольных сферических aberrаций на границе раздела воздух – роговица.

С целью выбора оптимальных конструкции фокусирующего объектива и параметров импульса для получения минимального объема разрушения нами проведен ряд экспериментов по воздействию фемтосекундных импульсов на ПММА с использованием объективов с высокой числовой апертурой. Результаты этих экспериментов представлены на рис.2. Видно, что длина фоторазрушения сильно зависит от энергии лазерного импульса и при оптимальной энергии может составлять не более 3 мкм (рис.2,з). Возможность управления длиной филаментов с помощью регулируемой диафрагмы иллюстрирует рис.3. Динамически изменяя входной диаметр лазерного пучка, мы можем управлять величиной сферических aberrаций, что приводит к соответствующим изменениям длины области фоторазрушения. Представленные результаты можно объяснить следующим образом (рис.4). При больших числовых апертурах траектория периферийных лучей внутри прозрачной среды значительно отличается от траектории приосевых лучей. Как следствие, формируется вытянутая

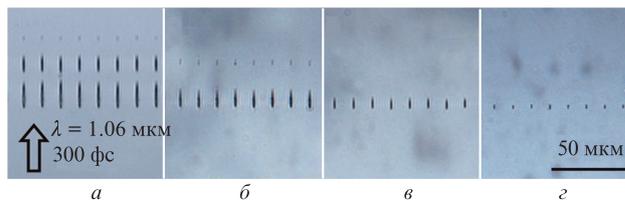


Рис.2. Длина фоторазрушения в образце ПММА при энергии лазерных импульсов 3 мкДж (а), 2.1 мкДж (б), 800 нДж (в) и 300 нДж (г). Глубина фокусировки от поверхности 1 мм, частота повторения импульсов 50 Гц, числовая апертура фокусирующего объектива NA = 0.5.

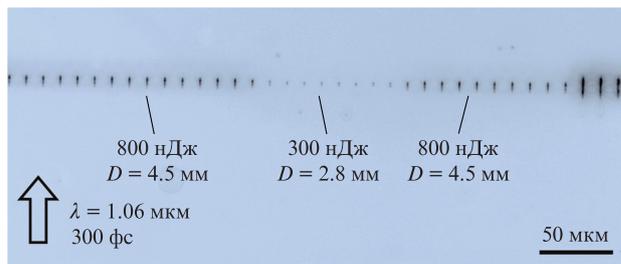


Рис.3. Управление длиной фоторазрушения с помощью регулируемой диафрагмы (D – диаметр диафрагмы).

вдоль оптической оси структура, длина которой L_f определяется соотношением

$$L_f = \frac{F_d}{n} \left(\sqrt{\frac{n^2 - \sin^2 \theta}{1 - \sin^2 \theta}} - n \right), \tag{1}$$

где $F_d = nF$ – фокусное расстояние в воздухе; θ – максимальный угол наклона периферийного луча к оптической оси.

Действительно, в работе [18] наблюдался подобный эффект в экспериментах по воздействию фемтосекундных импульсов на образец из плавленного кварца с использованием широкоапертурных объективов. В этой работе исследовалось увеличение длины области люминесценции плазмы. В настоящей же работе упомянутый эффект определял длину следов фоторазрушения, производимого фемтосекундным лазерным импульсом в образцах из ПММА. Мы предполагаем, что природа этих явлений одинакова. Авторы [18] достоверно показывают, что дли-

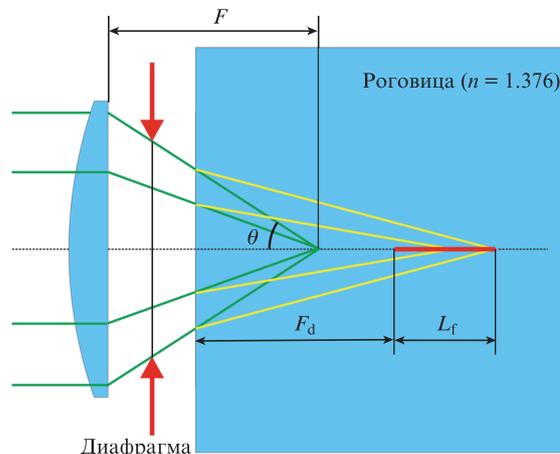


Рис.4. Схематическое изображение хода лучей при фокусировке через границу воздух – роговица.

