

# Гидродинамические эффекты при лазерной резке фантомов биологических тканей

В.С.Жигарьков, В.И.Юсупов, С.И.Цыпина, В.Н.Баграташвили

*Изучены тепловые и транспортные процессы, возникающие при формировании разрезов на поверхности фантома биологической ткани под действием непрерывного лазерного излучения ближнего ИК диапазона ( $\lambda = 1.94$  мкм) умеренной мощности, доставляемого с помощью оптического волокна с нанесенным на его торец поглощающим покрытием. Показано, что в механизм разрушения фантома помимо теплового воздействия значительный вклад вносят лазерно-индуцированные гидродинамические эффекты, вызванные взрывным кипением внутритканевой воды, которые приводят к разрыву ткани с выбросом части фрагментированного вещества из области лазерного воздействия и образованию высокопористой структуры вблизи поверхности разреза. Установлено, что глубина, ширина и рельеф стенки лазерного разреза при использовании оптического волокна, движущегося с постоянной скоростью, зависят от угла наклона волокна к поверхности фантома, а также от направления его движения.*

**Ключевые слова:** лазерные медицинские технологии, волоконный лазер, резка биотканей, оптическое волокно, поглощающее покрытие, лазерно-индуцированные гидродинамические процессы, фантом биоткани.

## 1. Введение

Среди большого числа медицинских применений лазеров важную роль играют резка и термодеструкция биотканей [1–7]. В последнее время для этих целей все более широко используются надежные и практичные волоконные лазеры умеренной мощности (1–10 Вт), генерирующие непрерывное излучение в ближнем ИК диапазоне [8–10]. Один из вариантов такого использования основан на формировании лазерных каналов [3, 11, 12] или разрезов [13, 14] в биоткани с помощью продвижения разогретого лазерным излучением торца оптического волокна. На дистальный торец волокна наносят поглощающие углеродсодержащие покрытия [3, 15–17] или специальные конверторы [18–20], хорошо поглощающие лазерное излучение и обеспечивающие нагрев торца волокна. Наличие такого поглощающего покрытия позволяет получить унифицированные (практически не зависящие от длины волны) режимы воздействия на биоткань используемого лазерного излучения. Использование лазерного излучения, слабо поглощающегося в биоткани, позволяет увеличить эффективность лазерного воздействия и уменьшить нежелательный перегрев окружающих тканей [3, 17]. Рассечение и удаление биотканей с применением волоконного лазера в отличие от обычного скальпеля дает значительно меньшие кровопотери [1].

**В.С.Жигарьков, С.И.Цыпина, В.Н. Баграташвили.** Институт фотонных технологий ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН, Россия, 108840 Москва, Троицк, ул. Пионерская, 2

**В.И.Юсупов.** Институт фотонных технологий ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН, Россия, 108840 Москва, Троицк, ул. Пионерская, 2; Федеральный исследовательский центр «Институт прикладной физики» РАН, Россия, 603950 Н.Новгород, ул. Ульянова, 46; e-mail: iouss@yandex.ru

Поступила в редакцию 28 июня 2017 г., после доработки – 9 августа 2017 г.

Для успешного внедрения такого подхода в широкую клиническую практику необходима оптимизация процесса лазерного воздействия на биоткань, а кроме того, выявление доминирующих эффектов воздействия. Так, скорость рассечения тканей, глубина, ширина и качество разреза определяются целым рядом параметров процесса: мощностью лазера, скоростью перемещения волокна, диаметром и силой его прижима к биоткани. Как было показано в работах [17, 20], на параметры лазерного разреза биоткани существенно влияет также и угол наклона волокна к поверхности ткани.

Что касается ключевых механизмов воздействия лазерного излучения умеренной мощности на биоткань, то помимо нагрева [4, 7, 13, 20] существенный вклад могут вносить процессы кипения биологических жидкостей [21–24], а также процессы, связанные с генерацией и кавитационным схлопыванием парагазовых пузырьков [12, 15] и возбуждением интенсивных акустических колебаний в широком диапазоне амплитуд и частот [12, 25, 26].

В настоящей работе изучены параметры лазерных разрезов на поверхности фантомов биологической ткани при различных углах наклона волокна к поверхности фантома. Показано, что наряду с тепловым воздействием лазерного излучения важную роль играют лазерно-индуцированные гидродинамические процессы, вызванные взрывным кипением воды.

## 2. Материалы и методы

В эксперименте использовался фантом хрящевой ткани, изготовленный из полиакриламидного геля со степенью сшивки 1:9 в соответствии с методикой, изложенной в [27]. Для приготовления полиакриламидного геля раствор акриламида и бисакриламида смешивался с навеской персульфата аммония. Полученный раствор заливался в чашку Петри слоем толщиной ~5 мм, после чего для начала полимеризации туда добавлялась капля

ТЕMED. После завершения процесса полимеризации (сопровождался повышением температуры геля до 60°C) полученная пластинка фантома биоткани извлекалась из раствора, и из нее с помощью скальпеля вырезался образец размером 20×30 мм, который в дальнейшем использовался в экспериментах. Полученный по этой методике фантом по своим оптическим свойствам, теплопроводности и составу внутритканевой жидкости хорошо соответствовал хрящевой ткани [27]. Были также проведены эксперименты с фантомами мягких тканей. Для этого были приготовлены фантомы с добавлением гидролизата структурообразующего белка коллагена в концентрациях 5% и 10%, что увеличивало их эластичность.

