

УДК 544.032.65

Лазерно-струйное устройство с прямым вводом излучения в жидкостной лучевод

© 2018 г. **Н. А. Грязнов, канд. физ.-мат. наук; Д. А. Горячкин; Е. Н. Соснов; С. В. Титов; К. Ю. Сенчик, доктор мед. наук**

Центральный научно-исследовательский и опытно-конструкторский институт робототехники и технической кибернетики, Санкт-Петербург

E-mail: d.goryachkin@rtc.ru; dmitrigor@mail.ru

Поступила в редакцию 10.08.2018

DOI:10.17586/1023-5086-2018-85-12-15-23

Рассмотрено устройство для реализации известного принципа канализации лазерного излучения в тонкой ламинарной струе жидкости (лучевод), которая служит средством доставки излучения на объект и средством охлаждения. Используется устойчивая ламинарная струя жидкости с достаточно большим диаметром 0,3–0,8 мм при скорости истечения порядка 10 м/с и новый принцип ввода лазерного излучения в струю непосредственно из кварцевого оптоволоконна в жидкостной лучевод. В результате удаётся выполнить устройство ввода простым, малогабаритным, гибким и мобильным.

При уровне мощности доставленного по струе излучения до 4 Вт продемонстрирована возможность тонкой обработки листового полистирола, а также рассечение моделей кроветворных биологических тканей без пригорания и карбонизации шва и прилегающих к нему областей.

Ключевые слова: лазерная струя, иттербиевый волоконный лазер, холодная абляция.

Коды OCIS: 140.3390.

1. ВВЕДЕНИЕ

При прецизионном раскрое материалов, так же как и при рассечении биологических тканей, с помощью лазерного излучения очень важно избежать повреждения (оплавления или обгорания) прилегающих ко шву областей. Этого можно добиться, в частности, за счёт использования эффекта канализации воздействующего луча в тонкую ламинарную струю жидкости. При подобном подходе струя является световодом для доставки излучения в зону воздействия, с одной стороны, и обеспечивает удаление тепла и продуктов обработки, охлаждая объект за пределами зоны обработки. Поскольку струя-световод сохраняет постоянное сечение на достаточно большом расстоянии (единицы сантиметров), обработка объектов сложного рельефа не требует дополнительных устройств для перефокусировки пучка.

Одна из возможных конфигураций устройства для реализации принципа лазерной струи (“Laser microjet”), реализованная фирмой Synova, Швейцария, подробно описана в литературе [1–3]. Специальная конфигурация микросопла и пло-

ского питающего резервуара над ним позволяет при оптимальном выборе давления жидкости сформировать кольцевую отрывную зону струи вокруг верхней кромки сопла. При точной фокусировке пучка лазерного излучения в центральную область струи, вследствие наличия отрывной зоны, удаётся избежать контактов мощного лазерного излучения с материалом сопла и без потерь ввести пучок в водяной лучевод.

Таким способом устойчиво формируются микроструи (на основе воды, минеральных масел и т.д.) диаметром в несколько десятков микрон. Как показал опыт многолетнего промышленного применения (см. [2, 3]), устройство “Laser microjet” позволяет производить ультратонкую обработку глубоких отверстий, обработку твёрдых материалов, поверхностей тонких трубок и, в частности, изготавливать коронарные медицинские стенты высокого качества.

В то же время для ряда применений, в частности, для обработки легкоплавких пластиков [4], для рассечения мягких биологических тканей [5] требования к плотности энергии лазерного излучения

по сравнению со значениями, характерными для известного устройства “Laser microjet” (Synova), могут быть значительно снижены. Поэтому, применив струю большего диаметра, можно сохранить преимущества, связанные с использованием принципа доставки лазерного излучения по водяному световоду и реализовать принцип лазерной струи в новом существенно более простом устройстве, созданию и исследованию которого посвящена настоящая работа.

2. ОПИСАНИЕ ЛАЗЕРНО-СТРУЙНОГО УСТРОЙСТВА

Схемы, поясняющие принцип лазерно-струйной обработки с доставкой излучения по жидкостному лучеводу в известном устройстве Laserjet и в предлагаемой конфигурации, показаны на рис. 1 (а) и (б).

В известной системе (рис. 1 (а)) (см., например, [3]) излучение лазера 1 после доставки по оптоволокну 2 расширяется коллиматором 3 и попадает на линзу 4, фокусирующую излучение через окно 5 в плоскость сопла 6. Далее излучение по водяному световоду 7 доставляется на объект обработки 8. Окно 5, разделяющее водяную (заштрихована) и воздушную среды, изготовлено из прозрачного для лазерного излучения материала (оптическое стекло) и располагается вблизи плоскости фокусировки излучения. Поэтому, его нижняя грань, граничащая с жидкостью, подвергается значительным лучевым нагрузкам и риску возникновения оптического пробоя в особенности, если на неё нанесено просветляющее покрытие. Жидкость может подаваться в инструмент через несколько отверстий 9, расположенных симметрично отно-

сительно оси струи 7 (вакуумные уплотнения на рисунке не показаны).

В устройствах для лазерно-струйной обработки фирмы Synova предполагается локализация лазерного излучения в очень тонкой микро-струе диаметром в несколько десятков микрон. Формирование подобных устойчивых струй требует необходимости использования высоких (более сотни бар) давлений тщательно отфильтрованной жидкости и микросопел из твёрдых материалов, имеющих высокую точность и чистоту обработки. Технология изготовления подобных сопел уникальна, причём для их изготовления наиболее рациональным представляется использование самой же технологии “Laser microjet”.

Увеличение диаметра струи-световода приводит к снижению плотности энергии на образце и к ограничению возможностей обработки, но при этом существенно упрощает устройство для формирования ламинарной устойчивой струи. Как показали проведённые нами эксперименты, водяные струи диаметром от 0,3 до 0,8 мм устойчивы при скоростях, не превышающих десятка метров в секунду, давлениях 3–5 бар и могут формироваться в простых цилиндрических соплах, изготавливаемых точным сверлением. В результате, в лазерно-струйном устройстве требования, предъявляемые к системе формирования струи, резко упрощаются, а сам лазерно-струйный инструмент перестаёт быть уникальным.

