
ТЕХНОЛОГИЯ ЛАЗЕРНОЙ КАВИТАЦИИ В ДЕТСКОЙ ХИРУРГИИ

И.А. Абушкин^{1,4}, В.М. Чудновский², М.А. Гузев³, В.Г. Абушкина⁴

¹Южно-Уральский государственный медицинский университет Министерства здравоохранения Российской Федерации, Челябинск, Россия

²Тихоокеанский океанологический институт им. В.И. Ильичёва ДВО РАН, Владивосток, Россия

³Институт прикладной математики ДВО РАН, Владивосток, Россия

⁴ООО «Центр медицинских лазерных технологий», Челябинск, Россия

LASER CAVITATION TECHNOLOGY IN PEDIATRIC SURGERY

I.A. Abushkin^{1,4}, V.M. Chudnovsky², M.A. Guzev³, V.G. Abushkina⁴

¹South Ural State Medical University, Ministry of Health of the Russian Federation, Chelyabinsk, Russia

²Ilyichev Pacific Oceanological Institute, Far Eastern Branch of the Russian Academy of Sciences, Vladivostok, Russia

³Institute of Applied Mathematics, Far Eastern Branch of the Russian Academy of Sciences, Vladivostok, Russia

⁴Center for Medical Laser Technologies, Chelyabinsk, Russia

Аннотация. Изучаются возможные пути использования в детской хирургии эффекта кавитации на торце оптического волокна, погруженного в жидкость, под действием коротковолнового инфракрасного излучения с длиной волны 1,5 и 1,9 мкм, хорошо поглощаемого водой. Проведено численное моделирование роста и схлопывания парового пузырька в окрестности кончика оптоволокна и формирования затопленных горячих струй в ограниченном пространстве и при размещении оптического волокна в трубке с жидкостью. Физические эксперименты выполнены с использованием скоростной видеосъемки. Проведены опыты на печени животных *in vivo* под контролем ультразвукового исследования в режиме реального времени, с последующей макро- и микроскопической оценкой препаратов. Показано, что жидкость, нагретая лазерным излучением, полностью локализована в струйном потоке, сформированном за счет кавитации на поверхности торца оптического волокна. Затопленные горячие струи эффективно переносят тепло сквозь окружение, при этом температура окружающей жидкой среды увеличивается незначительно. В печени животных на границе с очагом коагуляции всей ткани около торца оптического волокна выявлена в 4 раза большая область с повреждением только эндотелия лишь в относительно крупных сосудах, диаметром 0,1 мм и более. Такое повреждение эндотелия было вызвано теплом, переносимым исключительно разогретыми струями крови, хорошо видимыми при ультразвуковом исследовании за счет экзогенных парогазовых пузырьков. В случае кавитации внутри заполненной жидкостью трубки возникает инверсионное движение жидкости с эффектом всасывания в трубку. В детской хирургии лазерная кавитация позволила эффективно выполнять коагуляцию патологических трубчатых и иных полостных структур, которые наблюдаются при различных сосудистых аномалиях и кистах. Лазерная кавитация в трубке, вызывающая инверсионное движение жидкости с эффектом всасывания, легла в основу способа ирригации и санации инфицированных ран с целью эффективной подготовки раны к закрытию тем или иным способом.

Ключевые слова: лазер, кавитация, дети, сосудистые аномалии, кисты, инфицированные раны.

Abstract. Possible ways of using the cavitation effect at the end of an optical fiber immersed in a liquid under the action of short-wave infrared radiation with a wavelength of 1.5 and 1.9 μm , well absorbed by water, in pediatric surgery are studied. Numerical modeling of the growth and collapse of a vapor bubble in the vicinity of the tip of an optical fiber and the formation of submerged hot jets in a limited space and when placing an optical fiber in a tube with liquid is carried out. Physical experiments are performed using high-speed video filming. Experiments were conducted on animal liver *in vivo* under the control of ultrasound examination in real time, with subsequent macro- and microscopic assessment of the preparations. It was shown that the liquid heated by laser radiation is completely localized in a jet stream formed due to cavitation on the surface of the end of the optical fiber. Submerged hot jets effectively transfer heat through the environment, while the temperature of the surrounding liquid medium increases insignificantly. In the liver of animals, at the border with the coagulation focus of the entire tissue near the end of the optical fiber, a 4-fold larger area was found with damage to only the endothelium only in relatively large vessels, with a diameter of 0.1 mm or more. Such damage to the endothelium was caused by heat transferred exclusively by heated blood streams, clearly visible during ultrasound examination due to echogenic vapor-gas bubbles. In the case of cavitation, an inversion movement of the liquid occurs inside a liquid-filled tube, resulting in the effect of suction into the tube. Laser cavitation in pediatric surgery has made it possible to effectively perform coagulation of pathological tubular

and other cavity structures that are observed in various vascular anomalies and cysts. Laser cavitation in a tube, causing inversion movement of liquid with a suction effect, formed the basis of a method for irrigation and sanitation of infected wounds in order to effectively prepare the wound for closure in one way or another.

Key words: laser, cavitation, children, vascular anomalies, cysts, infected wounds.