Эксперименты по лазерной резке фантома биологической ткани выполнялись на установке, включающей волоконный лазер и трехкоординатную прецизионную подвижку с программным модулем. Образец фантома закреплялся на подвижке так, что его поверхность располагалась горизонтально, в плоскости  $xu$  перемещений подвижки. Для жесткой фиксации волокно вводили в стальную иглу, устанавливаемую под заданными углами  $\alpha = 90^\circ$  (перпендикулярно),  $60^\circ$  и  $45^\circ$  к поверхности фантома. Рабочий торец волокна выводили из иглы на несколько миллиметров и прижимали к поверхности образца с силой  $0.1 \pm 0.02$  Н с помощью откалиброванной пружины. При выполнении разрезов прецизионную подвижку с закрепленным фантомом двигали с постоянной скоростью 1 мм/с по П-образной траектории. В момент начала движения в автоматическом режиме включался лазер. Благодаря выбранной форме траектории при углах наклона волокна  $60^\circ$  и  $45^\circ$  резка образца первоначально осуществлялась в сторону тупого угла, а на конечном этапе – в сторону острого угла.

Для проверки гипотезы о вкладе лазерно-индуцированных гидродинамических процессов в механизм лазерной деструкции полимерного материала фантома осуществлялся сбор и анализ веществ, выделяемых из области лазерного воздействия. Для этого резка фантома биоткани проводилась с установленной вблизи торца волокна на расстоянии  $\sim 5$  мм от поверхности фантома стеклянной пластинкой, на которой осаждались выделяемые продукты резки ткани.

В качестве источника лазерного излучения использовался волоконный лазер умеренной мощности ЛС-1.94 (ИРЭ-Полус, Россия) с длиной волны излучения 1.94 мкм, состыкованный с кварцевым волокном с диаметром све-

топроводящей сердцевины 400 мкм. Коэффициент поглощения излучения с  $\lambda = 1.94$  мкм в воде – основном хромофоре водонаполненных биотканей в ИК области – составляет  $92 \text{ см}^{-1}$  [28]. Непосредственно перед проведением резки фантома делался свежий скол торца волокна. Затем для получения устойчивого поглощающего покрытия в виде углеродной пленки торец прижимали к поверхности активированного угля через тонкую полиэтиленовую пленку и осуществляли кратковременное ( $\sim 2$  с) лазерное облучение при мощности  $P = 3$  Вт.

Изучение температурных полей вблизи торца волокна при резке поверхности фантома осуществлялось с помощью тепловизионной камеры FLIR A655sc (Швеция), снабженной специальной насадкой, позволяющей получать изображение размером 640×480 пикселей с разрешением 17 мкм. Камера устанавливалась в плоскости, образованной стальной иглой с волокном и вектором перемещения подвижки, под углом  $45^\circ$  к поверхности фантома. Для визуализации области лазерного разреза использовался сканирующий электронный микроскоп PHENOM ProX (Phenom World, Нидерланды).

Оптические микроскопические исследования выполнялись с помощью микроскопа Micros MC 300 (Micros, Австрия) с люминесцентным блоком, снабженного цветной 5-мегапиксельной цифровой камерой DCM510. Построение трехмерной модели рельефа поверхности образцов после лазерной резки осуществлялось с помощью 3D-микроскопа HRM-300 Series (Huvitz, Корея) с объективом, имеющим пятикратное увеличение, оснащенного цифровой цветной камерой HM-TV0.5XC (Huvitz, Корея). Полученные 3D-изображения затем обрабатывались в пакете MatLab, что позволяло определять средние значения и стандартные отклонения ширины и глубины сформированных на поверхности фантомов разрезов (по всей их длине  $\sim 10$  мм) при различных углах наклона волокна ( $90^\circ$ ,  $60^\circ$ ,  $45^\circ$ ) в отсутствие коллагена и при его концентрациях 5% и 10%.

### 3. Полученные результаты

Формирование лазерного канала на поверхности фантома происходит при перемещении поверхности образца относительно неподвижного волокна, торец которого разогрет лазерным излучением. Оказалось, что параметры канала, такие как глубина, ширина, качество (рельеф) поверхности, существенно зависят от угла наклона волокна и направления его перемещения (рис.1). На рис.1,*а* пока-

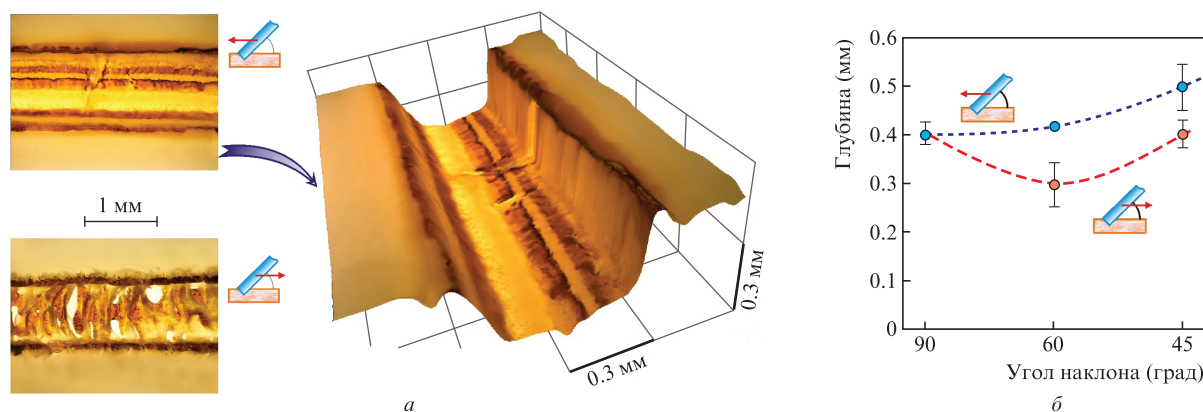


Рис.1. Изображения лазерного разреза на поверхности фантома ткани при  $\alpha = 45^\circ$  и различных направлениях движения волокна (*а*) и зависимость глубины разреза от угла наклона и направления движения волокна (*б*). Показаны средние значения и стандартные отклонения. Мощность излучения  $P = 3$  Вт, фантом без коллагена.