Кроме этого, увеличение диаметра струи позволяет применить принципиально новую и простую конфигурацию узла ввода излучения с непосредственным переходом пучка из кварцевого оптоволокну в жидкостной лучевод и исключить, таким

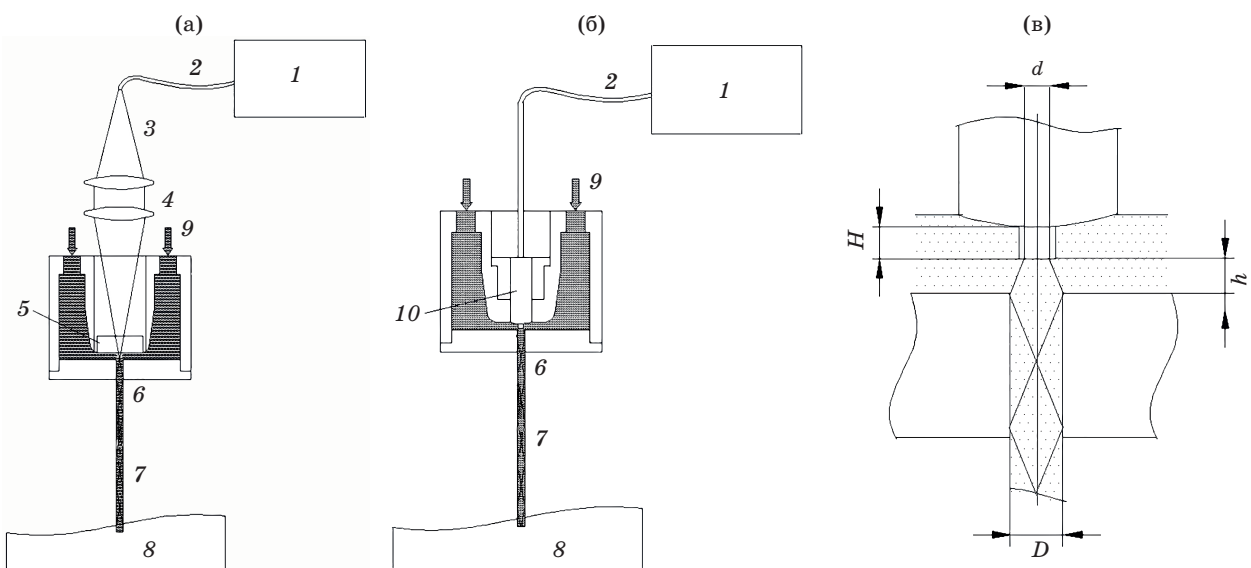


Рис. 1. Схема лазерно-струйной обработки с системой ввода излучения в сопло с фокусировкой (а) и с прямым вводом излучения (б); узел ввода в увеличенном виде (в).

образом, необходимость использования дополнительных оптических элементов.

В устройстве прямого ввода, показанном на рис. 1 (б), система фокусировки исключена, а оптоволокно 2 через разделительный элемент 10, например, через стандартную феррулу оптоволоконного разъёма SMA, вводится непосредственно внутрь герметичной полости лазерного инструмента таким образом, чтобы открытый полированный торец оптоволоконного сопла располагался напротив оси сопла 6. В наших экспериментах исследовались и сравнивались оба устройства ввода, показанные на рисунке.

Длина волны лазера в лазерно-струйном устройстве обычно выбирается в области поглощения обрабатываемого материала и в области прозрачности жидкости, формирующей струю. В наших экспериментах, как и в основном количестве промышленных установок Synova, использовалось излучение на длине волны около 1,06 мкм. Отметим, что выбор данной длины волны для воды не является идеальным, так как её коэффициент поглощения в этом случае составляет приблизительно $0,16 \text{ см}^{-1}$ (см. [3]), и при длине струи 5 см потери мощности в ней составляют порядка 50%.

В качестве основного источника излучения нами использовался иттербиевый волоконный импульсно-периодический лазер ООО «НТО ИРЭ-Полюс» YLPM-1-4-200-20-20 со средней мощностью до 20 Вт. Значения энергии в импульсе составляли 200–300 мкДж при длительности 100 нс и частоте следования импульсов 50 кГц, что соответствовало пиковой мощности 2–3 кВт. Лазер имел встроенный коллиматор, и его излучение либо фокусировалось в сопло линзой, как показано на рис. 1 (а), либо вводилось в стандартное многомодовое оптоволоконно 315/400 мкм с диаметром ядра $d = 315 \text{ мкм}$ при $NA = 0,22$. Длина кварцевого оптоволоконного кабеля от лазера до мобильного лазерного инструмента могла варьироваться от единиц до десятка метров.

В ряде опытов для визуальной оценки устойчивости водяной струи по методике, продемонстрированной в работе [2], в струю вводилось непрерывное излучение лазерной указки на длине волны вблизи 530 нм с мощностью до 200 мВт. Нарушение устойчивости и «развал» лучевода фиксировались по яркому свечению выходящего излучения в месте нарушения полного внутреннего отражения. Типичные фотографии прохождения излучения по устойчивому (а) и развалившемуся (б) световоду приведены на рис. 2.

