

## Получение сапфировых капилляров для световодов лазерной медицины

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

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 11.12.2024 г.

В окончательной редакции 12.12.2024 г.

Принята к публикации 12.12.2024 г.

Для внутритканевой лазерной терапии и хирургии разработаны облучатели на основе сапфировых игловых капилляров, представляющие собой тонкие кристаллические трубки с монолитным игловым окончанием на рабочем торце. Рассмотрено влияние различных факторов процесса выращивания закрытых капилляров на возможность управления геометрией переходного участка — формой дна канала. Оценено изменение параметров пучка излучения, проходящего через облучатель с игловым окончанием, в зависимости от геометрии переходного участка. Показано формирование частично коллимированного или сфокусированного пучка, распространяющегося от окончания иглы в объем ткани при коническом монолитном окончании. Показано, что для увеличения разрешающей способности устройств на основе сапфировых элементов с закрытыми капиллярными каналами необходим контроль на микромасштабном уровне формы и качества рабочих поверхностей облучателя.

**Ключевые слова:** Профилированные кристаллы сапфира, метод EFG/Степанова, волоконно-оптические инструменты, лазер-индуцированная термотерапия, фотодинамическая терапия, фокусировка.

DOI: 10.61011/OS.2025.05.60783.18-25

### Введение

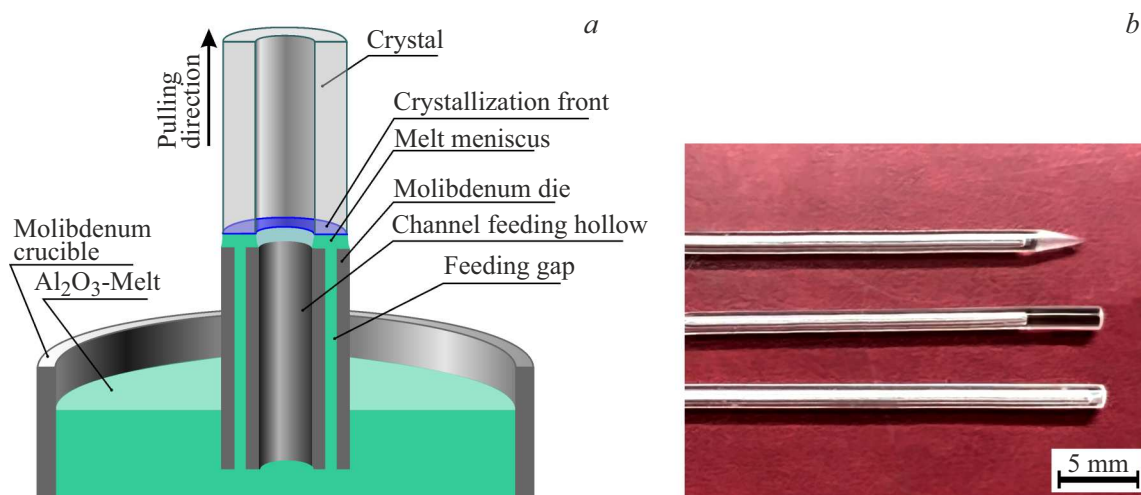
Сапфир благодаря уникальному сочетанию его физико-химических свойств широко применяется как оптический материал для изготовления изделий, устойчивых к комплексным воздействиям [1–3]. Лазерная терапия и хирургия с помощью оптических элементов из сапфира сопровождается комбинированным физическим воздействием на ткани или непрерывным мониторингом их параметров всеми доступными оптическими методами [4].

В лазерной медицине и биофотонике для передачи широкополосного или лазерного излучения, как правило, используются кварцевые волоконные световоды [5]. Сапфировые контактные элементы могут использоваться в волоконных световодах в виде концевых насадок различной формы, осуществляющих фокусировку или рассеяние излучения, преобразование пучка в боковой, кольцевой и др. [6,7]. Сапфировые элементы также могут иметь внутри себя закрытые с одной стороны продольные каналы, использующиеся для размещения кварцевых волоконных световодов различного назначения [8]. Защищенные от контакта с тканью дистальные концы волокон могут быть подведены непосредственно к объекту воздействия, при этом сапфировый элемент формирует требуемое распределение излучения в злокачественных новообразованиях различной нозологии и локализации. В качестве примера таких устройств можно привести сапфировые внутритканевые облучатели с микрофокусировкой [9,10], сапфировый скальпель

с определением границы опухоли [11,12], нейрозонд для аспирации глиальных опухолей с флуоресцентной диагностикой [13], сапфировые криоаппликаторы с возможностью определения оптическими методами глубины промерзания биоткани непосредственно в процессе криодеструкции [14–17], сапфировый терагерцовый эндоскоп [18], нейропорт для фототерапии [19].