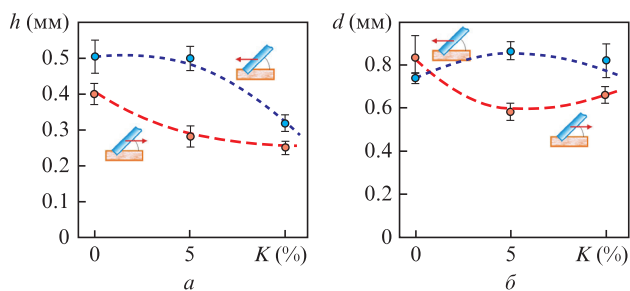


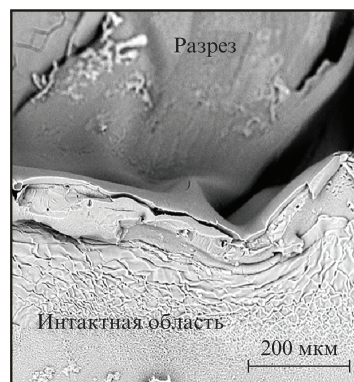
Рис.2. Зависимости средних значений глубины лазерного канала  $h$  (а) и его ширины  $d$  (б) на поверхности фантома от содержания коллагена. Показаны средние значения и стандартные отклонения,  $\alpha = 45^\circ$ .

заны примеры изображений лазерного разреза на поверхности фантома ткани при  $\alpha = 45^\circ$  и различных направлениях движения. Из сравнения 2D-изображений видно, что при направлении перемещения волокна вдоль поверхности фантома в сторону тупого угла ширина канала больше, а качество поверхности его дна существенно лучше (меньше шероховатость). Глубина лазерного канала при  $\alpha \neq 90^\circ$  также зависит от направления перемещения (рис.1,б).

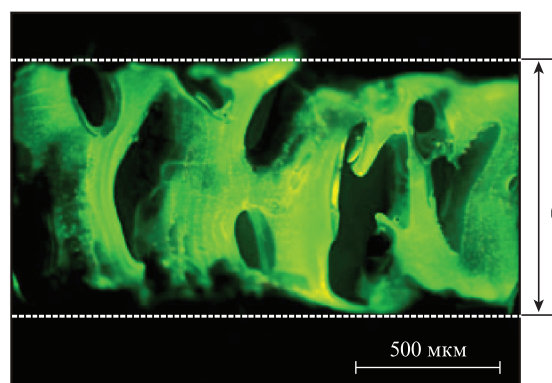
При  $\alpha = 45^\circ$  и перемещении волокна в сторону тупого угла глубина образованного канала  $h$  максимальна и составляет  $0.5 \pm 0.05$  мм. При движении волокна под этим же углом в противоположную сторону глубина канала на 20% меньше, и ее значение находится примерно на уровне, полученном при  $\alpha = 90^\circ$  (см. рис.1,б). В дальнейшем все эксперименты проводились при  $\alpha = 45^\circ$ .

Для исследования процесса резки образцов фантома ткани с более высокой эластичностью и упругостью в них добавляли коллаген, при этом образцы больше походили на биологическую ткань. Как видно из рис.2, ширина лазерного разреза  $d$  и его глубина  $h$  зависят от концентрации коллагена  $K$ . При движении волокна в сторону тупого угла глубина канала минимальна при  $K = 10\%$  (рис.2,а), а ширина максимальна при  $K = 5\%$  (рис.2,б). При движении в сторону острого угла глубина канала с ростом концентрации коллагена монотонно уменьшается и также минимальна при  $K = 10\%$  (рис.2,а); ширина лазерного канала минимальна при  $K = 5\%$  (рис.2,б).

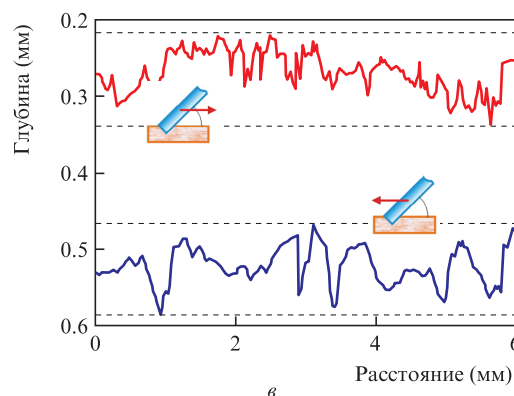
Для определения структуры поверхности стенок и дна образованных каналов помимо оптической 2D- и 3D-микроскопии использовалась визуализация с помощью сканирующего электронного и люминесцентного микроскопов. Из СЭМ-изображения участка лазерного разреза, захватывающего интактную область поверхности фантома, стенку и участок дна канала (рис.3,а), следует, что боковая поверхность канала имеет ярко выраженный неоднородный рельеф. Сравнение СЭМ-изображений в областях с лазерным воздействием (дно разреза) и без него (интактная область на рис.3,а) показывает, что такое воздействие вызывает уменьшение мелкомасштабной шероховатости поверхности фантома. Крупномасштабная неоднородность дна лазерного канала хорошо видна на люминесцентном изображении (рис.3,б), на котором сильно люминесцирующие области полимера (после лазерного воздействия) чередуются с областями с отсутствующей люминесценцией (интактная поверхность фантома не люминесцирует). Отмеченные выше крупномасштабные неоднородности поверхности дна лазерного разреза отчетливо видны на рис.3,в, полученном с помощью оптиче-



а



б



в

Рис.3. СЭМ-изображение поверхности фантома с лазерным разрезом (а), люминесцентное изображение дна лазерного канала (б) и профили глубины канала при различных направлениях движения волокна (в). Фантом с 5%-ным содержанием коллагена,  $\alpha = 45^\circ$ .