на люминесцирующей области связана с числовой апертурой соотношением (1). В наших экспериментах зависимость длины филаментов от энергии можно объяснить тем, что с ростом энергии импульса (при гауссовом распределении интенсивности) интенсивность периферийных пучков начинает превышать пороговые значения, и длина филаментов увеличивается (без учета хроматических aberrаций). Таким образом, если мы уменьшаем энергию импульса, на вещество воздействуют только параксиальные пучки, и это приводит к уменьшению длины филаментов.

4. Описание установки

В разработанной нами установке применяется лазер с высокой частотой повторения импульсов (~ 1 МГц) и малой энергией в отдельном импульсе (~ 1 мкДж) при длительности импульса $\tau < 400$ фс. Общее число лазерных импульсов определяется продолжительностью операции, которая в данном случае ограничена 30 секундами, и частотой их повторения. Расстояние между пятнами фокусировки составляет 3–5 мкм, и необходимо наиболее равномерно распределить эти пятна по всей площади обработки. Скорость движения лазерного пучка при этом должна быть равна 3–5 м/с.

Указанная скорость обеспечивается угловым сканированием зеркала, которое отклоняет лазерный пучок на небольшой угол ($\sim 1^\circ$) от оптической оси. Зеркало управляется резонансным гальваносканером (компания GSI), частота колебаний которого 10 кГц. Это обеспечивает свободное от aberrаций поле «быстрого» сканирования размером 100–200 мкм. Чтобы обработать заданную область диаметром 10 мм за время $t < 15$ с, фокусирующий микрообъектив должен перемещаться со скоростью 100 мм/с в направлении, перпендикулярном направлению углового сканирования. Это движение при сканировании по траектории «змейка» формирует последовательные полосы шириной ~ 200 мкм (рис.5,а) с шагом между ними 100–150 мкм. Соседние полосы при этом перекрываются. В результате происходит чередование зон с двукратным или трехкратным перекрытием полос (см. рис.5,б). Тем самым обеспечивается наиболее равномерное заполнение зоны обработки лазерными пятнами и, как следствие, высокое качество лазерного реза. Из рис.5 видно, что размер пятна в фокусе составляет не более 2 мкм. Для того чтобы получить такой результат, потребовалось рассчитать и изготовить специальную оптическую систему, состоящую из расширяющего телескопа и фокусирующего объектива.

Упомянутые ранее продольные сферические aberrации, возникающие при фокусировке лазерного пучка че-

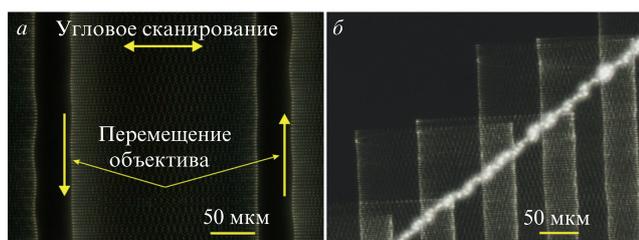


Рис.5. Следы оптического пробоя, полученные с помощью фемтосекундной лазерной системы, внутри образца из стекла без перекрытия полос (а) и с их перекрытием (б). Скорость трансляции 100 мм/с, линейная скорость углового сканирования 5 м/с. Изображение получено с помощью микроскопа Nikon LV-100D с увеличением 200.