Введение. Коагуляция тканей лазерным излучением широко применяется в хирургии. Если патологический очаг представляет собой трубчатую или кистозную структуру, то чаще всего для получения лечебного эффекта достаточно выполнить коагуляцию выстилки его внутренней поверхности. Такой тканью может быть эндотелий патологических сосудов, эпителий околоушных свищей, синовиальная оболочка кист Бейкера, соединительнотканная выстилка костных кист и многое другое. Обычно коагуляция тканей проводится ближним инфракрасным околомикронным излучением, прозрачным для воды, как, например, лазерно-индуцированная термотерапия (ЛИТТ) опухолей головного мозга с использованием 0,98 мкм-излучения [1]. В то же время эндovasкулярную лазерную коагуляцию варикозно расширенных вен нижних конечностей проводят коротковолновым инфракрасным излучением с длиной волны 1,5 мкм, непроходимым в воде, а в последние годы – 1,9 мкм-излучением, поглощаемым водой на порядок сильнее, чем 1,5 мкм-излучением [2]. Передача инфракрасного излучения осуществляется по кварц-кварцевому волокну диаметром 0,4–0,6 мм. В этом случае конверсия лазерного излучения в тепло происходит в окрестности или на торце дистального конца оптоволокну площадью 0,13–0,28 мм² соответственно, что позволяет даже при низких значениях мощности излучения создавать тепловые источники с рекордными значениями поверхностной плотности теплового потока, например, при мощности излучения 4 Вт плотность теплового потока на торце оптического волокна составит 30,8–14,3 МВт/м² соответственно. При такой плотности теплового потока и излучении, поглощаемым водой, если конец оптического волокна находится в биологической жидкости, например, в крови, где вода составляет 85% объёма, на торце волокна происходит быстрое нагревание крови до температуры насыщения (100 °С), и кровь закипает. При этом окружающая среда имеет температуру около 37 °С, что гораздо ниже температуры насыщения, поэтому пузырёк пара, который возникает при вскипании в окрестности торца, будет не только нарастать, но и быстро схлопываться по причине контакта с «холодным» (недогретым) окружением. Такое кипение называется кипением, недогретым до температуры насыщения или кипением с недогревом, а явление нарастания и последующего схлопывания пузырька – кавитацией. Лазерная кавитация на торце оптического волокна приводит к генерации разогретых затопленных струй, движущихся как к торцу, так и от торца вглубь жидкости. Эти струйки с большой скоростью движутся сквозь «холодную» окружающую среду и переносят до 95% тепла, генерируемого в результате лазерного нагрева жидкости. [3–4]

Если оптическое волокно установлено в трубку, заполненную водой и погруженную в ограниченный объём, то вытекающие и втекающие потоки разогретой жидкости в трубке, возникающие при росте и схлопывании кавитационного парового пузырька, приводят к интенсивным горизонтальным потокам жидкости в зазоре между дном кюветы и нижним торцом трубки. Показано, что в начальные моменты ускоренного роста и особенно в момент коллапса парового пузырька вблизи дна кюветы под нижним торцом трубки возникают мощные импульсы давления, способные эффективно влиять на поверхность дна кюветы, тогда как при схлопывании пузырька потоки жидкости устремлены в обратном направлении в трубку. Предполагается, что обнаруженные эффекты могут быть использованы для эффективной селективной очистки поверхности. [5]

В литературе мы не встретили работ, в которых обнаруженный эффект лазерной кавитации, такой как генерация разогретых затопленных струй, привлекался для рассмотрения механизма лечения патологических трубчатых и кистозных образований, а эффекты локального давления на поверхность и всасывания при кавитации в трубке – как вариант лечебного воздействия на раневую поверхность.

Цель исследования. На основе анализа результатов математического моделирования и экспериментальных данных показать возможные пути применения технологии лазерной кавитации в детской хирургии.

Материалы и методы. Возможность струй, образующихся при лазерной кавитации на торце оптического волокна, переносить тепло сквозь «холодную» окружающую жидкость и нагревать внутренние замкнутые оболочки полости, заполненной жидкостью, была подтверждена

при математическом моделировании рассматриваемого процесса [6–8]. Моделирование инверсионного ускоренного движения жидкости с эффектом всасывания, возникающего при кавитации на лазерном нагревательном элементе, помещённом в трубку, реализовано в коммерческом пакете Ansys Fluent 2021 с использованием метода «Volume of Fluid», в котором рассматривается двухфазная среда «вода–пар». [5, 9]

Эксперимент *in vivo* проведен на трёх кроликах породы Фландер весом 2300–3000 г. Кроликам под кетаминным наркозом под контролем ультразвукового исследования (УЗИ) в режиме реального времени в ткань печени устанавливали оптоволоконно с диаметром по кварцу 0,4 мм, по которому распространялось лазерное излучение с длиной волны 1,9 мкм и мощностью 2 Вт. После проведения эксперимента кролики выводились из опыта внутривенным введением хлороформа. Далее печень кролика удаляли и подвергали макро- и микроскопической оценке.

В клинике ЛИТ сосудистых мальформаций проведена у 180 детей в возрасте от 8 дней до 18 лет, из них у 97 детей мальформация была венозной, а у 83 пациентов – артериовенозной. Преимущественной локализацией мальформации были конечности 38,1 и 51,8 % и голова и шея – 36,1 и 30,1%, соответственно. ЛИТ проводили под наркозом 1,5 мкм-излучением и двойным (1,5+1,9 мкм) в непрерывном режиме при мощности 4 Вт. УЗИ-контроль в режиме реального времени выполняли с использованием линейного датчика с частотой 10–14 МГц. Отличным результатом лечения считали исчезновение внешних и клинических признаков мальформации. Хорошим результатом было достижение хорошего косметического эффекта и исчезновения болевого синдрома. Удовлетворительный результат – уменьшение болевого синдрома с незначительным косметическим эффектом. Неудовлетворительный результат – отсутствие эффекта от проводимого лечения. У единичных больных представлены результаты лечения с использованием технологии лазерной кавитации большой аневризимальной кисты малоберцовой кости и обширной инфицированной раны голени.