В рассматриваемых устройствах пучки диагностического или воздействующего излучения, доставляемого кварцевым волокном с плоским торцом, первично проходят границу раздела „воздух–сапфир“ на участке перехода с трубчатой части капилляра к монолитной (в дальнейшем для простоты его будем называть дном канала). Высокая прозрачность, малое количество дефектов и гладкость ростовой поверхности кристалла позволяют пропускать излучение через эту поверхность с низкими потерями. Неизученным при этом остается формирование ее кривизны, которая возникает в большинстве случаев.

На данный момент существует необходимость в исследовании процесса формирования дна каналов. Это также актуально в связи с тенденцией уменьшения габаритов самих облучателей и объектов, подвергающихся облучению, когда малое отклонение формы каждой поверхности может ощутимо влиять на результирующее распределение излучения. Решение этого вопроса позволит обоснованно улучшать характеристики разрабатываемых облучателей, а также разрабатывать инструменты для новых областей лазерной медицины и биофотоники. Целью настоящей работы являлось исследование



**Рис. 1.** (а) Схема выращивания сапфирового капилляра из расплава методом EFG/Степанова; (б) фотография закрытых с одного конца сапфировых капилляров.

дование процесса выращивания сапфировых капилляров с возможностью управления геометрией дна канала. В качестве объектов исследования выбраны два типа игловых капилляров: диаметром 2 mm с диаметром канала 0.7 mm и диаметром 1.6 mm с диаметром канала 1 mm. Показана зависимость изменения параметров пучка с увеличением кривизны дна канала для распространенной конической формы монолитной части сапфирового иглового капилляра.

### Выращивание из расплава сапфировых капилляров переменного сечения

Для выращивания из расплава профилированных кристаллов сапфира с протяженными капиллярными каналами использовался метод EFG (*edge-defined, film-fed growth*) [20–23], базирующийся на концепции А.В. Степанова [24]. Форма поперечного сечения выращиваемого кристалла задается формой тонкого слоя расплава (мениска), заключенного между верхней торцевой поверхностью формообразователя и фронтом кристаллизации. Расплав оксида алюминия поступает из тигля к рабочей кромке смачиваемого молибденового формообразователя через расположенный в нем кольцевой канал за счет капиллярных сил, рис. 1, а.

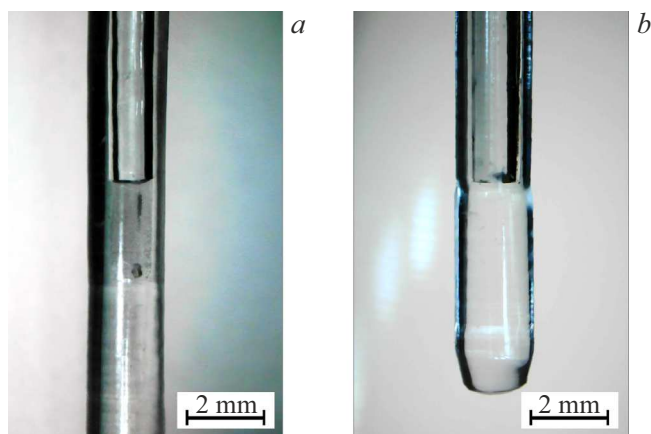
Для возможности изменения профиля поперечного сечения кристаллов (закрывания или открывания канала) были разработаны различные варианты конструкций молибденового формообразователя, позволяющие достигнуть оптимального распределения температуры в зоне кристаллизации. Для формирования и поддержания размера канала использовались дополнительные возможности изменения давления над каналом образующим отверстием формообразователя, что позволило контролировать не только закрывание, но и повторное формирование канала в кристалле.

Выращивание сапфировых капилляров проводилось на установке индукционного нагрева НИКА, снабженной высокочувствительным датчиком веса кристалла. Для контроля поперечного сечения сапфирового капилляра и состояния фронта кристаллизации использовалась автоматическая система управления с использованием датчика веса, принципы которой описаны в [25].

В качестве исходной шихты использовались кристаллы сапфира, выращенные методом Вернейля. Сапфировые капилляры (рис. 1, б) выращивались в кристаллографическом направлении [0001] в защитной атмосфере аргона под давлением 1.0–1.3 atm., скорость вытягивания варьировалась в диапазоне 50–150 mm/h. Длина сапфировых капилляров составляла 150–200 mm. В некоторых случаях выращивались кристаллы меньшей длины (10–30 mm) с несколькими циклами переходов с трубчатой части на монолитную и обратно.