рез границу воздух – роговица, могут быть скомпенсированы с помощью простой сферической линзы, которая вносит в лазерный пучок начальные сферические aberrации противоположного знака. При расчете специального четырехлинзового микрообъектива удалось не только скомпенсировать сферические и хроматические aberrации для всего поля сканирования размером 200 мкм, но и изменить фокусное расстояние объектива максимально на 400 мкм, удерживая при этом продольные aberrации в пределах 3 мкм. Ценность конструкции фокусирующего объектива заключается в том, что изменение фокусного расстояния осуществляется перемещением только одной простой линзы. Такое изменение фокусного расстояния необходимо для создания, например, вертикального краевого реза при формировании роговичного клапана и в других офтальмохирургических операциях, где требуется изменение глубины лазерного реза (кератоконус, кератопластика, глаукома). Числовая апертура используемого объектива ($NA \sim 0.3$) выбрана, исходя из компромисса между необходимостью получения малого пятна фокусировки и необходимостью обеспечения небольшой величины сферических aberrаций, наведенных на границе раздела воздух – роговица, которые катастрофически возрастают при больших NA (рис.4).

Для применяемого микрообъектива потребовалось высокое качество лазерного пучка с входным диаметром ~ 20 мм. Поскольку выходной пучок фемтосекундного лазера имеет малый диаметр (~ 4 мм) и достаточно большую расходимость (~ 2 мрад), пришлось использовать расширяющий телескоп высокого качества с увеличением 4.2, который уменьшает расходимость. Дополнительно телескоп выполняет роль проекционной системы, установленной между резонансным гальваносканером, осуществляющим «быстрое» сканирование, и фокусирующим объективом. Телескоп установлен таким образом, что внутри него осуществляется телецентрический ход лучей. Такая система обеспечивает попадание лазерного пучка в апертуру фокусирующего объектива при всех рабочих углах зеркала «быстрого» сканирования.

Описанные ранее высококачественные оптические узлы применялись в реально действующей установке Femto Vizum, предназначенной для формирования роговичного клапана. В процессе лабораторных испытаний в качестве имитатора роговицы глаза использовались образцы из ПММА, кварцевого стекла и специально приготовленного агарозного геля. На рис.6 представлен результат обработки образца стекла по алгоритму, обеспечивающему максимально возможную однородность обработки. Видно, что вся область обработки состоит из двух зон с разной плотностью распределения лазерных пятен. Фокусирующий объектив перемещается со скоростью 100 мм/с в центральной, «зрительной» зоне обработки. На краях области скорости перемещения объектива снижается до 30 мм/с для формирования более уверенного краевого разреза. На рис.7 представлен внешний вид фемтосекундной офтальмологической установки Femto Vizum. На ней были успешно проведены клинические испытания. В качестве объекта испытания были выбраны глаза свиньи и несколько глаз человека. Таким образом была полностью подтверждена правильность выбранных решений и параметров фемтосекундного лазера.

Представляется очевидным, что главной частью офтальмологической системы является фемтосекундный лазер с требуемыми параметрами. В нашей установке

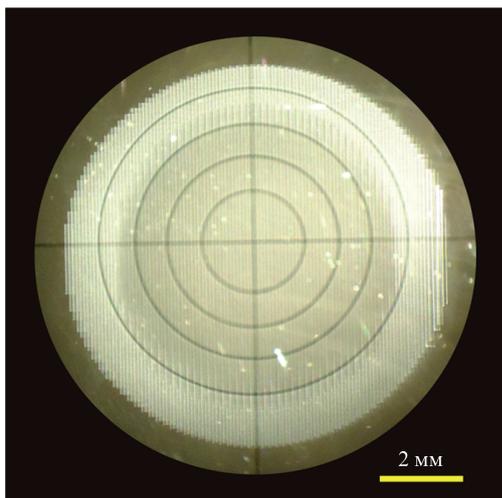


Рис.6. Фантом глаза (образец из стекла), обработанный по технологии, обеспечивающей две зоны с разной плотностью распределения лазерных пятен. Изображение получено с помощью операционного микроскопа Leica MS5 с увеличением 40.



Рис.7. Внешний вид фемтосекундной офтальмологической установки Femto Vizum.