Видно, что на рис. 2 (а) фотографии излучение доходит до стеклянной полированной пластинки (окна), установленной на дне поддона на расстоянии 15 см от среза сопла, а на рис. 2 (б) вываливается из струи примерно посередине. Струя разбивалась на передней грани пластинки на мельчайшие капли,

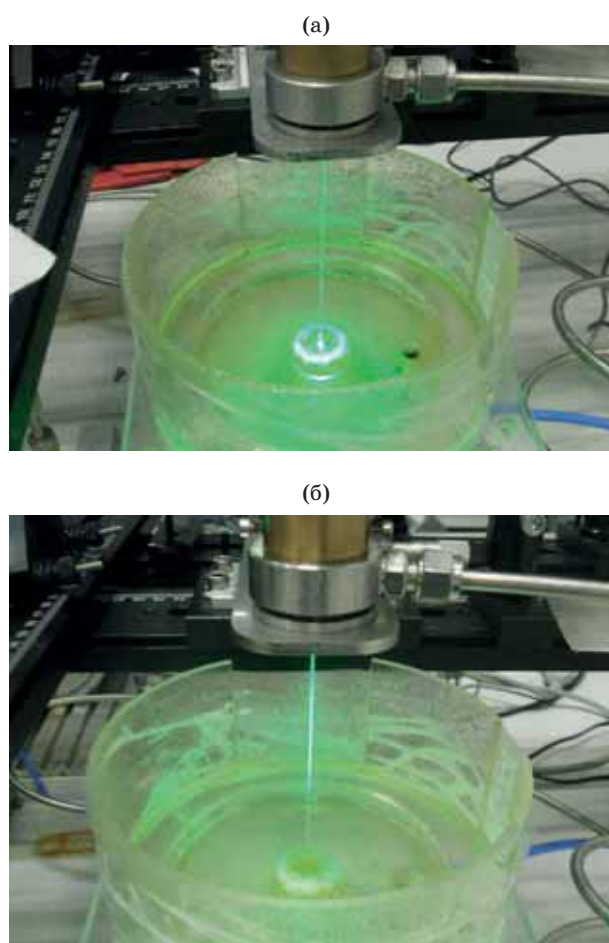


Рис. 2. Фотография устойчивой (а) и неустойчивой (б) струи-лучевода.

а доставленное излучение проходило через окно насквозь, за которым на расстоянии порядка 4 см устанавливался измеритель мощности лазерного излучения PM-10 (фирмы Coherent) с диаметром апертуры 15 мм, по которому оценивалась мощность, доставленная по струе на объект обработки.

Отметим, что нами предпринимались попытки ввода в струю и более мощного излучения иттербиевого волоконного лазера YLPP-1-150-30-M, ООО «НТО ИРЭ-Полюс», со средней мощностью до 30 Вт, длительностью импульса 5 нс, энергией до 1 мДж и частотой следования импульсов 30 кГц. Пиковая мощность излучения в этом случае достигала 200 кВт.

При столь высокой плотности пиковой мощности, превышающей $6,4 \times 10^8 \text{ Вт/см}^2$ при диаметре пятна 200 мкм, в ряде случаев в области фокусировки излучения в сопло наблюдалось закипание жидкости, сопровождавшееся появлением мельчайших пузырьков и акустического шума. Это согласуется с оценками пороговых мощностей пробы для излучения на длине волны 1,06 мкм в воде,

составляющих по данным работы [6] от 6×10^7 Вт/см² для непрерывного излучения до 10^9 Вт/см² для наносекундных импульсов. Имелись и проблемы с повреждением входных торцов оптоволокон с диаметрами ядра 315 мкм при попытках ввода в них лазерного излучения, что также количественно согласуется с ограничениями лучевой стойкости оптоволокон по пиковой мощности, известными из литературы [7].

Были испытаны изготовленные из металла сопла цилиндрической формы с диаметрами D , равными 0,3, 0,5 и 0,8 мм и высотами от 1,5 до 10 мм. Вода подавалась от обычного водопровода, давление могло варьироваться, его максимальное значение составляло 3,5 бар. Как показали эксперименты, с точки зрения устойчивости струи предпочтительный диаметр сопла в диапазоне давлений от 2,5 до 3,5 бар составил $D = 0,5$ мм при высоте цилиндра 1,5–2 мм. Скорость струи составляла порядка 10 м/с.

Результаты измерений мощности, доставленной по водяной струе диаметром 0,5 мм, при вво-

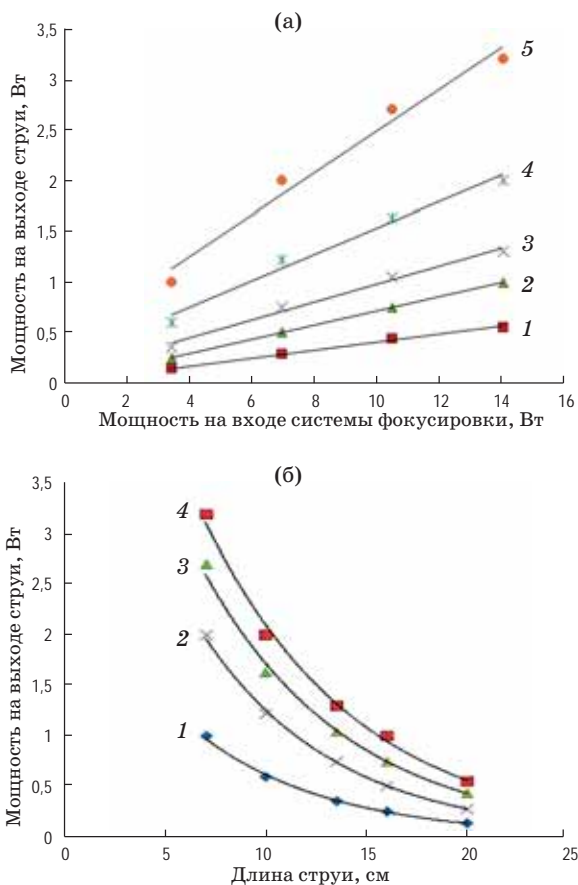


Рис. 3. Мощность излучения, доставленная по лучеводу при различных длинах струи (а), составляющих 20 (1), 16 (2), 13,5 (3), 10 (4) и 7 (5) см, и при различных уровнях мощности лазера (б), составляющих 3,5 (1), 7 (2), 10,5 (3) и 14 (4) Вт.