Для получения сапфирового капилляра с низким уровнем дефектов требуется поддерживать относительно большую высоту мениска расплава на его внешнем диаметре при условии зацепления мениска за кромки формообразователя. С другой стороны, для формирования и поддержания в мениске и на фронте кристаллизации заданного размера поперечного сечения канала необходимо смещать тепловые условия на фронте кристаллизации в область переохлаждения, при которых высота мениска расплава имеет минимальное значение. Необходимость в этом связана с предотвращением схлопывания канала из-за возрастания лапласова давления в мениске расплава при уменьшении искривленности поверхности мениска (уменьшении диаметра канала) и увеличении высоты мениска.

Для перехода от трубчатой части капилляра к монолитной использовалось несколько подходов. В случае выращивания капилляров с малым ( $\leq 0.7$  mm) диаметром канала использовалось повышение скорости вытя-



**Рис. 2.** (а) Формирование объемных дефектов при закрывании канала спонтанной кристаллизацией расплава, (б) область перехода после сплавления дефектного фрагмента с последующим выращиванием стержня.

гивания и/или температуры в зоне кристаллизации, что приводило к увеличению высоты мениска расплава с последующим закрыванием канала в капилляре. После перехода на монолитную часть скорость вытягивания снижалась для получения в ней оптически прозрачной зоны с низким содержанием дефектов. Для изменения поперечного сечения в случае выращивания тонкостенного капилляра или капилляра с диаметром канала  $> 0.7$  mm повышение температуры проводилось после остановки перемещения кристалла, что приводило к увеличению высоты и объема мениска расплава и, как следствие, схлопыванию канала. Дальнейшее выращивание монолитной части также проводилось при малой скорости вытягивания.

В качестве другого варианта образования перехода с трубчатой части капилляра на монолитную использовалось быстрое перемещение вверх тигля с расплавом. При уменьшении расстояния между уровнем рабочих кромок формообразователя и поверхностью расплава в тигле изменяется модуль внешнего статического давления в мениске, что приводит к увеличению высоты и объема мениска расплава с последующим закрыванием канала.

Также в качестве альтернативного варианта использовался быстрый отрыв капилляра от формообразователя, в результате которого под действием капиллярных сил часть объема мениска расплава поднималась на определенную высоту в канал кристалла и кристаллизовалась в нём. Следствием спонтанной кристаллизации расплава в канале сапфирового капилляра является, как правило, формирование пор и полостей, где поперечный размер включений может достигать диаметра сечения самого канала, рис. 2, а. Для получения бездефектной монолитной части кристалла производится сплавление его дефектного фрагмента с последующим выращива-

нием стержня необходимой длины при малой скорости, рис. 2, б.

Для получения высококачественных закрытых с одного конца капилляров предпочтительно осуществление переходов формы „капилляр–стержень“. Наиболее часто производится затравливание и разращивание капилляра, его выращивание в стационарном режиме, схлопывание канала любым удобным способом и формирование монолитной части необходимой длины. На рис.3 показан капилляр с повторным формированием канала. Переход с монолитной части капилляра на трубчатую на нижней части фотографии происходит за счет понижения температуры в зоне кристаллизации.

### Геометрия дна закрытых каналов в сапфировых капиллярах

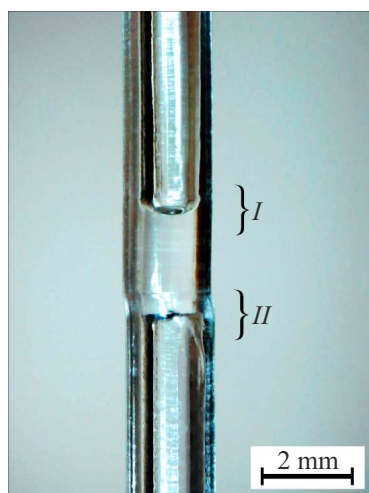
В настоящей работе мы рассмотрели два типоразмера капилляров с внешним диаметром  $D = 1.6$  mm и диаметром канала  $d_c = 1.0$  mm (общее количество переходов формы 27, из них 14 — открывание канала и 13 — схлопывание) и с внешним диаметром  $D = 2.0$  mm и диаметром канала  $d_c = 0.7$  mm (общее количество переходов формы 119, из них 51 — формирование канала и 68 — схлопывание). Первый можно отнести к тонкостенным капиллярам  $\frac{s}{D} < (\frac{1}{5} \dots \frac{1}{4})$ , второй к капиллярам с толстой стенкой  $\frac{s}{D} > (\frac{4}{10} \dots \frac{3}{10})$ , где  $s$  — толщина стенки капилляра. Для каждого типоразмера образцы разбивались по группам по способу осуществления перехода формы. Форма дна каналов оценивалась отдельно для случаев открывания и закрывания.