использовался полностью волоконный фемтосекундный лазер. Основные параметры лазерного излучения, необходимые для успешной обработки роговицы (ширина спектра менее 15 нм, длительность импульса менее 400 фс, частота повторения 1 МГц, номинальная энергия ~ 2 мкДж), были определены на стадии предварительных экспериментов. Для офтальмологической установки нами был разработан свой собственный полностью волоконный лазер.

5. Полностью волоконный фемтосекундный лазер

Полностью волоконный фемтосекундный осциллятор (рис.8) имел кольцевую схему резонатора, состоящего из активного волоконного сегмента (изготовлен в ИРЭ-Полус; Фрязино) и элементов, составляющих пассивный сегмент. Все элементы резонатора имели нормальную дисперсию групповой скорости. Чтобы обеспечить стабильное состояние поляризации, применялись одномодовые волокна с сохранением поляризации типа PANDA (диа-

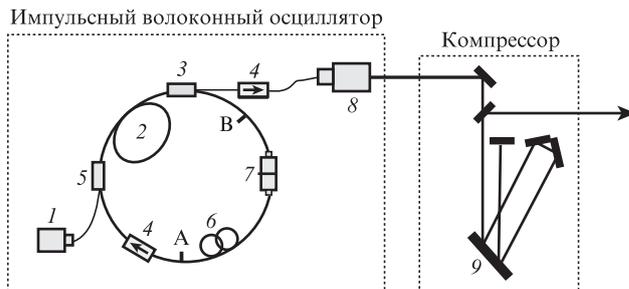


Рис.8. Схема импульсного волоконного осциллятора и компрессора: 1 – лазерный диод накачки; 2 – иттербиевое волокно; 3 – разветвитель 80/20; 4 – изолятор-поляризатор; 5 – волоконный объединитель 980/1060; 6 – контроллер поляризации; 7 – пленка насыщающегося поглотителя с ОУН; 8 – волоконный коллиматор; 9 – дифракционная решетка.

метр сердцевины 6 мкм, диаметр оболочки 125 мкм). Участок активного иттербиевого волокна имел длину 2.7 м и накачивался излучением диодного лазера на $\lambda = 960$ нм со средней мощностью до 3 Вт. Волоконный изолятор-поляризатор использовался для обеспечения однонаправленной генерации с определенным состоянием поляризации. Для вывода излучения применялся волоконный ответвитель с эффективностью 20%.

Для обеспечения режима самозапуска и пассивной синхронизации мод в лазере использовался интегрированный в оптическое волокно пленочный насыщающийся поглотитель специальной конструкции на основе полимерного композита с ОУН. Методом продольного сканирования было изучено нелинейное оптическое поглощение тонкой полимерной пленки композита ОУН с КМЦ. При зондировании импульсным излучением длительностью 400 фс на $\lambda = 1060$ нм были получены интенсивность насыщения $I_s = 51$ МВт/см² и нелинейный коэффициент поглощения $\beta = -5 \times 10^{-7}$ см/Вт. По абсолютной величине он сравним или даже превышает соответствующие коэффициенты известных наноструктур (нанокристаллы SiO₂, CdS и др.), что говорит о перспективности применения полимерных композитов с ОУН как нелинейно-оптического материала [19].

Во избежание оптического разрушения пленки композита ОУН-КМЦ она располагалась на поверхности продольно сполитрованного оптического волокна (рис.9). При этом расстояние h от сполитрованной поверхности до сердцевины имеет принципиальное значение и определяет интенсивность выходящего из волокна излучения и степень его взаимодействия с композитной пленкой. Пленка (толщиной 10 мкм) размещалась на поверхности сполитрованного волокна с длиной взаимодействия $L = 5$ мм и расстоянием до сердцевины $h = 1-3$ мкм. Такое размещение композитной пленки увеличивает оптическую стойкость модулятора и поддерживает стабильную синхронизацию мод в течение длительного времени. На участке волокон-

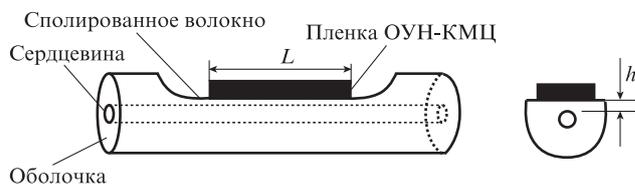


Рис.9. Схема расположения композитной пленки с ОУН на поверхности сполитрованного с одной стороны оптического волокна.