де излучения с фокусировкой показаны на рис. 3. Видно, что для фиксированной длины струи рост мощности излучения на входе в систему фокусировки приводил к линейному росту выходной мощности на измерителе (см. рис. 3 (а)). Для фиксированного уровня энергетике на входе мощность излучения вдоль длины струи уменьшалась по экспоненте, соответствующей коэффициенту поглощения воды порядка 0,14–0,15 см⁻¹, что близко к известному из литературы значению (0,16 см⁻¹, см. [3]).

Наибольшая доставленная мощность составила 3,2 Вт при длине лучевода 7 см и 2 Вт при длине 10 см. При этом мощность на входе в систему фокусировки составляла 14 Вт. Большая разница в измеряемой доставленной мощности и падающей мощности объясняется, прежде всего, потерями излучения в струе. Дополнительные потери вносятся непросветлённым разделительным окном в форсунке (см. рис. 1 (а)), приёмным окном в поддоне (см. рис. 2), а также тем, что в измеритель мощности РМ-10, установленный за приёмным окном, вследствие большой числовой апертуры водяного световода, попадало по нашим оценкам около 80% мощности, доставляемой на окно по струе.

В экспериментах с прямым вводом излучения лазера в жидкостной световод (см. рис. 1 (б, в)) полированный торец оптоволокон с диаметром ядра $d = 315$ мкм и $NA = 0,22$, заделанный в феррулу разъёма SMA диаметром 2,5 мм, размещался непосредственно над соплом с диаметром $D = 0,5$ мм точно по его оси. Причём, выходной торец выступал из феррулы на расстояние H , оптимальное значение которого оказалось равным 2–3 мм. Когда торец был заполирован вровень с торцом феррулы, при наибольших уровнях передаваемой мощности при погружении в воду в ряде случаев наблюдалось вскипание жидкости по периметру вклейки оптоволокон.

Как показали эксперименты, ввод излучения из оптоволокон может осуществляться с минимальными потерями при условиях, что диаметр оболочки оптоволокон меньше диаметра сопла, а полированный торец приподнят над верхней плоскостью сопла на расстояние h , не превышающее

$$h \leq (D - d) / \left\{ 2 \operatorname{tg} \left[\arcsin \left(NA / n_l \right) \right] \right\},$$

где NA — значение числовой апертуры кварцевого волокна в воздухе, а n_l — коэффициент преломления жидкости, формирующей световод (для воды $n_l = 1,33$). Наибольшее возможное удаление торца волокна от сопла, вычисленное по формуле, составляет для воды $h = 0,55$ мм.

В случае прямого ввода потери излучения были меньше, и на выходе струи диаметром 0,5 мм

и длиной 10 см было получено лазерное излучение с мощностью до 4 Вт, т.е. вдвое больше, чем в случае традиционного ввода с фокусировкой. Расстояние h было выбрано равным 0,4 мм, однако при его изменении от 0,2 до 0,5 мм доставленная мощность изменялась незначительно. Наибольшая длина устойчивой струи составляла 20 см.

3. РЕЗУЛЬТАТЫ ЭКСПЕРИМЕНТОВ ПО ЛАЗЕРНО-СТРУЙНОЙ ОБРАБОТКЕ ПЛАСТИКА

Эксперименты по обработке проводились в конфигурации прямого ввода мощности в струю диаметром 0,5 мм. Излучение лазера подавалось в форсунку по гибкому оптоволокну. Водопроводная вода при давлении порядка 3–3,5 бар подавалась в форсунку с оптоволоком по гибкой трубке, поэтому инструмент был подвижным и передвигался относительно неподвижных образцов так, чтобы струя с лазерным излучением была примерно перпендикулярна поверхности образца.

Перемещение поперёк образца осуществлялось либо вручную, либо с помощью моторизованного двухкоординатного столика 2TS16-SM с контроллером (ООО «Авеста-проект»). Расстояние от сопла до образца (длина струи) составляло порядка 8–10 см, так что доставляемая мощность соответствовала примерно 3,5–4 Вт. Скорость перемещения форсунки на столике была 0,5 мм/с, струя-световод при этом ориентирована горизонтально. Отметим, что скорость истечения воды из сопла была достаточной, чтобы при длине горизонтальной струи до 20 см визуально не наблюдалось ни загиба струи под действием силы тяжести, ни какого-либо развала водяного лучевода с выходом из него излучения до контакта с объектом обработки.

Примеры обработки листового чёрного полистирола толщиной 2 мм показаны на рис. 4 (а) и (б). Края шва и отверстия достаточно резкие и не имеют нагара. Ширина шва, а также входной и выходной диаметры отверстия соответствуют