Статистический анализ данных выполнен в программе Statistica.

Результаты. В верхнем ряду рисунка 1 приведена теневая видеограмма затопленных струй, возникающих на разогретом торце оптоволоконно при значениях мощности лазера 7 Вт, 5 Вт, 3 Вт и 1,5 Вт соответственно. В нижнем ряду показано распространение горячей жидких струй в различные моменты времени при мощности лазерного излучения 3 Вт [10]. На рисунке видно, что при столкновении со стенками струи растекаются по внутренней поверхности стенок, пере-

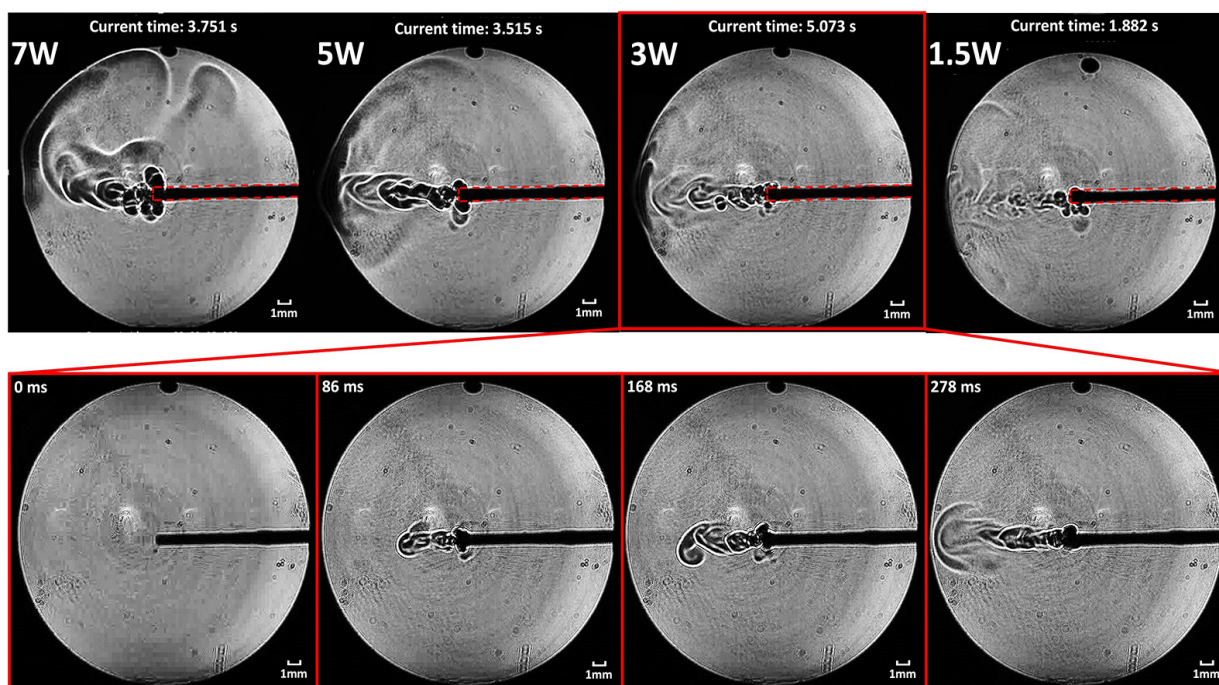


Рис. 1. Верхний ряд – теневое фото затопленных струй горячей жидкости внутри кюветы при значениях мощности лазера в 7 Вт, 5 Вт, 3 Вт, 1,5 Вт. Нижний ряд – положение горячей струи в разные моменты времени при мощности лазера 3 Вт

