

## Сапфировые капилляры для лазерного облучения естественных каналов биологических тканей

© И.А. Шикинова, В.Н. Курлов, С.Л. Шикинов, Д.О. Стрюков, И.Н. Долганова

Институт физики твердого тела имени Ю.А. Осипяна Российской академии наук (ИФТТ РАН),  
Черноголовка, Россия

e-mail: sh\_irina@issp.ac.ru

Поступила в редакцию 01.12.2025 г.

В окончательной редакции 24.12.2025 г.

Принята к публикации 27.03.2026 г.

Рассмотрен новый тип специального световода, позволяющего проводить контактную и неконтактную коагуляцию стенки каналов биотканей с различной длиной участка деструкции с использованием для доставки излучения стандартных торцевых оптических волокон. Путем моделирования показана возможность формирования различных индикатрис направленности выходных пучков для конусной и сферической выемки на торце облучателя. Методами профилированного роста получены сапфировые капиллярные насадки с осевыми полостями в качестве отражающих элементов. Экспериментально показана коагуляция сосудов печени при 30-секундной экспозиции лазерного излучения мощностью до 10 W с длиной волны 1.064  $\mu\text{m}$ . Облучатели с сапфировыми насадками обладают высокой надежностью, воспроизведением формы светового поля, простотой конструкции и выровненным тепловым профилем в процессе фототермического воздействия.

**Ключевые слова:** профилированные кристаллы сапфира, метод EFG/Степанова, волоконно-оптические инструменты, лазер-индуцированная термотерапия, лазерная абляция вен.

DOI: 10.21883/0000000000

### Введение

В целом ряде медицинских методик применяется лазерная деструкция, при которой световод вводится в каналы биологических тканей, а воздействие оказывается на окружающие ткани. Методы лазерной коррекции и хирургии каналов востребованы в гинекологии [1,2], урологии, оториноларингологии [3], сосудистой хирургии [4,5], стоматологии [6] и др. как в открытых, так и в эндоскопических операциях. Одной из ключевых задач является повышение точности и контроля воздействия во время процедуры облучения. Важно достаточно интенсивно воздействовать на объект для получения требуемого эффекта, но при этом не допустить чрезмерного повреждения, которое повлечет осложнения [7]. Например, при лазерной коагуляции вен недостаточная доза при облучении может приводить к реканализации просвета вены, а при излишней плотности мощности контакт тканей с раскаленным световодом — к послеоперационным осложнениям, типичным для ожоговой реакции: рубцеванию, стенозу, стриктурам и пр. [8,9].

Для первых операций эндовенозной абляции были использованы простые волокна с торцевым высвечиванием [10,11]. Даже с высокой вероятностью перфорации стенки от прямого контакта и связанных с этим осложнений они показали хороший терапевтический эффект. Для уменьшения осложнений позже были разработаны радиальные световоды, содержащие призматические элементы в своей конструкции и высвечивающие лазерное излучение в боковом направлении на стенку

вены [12,13]. Кроме того, для защиты от изъязвлений и перфорации применялись волокна с шаровидным расширением, позиционирующие ткань оболочек относительно излучающей площадки [14] и самораскрывающимися лепестками на дистальном конце [15]. Также для облучения каналов применялись волоконные инструменты с диффузной диаграммой направленности излучения, реализованные разными способами — как формированием сужения на окончании кварцевого волокна, так и нанесением рассеивающих оболочек [16,17]. По сравнению с радиальным волокном диффузионное обеспечивает в результате лучше выровненный тепловой профиль, что создает равномерное распределение на большем протяжении вдоль оси в течение осуществления воздействия.

Световод должен обладать свойствами, обеспечивающими оптимальное протекание того или иного процесса лазерного воздействия с сохранением в течение операции способности к передаче излучения, собственной химической инертностью и отсутствием деградации в условиях повышенной температуры. Неохлаждаемый принудительно облучатель всегда имеет температуру существенно выше температуры среды, заполняющей канал. Так, при довольно умеренном коагулирующем воздействии на венозный сосуд с целью его склерозирования сам световод работает в жестком режиме контактной лазерной хирургии. Ряд исследователей полагает, что температуры на контакте оптического волокна и крови в сосуде могут достигать 1200 °C с образованием плазмы, что близко к температуре деформации квар-

цевых стекол, применяемых при изготовлении световодов [18,19,1].

В настоящей работе предлагаются новые облучатели с сапфировыми насадками с отражающими осевыми элементами для коагуляции каналов организма. Это стало возможным с выращиванием тонкостенных капиллярных кристаллов сапфира с модифицированной формой окончания [20,21]. Внутренние поверхности капилляров, сформированные в процессе выращивания, обладают оптическим качеством поверхности и объема, что позволяет с минимальными потерями передавать и преобразовывать распределение излучения в соответствии с задачей [22,23]. Закрытые капилляры с внешним диаметром не более 2 mm с отражающими выемками и полостями представляют собой простые насадки на стандартные торцевые волокна. Они позволяют перераспределить плотность энергии излучения на поверхности контакта насадки и проводить облучение плавным распределением излучения протяженной области стенки канала.

Показано, что для двух форм отражающих выемок в форме конуса и в форме полусферы происходит формирование существенно различающихся распределений плотности мощности излучения, высвечиваемого в переднюю полусферу. В случае конуса формируется преимущественно кольцевое распределение, с направленностью излучения на стенки канала с длиной коагуляции до 5 mm. В случае сферической выемки дополнительно раскрытый по углу осевой пучок, рассеянный в среде, заполняющей канал, формирует световое поле непосредственно перед облучателем с высокой плотностью энергии в пределах нескольких миллиметров вдоль оси для излучения с длиной волны 1.064  $\mu\text{m}$ . Экспериментально показана возможность применения световодов для коагуляции каналов как за счет прямого поглощения лазерного излучения стенками канала, так и посредством теплопередачи при поглощении излучения средой, заполняющей канал. Перераспределение тепла сапфиром позволяет эффективно защищать волокно, избежать пригорания световода и стенки сосуда при сжатии, прохождении искривленной формы и др. Материал насадки позволяет существенно увеличить диапазон используемой мощности излучения для повышения надежности проведения процедуры в полном объеме. При этом исключительная прочность и инертность сапфировой насадки позволяет без каких-либо изменений физических и оптических свойств выдерживать температуры до 2000 °C, что гарантирует отсутствие повреждения инструмента и снижает риск осложнений послеоперационного периода.