ского 3D-микроскопа. При движении волокна в сторону тупого угла глубина разреза больше, чем при движении в противоположном направлении. Характерный период неоднородностей глубины в этом случае также больше.

На рис.4 приведены СЭМ-изображения скола фантома хрящевой ткани по плоскости, перпендикулярной лазерному каналу. Видно, что сечение лазерного канала (рис.4,а) имеет форму, близкую к прямоугольной. На боковых поверхностях и дне канала выделяются крупномасштабные неоднородности с характерными размерами  $\sim 100$  мкм, а непосредственно под поверхностью канала располагается высокопористая структура, которая отчетливо визуализируется при большем увеличении (рис.4,б). Размеры пор высокопористой структуры лежат в диапазоне 1–10 мкм, а толщина структуры составляет 10–30 мкм и максимальна на стенках вблизи верхних краев канала.

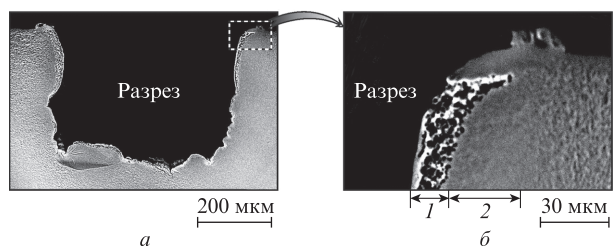


Рис.4. СЭМ-изображение скола фантома с лазерным разрезом (а) и увеличенное изображение его края (б): 1 – слой пористой структуры; 2 – слой с уменьшенной пористостью.

При удалении от поверхности канала в глубь образца за этой высокопористой структурой выделяется слой толщиной до 40 мкм с меньшей (по сравнению с intactной поверхностью) пористостью.

На рис.5 представлены результаты измерения максимальной температуры вблизи торца волокна, полученные при формировании лазерных разрезов на поверхности фантома при различных направлениях движения волокна и разном содержании коллагена в образце. Как видно из рис.5, вблизи торца волокна при лазерной резке фантома развиваются высокие температуры  $T$ , превышающие 400 °С. При движении в сторону тупого угла измеряемые значения температуры в среднем больше ( $T = 468 \pm 19^\circ\text{C}$ ), чем при движении в противоположную сторону ( $T = 426 \pm 18^\circ\text{C}$ ). С увеличением содержания коллагена в материале фантома (от 0% до 10%) при перемещении волокна в сторону тупого угла отмечается мо-

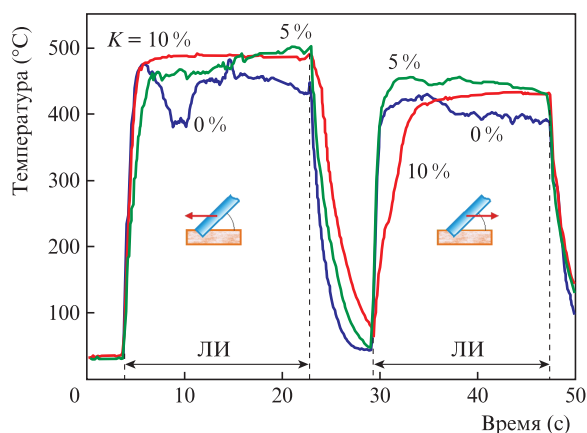


Рис.5. Изменения максимальных значений температуры, полученных с помощью тепловизионной камеры, при лазерной резке поверхности фантомов биоткани с различными концентрациями гидролизата коллагена при движении с сторону тупого и острого углов  $\alpha$ . Отмечены временные интервалы (ЛИ) работы лазера.

нотонный рост  $T$ . В то же время, при перемещении в противоположную сторону максимальная температура  $T = 450 \pm 3^\circ\text{C}$  достигается при концентрации коллагена 5%.

На рис.6 представлены изображения участков стеклянной пластинки, установленной в 5 мм от поверхности фантома, на которую адсорбировались продукты разложения полимера в процессе лазерной резки фантома биоткани. Видно, что продукты лазерной деструкции полимера адсорбируются на стеклянной пластинке в виде фрагментов (капель) с размером от десятков до сотни микрометров. При этом толщины этих фрагментов (рис.6,б) после испарения воды не превышают нескольких микрометров. На СЭМ-изображении также отчетливо просматриваются фрагменты материала фантома микрометровых размеров (отмечены стрелками на рис.6,в).

### 4. Обсуждение результатов

Проведенное исследование процессов формирования каналов в фантомах биотканей излучением волоконного лазера показало, что параметры канала, такие как его глубина, ширина и качество поверхности, существенно зависят от угла наклона волокна и направления его перемещения (см. рис.1). При  $\alpha \neq 90^\circ$  и перемещении волокна вдоль поверхности фантома в сторону тупого угла формируются каналы с большей шириной и глубиной (см. рис.1,б). Максимальная эффективность лазерной резки достигается при угле наклона  $\alpha = 45^\circ$  и перемещении волокна в сторону тупого угла. Кроме того, основные геометрические параметры лазерного разреза достоверно зависят от процентного содержания в фантоме биоткани коллагена. С увеличением его концентрации глубина формирующегося канала  $h$  постепенно уменьшается (рис.2,а). Величина  $h$  немонотонно зависит от концентрации коллагена: на обеих кривых наблюдается экстремум при  $K = 5\%$  (рис.2,б). При движении волокна в сторону тупого угла в этой точке наблюдается максимум, а при движении в противоположную сторону – минимум.