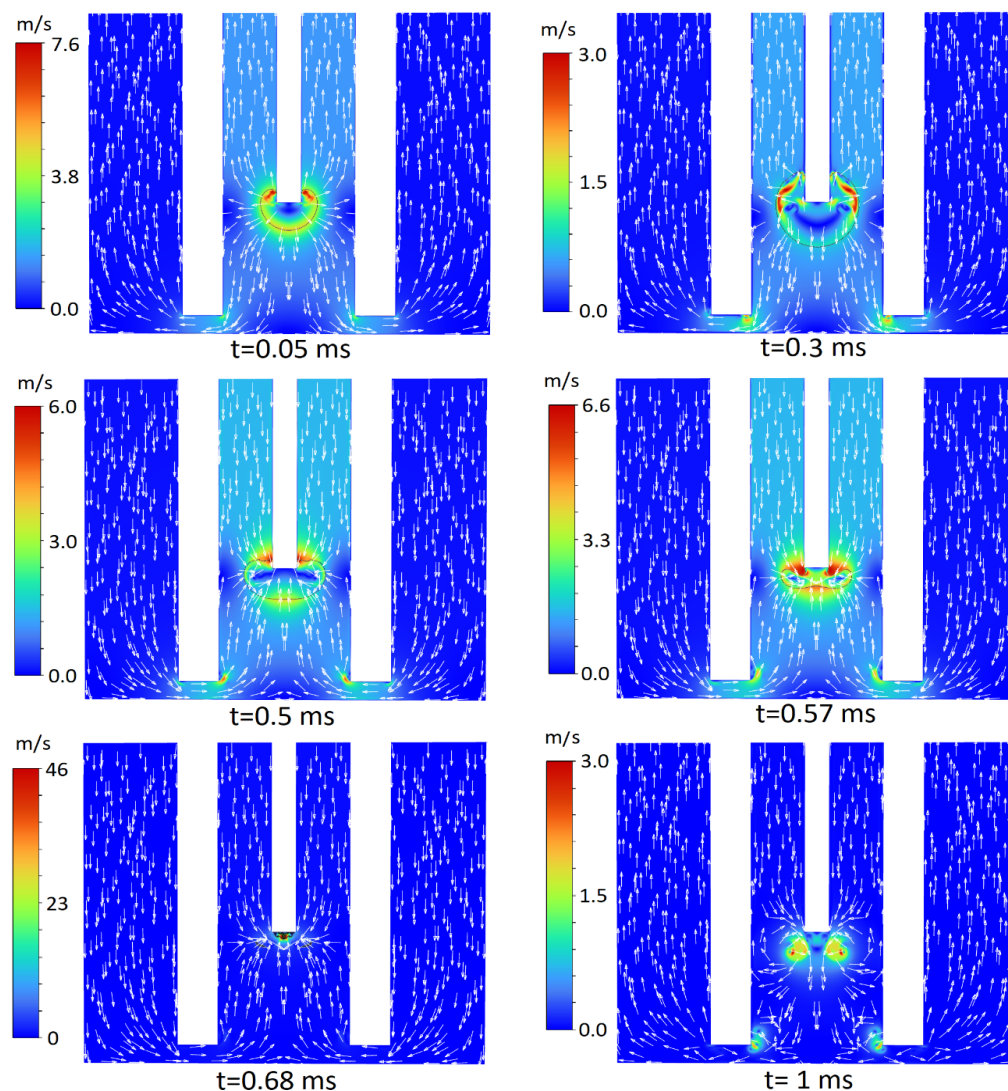


Рис. 2. Динамика паровой фазы кавитационного пузырька и потоков жидкости

давая им своё тепло. При этом больше всего тепла получает стенка, расположенная напротив торца оптического волокна.

На рисунке 2 представлены результаты численного моделирования роста и схлопывания парового пузырька в окрестности торца оптоволокну, расположенного в трубке. Первые два кадра при $t = 0,05$ мс, $t = 0,3$ мс показывают фрагменты роста парового пузырька, в процессе которого порождаются потоки, выталкивающие жидкость из трубки: направления указаны вверх и вниз в трубке. Следующие три кадра ($t = 0,5$ мс, $t = 0,57$ мс, $t = 0,68$ мс) охватывают период схлопывания парового пузырька. В этом случае картина меняется на противоположную – потоки воды в трубке устремляются к пузырьку. Пузырёк начинает втягивать жидкость в трубку вплоть до момента коллапса при $t = 0,68$ мс, когда он достигает минимальных размеров. В результате формируются струи, одна из которых (аксиальная) устремлена снизу к торцу оптоволокну, другая (радиальная) – сверху к центру пузырька [5]. В момент коллапса аксиальная струя сталкивается с торцом оптоволокну, что в итоге приводит к перестройке направления движения потоков жидкости с образованием тороидальных вихрей (кадр $t = 1$ мс).

Кипение с образованием струй разогретой крови наблюдается при проведении процедуры ЛИТТ печени кролика под контролем УЗИ в режиме реального времени (рис. 3).

Торцевое оптоволокну диаметром 0,4 мм (цифра 1 на рис. 2), по которому непрерывно распространяется лазерное излучение с длиной волны 1,9 мкм и мощностью 2 Вт, установлено в паренхиму печени кролика. В окрестности торца оптоволокну начинается кипение крови с образованием парогазовых пузырьков (цифра 2 на рис. 2). На рисунке область, куда рас-