### **Выращивание из расплава сапфировых капилляров с отражающим элементом формы**

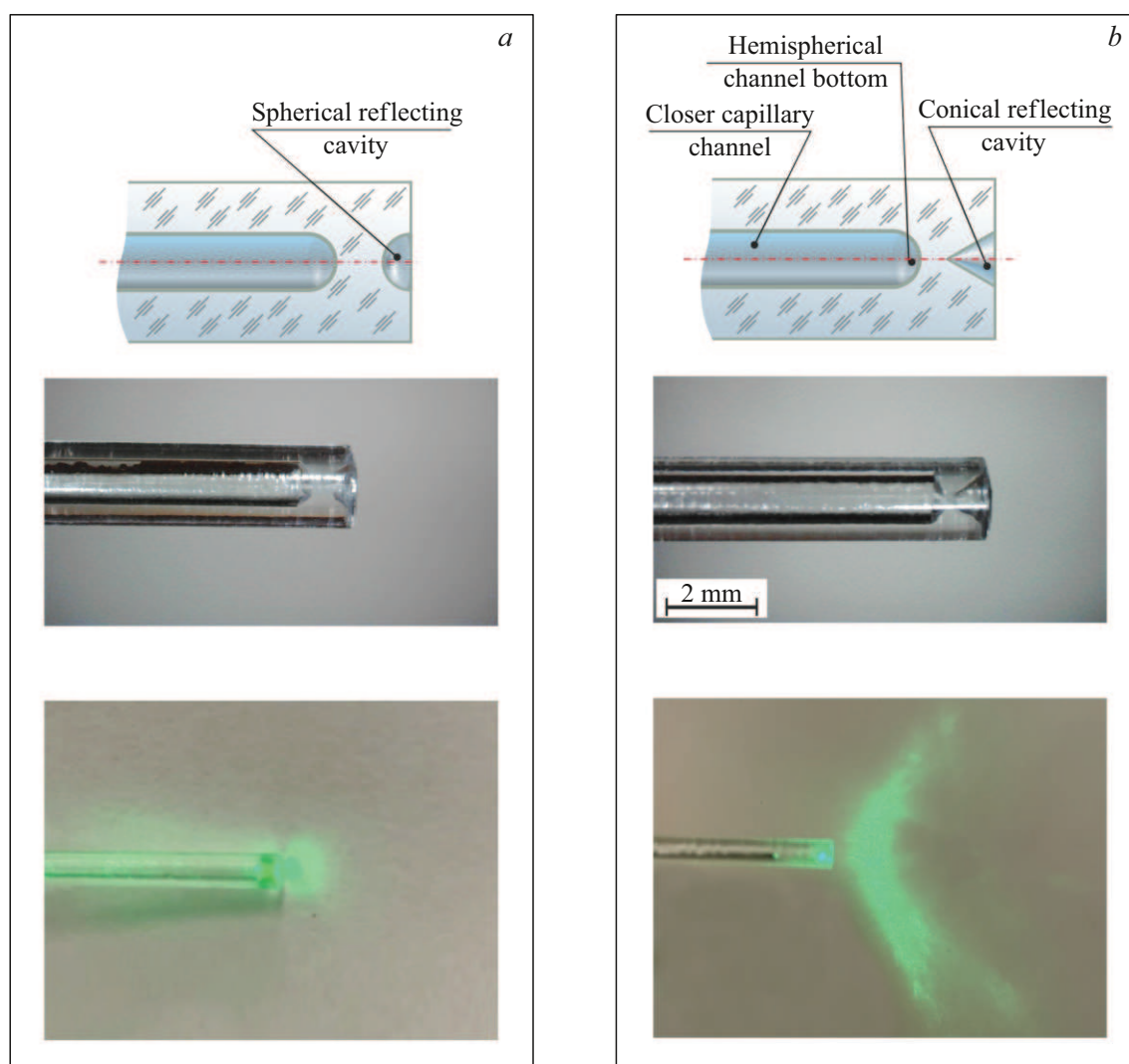
Для изготовления специальных световодов с сапфировыми насадками используются кристаллы, получаемые методом профилированного роста Степанова/EFG

(*edge-defined film-fed growth*) [24,25]. Метод позволяет выращивать кристаллы в виде тонкостенных трубок с высоким качеством необработанных поверхностей. В отличие от других методов выращивания из расплава здесь используется специальное приспособление — формообразователь, в котором через щелевой канал расплав из тигля поднимается под действием капиллярных сил к его рабочей поверхности, с которой и производится выращивание. Пленка расплава растекается по этой поверхности, так что края формообразователя ограничивают поперечное сечение растущего кристалла. Кроме того, разработаны различные варианты метода, которые позволяют изменять поперечное сечение кристалла непосредственно в процессе его выращивания [26,27].

Сапфировые насадки специальных световодов представляют собой закрытые капилляры, в канале которых располагаются кварцевые волокна, подключенные к источнику лазерного излучения. Сапфировая насадка изолирует волокно от контакта с тканью, а также преобразует световое распределение на выходе облучателя за счет формы, которую имеет окончание насадки (ее монолитная часть). Предлагаемый наконечник капилляра состоит из трубчатой и монолитной частей, в последней имеется отражающий элемент формы. Наружный и внутренний диаметры трубки составляют 2.0 и 0.7 mm соответственно. В процессе выращивания осуществлялся переход с трубчатой части на монолитную часть и обратно с образованием в месте перехода внутри кристалла выпуклой поверхности. Как было показано ранее [22], сферичность этой поверхности близка к единице, следовательно, она является светосильным оптическим элементом для проходящего через наконечник лазерного излучения, размывая гауссов пучок. Когда оптическое торцевое волокно с осевым свечением располагается в канале наконечника, для создания кольцевого выходного пучка необходимы преломляющие и встречные отражающие элементы. Для этой цели на торце сапфирового наконечника формировалось углубление определенной геометрии (рис. 1).