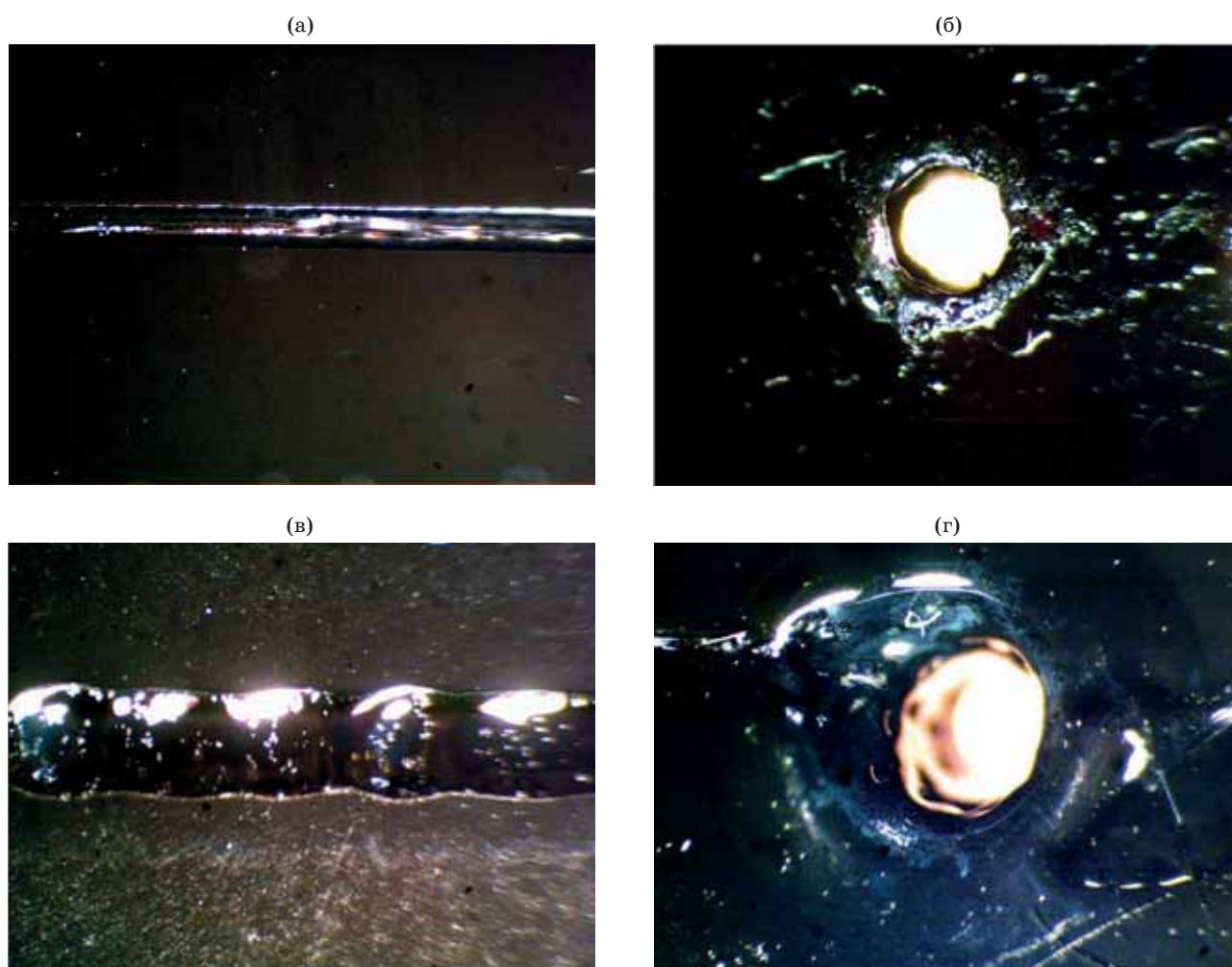


Рис. 4. Примеры обработки полистирола излучением лазера в струе (а, б) и при воздушной фокусировке (в, г).

диаметру сопла, равному 0,5 мм. Для сравнения на рис. 4 (в) и (г) показаны результаты обычной воздушной обработки образца с фокусировкой излучения того же лазера с теми же энергетическими параметрами, что и параметры излучения, доставленного на образец по струе. Диаметр пятна фокусировки также подбирался равным диаметру струи 0,5 мм. Отметим, что масштаб увеличения для фотографий (а) и (в), а также для фотографий (б) и (г) был одним и тем же.

При воздушной фокусировке при той же скорости перемещения обработка сопровождалась сильным запахом и дымом. Ширина шва была большей, на его краях отмечались следы оплавления. Время прошивки сквозного отверстия при воздушной фокусировке заметно уменьшалось с 10–15 до 2–4 с. Отверстие имело заметно оплавленные края и ярко выраженную коническую форму: при выходном диаметре около 0,5 мм диаметр на входе превышал 1,5 мм.

Примеры сквозных пазов в полистироле толщиной 2 мм, полученных при лазерно-струйной обработке и при обычной фокусировке, показаны на рис. 5 (а) и (б) соответственно. Масштаб увеличения на фотографиях один и тот же. Видно, что края разреза на рис. 5 (а) почти не имеют следов оплавления, в то время как на рис. 5 (б) оплавление значительно, и стенки паза не вертикальны. Гантелеобразная форма объясняется остановками моторизованного столика с форсункой при сканировании в крайних положениях.

Описанные выше эксперименты носили демонстрационный характер, так как возможности оптимизации параметров обработки были крайне ограниченными. Скорость горизонтального перемещения столика была малой и фиксированной, энергетические параметры доставленного по струе излучения выбирались максимально возможными:

плотность энергии оценивалась как 4×10^{-2} Дж/см² при плотности средней мощности до 2 кВт/см². Отметим, что данной энергетике было недостаточно для обработки наиболее распространенных пластиков, имеющих высокую прозрачность в области 1,06 мкм (оргстекло, полиэтилентерефталат, полихлорвинил и т.п.).

Вместе с тем, полученные результаты, на наш взгляд, показывают, что тонкая лазерно-струйная обработка наиболее легкоплавких листовых пластмасс, которые при обычной лазерной обработке могут обгорать и оплавляться, представляется перспективной. Важно то, что лазерно-струйная резка не требует перефокусировки и может легко применяться для обработки гибких материалов с развитой рельефной поверхностью.

4. РЕЗУЛЬТАТЫ ЭКСПЕРИМЕНТОВ ПО ЛАЗЕРНО-СТРУЙНОЙ ОБРАБОТКЕ МОДЕЛЕЙ БИОТКАНИ

Отметим ещё возможность медицинского применения рассматриваемого устройства, а именно, в области лазерной хирургии.

Известно, что рассечение биологических тканей обычным «лазерным скальпелем» сопровождается термической коагуляцией крови и позволяет, тем самым, в значительной степени снизить кровотечение по сравнению с обычным скальпелем. В то же время применение рассечения сфокусированным лазерным лучом имеет целый ряд ограничений. В частности, для кроветворных органов (например, для печени), имеющих богатую разветвленную сосудистую систему, применение стандартной методики рассечения [8] сопровождается наличием эффекта карбонизации (обугливания) пришовных областей и затруднением послеоперационного заживления.