Отмеченную выше зависимость геометрических параметров лазерного разреза (глубина и ширина) от направления перемещения волокна относительно поверхности фантома биоткани мы объясняем тем, что при движении волокна в сторону тупого угла его торец оказывает механическое давление на более разогретый участок фантома, чем при движении в противоположном направлении. Так, недавно было показано [20], что при постоянной силе, действующей на лазерное волокно в направлении, параллельном поверхности ткани, неравномерное распределение температуры вблизи торца волокна приводит к монотонному увеличению скорости резки при уменьшении

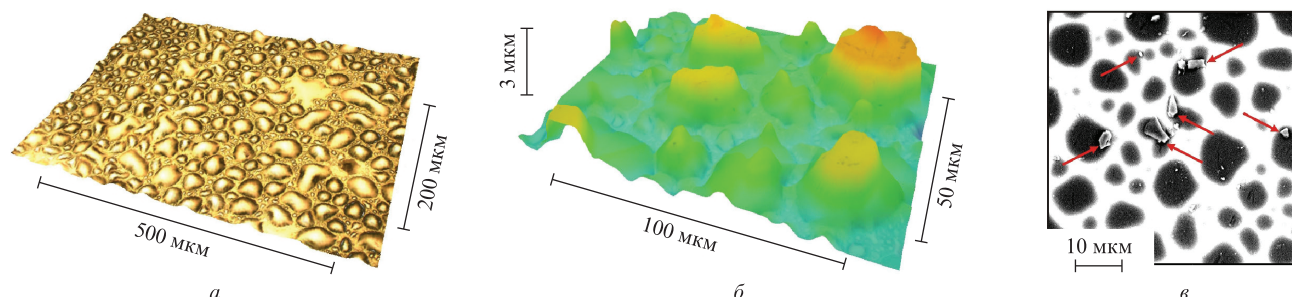


Рис.6. 3D-изображения (а, б) и СЭМ-изображение (в) участков стеклянной пластинки с адсорбированными продуктами разложения полимера в процессе лазерной резки фантома биоткани. Стрелками отмечены микроскопические фрагменты материала фантома.

угла наклона с  $\alpha = 90^\circ$  вплоть до  $\alpha = 45^\circ$  (при движении волокна в сторону тупого угла).

Наши исследования с помощью тепловизионной камеры показали, что в процессе резки фантома биоткани вблизи торца волокна развиваются температуры, превышающие  $400^\circ\text{C}$  (см. рис.5). Видно, что при включении/выключении лазера наблюдается связанное с нагревом/охлаждением лазерного торца и материала фантома монотонное изменение температуры. Это свидетельствует о том, что камера регистрирует только тепловое излучение с планковским распределением (вклад лазерного излучения отсутствует). Столь высокие значения температуры могут приводить не только к выпариванию воды, но и к деструкции полимера и даже его карбонизации. Степень температурной деструкции материала в общем случае может быть оценена через функцию повреждения  $\Omega(r, \tau)$  с помощью интеграла Аррениуса [29, 30]:

$$\Omega(r, \tau) = A \int_0^\tau \exp\left(-\frac{E_a}{kT(r, t)}\right) dt, \quad (1)$$

где  $\tau$  – время воздействия высокой температуры  $T(r, t)$  в К;  $A$  – коэффициент;  $E_a$  – энергия активации;  $k$  – постоянная Больцмана;  $t$  – время. Функция  $\Omega(r, \tau)$  характеризует степень увеличения числа повреждений в точке  $r$ . Она показывает, что необратимые повреждения зависят не только от самой температуры, но и от продолжительности температурного воздействия  $\tau$ . Время такого воздействия на ткань фантома можно оценить по скорости перемещения  $V$  торца волокна относительно поверхности фантома:  $\tau = D/V \approx 0.4$  с, где  $D$  – диаметр светопроводящей сердцевины лазерного волокна. При формировании лазерного разреза экспоненциальная зависимость объема поврежденной ткани от температуры  $T(1)$  должна приводить при небольшом изменении  $T$  к значительному изменению объема удаленного полимера. Это и наблюдается в эксперименте. Поскольку сечение лазерного разреза можно аппроксимировать прямоугольником с глубиной  $h$  и шириной  $d$ , объем удаленного за единицу времени материала составляет  $\sim hdV$ . Используя данные рис.2, легко оценить, что при переходе от движения волокна в сторону тупого угла к его движению в сторону острого угла средняя температура уменьшилась на 9%, тогда как объем удаленного вещества сократился в среднем на 37%.