Торцевую выемку можно получить различными способами. Первый способ заключается в выращивании кристалла, который имеет переход на требуемой длине с монолитной части на трубчатую часть, или формировании шарообразного газового включения, диаметр которого сопоставим с диаметром канала в кристалле. С помощью дополнительной механической обработки полости могут либо открываться, либо оставаться закрытыми. Встречный элемент формы, который будет работать как отражатель, имеет в этом случае форму полусферы с диаметром, равным диаметру канала (рис. 1,а).

Другим способом получения наконечника с отражающей полостью является быстрый отрыв (декантация) растущей трубки от формообразователя в процессе выращивания. После резкого подъема кристалла расплав заходит в капиллярный канал, закрывая его, при этом на торце кристалла формируется коническая выемка (рис. 1,б). Ростовые поверхности кристалла (внутренний



**Рис. 1.** Схемы и фото сапфировых закрытых наконечников с отражающим элементом сферической (а) и конической (b) формы и световые распределения облучателей на их основе.

канал, конусная плоскость, а также внешняя цилиндрическая поверхность) обладают высоким оптическим качеством. Кроме того, отсутствие нарушенного приповерхностного слоя, характерного для механически обработанных кристаллов, значительно снижает риск термохимического повреждения и повышает надежность наконечника. В описанных способах полость формируется в процессе выращивания, но ее также можно получить посредством механической обработки монолитной части кристалла, при этом качество такой изготовленной сферической или конической поверхности будет существенно уступать поверхности, образованной непосредственно в процессе выращивания. Благодаря высокому показателю преломления сапфира полость действует как преломляющий и отражающий элемент как в воздухе, так и в оптически плотной среде, существенно влияя на результирующее угловое распределение пучков (рис. 1, а, b).

### Преобразование оптических пучков сапфировыми капиллярными облучателями с отражающим элементом формы

Преобразование излучения, доставляемого кварцевым волокном, расположенным внутри сапфировой насадки с отражающим элементом формы, исследовалось с помощью метода численного трехмерного моделирования миграции фотонов в среде *TracePro*. В данном случае применялось приближение геометрической оптики, поскольку анализ взаимодействия света и наконечника осуществлялся в масштабах, значительно превышающих длину волны излучения. При моделировании рассматривалось излучение с длиной волны  $1.064 \mu\text{m}$ , что соответствует одному из наиболее часто применяемых для объемной коагуляции тканей источников лазерного излучения; для выбранной длины волны излучения показатель преломления и коэффициент поглощения (по мощности) сапфира составляют соответственно 1.76 (для обычного

Оптические параметры рассматриваемых сред: показатель преломления ( $n$ ), коэффициент поглощения ( $\mu_a$ ), приведенный коэффициент рассеяния ( $\mu'_s$ ), фактор анизотропии ( $g$ ) [28]

| Среда  | $n$   | $\mu_a, \text{mm}^{-1}$ | $\mu'_s, \text{mm}^{-1}$ | $g$  |
|--------|-------|-------------------------|--------------------------|------|
| Сапфир | 1.75  | 0.00003                 | –                        | 1    |
| Вода   | 1.327 | 3.6                     | –                        | 1    |
| Кровь  | 1.35  | 0.8                     | 58                       | 0.95 |

луча) и  $10.6 \text{ mm}^{-1}$ . Цилиндрическая часть облучателя имела наружный диаметр  $2 \text{ mm}$ . Канал, заполненный воздухом, имел диаметр  $0.7 \text{ mm}$  и оканчивался полусферической поверхностью. Рассматривалась коническая выемка с изменяющимся углом  $2\gamma$  образующей (углом при вершине) конуса от  $30^\circ$  до  $120^\circ$ , а также выемка с изменяющимся радиусом скругления  $r$  от  $0.35$  до  $1 \text{ mm}$ . Расстояние по оси между окончанием канала и вершиной отражающего элемента не изменялось и составляло  $0.35 \text{ mm}$ . В данной работе для доставки излучения применяется многомодовое кварц/кварцевое оптическое волокно с диаметром сердцевины  $300 \mu\text{m}$  с числовой апертурой  $\text{NA} = 0.22$ . Модельный пучок на выходе волокна имел соответствующее гауссово распределение, где массив был задан лучами, имеющими равную энергию и взвешенное положение. Рассматривалось прохождение лучей либо в свободном пространстве, либо в водной среде или среде с параметрами крови, оптические характеристики которых для длины волны  $\gamma = 1.064 \mu\text{m}$  даны в таблице. Преобразование гауссова пучка в осевом направлении рассматривалось в плоскости анализа, удаленной от торца облучателя на расстояние  $I_{\text{a pl}} = 0.5 \text{ mm}$  (рис. 2, *a*).

На рис. 2, *b–e* показаны результаты численного моделирования преобразования гауссова пучка одной и той же расходимости насадками с конической выемкой и выемкой в форме полусферы. Все наконечники имеют осевую компоненту пучка на дистальном конце и дополнительно освещают стенку канала через прилегающую боковую поверхность, при этом форма выемки существенно влияет на долю энергии, отражаемую в боковом направлении. На рис. 2, *b* и 2, *d* показаны профили продольных распределений освещенности на стенке канала диаметром  $D_C = 5 \text{ mm}$  для насадок со сферической и конической выемкой соответственно, геометрии которых показаны на врезках. Отрезок  $S$  — длина облучаемой области, определяется по установленному порогу в  $0.2$  для приведенной интенсивности излучения  $I_T$  на внутренней стенке канала вдоль оси облучателя.