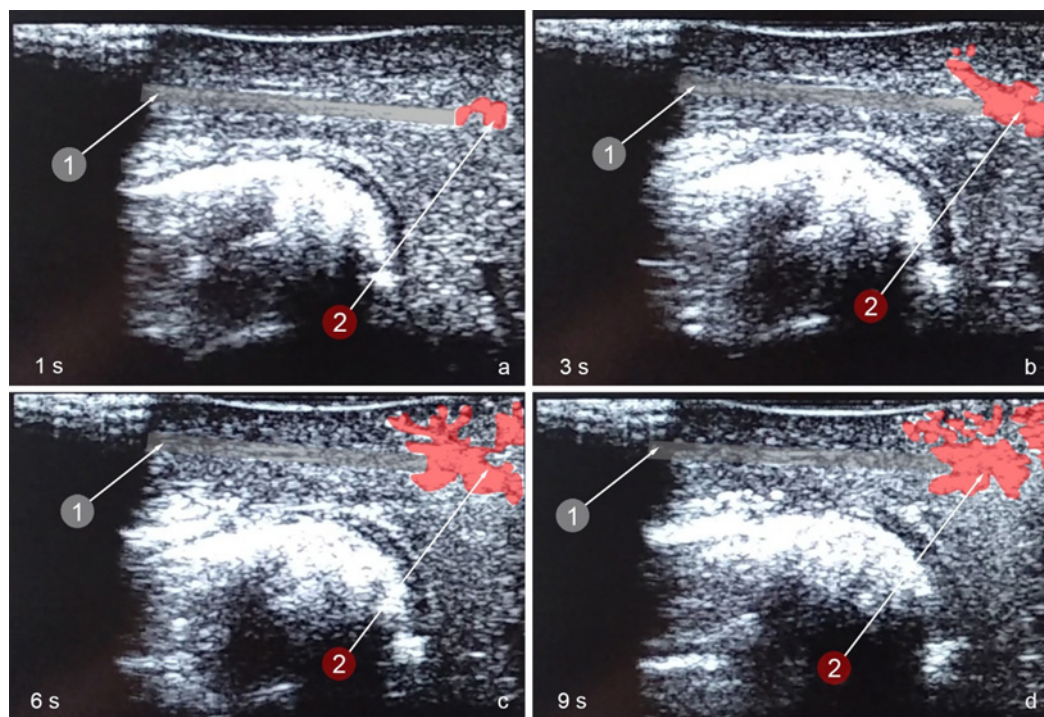


Рис. 3. Эхограмма кипения крови в окрестности торца оптоволоконна в сосудах печени кролика в различные моменты времени на 1, 3, 6 и 9 секунде от начала действия лазерного излучения с длиной волны 1,9 мкм. Цифрой (1) показано оптоволоконно диаметром 400 мкм, а цифрой (2) – область кипения, заполненная парогазовыми пузырьками (выделено красным цветом). Веерное распространение пузырьков газа по сосудам в сторону от очага прогрева указывает на движение потоков разогретой крови, в которых движутся пузырьки

пространяется нагретая кровь с пузырьками, выделена красным цветом. На УЗИ кипение с образованием струй определяется по веерному распространению парогазовых пузырьков по системе сосудов в сторону от очага прогрева, что указывает на движение потоков разогретой крови, в которых эти пузырьки, собственно, движутся. При микроскопическом исследовании ткани печени, подвергнутой лазерному нагреву, на границе с очагом коагуляции выявлена в 4 раза большая область диффузной гидропической дистрофии гепатоцитов с повреждением эндотелия только в относительно крупных сосудах, диаметром 0,1 мм и более. Это область вне зоны коагуляции, где повреждение эндотелия вызвано теплом, переносимым исключительно разогретыми струями крови (рис. 4).

В клинике различия по эффективности ЛИПТ сосудистых мальформаций с применением 1,5 мкм- и двойного 1,5+1,9 мкм-излучения наиболее ярко проявились по критерию кратности ЛИПТ до получения отличного или хорошего результата лечения. При венозной мальформации ЛИПТ 1,56 мкм-излучением у 33 (43,4%) из 76 больных через 3 и более месяцев пришлось повторить. В то же время при ЛИПТ двойным излучением повторное лечение из 21 ребенка выполнено только у одного (4,8%).

При артериовенозной мальформации для достижения хорошего результата необходимость повторного лечения возникала чаще, чем при венозной мальформации, однако преимущество ЛИПТ двойным излучением всё равно было наглядным. При ЛИПТ 1,5 мкм-излучением повторная лазерная коагуляция выполнена у 33 (55,0%) из 60 больных, а при ЛИПТ двухволновым излучением – только у 3 (13,0%) из 23 пациентов. Полученные различия статистически достоверны ($\chi^2 > 3,841$).

На рисунке 5 показан пример ЛИПТ венозной мальформации правой стопы у ребенка 16 лет. В возрасте 3 лет выполнена попытка иссечения образования, которая эффекта не дала. Образование увеличилось, и ребенка беспокоили боли в стопе при нагрузке. Амбулаторно под масочным севорановым наркозом выполнена внутритканевая лазерная коагуляция очага мальформации объемом 18 см³ под контролем УЗИ в режиме реального времени с использованием непрерывного двойного 1,5+1,9 мкм-излучения с общей мощностью 4 = 2+2 Вт в течение

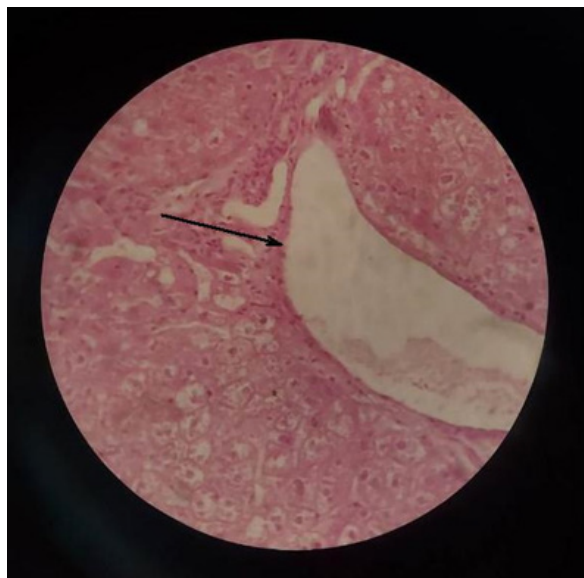


Рис. 4. Микроскопическая картина печени кролика на границе с очагом коагуляции. Окраска гематоксилин-эозин. Увеличение в 650 раз. Стрелкой показан поврежденный эндотелий сосуда диаметром 0,1 мм



Рис. 5. Внешний вид венозной мальформации правой стопы у ребенка 16 лет

ние 117 сек. Оптическое кварц-кварцевое волокно диаметром 0,4 мм вводили с медиальной стороны от очага мальформации через здоровые ткани путем контактной лазерной перфорации мягких тканей в том же режиме. Лазерная перфорация здоровых мягких тканей «голым» оптическим волокном на пути к очагу мальформации и коагуляция этого канала при извлечении волокна позволяют избежать кровотечения из очага сосудистой мальформации. Коагуляцию всего очага проводили путем верного продвижения оптического волокна на разных эшелонах, так, чтобы весь очаг закрылся гиперэхогенным облачком, сформированным как образующимися парогазовыми пузырьками, так и скоагулированной тканью.