Мы полагаем, что характер лазерно-индуцированного воздействия на ткань фантома не будет ограничиваться только его термодеструкцией. Хорошо известно, что высокие и достаточно быстрые нагревы водных растворов и водосодержащих тканей всегда сопровождаются лазерно-индуцированными гидродинамическими процессами, связанными с взрывным кипением воды с образованием и кавитационным схлопыванием парогазовых пузырьков [12, 23–26, 31, 32]. Мы также полагаем, что причиной возникновения высокопористой структуры, регистрирующейся непосредственно под поверхностью лазерного канала (слой 1 на рис.4,б), является гетерогенное взрывное вскипание жидкости в микрокавернах поглощающего покрытия волокна и в микрополостях фантома биоткани вблизи плотно прижатого к ткани торца волокна [24]. Образование расширяющихся пузырьков в материале фантома при таком кипении реализуется по механизму термокавитации [31–33] и происходит в замкнутых микроскопических объемах [24]. Давления, возникающие в этих объемах при быстром нагреве воды (1.6 МПа при темпе-

ратуре  $200^\circ\text{C}$  и уже 4 МПа при  $250^\circ\text{C}$ ), приводят к разрыву ткани фантома, что способствует эффективному формированию лазерного разреза со скоростью 1 мм/с. Такие лазерно-индуцированные ударные процессы, возникающие вблизи торца волокна при взрывном кипении воды, нами ранее регистрировались методами оптоакустики как в жидкой воде, так и в водонасыщенных тканях при продвижении в них нагретого торца волокна [12, 25, 26].

Из-за неравномерностей поглощающего покрытия и теплоотвода на торце волокна локальные значения температуры в различных точках его поверхности могут несколько различаться. Однако среднюю температуру можно оценить по удельному тепловому потоку энергии  $q$  ( $\text{кВт}/\text{см}^2$ ), используя выражение, полученное в [24]:

$$T = T_b + (q + 0.87)/0.04, \quad (2)$$

где  $T_b$  – температура кипения жидкости;  $q = P/S$ ;  $P$  – мощность лазерного излучения;  $S$  – площадь торца волокна. При диаметре лазерного волокна  $D = 400$  мкм и  $P = 3$  Вт удельный поток  $q \approx 2.4$   $\text{кВт}/\text{см}^2$ , и согласно (2) для  $T_b = 100^\circ\text{C}$  при атмосферном давлении средняя температура торца  $T \approx 180^\circ\text{C}$ . Поскольку торец волокна давит на ткань с некоторой силой  $F$ , вблизи торца развивается статическое давление  $p = F/S$ . При  $F \approx 0.1$  Н давление  $p \approx 0.8$  МПа. При таком давлении  $T_b$  возрастет примерно до  $170^\circ\text{C}$ , и, соответственно, средняя температура торца, согласно (2), составит уже  $\sim 250^\circ\text{C}$ .

Отметим, что высокое статическое давление вблизи торца лазерного волокна, с одной стороны, вызывает значительное уменьшение размеров зародышей новой фазы в воде, а с другой стороны, приводит к уменьшению объемов, в которых развивается кипение. Оба фактора приближают максимальную температуру лазерного нагрева жидкости  $T$  к критической температуре  $T_{cr} \approx 374^\circ\text{C}$ , и при  $T > 0.7T_{cr}$  в воде возникает взрывное кипение [33], в результате которого происходит разрыв ткани [1, 12, 24].

Эти же гидродинамические процессы приводят к выносу фрагментированных микрочастиц материала фантома из области лазерного воздействия вблизи торца волокна. Как отчетливо видно на СЭМ-изображении участка стеклянной пластинки, такие фрагменты материала фантома транспортировались вместе с парогазовыми потоками на расстояние  $\sim 1$  см.

На рис.7 представлена схема, поясняющая механизм действия лазерного излучения умеренной мощности в процессе формирования разреза на поверхности фантома биоткани.

Под действием лазерного излучения, поглощающегося в покрытии на торце волокна, торец разогревается до высоких температур, превышающих  $400^\circ\text{C}$  (см. рис.5), и торец волокна превращается в источник широкополосного ИК излучения, которое хорошо поглощается в воде [1]. Так, при температуре излучателя  $T \sim 700^\circ\text{C}$  максимум излучения приходится на длину волны  $\sim 3$  мкм, коэффициент поглощения которого в воде составляет  $1.1 \times 10^4$   $\text{см}^{-1}$  [28]. Поскольку торец волокна в процессе лазерной резки плотно прижат к ткани фантома, этот участок материала благодаря теплопередаче от нагретого торца волокна и поглощению широкополосного ИК излучения также значительно разогревается (нагретая область на рис.7). В связи с тем, что лазерное волокно располагается под углом, отличным от  $90^\circ$  к поверхности фантома (см. рис.7), при движении волокна в сторону тупого угла торец волокна

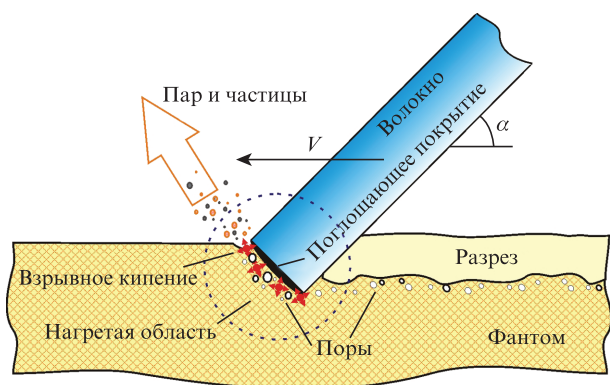


Рис.7. Схема, поясняющая механизм действия процесса лазерной резки фантома биоткани торцом волокна с поглощающим покрытием.

будет механически воздействовать на более разогретый материал, чем в случае движения в противоположную сторону [17, 20]. Это одна из причин, по которой наклон и направление перемещения волокна влияют на геометрические параметры разреза на поверхности фантома (рис.1, в, 2 и 3, в).