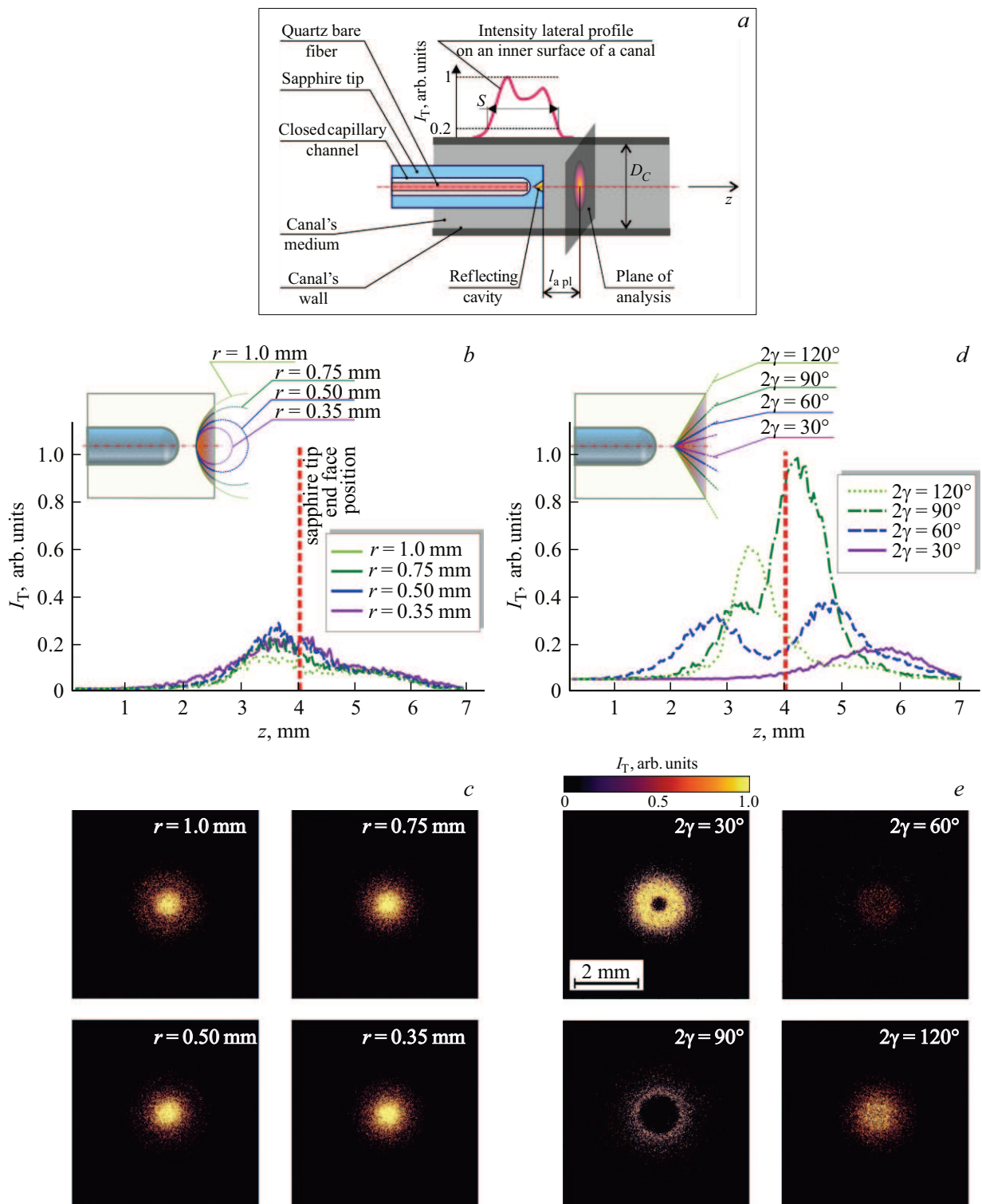
Для сферической выемки степень ее кривизны практически не влияет на интенсивность и протяженность освещаемых участков стенки канала и составляет  $S \approx 2.5 \text{ mm}$ . Форма и интенсивность осевого пучка для этих облучателей также изменяется незначительно с поперечным размером пятна по полувысоте максимума интенсивности в пределах  $0.60\text{--}0.8 \text{ mm}$  (рис. 2, *b, c*).

Облучатель со сферической выемкой будет эффективен для термического повреждения стенок канала преимущественно за счет передачи выделяющегося тепла от заполняющей канал среды перед кончиком облучателя, где создается максимальная плотность мощности излучения. При этом радиус кривизны для этой формы торцевой поверхности может выбираться с точки зрения простоты изготовления. Без механической обработки в процессе роста получают радиус кривизны данных поверхностей равным радиусу волоконного канала, что в нашем случае составляет  $r = 0.35 \text{ mm}$ .

У облучателя с конической выемкой видна сильная зависимость пространственного распределения интенсивности излучения от угла при вершине конуса (рис. 2, *d, e*). При малых  $2\gamma$  свет в основном проходит через торцевую поверхность наконечника под углом к оси  $\sim 2\gamma$ , образуя равномерный кольцевой пучок. Такой пучок будет поглощаться средой внутри просвета канала перед облучателем и практически не создавать бокового пучка. Увеличение  $2\gamma$  до  $60^\circ\text{--}90^\circ$  приводит к образованию двух кольцевых зон бокового облучения, увеличению длины освещаемой области на стенке канала и общему сокращению длины пути лучей в среде внутри канала. Дальнейшее увеличение  $2\gamma$  до  $120^\circ$  приводит к уменьшению облучаемой площади; выходной пучок в равных долях проходит через боковую цилиндрическую поверхность наконечника и в прямом направлении. Полученные результаты показывают, что  $2\gamma = 60^\circ$  обеспечивает лучшее сочетание большой площади освещения, что наиболее эффективно предотвращает перегрев во время экспозиции, а также обеспечивает поглощение энергии стенкой канала за счет короткой длины пути прохождения лучей. При этом длина облучаемой области канала  $S \approx 4 \text{ mm}$ . Такая конфигурация облучателя оптимальна для воздействия на ткани канала путем прямого поглощения излучения его стенками.