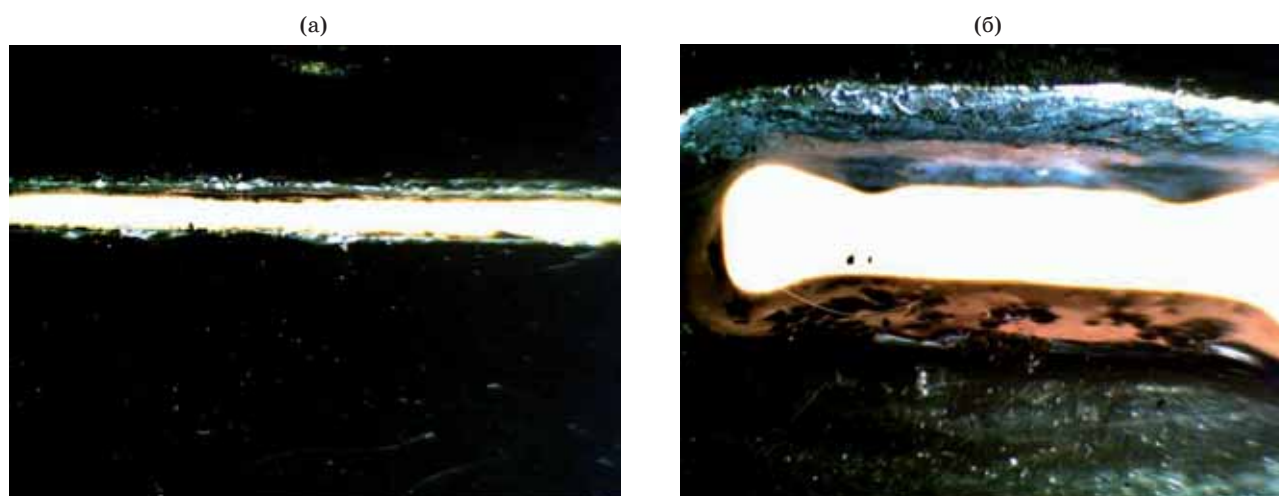


Рис. 5. Сквозной паз в полистироле при струйной (а) и воздушной (б) доставке излучения на образец.

При лазерно-струйном рассечении проблема карбонизации, в принципе, может быть решена, поскольку абляция мягкой ткани под действием излучения с высокой пиковой мощностью происходит только в области соприкосновения торца жидкостного световода с тканью с одновременным охлаждением прилегающих к резу областей струей жидкости и удалением продуктов абляции («холодная» абляция). При этом можно рассчитывать на получения разреза с ровными краями, совпадающего по ширине с диаметром струи по всей глубине оперируемого органа с сохранением опции коагуляции крови в локальной области реза под действием нагрева лазерным излучением.

Понятно, что использование воды в качестве носителя излучения в реальной хирургии невозможно, но она может быть заменена на физиологический раствор. Как показали результаты наших измерений, прозрачность раствора для излучения на длине волны 1,06 мкм не отличается от прозрачности воды.

Ниже описаны результаты модельных демонстрационных экспериментов, полученных на свежих образцах говяжьей и свиной печени, а также на срезах докторской колбасы из продовольственного магазина. В опытах с печенью форсунка со струей перемещалась вручную, струя ориентировалась вертикально, образцы располагались на горизонтальной поверхности. В случае колбасы

использовалась горизонтальная струя и моторизованный столик для перемещения форсунки.

На рис. 6 (а) показаны фотографии разрезов в говяжьей печени, полученных лазерно-струйным методом с прямым вводом излучения при длине струи 8–10 см и уровне доставляемой мощности 3,5–4 Вт. На рис. 6 (б) показаны примеры разрезов, выполненных с прямой воздушной фокусировкой лазерного излучения, а на рис. 6 (в) – результаты воздействия только водяной струи без лазерного излучения. При сравнении фотографий видно, что эффект карбонизации, явно заметный при прямом лазерном воздействии (б), практически отсутствовал при лазерно-струйном воздействии (а).

Отметим, что и сама струя воздействовала на образец мягкой ткани печени, однако результаты, полученные с лазерным излучением (а) и в его отсутствии (в), различались: чисто водяной шов был заметно более размытым и имел меньшую глубину.

На рис. 6 (г) показана фотография ручного лазерно-струйного разреза в образце свиной печени при тех же параметрах обработки, что и ранее. На рис. 6 (д) показана фотография того же шва, рассечённого ножом после обработки. Видны края шва, на которых следы карбонизации отсутствуют.

На рис. 7 показаны результаты обработки ломтика докторской колбасы при длине струи 8–10 см и уровне доставляемой мощности 3,5–4 Вт.