На рисунке 6 представлены эхограмма венозной мальформации правой стопы исходно и фрагмент эхограммы во время внутритканевой лазерной термотерапии, на котором визу-



Рис. 6. Эхограмма венозной мальформации правой стопы исходно (слева) и фрагмент эхограммы (справа) во время внутритканевой лазерной термотерапии – визуализируется светлое гиперэхогенное оптическое волокно (светлая полоса указана стрелкой), впереди него и над ним – множественные эхогенные парогазовые пузырьки

ализируется светлое гиперэхогенное оптическое волокно, и впереди, и над ним – множественные эхогенные парогазовые пузырьки.

Среди костных кист самыми сложными для лечения являются аневризмальные кисты. Приводим пример успешной лазерной термотерапии аневризмальной кисты коротковолновым инфракрасным 1,5 мкм-излучением. Девочка 10 лет с аневризмальной кистой верхней трети левой малоберцовой кости. Ранее безуспешно проводилась лазерная внутрикостозная термотерапия кисты 0,97 мкм-излучением (рис. 7).

Под наркозом была выполнена 1,5 мкм-лазерная термотерапия кисты. При этом торцевое оптическое волокно заводили в кисту со стороны малоберцового нерва, чтобы тепловой поток был направлен от нерва в безопасную медиальную сторону. Через два года наблюдается полная нормализация структуры левой малоберцовой кости, т. е. выздоровление. На коже по передней поверхности голени остался небольшой атрофический рубец вследствие ожога кожи на стороне, противоположной от расположения малоберцового нерва, куда был направлен основной поток кумулятивных горячих струй, генерируемых на торце оптического волокна (рис. 8).

Лазерная кавитация ран была разработана на основе эффекта инверсионного движения жидкости, возникающего при кавитации на лазерном нагревательном элементе в трубке [9]. Аналогами разработанного нами способа лазерной кавитации острых и хронических инфицированных ран были методы лазер-активированной ирригации в стоматологии [11–12]. Было найдено простое решение создать трубку из обрезанного колпачка иглы для внутривенных инъекций с постоянным подведением ирриганта с помощью системы для инфузий так, чтобы торцевое оптического волокна постоянно находился в столбе жидкости высотой около 10 мм. На рисунках 9–12 показан пример использования лазерной кавитации в трубке для лечения раны у

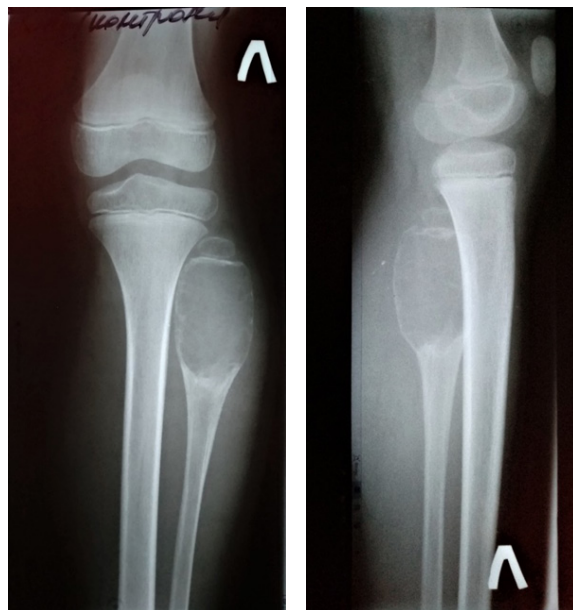


Рис. 7. Рентгенограммы ребенка 10 лет с аневризмальной кистой проксимальной части левой малоберцовой кости (указано стрелкой)

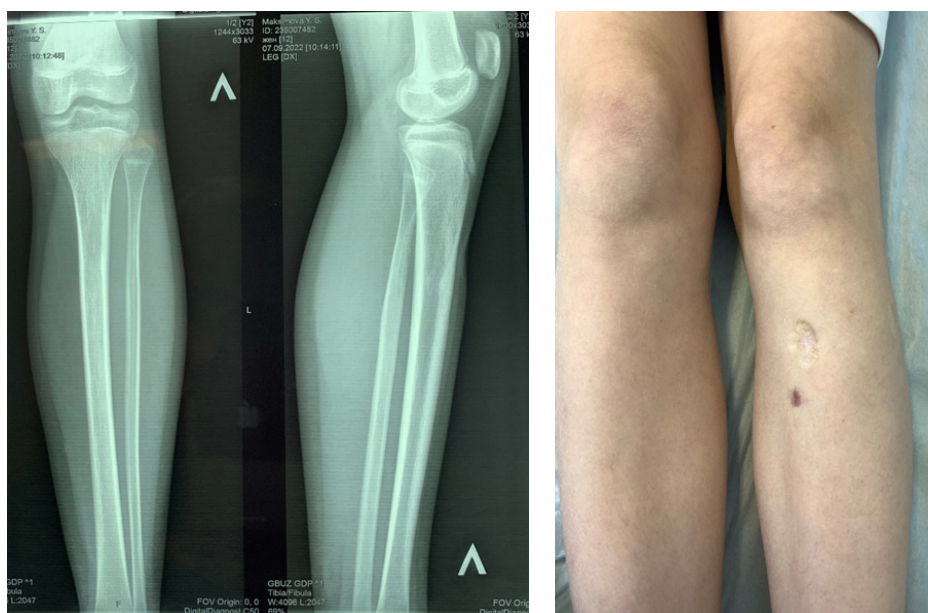


Рис. 8. Рентгенограмма костей левой голени и внешний вид голени через 2 года после 1,5 мкм-лазерной термотерапии аневризмальной кисты проксимальной части левой малоберцовой кости. Виден атрофический рубец переднемедиальной поверхности левой голени (указано стрелкой)



Рис. 9. Вид некроза кожного лоскута на передней поверхности правой голени у ребенка 12 лет после иссечения обширного меланоцитарного невуса и рана на 6 сутки после некрэктомии

ребенка 12 лет. Ранее у больной было выполнено иссечение обширного меланоцитарного невуса передней поверхности правой голени, которое осложнилась некрозом кожного лоскута. После некрэктомии образовалась инфицированная рана площадью 54 см² (рис. 9).