Количественную оценку общей площади высвечивания производили по установленному порогу в  $0.2$  для  $I_T$ . Общая площадь излучающей поверхности облучателя с конической выемкой  $2\gamma = 60^\circ$  составляет  $\sim 4.4 \text{ mm}^2$ . Для облучателя со сферической выемкой  $r = 0.35 \text{ mm}$  площадь светящейся поверхности  $1.2 \text{ mm}^2$ . Для практического использования также проведена оценка снижения интегрального потока энергии, достигающей внутренней поверхности канала при увеличении диаметра просвета канала (рис. 3). Эти значения также зависят от сложной формы выходного пучка, характера анизотропного рассеяния и поглощающих свойств жидкости внутри канала. Полученные зависимости помогают выбрать соответствующую дозу облучения, экспозицию и скорость работы инструмента.

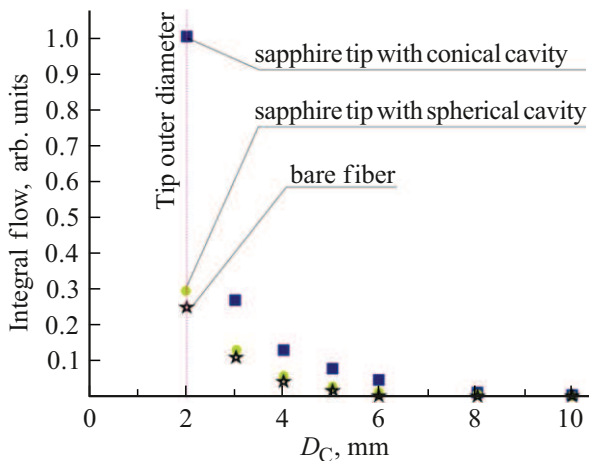
Для рассматриваемой длины волны  $\gamma = 1.064 \mu\text{m}$  в канале диаметром  $6 \text{ mm}$ , заполненным кровью, только несколько процентов потока энергии достигает стенок. Тем не менее количество энергии, направляемой волокном, размещенным в сапфировом наконечнике с



**Рис. 2.** Результаты моделирования преобразования гауссова пучка одной и той же расходимости насадками с выемкой в форме полусферы и с конической выемкой: (а) схема облучателя и обозначения моделирования, (б) и (с) продольное распределение интенсивности излучения на стенке канала диаметром 5 мм и поперечное распределение в плоскости анализа для облучателя со сферической выемкой, (д) и (е) то же для облучателя с конической формой выемки при разных значениях угла конуса и сферичности отражающих выемок, во всех случаях положение плоскости анализа  $I_{a\ pl} = 0.5$  мм.

конусной выемкой, выше, чем у одиночного торцевого волокна с числовой апертурой  $NA = 0.22$ . Последнее,

так же как и облучатель со сферической выемкой, обеспечивает световой поток в канале диаметром 4 мм,



**Рис. 3.** Снижение интегрального потока через стенку канала, заполненного кровью, при увеличении диаметра канала для облучателя с конической выемкой  $2\gamma = 60^\circ$  (■), со сферической выемкой  $r = 0.35 \text{ mm}$  (○) и для одиночного волокна  $\text{NA} = 0.22$  (★).

который не превышает 1% от излучаемого потока. У облучателя с наконечником  $2\gamma = 60^\circ$  при большом просвете канала две части выходного луча, как упоминалось выше, накладываются друг на друга на стенке, образуя довольно однородную и вытянутую освещенную область, протяженность которой плавно возрастает с увеличением диаметра облучаемого канала.

### Облучение фрагментов тканей естественных каналов печени

Работа предлагаемых сапфировых наконечников проверялась в экспериментах со свежими образцами свиной печени *ex vivo*, в которой объем коагулированной ткани визуально отличается от объема некоагулированной ткани, что удобно для оценки площадей воздействия. В этой работе мы рассмотрели статический режим воздействия, когда положение наконечника оставалось постоянным. На практике также часто применяется динамическое облучение с перемещением (оттягиванием) облучателя либо с постоянной скоростью, либо с пошаговой аппликацией. При выборе рабочего диапазона мощности лазера мы учитывали ряд факторов, основанных на результатах предварительных экспериментов. Было установлено, что коагуляция образцов печени начинается для 30-секундной экспозиции при плотности мощности  $1\text{--}2 \text{ W/mm}^2$ . Следовательно, при полученных ранее значениях высвечивания около  $4.5 \text{ mm}^2$  и  $1.2 \text{ mm}^2$  для облучателей с конической и сферической выемками диапазон минимальной мощности непрерывного лазерного воздействия находится в пределах  $4.5\text{--}9.0$  и  $1.2\text{--}2.4 \text{ W}$  соответственно. Далее, когда сапфировый наконечник находится в непосредственном контакте с тканью, теплотрансфер внутри ткани и между неохлаждаемым наконечником и прилегающей тканью способствует локаль-