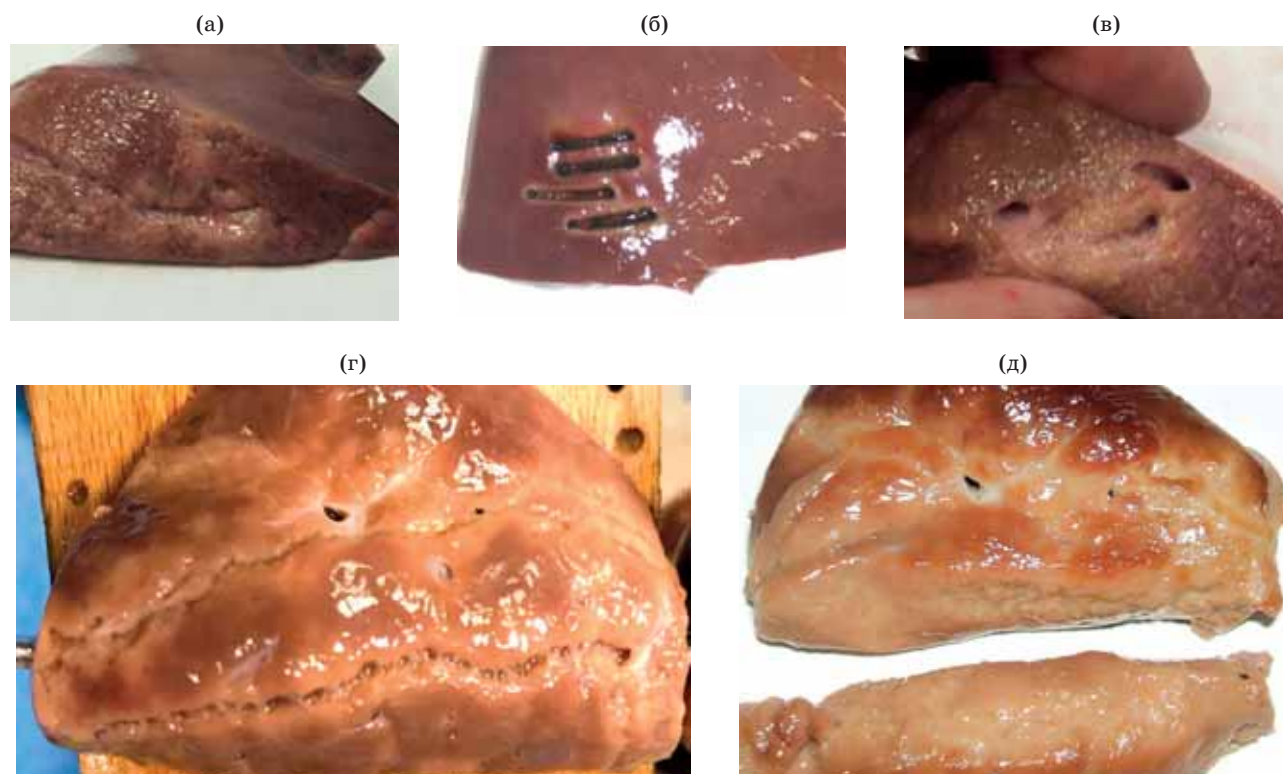


Рис. 6. Результаты обработки образцов печени.

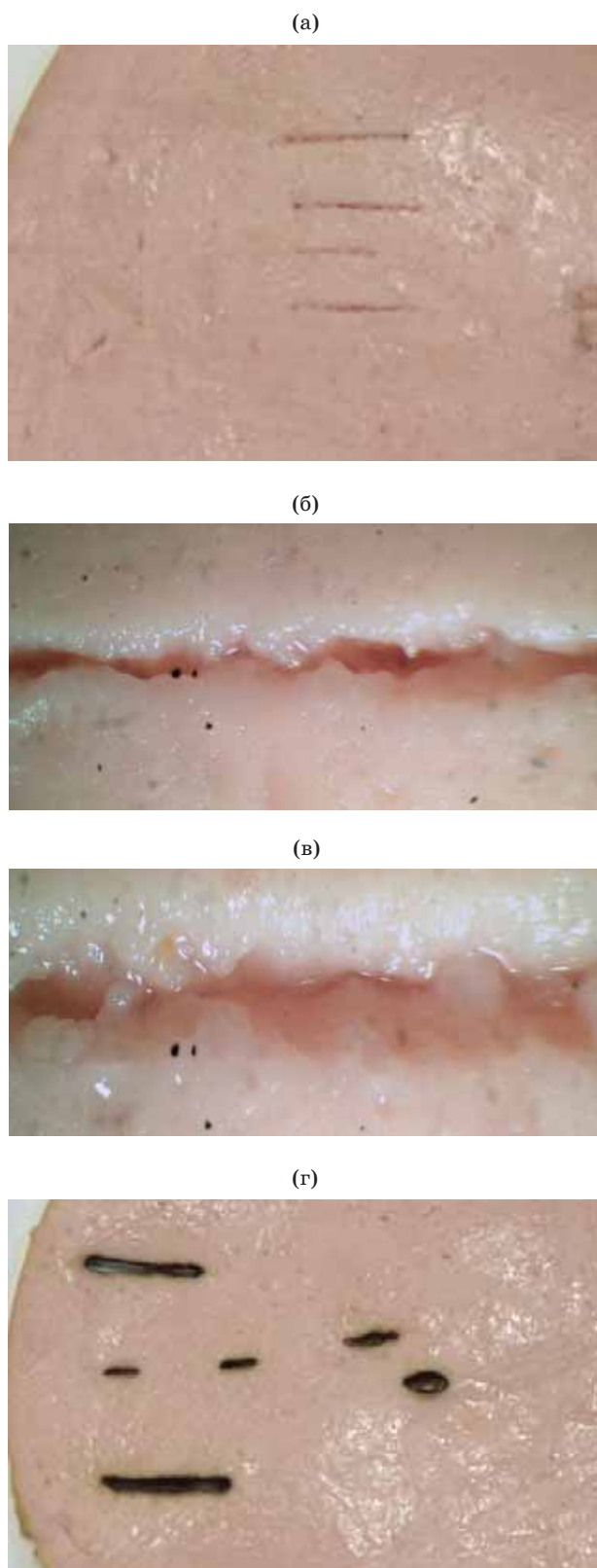


Рис. 7. Результаты обработки ломтика колбасы.

Как показали эксперименты, энергетический порог обработки колбасы был заметно выше, чем печени. Поэтому все горизонтальные резы на рис. 7 (а) были выполнены за несколько последовательных проходов струи с лазерным излучением по образцу. Какие-либо следы обугливания во всех случаях лазерно-струйной обработки отсутствовали. Тонкие вертикальные разрезы, показанные на этом рисунке слева, соответствуют одному проходу. На рис. 7 (б) и (в) эти резы увеличены, причём в случае (в) лазерное излучение было выключено. По увеличенным фотографиям видно, что действие одной лишь водяной струи (в) приводит к образованию более широкого и менее глубокого шва по сравнению с совместным действием воды и доставленного по ней лазерного излучения (б).