Вторая причина, вызывающая зависимость геометрических параметров формируемых разрезов от угла наклона волокна, связана с лазерно-индуцированными гидродинамическими процессами в водонасыщенной ткани. Вблизи торца волокна в результате рассмотренного выше нагрева возникает гетерогенное взрывное кипение воды [24], сопровождающееся образованием (в результате термокавитации [31–33]) в водонасыщенном материале фантома расширяющихся парогазовых пузырьков,рывающихся из-за высокого внутреннего давления (свыше  $5 \times 10^6$  Па при  $T > 0.7T_{cr}$ ) ткани фантома. Если бы такой пузырек находился в воде, то согласно [34] он, расширившись до своего максимального радиуса  $R_{max}$ , схлопнулся бы за время

$$t = 0.915R_{max} \sqrt{\rho l(p_0 - p_v)}, \quad (3)$$

где  $\rho$  – плотность воды;  $p_0$  – внешнее давление ( $\sim 100$  кПа);  $p_v$  – давление насыщенных паров (2.33 кПа при  $20^\circ\text{C}$ ). Паровой пузырек с  $R_{max} \approx 5$  мкм (как на рис.4) согласно (3) схлопнулся бы за время  $t \approx 0.3$  мкс. Однако образовавшиеся в результате взрывного кипения парогазовые пузырьки окружены нагретым сильновязким полимером, который препятствует как значительному расширению, так и схлопыванию пузырьков. В результате этого вблизи торца волокна (спереди от него, а также у боковых стенок и дна канала) образуется высокопористая структура (см. рис.4). Ясно, что постоянная генерация такой пористой структуры вблизи торца волокна будет способствовать более эффективному формированию разреза при движении вперед (в сторону тупых углов).

Отметим, что наличие вблизи поверхности разреза высокопористой структуры полимера, подвергавшегося высокотемпературной обработке, надежно регистрируется по резкому увеличению уровня люминесцентного сигнала от этих областей (см. рис.3, в). Мы полагаем, что усиление люминесценции в области лазерного воздействия произошло по двум причинам: 1) в результате резкого увеличения площади поверхности при образовании пористой структуры; 2) из-за фототермического разрыва связей между молекулами полимера с образованием двойных связей типа  $C=C$  и др. [35, 36].

Действие описанных выше сильных импульсных скачков давления, связанных с взрывным кипением воды, и постоянного давления торца волокна при формировании разреза на разогретый модифицированный [4, 7, 37] полимер приводит к возникновению за слоем пористой структуры у поверхности разреза (слой 1 на рис.4, в) слоя с уменьшенной по сравнению с интактным материалом фантома пористостью (слой 2 на рис.4, в).

Другим ярким подтверждением активных гидродинамических процессов, происходящих вблизи торца волокна, является вынос (вместе с парогазовыми струями) фрагментированных взрывным кипением воды микрочастиц материала фантома из области лазерного воздействия (рис.6, в).

В работе показано, что при использовании оптического волокна с поглощающим покрытием формирование лазерных разрезов происходит преимущественно за счет первоначального нагрева торца волокна, а воздействие самого лазерного излучения на ткань минимально. Сам процесс резки имеет место главным образом за счет теплопередачи, генерации разогретым торцом волокна широкополосного ИК излучения и лазерно-индуцированных гидродинамических процессов. Несмотря на это, исследуемый процесс в соответствии с общепринятой в медицине терминологией именуется лазерной резкой.

## 5. Заключение

В настоящей работе исследованы тепловые и транспортные процессы при формировании лазерных разрезов на поверхности фантома биологической ткани торцом оптического волокна с поглощающим покрытием, разогретым непрерывным лазерным излучением с  $\lambda = 1.94$  мкм. Такие процессы реализуются при проведении некоторых клинических процедур, связанных с рассечением и удалением биотканей.

Изучены зависимости геометрических параметров разреза оптическим волокном, движущимся со скоростью 1 мм/с, от угла наклона волокна к поверхности фантома и направления его движения. Установлено, что при перемещении волокна в сторону тупого угла глубина разреза монотонно увеличивается с уменьшением угла наклона волокна к поверхности образца от  $90^\circ$  до  $45^\circ$ . Показано, что такой эффект, наряду с чисто тепловым воздействием лазерного излучения, вызван лазерно-индуцированными гидродинамическими процессами, развивающимися при взрывном кипении воды. Такие процессы приводят не только к разрыву ткани вблизи торца волокна с выбросом части фрагментированного вещества из области лазерного воздействия, но и к образованию высокопористой структуры непосредственно перед торцом волокна и вблизи поверхности разреза.

Авторы благодарны А.П.Свиридову за полезные советы по синтезу фантома биологической ткани и Н.В.Минаеву за помощь в конструировании установки.

Работа выполнена при частичной поддержке РФФИ (грант №14-15-00840) в части исследования тепловых лазерно-индуцированных процессов и РФФИ (грант №17-02-00832) в части изучения гидродинамических и транспортных процессов.

1. *Лазеры в хирургии*. Под ред. О.К. Скобелкина (М.: Медицина, 1989).
2. Waynant R.W. (Ed.). *Lasers in medicine* (Boca Raton, FL: CRC press, 2001).