ного резонатора между точками А и В, включающем в себя контроллер поляризации и насыщающийся поглотитель (рис.8), использовалось обычное (без сохранения поляризации) одномодовое волокно для обеспечения режима дополнительной синхронизации мод за счет эволюции нелинейной поляризации.

Средняя мощность излучения лазера в режиме синхронизации мод составляла 160 мВт с максимумом спектра на $\lambda = 1067$ нм. Полностью волоконный осциллятор генерировал непрерывную последовательность сильно chirпированных импульсов с частотой повторения 16.7 МГц, что соответствует общей длине волоконного резонатора 12.3 м. Энергия одиночного импульса, исходя из средней мощности импульсов и частоты их повторения, составляла 10 нДж. Последовательность импульсов на выходе из осциллятора показана на рис.10. Для точного определения длительности одиночного импульса использовался автокоррелятор с нелинейным кристаллом для преобразования во вторую гармонику по неколлинеарной схеме. Измеренная сразу после выхода из осциллятора длительность одиночного импульса была равна 12 пс. На выходе из резонатора проводилась компрессия импульсов. Автокорреляционная функция одиночного импульса сразу после компрессора представлена на рис.11,а. Полная ширина на полувысоте автокорреляционной функции составляла 200 фс, что соответствует длительности одиночного импульса 140 фс. Спектр выходного излучения иттербиевого волоконного осциллятора, показанный на рис.11,б, имел полную ширину на полувысоте 15 нм, что отвечает

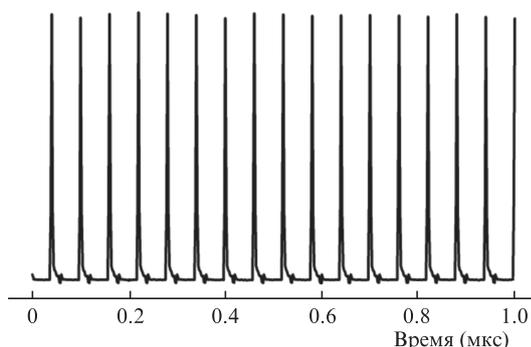
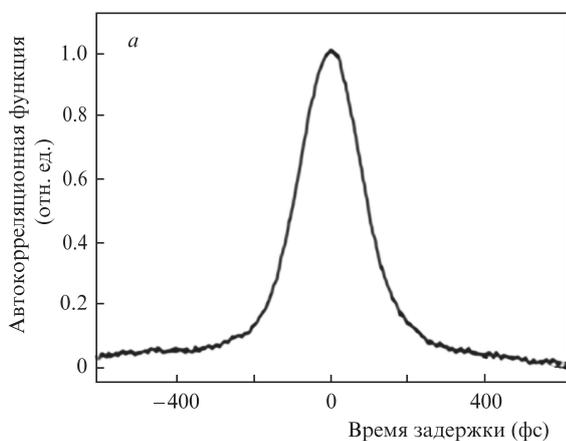


Рис.10. Последовательность импульсов генерации на выходе из волоконного осциллятора.



импульсу с параметром $\Delta t \Delta \nu = 0.55$, где Δt – длительность импульса в секундах, а $\Delta \nu$ – ширина спектра в обратных секундах. Это значение близко к теоретическому пределу $\Delta t \Delta \nu = 0.44$ для спектрально-ограниченного импульса с гауссовой огибающей.