Как в процессе выращивания при наблюдении фронта кристаллизации через оптическую систему, так и в отожженных кристаллических заготовках через прозрачную стенку кристалла хорошо видны переходы формы. При этом из-за высокого показателя преломления сапфира видимый поперечный размер канала в 1.88 раз превышает его реальный размер. Продольные размеры элементов, включая стрелку прогиба поверхности дна закрытого капиллярного канала  $a_{sph}$ , при этом не испытывают искажений. На различных образцах продольных срезов капилляров малого сечения с переходом формы определено, что дно канала во всех случаях имеет правильную форму тела вращения, при этом она может быть описана, как сферическая с радиусом кривизны  $r$ . Для известного диаметра канала радиус кривизны дна канала определяется по измеренному размеру  $a_{sph}$ , рис. 4.

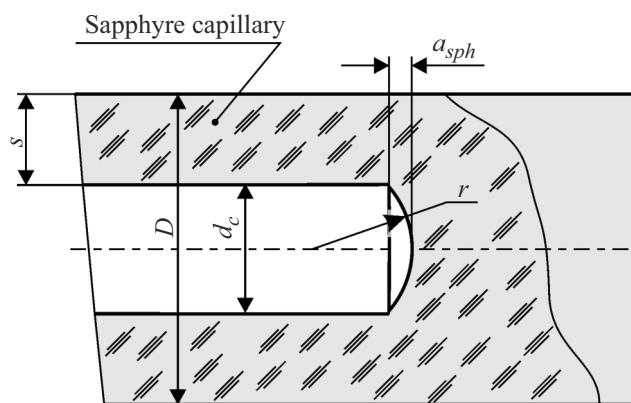
Для образцов, полученных разным способом осуществления переходов, в случае формирования дна канала со сферичностью не отмечено заметной разницы в ее величине, поэтому средние значения оценивались по всей группе капилляров с разбиением на переходы „стержень–капилляр“ и „капилляр–стержень“ (открывание и схлопывание канала соответственно). Случаи, когда формируются плоские торцы (кривизна при этом

Среднее значение степени искривленности дна канала  $\rho = d_c/2r$  для двух типов капилляров

| № | $D$ ,<br>mm | $d_c$ ,<br>mm | Степень искривленности дна<br>канала при открывании канала | Степень искривленности дна<br>канала при схлопывании канала |
|---|-------------|---------------|------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------|
| 1 | 1.6         | 1.0           | $0.86 \pm 0.16$                                            | $0.88 \pm 0.23$                                             |
| 2 | 2.0         | 0.7           | $0.75 \pm 0.02$                                            | $0.77 \pm 0.05$                                             |



**Рис. 3.** Переход от капилляра к стержню *I* (схлопывание) и формирование канала *II* изменением температуры в зоне кристаллизации.



**Рис. 4.** Схема закрытого капилляра.

имеет большие значения и соответственно может быть оценена со значительной погрешностью), рассматривались отдельно, при этом частота их появления для того или иного способа формообразования различна.

По данным измерений образцов капилляров двух типоразмеров средняя степень искривленности торцов (отношение радиуса канала к радиусу кривизны дна) составляет 0.75–0.88 (таблица). Искривленность торцов близка к единице, т.е. в среднем форма поверхности близка к полусфере. При схлопывании канала она искривлена несколько больше, чем при открывании. Для

тонкостенного капилляра средняя степень искривленности дна меньше, чем в случае капилляра с толстой стенкой.

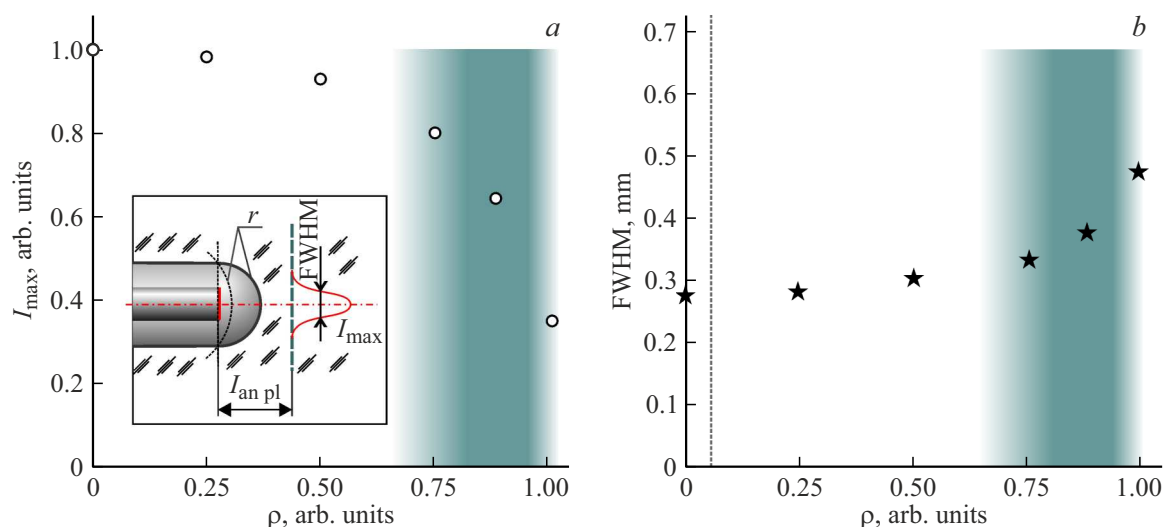
Среднее значение кривизны дна канала диаметром 700  $\mu\text{m}$  составило 480  $\mu\text{m}$ , таким образом, эта поверхность в большинстве случаев является существенно вогнутой. Это необходимо учитывать при использовании дна канала „*as-grown*“ в качестве оптической границы раздела воздух–сапфир на пути распространяющегося излучения как в прямом направлении, так и в обратном.