Результат бактериологического исследования раны – *St. epidermidis* 10⁵. Лазерная кавитация раны выполнена разработанным устройством 1,9 мкм-излучением в непрерывном режиме с мощностью 3 Вт с экспозицией 4 сек. на каждый участок раны площадью 0,28 см², соответствующий внутреннему диаметру рабочей части устройства. Трубку размещали в 1 мм от поверхности раны. Столб ирриганта в трубке, постоянно вытекающего на рану в образованное щелевидное пространство, поддерживали, пополняя его с помощью инфузионной системы со скоростью 60 капель в минуту (рис. 10).

Общее время каждого сеанса лазер-активированной ирригации раны составило 13 минут. В качестве ирриганта использовали 0,05% водный раствор хлоргексидина биглюконата.

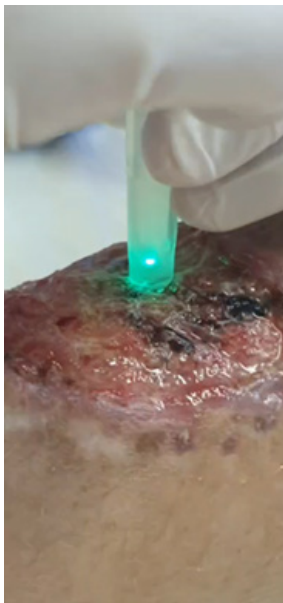


Рис. 10. Вид лазерной кавитации раны. В пластиковой трубке – столб водного раствора и оптическое волокно с подсветкой зеленым пилотным излучением

Всего было проведено 9 ежедневных сеансов лазер-активированной ирригации раны с перерывом в выходные дни. Рана очистилась, покрылась сочной грануляционной тканью и на 14 сутки после некрэктомии была успешно закрыта свободным перфорированным дерматомным лоскутом (рис. 11–12).

Обсуждение. В эксперименте и клинике использование эффекта генерации горячих затопленных струй при кавитации на торце оптического волокна, погруженного в жидкость, под действием коротковолнового инфракрасного излучения с длиной волны 1,5 и 1,9 мкм, хорошо поглощаемого водой, показало высокую эффективность при проведении ЛИП очагов со сложной трубчатой или кистозной структурой. В то же время, если такой очаг включает в себя важные анатомические образования, например, нервные стволы, имеется риск их теплового повреждения. Возможен ожог кожи, если прогреваемая полостная структура выходит на поверхность, как это бывает при венозной мальформации [13]. Зная механизмы теплообразования и теплопередачи при ЛИП с эффектом лазерной кавитации, мы можем сознательно направить тепловые потоки вне опасной зоны и предусмотреть варианты локального охлаждения кожи при проведении ЛИП. Большая эффективность ЛИП двойным 1,5+1,9 мкм-излучением требует дальнейшего анализа, чтобы понять, чем обусловлено данное преимущество – большим поглощением 1,9 мкм-излучения водой или большим разнообразием калибра образующихся при лазерной кавитации горячих затопленных струй. Лазерная кавитация в трубке, погруженной в жидкость, характеризуется инверсионным движением жидкости с эффектом всасывания и давления на поверхность. Механизмы воздействия на рану до конца не понятны. Скорее всего, эффект очищения раневой поверхности обусловлен не



Рис. 11. Вид раны через 14 суток после некрэтомии и 9 сеансов лазерной кавитации с использованием 1,9 мкм-излучения и 0,05% раствора хлоргексидина биглюконата в качестве ирриганта в день проведения пластики свободным дерматомным перфорированным кожным лоскутом (фото справа)



Рис. 12. Вид раны на 6 сутки после кожной пластики

только механическим воздействием, но и благоприятным влиянием на клетки раны, например, на различные фагоциты.

Выводы:

1. Понимание эффектов лазерной кавитации служит основой для разработки новых биомедицинских технологий, в частности, как представлено в настоящей работе, эффективной лазерной термотерапии различных патологических полостных структур и лечения инфицированных ран.

2. Требуется дальнейшее изучение эффектов лазерной кавитации и возможности их применения в медицине, в том числе в детской хирургии.

Это исследование было одобрено этическим комитетом Южно-Уральского государственного медицинского университета Министерства здравоохранения Российской Федерации и комиссией по биомедицинской этике Тихоокеанского океанологического института ДВО РАН им. В.И. Ильичева.

Литература/References

1. Riordan M, Tovar-Spinoza Z. Laser induced thermal therapy (LITT) for pediatric brain tumors: case-based review. *Transl. Pediatr.* 2014;3(3):229-235. doi: 10.3978/j.issn.2224-4336.2014.07.07
2. Минаев В.П., Богачев В.Ю., Капериз К.А. Эндовенозная лазерная коагуляция варикозно расширенных вен: эволюция продолжается. *Амбулаторная хирургия.* 2023;20(1):174-184. <https://doi.org/10.21518/akh2023->

002 [Minaev V.P., Bogachev V.Yu., Kaperiz K.A. Endovenous laser coagulation of varicose veins: evolution continues. *Ambulatory Surgery*. 2023;20(1):174-184. <https://doi.org/10.21518/akh2023-002> (In Russ.)].