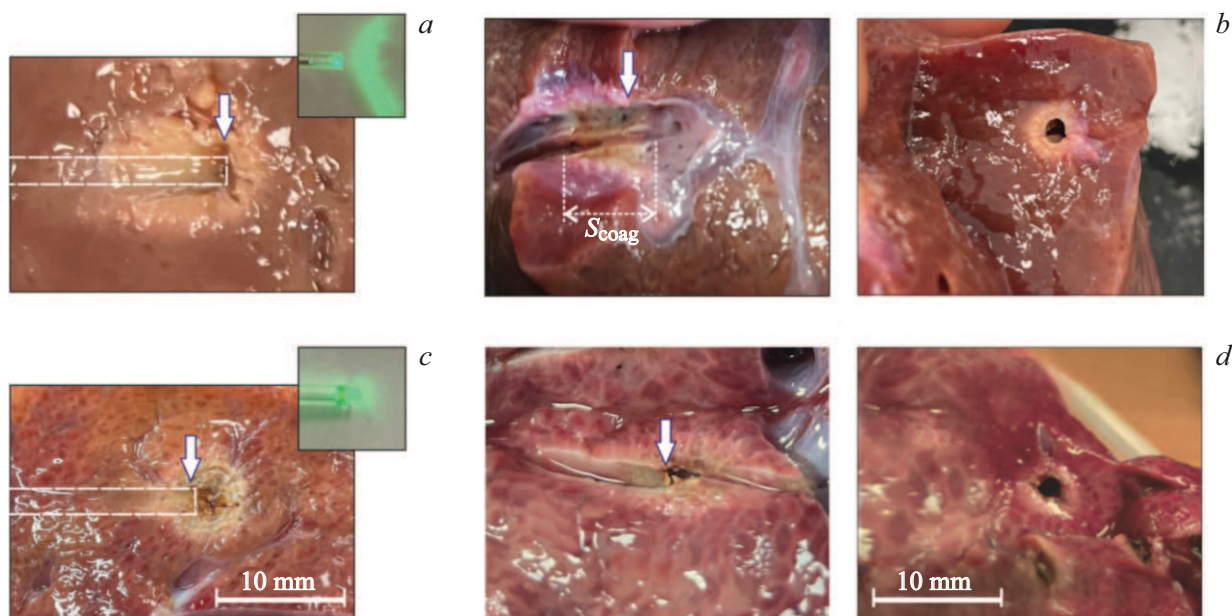
ному повышению температуры [28]. Этот факт снижает минимальный уровень мощности, необходимый для получения объема трубчатой коагулированной ткани. Наконец, были установлены рабочие диапазоны мощности  $6\text{--}10 \text{ W}$  (коническая выемка) и  $2\text{--}6 \text{ W}$  (сферическая выемка) для двух типов наконечников для статического режима.

Характерные изображения образцов тканей после воздействия лазера в течение 30 с показаны на рис. 4. Первая часть экспериментов состояла в коагуляции паренхимы печени слегка прижатым боковой поверхностью облучателем. Для предотвращения высыхания печени ее поверхность орошалась водой. Объем коагулированной ткани увеличивался с увеличением мощности лазера за счет поглощения излучения, а при высокой мощности коагуляция возникала также из-за перегрева неизлучающей части сапфирового наконечника. Более того, 30-секундная экспозиция при использованной мощности выше  $6 \text{ W}$  приводила к появлению серого слоя частично карбонизированной ткани. Несмотря на то, что температура ткани, прилегающей к наконечнику, спустя несколько секунд и до конца аппликации превышает  $100^\circ\text{C}$ , вызывая ее обезвоживание и обугливание, резкого повышения температуры наконечника во время формирования черного поглощающего слоя не происходит.

Для облучателя с конической выемкой с преимущественно боковой диаграммой направленности в результате воздействия излучением мощностью  $10 \text{ W}$  в течение 30 с обугленные участки проявляются в виде рассеянных включений по всему объему ткани, не образуя локальных очагов лавинообразного поглощения (рис. 4, а). Область коагуляции и частичной карбонизации облучателя с конической выемкой имеет симметричную цилиндрическую форму с толщиной около  $2.0\text{--}2.4 \text{ mm}$  при воздействии  $14\text{--}16 \text{ J/mm}^2$ . В частности, коагуляция начинается при  $11.8 \text{ J/mm}^2$ , а карбонизация — при  $34.8 \text{ J/mm}^2$ .

Для облучателя со сферической выемкой, излучающего в прямом направлении, более явно определяется усыхание и начальная стадия карбонизации ткани уже при использовании излучения мощностью  $6 \text{ W}$  перед излучающим торцом (рис. 4, с), но при этом также не происходит перегрева наконечника. Таким образом, оба варианта наконечника более надежно обеспечивают сглаженный рост температуры в широком диапазоне мощности излучения и обеспечивают равномерную теплоотдачу. Кроме того, наблюдаемое образование участков обугленной ткани при определенных условиях воздействия не сопровождается каким-либо повреждением наконечника. Это подтверждает способность инструментов выдерживать жесткие условия эксплуатации, такие как повышение температуры ткани выше  $240^\circ\text{C}$ , и подчеркивает его преимущества для практического применения, в частности долговечность и термостойкость.

Для экспериментального подтверждения способности предлагаемого сапфирового наконечника коагулировать



**Рис. 4.** Коагуляция фрагментов печени с использованием сапфировых наконечников двух типов в статичном режиме: (а) коагулированная паренхима печени после облучения прижатым боковой поверхностью наконечником с конической выемкой и (b) коагулированная при мощности излучения 10 W стенка венозного сосуда печени, наполненного водой: сечение вдоль оси облучателя и в поперечном направлении в плоскости окончания наконечника со сферической выемкой; (c) и (d) — то же для наконечника со сферической выемкой при мощности излучения 6 W. Начальный диаметр канала 5 mm, непрерывное лазерное излучение ( $\gamma = 1.064 \mu\text{m}$ ) в течение 30 s, стрелками указано положение торца наконечника.

естественные каналы были использованы образцы печени с трубчатыми отверстиями, относящимися к сосудистой системе. Для заполнения каналов печени водой образцы перед облучением полностью погружались в дистиллированную воду при комнатной температуре. В течение 30 s при мощности лазера 6 W (сферическая выемка) и 10 W (коническая выемка) было проведено облучение разных каналов с диаметром просвета от 3.5 до 8.0 mm, при неподвижном положении наконечника в сосуде.