### Преобразование оптических пучков сапфировыми капиллярными иглами с различной геометрией дна каналов

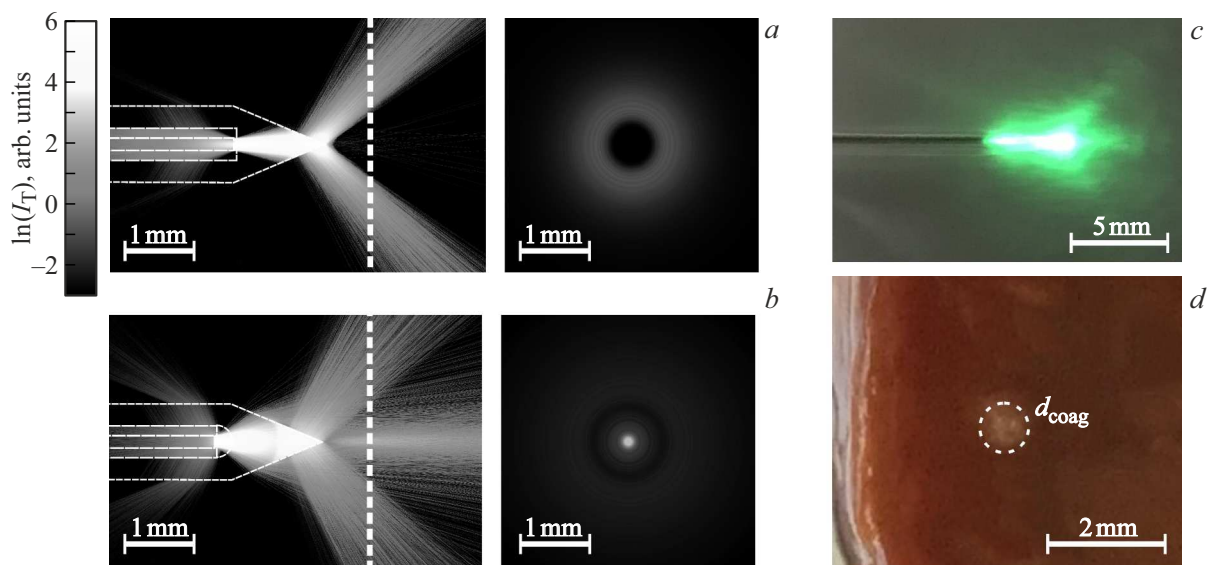
Выявленная искривленная форма дна канала представляет собой полусферу или довольно выпуклый торец канала. Очевидно, что при высоком показателе преломления сапфира пучок излучения, выходящий из кварцевого световода и проходящий границу раздела с такой кривизной, будет далее следовать с увеличенной расходимостью. Путем численного моделирования для отдельных значений кривизны дна канала показано нелинейное уменьшение энергии максимума лазерного пучка (рис. 5, *a*) и размытие его пятна (рис. 5, *b*) по мере того, как форма дна канала меняется от плоской ( $r$  бесконечно велико) к полусферической форме ( $\rho = 1$ ). При этом для наиболее часто образующихся форм дна канала небольшие отклонения степени кривизны формы существенно влияют на параметры пучка. Несмотря на то, что облучатели с плоским внешним окончанием являются редко востребованными, тем не менее этот эффект должен быть учтен в устройствах, особенно при использовании их для диагностики с пространственным разрешением.