3. Сандлер Б.И., Суляндзига Л.Н., Чудновский В.М., Юсупов В.И. и др. *Перспективы лечения дискогенных компрессионных форм пояснично-крестцовых радикулитов с помощью пункционных неэндоскопических лазерных операций* (Владивосток: Дальнаука, 2004, с. 181).
4. Баграташвили В.Н., Соболев Э.Н., Шехтер А.Б. *Лазерная инженерия хрящей* (М.: Физматлит, 2006).
5. Peng Q., Juzeniene A., Chen J., Svaasand L.O., Warloe T., Giercksky K.E., Moan J. *Lasers Med. Rep. Prog. Phys.*, **71** (5), 056701 (2008).
6. Welch A.J., Van Gemert M.J. (Eds.). *Optical-Thermal Response of Laser-Irradiated Tissue* (Berlin: Springer, 2011, vol. 2).
7. Баграташвили В.Н., Лунин В.В., Захаркина О.Л., Игнатъева Н.Ю. *Лазерно-индуцированная и термическая модификация структуры соединительных тканей* (М.: ИД «Интеллект», 2016).
8. Минаев В.П. *Альманах клинической медицины*, **17** (2), 116 (2008).
9. Вудс С., Дака М., Флин Г. *Фотоника*, **4**, 6 (2008).
10. Минаев В.П. *Лазерные медицинские системы и медицинские технологии на их основе. Учебное пособие* (Долгопрудный: ИД «Интеллект», 2017).
11. Крочек И.В., Привалов В.А., Лаппа А.В., Евневич М.В., Минаев В.П. *Лазерная остеоперфорация в лечении острого и хронического остеомиелита. Методические рекомендации* (Челябинск: изд-е ЧГМА, ЧГУ, 2004).
12. Yusupov V.I., Chudnovskii V.M., Bagratashvili V.N. in *Hydrodynamics – Advanced Topics* (Rijeka, Croatia: InTech, 2011, pp 95–118).
13. Bredikhin V., Kamensky V., Sapogova N., Elagin V., Shakhova M., Biturin N. *Appl. Phys. A*, **122** (3), 104 (2016).
14. Romanos G.E. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, **34** (10), 752 (2013).
15. Yusupov V.I., Chudnovskii V.M., Bagratashvili V.N. *Laser Phys.*, **21** (7), 1230 (2011).
16. Kamalski D.M., de Boorder T., Bittermann A.J., Wegner I., Vincent R., Grolman W. *Otology & Neurotology*, **35** (6), 1070 (2014).
17. Чудновский В.М., Юсупов В.И. Патент РФ № 103302 (2011).
18. Беликов А.В., Скрипник А.В., Курнышев В.Ю., Шатилова К.В. *Квантовая электроника*, **46** (6), 534 (2016) [*Quantum Electron.*, **46** (6), 534 (2016)].
19. Скрипник А.В. *Изв. вузов. Сер. Приборостроение*, **56**, 37 (2013).
20. Sapogova N., Bredikhin V., Biturin N., Kamensky V., Zhigarcov V., Yusupov V. *Biomed. Opt. Express*, **8** (1), 104 (2017).
21. Proebstle T.M., Lehr H.A., Kargl A., Espinola-Klein C., Rother W., Bethge S., Knop J. *J. Vascular Surg.*, **35** (4), 729 (2002).
22. Чудновский В.М., Юсупов В.И., Захаркина О.Л., Игнатъева Н.Ю., Жигарьков В.С., Яшкин М.Н., Баграташвили В.Н. *Современные технологии в медицине*, **8** (2), 6 (2016).
23. Чудновский В.М., Юсупов В.И., Жуков С.А., Ечмаев С.Б., Баграташвили В.Н. *Докл. РАН*, **473** (5), 533 (2017).
24. Чудновский В.М., Юсупов В.И., Дыдыкин А.В., Невожай В.И., Кисилёв А.Ю., Жуков С.А., Баграташвили В.Н. *Квантовая электроника*, **47** (4), 361 (2017) [*Quantum Electron.*, **47** (4), 361 (2017)].
25. Юсупов В.И., Коновалов А.Н., Ульянов В.А., Баграташвили В.Н. *Акустический журн.*, **62** (5), 531 (2016).
26. Yusupov V.I., Bulanov V.V., Chudnovskii V.M., Bagratashvili V.N. *Laser Phys.*, **24** (1), 015601 (2014).
27. Кондюрин А.В., Свиридов А.П. *Квантовая электроника*, **38** (7), 641 (2008) [*Quantum Electron.*, **38** (7), 641 (2008)].
28. Hale G.M., Querry M.R. *Appl. Opt.*, **12** (3), 555 (1973).
29. Pearce J.A. in *SPIE BiOS: Biomed. Opt.*, **7181**, 718104 (2009).
30. Mignon C., Rodriguez A.H., Palero J.A., Varghese B., *Jurna M. Biomed. Opt. Express*, **7** (12), 4974 (2016).
31. Rastopov S.F., Sukhodolsky A.T. *Phys. Lett. A*, **149**, 229 (1990).
32. Padilla-Martinez J.P., Berrospe-Rodriguez C., Aguilar G., Ramirez-San-Juan J.C., Ramos-Garcia R. *Phys. Fluids*, **26**, 122007 (2014).
33. Skripov V.P., Sinitsyn E.N., Pavlov P.A., Ermakov G.V., Muratov G.N., Bulanov N.V., Baidakov V.G. *Thermophysical Properties of Liquids in the Metastable (Superheated) State* (New York: Gordon and Breach Sci. Publ., 1988).
34. Keller J.B., Miksis M. *J. Acoust. Soc. Am.*, **68** (2), 628 (1980).
35. Запольский О.Б. *Высокомолекулярные соединения*, **7** (4), 615 (1965).
36. Beyler C.L., Hirschler M.M. *SFPE Handbook of Fire Protection Engineering*, **2**, 111 (2002).
37. Антонов Е.Н., Кротова Л.И., Минаев Н.В., Минаева С.А., Миронов А.В., Попов В.К., Баграташвили В.Н. *Квантовая электроника*, **45** (11), 1023 (2015) [*Quantum Electron.*, **45** (11), 1023 (2015)].