Характер течения лазерной коагуляции для двух типов наконечников принципиально отличается. Для наконечника с конической выемкой результирующий объем коагулированной ткани распределен вдоль канала (рис. 4, b). Лазерная коагуляция в этом случае приводит к сужению канала в области воздействия, следовательно, диаметр просвета канала уменьшается по сравнению с первоначальным значением. Этот эффект используется для лечения варикозного расширения вен и был продемонстрирован в эксперименте. В каналах с  $D_C \leq 5 \text{ mm}$  после завершения воздействия коагулированная ткань охватывает наконечник, в результате чего просвет составляет 2 mm. Каналы с большим  $D_C$  не сжимались полностью после коагуляции, оставляя водный зазор между стенкой канала и поверхностью сапфира. В этом случае радиальное распределение коагулированной области существенно отличалось из-за ошибки позиционирования наконечника внутри канала. Однако значительного повреждения тканей, вызванного

перегревом в местах неправильного расположения, не наблюдалось.

Для наконечника со сферической выемкой происходит более интенсивное поглощение излучения в ограниченном объеме просвета канала перед наконечником, вода в нем закипает через несколько секунд после начала облучения. После этого происходит коагуляция и карбонизация тканей этого участка канала, а просвет канала существенно уменьшается. Поперечное сечение области коагуляции показывает, что она происходит на меньшую глубину из-за наличия более выраженного карбонизированного слоя, поглощающего излучение (рис. 4, d).

## Обсуждение

Рассмотрены наконечники облучателей в форме сапфировых капилляров с осевой отражающей полостью, которые могут быть использованы для контактной и внутритканевой лазерной терапии и хирургии. Методы выращивания позволяют получать форму сапфирового оптического элемента, готовую к использованию без какой-либо механической обработки, что сохраняет прочность и инертность контактной насадки облучателя при повышенных температурах.

При работе с обычным кварцевым волокном наконечник, в зависимости от формы осевой выемки, создает кольцевой пучок или диффузно рассеянное в направлении вперед световое поле, которые могут быть использованы на практике для облучения различных

естественных каналов в живых тканях для целей лазерной терапии. Кольцевой пучок формируется за счет сочетания вогнутого полусферического дна внутреннего капиллярного канала и осевой конической полости. Такая геометрия полностью гарантирует отсутствие прямых осевых лучей и более эффективное радиальное перераспределение излучения источника, таким образом, данный наконечник подходит для обработки стенок канала без их полного схлопывания.

Диффузно рассеянное излучение перед передним торцом наконечника формируется в рассеивающей среде за счет сочетания изогнутого полусферического дна внутреннего капиллярного канала и осевой полости в форме встречной сферической поверхности. Такое распределение делает перспективными дальнейшие исследования по использованию этого наконечника в более длинноволновом диапазоне длин волн лазерного излучения с использованием концепции „heat-pipe“. Наконечники с полостью, имеющие сферичность отражающей выемки 0.5–1, будут больше подходить для эндоваскулярной лазерной коагуляции вен с их полным склерозированием.

В отличие от кварц-полимерных волноводов с модифицированными дистальными концами волокон или рассеивающими оболочками предлагаемые сапфировые наконечники имеют достаточно простую конструкцию и сохраняют свои свойства в широком диапазоне мощности применяемого лазерного излучения благодаря стабильности материала. Высокая теплопроводность сапфира также позволяет эффективно выравнивать температуру в тканях за счет перераспределения тепла внутри наконечника. Исследование статического режима применения наконечника показало медленное повышение температуры внутри ткани и на поверхности сапфира. Такая динамика температуры предотвращает быструю карбонизацию тканей при контакте с наконечником и, таким образом, сводит к минимуму их чрезмерное повреждение.

В будущем необходимо провести детальные исследования сапфирового наконечника, чтобы количественно охарактеризовать его эффективность. Дальнейшие исследования должны быть проведены с тканями *in vivo*, что поможет учесть естественные тепловые эффекты, вызванные собственной температурой ткани и перфузией крови, и проанализировать фактические характеристики сапфирового наконечника в реальных условиях.

## Заключение

В лазерной медицине по-прежнему не решена проблема световодов и облучателей для лазерной хирургии, реконструкции каналов, абляции вен и др., работающих в агрессивных средах при экстремально высоких температурах. Для решения этих задач предложены оригинальные сапфировые облучатели, позволяющие управлять формой светового кольцевого распределения за счет применения осевой выемки.

Описаны приемы изготовления оптических сапфировых насадок, не требующих дополнительной механической обработки, с осевыми отражающими элементами формы. Путем статистического моделирования рассмотрены возможности формирования выходных кольцевых и локально рассеянных пучков для облучения каналов, а также проведена экспериментальная апробация облучателей двух типов на образцах тканей. Показана перспективность использования облучателей предложенной формы для коагуляции каналов и сосудов, а также реканализации с образованием непрерывного коагулированного слоя.

Оба типа облучателя могут найти применение в методах лазерной хирургии и коррекции каналов и сосудов, используемых как в открытых, так и в эндоскопических операциях, в урологии, гинекологии, гепатологии, флебологии и др. Возможность варьирования в широких пределах диаграммы направленности и площадей высвечивания лазерного излучения делает возможным разработку на их основе специальных световодов под конкретные задачи.

## Финансирование работы

Работа выполнена в рамках государственного задания Минобрнауки России для ИФТТ РАН.

## Конфликт интересов

Авторы заявляют, что у них нет конфликтов интересов.