Наиболее распространенной геометрией окончания облучателя является конус, который позволяет получать высокую концентрацию световой энергии в малой окрестности окончания иглы. Направленность излучения в этом случае является кольцевой: пучок состоит из групп лучей, следующих под разными углами к оси облучателя, для которых последовательно нарушается условие полного внутреннего отражения. На рис. 6, *a* показано перераспределение излучения сапфировой иглой характерной формы с углом острия  $2\gamma = 50^\circ$  и плоским дном канала, работающей в комбинации с кварцевым волокном диаметром 200  $\mu\text{m}$  с апертурой  $2\omega = 40^\circ$ , по-





**Рис. 5.** Зависимость параметров лазерного пучка от степени искривленности дна канала  $\rho$  для капилляра с диаметром канала  $d_c = 0.7 \text{ mm}$  при использовании кварцевого волокна диаметром  $200 \mu\text{m}$  с угловой апертурой  $2\omega = 40^\circ$ : (a) изменение максимума энергии по оси  $I_{\max}$  (кружки), (b) изменение размера пятна по полувысоте гауссова пучка FWHM (звезды); расстояние от излучающего торца волокна до плоскости анализа  $L_{\text{an pl}} = 2 \text{ mm}$ , затемнением выделена область характерных значений  $\rho$ .



**Рис. 6.** (a) Численное моделирование методом Монте-Карло (программа TracePro) преобразования гауссова пучка, выходящего из волокна диаметром  $200 \mu\text{m}$  с числовой апертурой  $\text{NA} = 20^\circ$  вблизи плоского дна капиллярного канала сапфировой иглы, проходящего далее через окончание иглы с углом конуса  $2\gamma = 50^\circ$  и высвечиваемого в водную среду ( $n_b = 1.33$ ) без рассеяния, (b) аналогичное моделирование для дна канала полусферической формы, (c) фотография лазерного пучка в водной среде на выходе облучателя с частично коллимированным излучением, (d) область коагулированной ткани размером  $0.5\text{--}0.7 \text{ mm}$ , полученная на образце печени, погруженном в физраствор.

мешенной в водную среду. Именно высокий показатель преломления материала иглы ( $n_s = 1.76$ ) позволяет сохранить в оптически плотной среде описанное выше преобразование пучка. Появление и дальнейшее увеличение выпуклости дна канала в направлении конуса приводит к тому, что для крайних лучей в лазерном пучке перестает выполняться условие полного внутреннего отражения и часть излучения формирует коллимированный или

сфокусированный пучок, распространяющийся от кончика иглы вглубь среды. Поперечные размеры такой световой иглы составляют десятые доли миллиметра, рис. 6, b. На рис. 6, c показано распределение лазерного излучения на выходе аналогичной иглы в водной среде. Размер зоны коагулированной ткани, полученной под слоем физраствора, может не превышать  $0.5 \text{ mm}$  при удалении острия иглы от поверхности ткани на

0.8–1.0 mm, рис. 6, *d* (печень индейки *ex vivo*, облучение непрерывным лазерным излучением с длиной волны 1.06  $\mu\text{m}$ , мощностью 5 W в течение 30 s).

## Обсуждение

Сапфировые капиллярные облучатели являются уникальными инструментами для поверхностной и интритканевой лазерной терапии и хирургии. Они могут сочетаться с широким спектром источников излучения и волоконных световодов. При небольших поперечных размерах (внешний диаметр капилляра не более 2 mm) можно изготавливать такие облучатели с разной формой их рабочих окончаний для управления диаграммой направленности излучения. Кроме того, закрытый канал внутри иглы, который формируется в процессе выращивания кристалла, может обладать различной кривизной дна. Поскольку сапфир имеет высокий показатель преломления, даже небольшие изменения формы дна канала внутри иглы заметно изменяют распределение в результирующем пучке, когда нарушение полного внутреннего отражения для значительного количества крайних лучей в объеме монолитного конического наконечника приводит к появлению приосевых пучков. Это особенно заметно при работе облучателем, погруженным в оптически плотную среду, которыми являются все биологические среды. Результаты этого исследования показывают, что при получении закрытых капилляров методом EFG/Степанова в случае формирования выпуклого в направлении иглового окончания дна канала его форма близка к полусферической. По этой причине при использовании сапфировых игловых облучателей можно помимо кольцеобразных, диффузионных пучков формировать также в угловых распределениях частично коллимированные и сфокусированные пучки.

В микрофокусирующих облучателях с использованием концевых конусных насадок или заужений на кварцевом волокне направленность излучения с малой излучающей площади имеет диффузный характер. В нашем случае облучатель с игловым окончанием формирует распределение, часть излучения в котором распространяется в приосевом направлении с сохранением малого размера пятна на расстоянии нескольких миллиметров по оси, что представляет несомненный интерес. Это позволит использовать данные иглы для более эффективного локального воздействия, например, для коагуляции небольших метастазов и кист [26,27]. Точечная концентрация направленного излучения вблизи кончика иглы в водных растворах может быть применена для фотостимуляции [28–30]. Применение различных гелей, в том числе охлаждающих, может еще более ограничить в ткани область лазерно-индуцированного повреждения, в тех случаях, когда важно гарантировать сохранение окружающих интактных тканей. Тот же эффект локального воздействия может быть достигнут в тканях с низким рассеянием или полых органах.