Для увеличения энергии импульса до необходимого значения выходящий из осциллятора импульс последовательно проходил через предусилитель, акустооптический модулятор и усилитель мощности. Предусилитель состоял из отрезка одномодового иттербиевого волокна длиной ~ 0.5 м, который накачивался излучением лазерного диода на $\lambda = 976$ нм. После прохождения через волоконный акустооптический модулятор, который снижал частоту следования импульсов до 1 МГц, импульсы попадали в усилитель мощности. Последний был собран на участке активного волокна длиной ~ 3 м с диаметром сердцевинки 25 мкм, что позволило при средней мощности накачки лазерного диода 10 Вт, получить на выходе пикосекундные импульсы с энергией до 1 мкДж. Длительность импульсов после усиления и компрессии составляла 300 фс.

6. Заключение

Офтальмологическая система, описанная в настоящей работе, основана на полностью волоконном фемтосекундном лазере, работающем на $\lambda = 1067$ нм, с длительностью импульса менее 400 фс. Частота повторения лазерных импульсов варьировалась от 200 кГц до 1 МГц. Для фокусировки лазерного излучения с энергией импульса ~ 1 мкДж в пятно размером несколько микрометров и достижения оптического пробоя применялись объективы с малыми оптическими aberrациями. Использовались несколько оптических схем с разными фокусирующими объективами, фокусное расстояние которых составляло 2–40 мм, с числовой апертурой $NA = 0.2–0.65$. Фокусное расстояние оптической системы могло изменяться на глубину до 1 мм от поверхности обрабатываемого материала. В ходе лабораторных испытаний в качестве имитатора роговицы применялись оптическое стекло К8, ПММА и гели из агарозы. Скорость лазерного реза не превышала 5 м/с. На фемтосекундной установке были успешно проведены клинические испытания на большом количестве глаз свиньи и нескольких глазах человека. Длительность

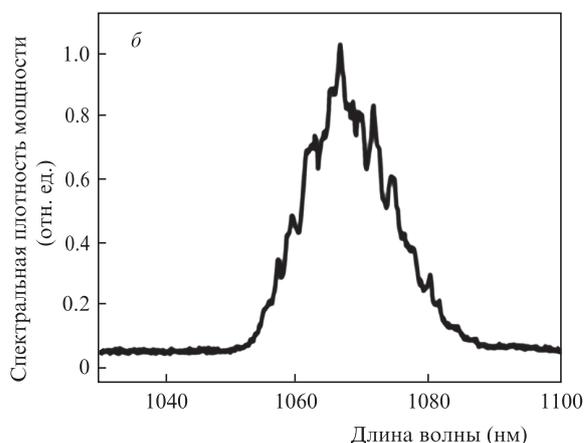


Рис.11. Характеристики импульсного излучения волоконного осциллятора: автокорреляционная функция одиночного импульса после компрессии (а) и спектр излучения на выходе из волоконного осциллятора (б).

ность процедуры формирования роговичного клапана составляла не более 20 с.

В работе описан также полностью волоконный лазер ($\lambda = 1067$ нм), генерирующий сверхкороткие импульсы с осциллятором без компенсации нормальной дисперсии резонатора. После внешней компрессии chirpированного импульса пикосекундной длительности удалось получить импульсы, близкие к спектрально-ограниченным с длительностью 140 фс. Насколько нам известно, мы впервые использовали комбинацию сохраняющих и не сохраняющих состояние поляризации оптических волокон в одном кольцевом резонаторе для одновременно удержания пассивной синхронизации мод и ориентации поляризации. Для реализации режима самозапуска пассивной синхронизации мод в полностью волоконном резонаторе в качестве насыщающегося поглотителя применялся пленочный композит ОУН-КМЦ. Расположение пленочного насыщающегося поглотителя на поверхности продольно сполитованного волокна позволяет увеличить оптическую стойкость модулятора и продлить срок его службы в условиях взаимодействия с излучением высокой интенсивности. В результате влияния нелинейных эффектов при прохождении импульса через активное волокно усилителя длительность импульса увеличилась до 300 фс при его выходной энергии 1 мкДж.