3. Чудновский В.М., Юсупов В.И., Дыдыкин А.В., Невожай В.И., Кисилёв А.Ю., Жуков С.А., Баграташвили В.Н. Лазероиндуцированное кипение биологических жидкостей в медицинских технологиях. *Квантовая электроника*. 2017; 47 (4): 361 – 377. <https://doi.org/10.1070/QEL16298> [Chudnovskii, V. M., Yusupov, V. I., Dudykin, A. V. E., Nevozhai, V. I., Kisilev, A. Y., Zhukov, S. A., Bagratashvili, V. N. Laser-induced boiling of biological liquids in medical technologies. *Quantum Electronics*. 2017; 47(4), 361-370. <https://doi.org/10.1070/QEL16298> (In Russ.)]

4. Fursenko R.V., Chudnovskii V.M., Minaev S.S, Okajima J. Mechanism of high velocity jet formation after a gas bubble collapse near the micro fiber immersed in a liquid. *International Journal of Heat and Mass Transfer*. 163 (2020) 120420 <https://doi.org/10.1016/j.ijheatmasstransfer.2020.120420> 0017-9310/© 2020

5. Гузев М.А. Василевский Ю.В., Дац Е.П., Абушкин И.А, Хайдуков Е.В., Чудновский В.М. Лазерная кавитация в трубке, погруженной в ограниченный объем, заполненный жидкостью. Доклады Российской Академии наук. Физика, Технические науки. 2024; 519: 19-25. doi: 10.31857/S2686740024060037 [Guzev M.A., Vassilevski Y.V., Dats E.P., Abushkin I.A., Khaydukov E.V., Chudnovskii V.M. Laser cavitation in a tube immersed in a confined volume filled with liquid. *Reports of the Russian Academy of Sciences. Physics, Technical Sciences*. 2024; 519 (1):19-25. doi: 10.31857/S2686740024060037 (In Russ.)]

6. Kulik A.V., Mokrin S.N., Kraevskii A.M., Minaev S.S., Guzev M.A., Chudnovskii V.M. Features of dynamics of a jet flow generated on a laser heater by surface boiling of liquid // *Technical Physics Letters*. 2022; 48 (1): 60-63. doi: 10.21883/TPL.2022.01.52472.18949.

7. Mokrin S.N., Tereshko D.A., Kulik A.V., Minaev S.S., Abushkin I.A., Chudnovsky V.M. Selective Laser Heating of Closed Cavity Shells Filled with Liquid. *Doklady Physics*. 2022; 67 (12): 491–494. doi: 10.1134/S1028335822120047.

8. Mokrin S., Tereshko D., Kulik A., Abushkin I., Nevozhai V., Minaev S., Guzev M., Chudnovskii V. Physical mechanisms of laser thermotherapy of cysts. *Heat Transfer Research*. 2023; 54(4): 11–24. doi: 10.1615/HeatTransRes.2022045063.

9. Чудновский В.М., Гузев М.А., Дац Е.П., Кулик А.В. Эффект ускоренного всасывания жидкости в трубке при лазерной кавитации на лазерном нагревательном элементе. Доклады Российской академии наук. Физика, технические науки. 2023; 513: 41–47. doi: 10.31857/S2686740023060056 [Chudnovsky V.M., Guzev M.A., Datz E.P., Kulik A.V. Effect of accelerated suction of liquid in a tube at laser cavitation on a laser heating element. *Reports of the Russian Academy of Sciences. Physics, Technical Sciences*. 2023; 513: 41-47. doi: 10.31857/S2686740023060056 (In Russ.)].

10. Мокрин С.Н., Гузев М.А., Терешко Д.А., Кулик А.В., Минаев С.С., Абушкин И.А., Чудновский В.М. Селективный лазерный нагрев оболочек замкнутых полостей, заполненных жидкостью. Доклады Российской академии наук. Физика, Технические науки. 2022; 507: 68–72. doi: 10.31857/S2686740022060128 [Mokrin S.N., Guzev M.A., Tereshko D.A., Kulik A.V., Minaev S.S., Abushkin I.A., Chudnovsky V.M. Selective laser heating of closed cavity shells filled with liquid. *Reports of the Russian Academy of Sciences. Physics, Technical Sciences*. 2022; 507: 68-72. doi: 10.31857/S2686740022060128 (In Russ.)].

11. Meire M., De Moor R.J.G. Principle and antimicrobial efficacy of laser-activated irrigation: A narrative review // *International Endodontic Journal*. – 2024. – N 7 (57). – P. 841-860. doi: 10.1111/iej.14042.

12. Volk M., Šavli D., Molan K., Terlep S., Levicnik-Höfferle S., Trost M., Gašpirc B., Lukac M., Jezeršek M., Stopara D. Er:YAG laser biofilm removal from zero-gap periodontal/peri-implant model system mimicking clinical attachment loss. *Journal of Biomedical Optics*. 2025; 30(2): 025002-(1-11). doi: 10.1117/1.JBO.30.2.025002.

13. Abushkin I.A., Privalov V.A., Lappa A.V., Minaev V.P. Fiber 1.56-1.9 μm lasers in treatment of vascular malformations in children and adults. *Progress in Biomedical Optics and Imaging. Proceedings of SPIE*. 2013, vol. 8565, a. 85650V. ISSN 1605-7422. doi: 10.1117/12.2003405.