Формирование и поддержание тонких каналов, а также контроль геометрии дна канала в сапфировых закрытых капиллярах сводится не только к оптимизации скоростей выращивания и температурных режимов в зоне кристаллизации, но и к использованию новых подходов к конструкции формообразующего устройства и системе контроля состояния фронта кристаллизации. Форма дна закрытого канала, близкая к полусфере, является наиболее распространенной для капилляров со средней и толстой относительно внешнего диаметра стенкой. Небольшие отклонения кривизны можно прогнозировать при выборе технологических параметров выращивания, включающих направление перехода, способа схлопывания канала при сохранении высококачественной монолитной и прилегающей капиллярной частей.

## Заключение

Проанализированы особенности методики выращивания из расплава сапфировых капилляров для поверхностной и интритканевой лазерной терапии и коагуляции. Исследован процесс формирования геометрии дна канала в сапфировых капиллярных облучателях и проведена оценка изменения формы пучка излучения при разной геометрии дна канала — от плоской до полусферической формы. Рассмотрены различные способы осуществления переходов формы при выращивании закрытых капилляров методом EFG/Степанова, оценена степень кривизны дна канала для двух типичных размеров применяемых в облучателях сапфировых капилляров. Выявлено, что даже незначительное изменение степени искривленности дна канала ощутимо изменяет расходимость выходного луча и характер излучения: диаграммы направленности могут существенно изменяться при разных комбинациях выпуклости канала и угла заточки конического окончания. Приведен частный случай геометрии иглы с полусферическим торцом канала, где пучок имеет узкую коллимированную часть и диффузное кольцеобразное распределение остального излучения. Этот облучатель можно использовать для локальной коагуляции тканей с размером зоны лазер индуцированной коагуляции не более 1 mm без риска карбонизации.

Результаты этой работы выявили необходимость учета геометрии дна канала внутри сапфировых капиллярных облучателей. Поиск технологических путей управления результирующей формой дна закрытого канала в процессе выращивания тонких капилляров методом EFG/Степанова является актуальной темой будущих исследований.

## Финансирование работы

Работа выполнена при поддержке Российского научного фонда (РНФ), проект № 24-29-00424.

## Конфликт интересов

Авторы заявляют, что у них нет конфликта интересов.