В случае воздушной фокусировки излучения на образец, показанной на рис. 7 (г), ярко выраженным является наличие эффекта карбонизации лазерных резов.

Важно отметить, что рабочий инструмент (форсунка) при прямом вводе лазерного излучения из оптоволокну в лучевод имеет простую и малогабаритную конструкцию, гибкие соединения с системой подачи жидкости и с лазером, что позволяет легко держать его в руках или закрепить на каком-либо робототехническом исполнительном устройстве.

5. ВЫВОДЫ

Описана система лазерно-струйной обработки с прямым и с традиционным вводом лазерного излучения из оптоволокну в струйный лучевод с большим диаметром (0,5 мм). Показано, что использование прямого ввода излучения позволяет заметно снизить потери излучения, а также сделать инструмент простым, малогабаритным, мобильным и гибким. На примере полистирола продемонстрирована возможность использования лазерно-струйного метода для тонкой обработки легкоплавких пластических материалов, которые при обычной лазерной обработке оплавляются и обгорают.

По результатам модельных экспериментов показана принципиальная возможность применения лазерно-струйного инструмента в медицине для рассечения кровеносных биологических тканей без сопутствующей карбонизации прилегающих областей шва.

Представляется возможным рассмотреть использование лазерно-струйного метода в косметологической хирургии, где лазеры на длине волны 1,06 мкм используются для устранения сосудистых дефектов, для удаления цветных татуировок, родимых пятен, сосудистой сетки и прочих пигментных отложений [9]. При этом обрабатываемая поверхность в традиционных методах лазерного

воздействия должна дополнительно охлаждаться, что как раз и имеет место при лазерно-струйном методе доставки излучения. Дополнительно воздействие струи может оказывать массажное воздействие. В ряде случаев, в частности для чрезкожной коагуляции сосудов, может оказаться целесообразным ввод в струю излучения на иной длине волны, например, в области 400–600 нм [10, 11], что легко достигается в рассматриваемом устройстве простой заменой излучающего лазера.

Понятно, что приведенные первые результаты демонстрационных экспериментов в области рассеяния биологических тканей не являются доказательством возможности медицинских применений лазерных струй, но лишь указывают на перспективность продолжения работ в данном направлении с участием профессиональных медиков.

Класс возможных применений рассматриваемого лазерно-струйного устройства с прямым вводом излучения и большим диаметром струи может быть расширен при увеличении уровня энергии излучения, доставляемого на объект обработки. Как было показано выше, для оптоволоконной лазерно-струйной доставки излучения

на длине волны 1,06 мкм существуют ограничения по увеличению пиковой мощности лазерного излучения, однако среднюю мощность лазера увеличивать можно и нужно. Кроме этого, перспективной представляется возможность снижения неоправданных потерь мощности излучения из-за поглощения в струе, для чего можно использовать излучение второй гармоники неодимового или иттербиевого лазеров, что на длине струи 15 см может обеспечить почти десятикратный выигрыш в доставляемой мощности.

В заключение авторы выражают благодарность Харламову Вячеславу Валентиновичу за поддержку работы и Иванову Андрею Евгеньевичу за разработку первого варианта макета лазерно-струйной форсунки с фокусирующей системой ввода.

Статья подготовлена при финансовой поддержке Минобрнауки в ходе выполнения работ по Соглашению от 03.10.2016 г. № 14.578.21.0207 RFMEFI57816X0207 о предоставлении субсидии в целях реализации федеральной целевой программы «Исследования и разработки по приоритетным направлениям развития научно-технического комплекса России на 2014–2020 годы».

ЛИТЕРАТУРА

1. *Richerzhagen B.* Method and apparatus for machining material with a liquid guided laser beam // Patent US 5,902, 499. 1999.
2. *Mai T.A., Kling N.U., Vago N., Richerzhagen B., Stray K.* Laser microjet[®] technology — fundamental study and highlights of it's latest applications // ALAC Conference Proc. Boston, USA. 2007. P. 1–9.
3. *Wagner F., Sibailly O., Vago N., Romanowicz R., Richerzhagen B.* // The Laser microjet[®] technology — 10 years of development // ICALEO Conference Proc. Jacksonville, USA. 2003. P. 595–604.
4. *Холодный В.Ю., Саленко А.Ф.* Применение лазерно-струйного метода обработки для перфорирования сотового наполнителя авиационных сэндвич-панелей // Восточно-Европейский журнал передовых технологий. 2016. Т. 1. № 5 (79). С. 19–30.
5. *Агеева С.А., Минаев В.П.* Современные лазерные скальпели как основа внедрения высокоэффективных и стационарных технологий в оториноларингологии // Национальный медицинский каталог. 2003. Т. 1. № 2. С. 62–68.
6. *Михеенко А.В.* Оптический пробой в воде под действием непрерывного лазерного излучения // Вестник Тихоокеанского государственного университета. 2015. № 4. С. 41–48.
7. *Thomes W.J., Ott M.N., Chuska R.F., Switzer R.C., Blair D.F.* Fiber optic cables for transmission of high-power laser pulses // Proc. of SPIE. 2010. V. 10565. P. 1–7.
8. *Кузьмин О.В.* Хирургическая лазерная система // Патент WO. 2011056098 A2. 2009.
9. *Jia Wei Zheng, Lind Zhang, Qin Zhou, Hua Ming Mai, Yan An Wang, Xin Dong Fan, Zhong Ping Qin, Yi Fang Zhao.* A practical guide to treatment of infantile hemangiomas of the head and neck // International Journal of Clinical and Experimental Medicine. 2013. V. 6. № 10. P. 851–860.
10. *Grove Robert E., Holtz James Z.* Method for the laser treatment of subsurface blood vessels // Patent US. 5,707,403. 1998.
11. *Boulnois Jean-Luc.* Photophysical processes in recent medical laser developments: A review // Lasers in medical science. 1986. V. 1. Is. 1. P. 47–66.