## Список литературы

- [1] R. Zipper, G. Lamvu. *J. Comp. Eff. Res.*, **11** (11), **843** (2022). DOI: 10.2217/ceer-2021-0281
- [2] M. Gambacciani, S. Palacios. *Maturitas*, **99**, 10 (2017). DOI: 10.1016/j.maturitas.2017.01.012
- [3] C. Orgain, V. Rothholtz, B.J.F. Wong. *Lasers in Dermatology and Medicine*, ed. by K. Nouri (Springer, Cham, 2018), ch. 5. DOI: 10.1007/978-3-319-76220-3\_5
- [4] C. Zhang, W. Lyu, P. Qiu, C. Zhang, X. Zhao, X. Wang, B. He, B. Fu, X. Ji. *Lasers Med. Sci.*, **39** (1), 18 (2023). DOI: 10.1007/s10103-023-03964-2
- [5] M. Venermo, J. Saarinen, E. Eskelinen, S. Vähäaho, E. Saarinen, M. Railo, I. Uurto, J. Salenius, A. Albäck. *Br. J. Surg.*, **103** (11), 1438 (2016). DOI: 10.1002/bjs.10260
- [6] L. Sachelarie, R. Cristea, E. Burlui, L.L. Hurjui. *Dent. J. (Basel)*, **12** (12), 420 (2024). DOI: 10.3390/dj12120420
- [7] C.A. Cowpland, A.L. Cleese, M.S. Whiteley. *Phlebology*, **32** (5), 299 (2016). DOI: 10.1177/0268355516648067
- [8] I. Golbasi, C. Turkay, O. Erbasan, C. Kemaloglu, S. Sanli, M. Turkay, Ö. Bayezid. *Lasers Med. Sci.*, **30**, 103 (2015). DOI: 10.1007/s10103-014-1626-0
- [9] N.Yu. Ignatieva, O.L. Zakharkina, C.V. Masayshvili, S.V. Maximov, V.N. Bagratashvili, V.V. Lunin. *Lasers Med. Sci.*, **32**, 1105 (2017). DOI: 10.1007/s10103-017-2214-x

- [10] S.S. Srivatsa, S. Chung, V. Sidhu. *J. Vasc. Surg. Venous Lymphat. Disord.*, **7** (1), 90 (2019). DOI: 10.1016/j.jvsv.2018.07.018
- [11] L. Navarro, R.J. Min, C. Bone. *Dermatol. Surg.*, **27** (2), 117 (2001). DOI: 10.1046/j.1524-4725.2001.00134.x
- [12] T. Stokbroekx, A. de Boer, R.M. Verdaasdonk, M.E. Vuylsteke, S.R. Mordon. *Lasers Med. Sci.*, **29**, 501 (2014). DOI: 10.1007/s10103-013-1475-2
- [13] В. Нойбергер. Патент РФ 2506921 С2 20.02.2014. Оpubл. Бюл. №5.
- [14] M.E. Vuylsteke, S. Thomis, P. Mahieu, S. Mordon, I. Fourneau. *Eur. J. Vasc. Endovasc. Surg.*, **44** (6), 587 (2012). DOI: 10.1016/j.ejvs.2012.09.003
- [15] A. Cavallini, D. Marcer, S.F. Ruffino. *Ann. Vasc. Surg.*, **28** (3), 686 (2014). DOI: 10.1016/j.avsg.2013.06.033
- [16] V.G. Truong, V.N. Tran, J. Hwang, H.W. Kang. *Biomed. Opt. Express*, **9** (7), 3037 (2018). DOI: 10.1364/BOE.9.003037
- [17] M. Ahn, Y.G. Chae, J. Hwang, Y.C. Ahn, H.W. Kang. *J. Biophotonics*, **10** (8), 997 (2017). DOI: 10.1002/jbio.201500331
- [18] B.C. Disselhoff, A.I. Rem, R.M. Verdaasdonk, D.J. Kinderen, F.L. Moll. *Phlebology*, **23** (2), 69 (2008). DOI: 10.1258/phleb.2007.007038
- [19] T.M. Proebstle, H.A. Lehr, A. Kargl, C. Espinola-Klein, W. Rother, S. Bethge, J. Knop. *J. Vasc. Surg.*, **35** (4), 729 (2002). DOI: 10.1067/mva.2002.121132
- [20] G.M. Katyba, K.I. Zaytsev, I.N. Dolganova, I.A. Shikunova, N.V. Chernomyrdin, S.O. Yurchenko, G.A. Komandin, I.V. Reshetov, V.V. Nesvizhevsky, V.N. Kurlov. *Prog. Cryst. Growth Charact. Mater.*, **64** (4), 133 (2018). DOI: 10.1016/j.pcrysgrow.2018.10.002
- [21] I.A. Shikunova, D.O. Stryukov, Yu.N. Zubareva, A.S. Kucheryavenko, V.N. Kurlov, I.N. Dolganova. *J. Biomed. Photonics Eng.*, **10** (4), 40315 (2024). DOI: 10.18287/JBPE24.10.040315
- [22] I.N. Dolganova, I.A. Shikunova, A.K. Zotov, M.A. Shchedrina, I.V. Reshetov, K.I. Zaytsev, V.V. Tuchin, V.N. Kurlov. *J. Biophotonics*, **13** (10), e202000164 (2020). DOI: 10.1002/jbio.202000164
- [23] I.N. Dolganova, I.A. Shikunova, G.M. Katyba, A.K. Zotov, E.E. Mukhina, M.A. Shchedrina, V.V. Tuchin, K.I. Zaytsev, V.N. Kurlov. *J. Biomed. Opt.*, **24** (12), 128001 (2019). DOI: 10.1117/1.JBO.24.12.128001
- [24] H.E. LaBelle, Jr. *J. Cryst. Growth*, **50**, 8 (1980). DOI: 10.1016/0022-0248(80)90226-2
- [25] P.I. Antonov, V.N. Kurlov. *Crystallography Reports*, **47**, Suppl. 1, S43 (2002). DOI: 10.1134/1.1529958
- [26] В.А. Бородин, Т.А. Стериополо, В.А. Татарченко. *Рост кристаллов* (Наука, М., 1986), т.15, с. 170.
- [27] V.N. Kurlov. *J. Cryst. Growth*, **179**, 168 (1997). DOI: 10.1016/S0022-0248(97)00110-3
- [28] W.S.J. Malskat, A.A. Poluektova, W.M. Van Der Geld, H.A.M. Neumann, R.A. Weiss, C.M.A. Buijninx, M.J.C. van Gemert. *Las. in Med. Sci.*, **29** (2), 393 (2013). DOI: 10.1007/s10103-013-1480-5