Авторы глубоко благодарны А.С.Лобачу из ИПХФ РАН (Черноголовка) за предоставленные материалы и чрезвычайно признательны за помощь коллегам из НТО «ИРЭ–Полюс» (Фрязино). Авторы также выражают искреннюю благодарность Т.В.Малинскому за неоценимую помощь в экспериментах и весьма полезные дискуссии.

1. Neimz M.H. *Laser-Tissue Interactions: Fundamentals and Applications* (Berlin: Springer, 2007).

2. Ripken T., Bernau W., Oberheide U., Schumacher S., Knorz M., Kermani O., Lubatschowski H. *Proc. 19th Congress of German Ophthalmic Surgeons (DOC)* (Nuremberg, Germany, 2006).

3. Giguère D., Olivié G., Vidal F., Toetsch S., Girard G., Ozaki T., Kieffer J.C., Nada O., Brunette I. *J. Opt. Soc. Am. A*, **24** (6), 1562 (2007).

4. Chen Y.C., Raravikar N.R., Schadler L.S., Ajayan P.M., Zhao Y.-P., Lu T.-M., Wang G.-C., Zhang X.-C. *Appl. Phys. Lett.*, **81**, 975 (2002).

5. Set S.Y., Yaguchi H., Tanaka Y., Jablonski M., Sakakibara Y., Rozhin A., Tokumoto M., Kataura H., Achiba Y., Kikuchi K. *Proc. Optical Fiber Communication Conf.* (Atlanta, GA, 2003).

6. Yamashita S., Inoue Y., Maruyama S., Murakami Y., Yaguchi H., Jablonski M., Set S.Y. *Opt. Lett.*, **29**, 1581 (2004).

7. Garnov S.V., Solokhin S.A., Obratsova E.D., Lobach A.S., Obratsov P.A., Chernov A.I., Bukin V.V., Sirotkin A.A., Zagumennyi Y.D., Zavartsev Y.D., Kutovoi S.A., Shcherbakov I.A. *Laser Phys. Lett.*, **4**, 648 (2007).

8. Kelleher E.J.R., Travers J.C., Sun Z., Rozhin A.G., Ferrari A.C., Popov S.V., Taylor J.R. *Appl. Phys. Lett.*, **95**, 111108 (2009).

9. Wang J., Chen Y., Blau W.J. *J. Mater. Chem.*, **19**, 7425 (2009).

10. Kataura H., Kamazawa Y., Maniwa Y., Umezumi I., Suzuki S., Ohtsuka Y., Achiba Y. *Synth. Met.*, **103**, 2555 (1999).

11. Nikolaev P., Bronikowski M., Bradley R., Rohmund F., Colbert D., Smith K., Smalley R. *Chem. Phys. Lett.*, **313**, 91 (1999).

12. Kitiyanan B., Alvarez W.E., Harwell J.H., Resasco D.E. *Chem. Phys. Lett.*, **317**, 497 (2000).

13. Okhotnikov O., Grudinin A., Pessa M. *New J. Phys.*, **6**, 177 (2004).

14. Tausenev A.V., Obratsova E.D., Lobach A.S., Chernov A.I., Konov V.I., Kryukov P.G., Dianov E.M. *Appl. Phys. Lett.*, **92**, 171113 (2008).

15. Pepose J.S., Lubatschowski H. *Cataract and Refractive Surgery Today*, No. 10, 45 (2008).

16. Liu W., Kosareva O., Golubtsov I.S., Iwasaki A., Becker A., Kandidov V.P., Chin S.L. *Appl. Phys. B*, **76**, 215 (2003).

17. Nguyen N.T., Salimonia A., Liu W., Chin S.L., Vallée R. *Opt. Lett.*, **28**, 1591 (2003).

18. Sun Q., Jiang H., Liu Y., Zhou Y., Yang H., Gong Q. *J. Opt. A: Pure Appl. Opt.*, **7**, 655 (2005).

19. Худяков Д.В., Лобач А.С., Образцова Е.Д., Надточено В.А. *Химия высоких энергий*, **43** (4), 364 (2009).