## Список литературы

- [1] V.N. Kurlov. *Encyclopedia of Materials: Science and Technology*, ed. by K. H. J. Buschow, R.W. Cahn, M.C. Flemings (Elsevier, 2001), p. 8259–8264. DOI: 10.1016/B0-08-043152-6/01478-9
- [2] E.R. Dobrovinskaya, L.A. Lytvynov, V. Pishchik. *Sapphire: Material, Manufacturing, Applications* (Springer-Verlag, N.Y., 2009). ISBN 978-0-387-85694-0. DOI: 10.1007/978-0-387-85695-7
- [3] V.A. Tatartchenko. *Bulk Crystal Growth of Electronic, Optical & Optoelectronic Materials*, ed. by P. Copper, S. Kasap, A. Willoughby (Wiley, 2005), p. 299–238. DOI: 10.1002/9780470012086.ch10
- [4] G. Katyba, K. Zaytsev, I. Dolganova, I. Shikunova, N. Chernomyrdin, S. Yurchenko, G. Komandin, I. Reshetov, V. Nesvizhevsky, V. Kurlov. *Prog. Cryst. Growth Charact. Mater.*, **64** (4), 133–151 (2018). DOI: 10.1016/j.pcrysgrow.2018.10.002
- [5] M.R. Hamblin, Y. Huang. *Handbook of Photomedicine* (CRC Press, Boca Raton, FL, 2013). DOI: 10.1201/b15582
- [6] P. Greve. *Applied laser medicine*. Ed. by H.P. Berlien, G.J. Müller (Springer, Berlin, 2003), p. 129–184. DOI: 10.1007/978-3-642-18979-1\_4
- [7] V. Knappe, A. Roggan, M. Glotz, M. Müller, J-P. Ritz, C-T. Germer, G. Mueller. *Med. Laser Appl.*, **16** (2), 73–80 (2001). DOI: 10.1078/1615-1615-00013
- [8] 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), 133–151 (2018). DOI: 10.1016/j.pcrysgrow.2018.10.002
- [9] 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
- [10] 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
- [11] I.N. Dolganova, D.A. Varvina, I.A. Shikunova, A.I. Alekseeva, P.A. Karalkin, M.R. Kuznetsov, P.V. Nikitin, A. K. Zotov, E.E. Mukhina, G.M. Katyba, K.I. Zaytsev, V.V. Tuchin, V.N. Kurlov. *Laser. Surg. Med.*, **54** (4), 611–622 (2021). DOI: 10.1002/lsm.23509
- [12] V.N. Kurlov, I.A. Shikunova, A.V. Ryabova, V.B. Loschenov. *Bulletin of the Russian Academy of Sciences: Physics*, **73** (10), 1341–1344 (2009). DOI: 10.3103/S1062873809100086
- [13] I.A. Shikunova, D.O. Stryukov, S.N. Rossolenko, A.M. Kiselev, V.N. Kurlov. *J. Cryst. Growth*, **457**, 265–269 (2017). DOI: 10.1016/j.jcrysgro.2016.08.062
- [14] I.N. Dolganova, A.K. Zotov, S.N. Rossolenko, I.A. Shikunova, S.L. Shikunov, K.B. Dolganov, K.I. Zaytsev, V.N. Kurlov. *Crystals*, **14** (4), 346 (2024). DOI: 10.3390/cryst14040346
- [15] I.A. Shikunova, I.N. Dolganova, A.A. Kuznetsov, E.E. Mukhina, L.P. Safonova, K.I. Zaytsev, V.N. Kurlov. *Cryobiology*, **92**, 278–279 (2020). DOI: 10.1016/j.cryobiol.2019.11.032
- [16] A.K. Zotov, A.V. Pushkarev, A.I. Alekseeva, K.I. Zaytsev, S.S. Ryabikin, D.I. Tsiganov, D.A. Zhidkov, I.A. Burkov, V.N. Kurlov, I.N. Dolganova. *Sensors*, **24** (11), 3655 (2024). DOI: 10.3390/s24113655
- [17] I.N. Dolganova, A.K. Zotov, L.P. Safonova, I.V. Reshetov, K.I. Zaytsev, V.N. Kurlov. *J. Biophotonics*, **16** (3), e202200288 (2023). DOI: 10.1002/jbio.202200288
- [18] G.M. Katyba, S.P. Lebedev, A.S. Kucheryavenko, I.N. Dolganova, N.V. Chernomyrdin, M.B. Burdanova, I.E. Spektor, M. Skorobogatiy, V.N. Kurlov, K.I. Zaytsev. *Appl. Phys. Lett.*, **124**, 243703 (2024). DOI: 10.1063/5.0207898
- [19] A.S. Sharova, Yu.S. Maklygina, G.M. Yusubalieva, I.A. Shikunova, V.N. Kurlov, V.B. Loschenov. *Journal of Physics: Conference Series*, **945**, 12009 (2018). DOI: 10.1088/1742-6596/945/1/012009
- [20] H.E. LaBelle, A.I. Mlavsky. *Mater. Res. Bull.*, **6** (7), 571–579 (1971). DOI: 10.1016/0025-5408(71)90006-7
- [21] H.E. LaBelle. *Mater. Res. Bull.*, **6** (7), 581–589 (1971). DOI: 10.1016/0025-5408(71)90007-9
- [22] H.E. LaBelle. *J. Cryst. Growth*, **50** (1), 8–17 (1980). DOI: 10.1016/0022-0248(80)90226-2
- [23] P.I. Antonov, V.N. Kurlov. *Crystallography Reports*, **47** (1), S43–S52 (2002). DOI: 10.1134/1.1529958
- [24] A.B. Степанов. *Будущее металлообработки* (Лениздат, Ленинград, 1963), 130 с.
- [25] V.N. Kurlov, S.N. Rossolenko. *J. Cryst. Growth*, **173**, 417–426 (1997). DOI: 10.1016/S0022-0248(96)00836-6
- [26] A. Shalabi, A. Ehab, S. F. Shalabi, G. Kugler, H.-J. Schäfers, T. Graeter. *Nat. Sci. Rep.*, **14**, 5988 (2024). DOI: 10.1038/s41598-024-56566-5
- [27] H. Fu, F. Luo, H. Zhao. *J. Cosmet. Dermatol.*, **20** (9), 2805–2809 (2021). DOI: 10.1111/jocd.13994
- [28] B. Spagnolo, A. Balena, R. T. Peixoto. *Nat. Mater.*, **21**, 826–835 (2022). DOI: 10.1038/s41563-022-01272-8
- [29] V. Emiliani, E. Entcheva, R. Hedrich. *Nat. Rev. Methods Primers*, **2**, 55 (2022). DOI: 10.1038/s43586-022-00136-4
- [30] A. Tsakas, C. Tselios, D. Ampeliotis, C. Politi, D. Alexandropoulos. *Results in Optics*, **5**, 100168 (2021). DOI: 10.1016/j.rio.2021.100168