

**ФИЗИЧЕСКИЕ ПРИБОРЫ ДЛЯ ЭКОЛОГИИ,
МЕДИЦИНЫ, БИОЛОГИИ**

УДК 67.02; 57.083; 579.6

**ПРОТОТИП МОБИЛЬНОЙ СИСТЕМЫ ДЛЯ ЛАЗЕРНОЙ ИНЖЕНЕРИИ
МИКРОБНЫХ СИСТЕМ НА ОСНОВЕ МИКРОЧИП-ЛАЗЕРА**

©2026 г. Д. И. Ашихмин*, Н. В. Минаев, В. И. Юсупов

Национальный исследовательский центр “Курчатовский институт”

Россия, 123182, Москва, пл. Академика Курчатова, 1

**e-mail: ashihmin.dmitrii@yandex.ru*

Поступила в редакцию 16.10.2025 г.

После доработки 19.11.2025 г.

Принята к публикации 09.12.2025 г.

Представлен прототип установки для лазерной инженерии микробных систем (ЛИМС) на основе микрочип-лазера с длиной волны 1.5 мкм. Актуальность разработки обусловлена необходимостью создания систем, адаптированных к работе в условиях микробиологических лабораторий. Проведены эксперименты по изучению особенностей взаимодействия лазерного излучения с Ti-пленкой донорной подложки. Показан интересный эффект образования обратной связи, влияющий на стабильность процесса, а также приведена рекомендация для его устранения. Результаты демонстрируют перспективность использования микрочип-лазеров для создания компактных систем ЛИМС, что может способствовать более широкому распространению данной технологии.

1. ВВЕДЕНИЕ

Изучение взаимодействия лазерного излучения с веществом открывает новые возможности в применении лазеров как уникальных инструментов для решения разнообразных специализированных задач. Одним из перспективных направлений является лазерная печать жидкостей, основанная на явлении прямого лазероиндуцированного переноса [1, 2]. Эта технология в настоящее время успешно применяется в биомедицинских приложениях и микробиологии для печати биоматериалов (белков [3], ДНК [4], клеток [5] и микроорганизмов [6]), внедрения клеток в скаффолды [7], а также для создания функциональных фантомов биотканей [8].

Особое значение имеет технология лазерной инженерии микробных систем (ЛИМС), позволяющая выделять микроорганизмы, недоступные для культивирования стандартными

микробиологическими методами [9–11]. В ближайшем будущем ЛИМС может стать важным инструментом микробиологии. Однако существующие системы ЛИМС характеризуются значительными габаритами и отсутствием адаптации к условиям стерильной работы в ламинарных боксах биологических лабораторий, что существенно ограничивает их широкое внедрение. В качестве перспективного решения предлагается создание компактных систем на базе микрочип-лазеров – миниатюрных источников лазерного излучения.

Микрочип-лазеры обладают рядом существенных преимуществ: малые габариты (менее 0.1 дм^3) [12], надежная конструкция, низкое энергопотребление [13, 14] и т.д. Кроме того, такие лазеры не требуют юстировки, характеризуются короткими импульсами (длительностью не более нескольких наносекунд), а также высоким качеством лазерного пучка. Эти преимущества обуславливают стабильный интерес к микрочип-лазерам и технологиям, что ведет к их совместному совершенствованию. В настоящей работе представлен прототип компактной системы для ЛИМС, основанный на микрочип-лазере с $\lambda=1.5 \text{ мкм}$.

2. КОНСТРУКЦИЯ СИСТЕМЫ

На рис. 1 представлены функциональная схема и фотография части собранной системы. Основным компонентом установки является микрочип-лазер (Crylink, Китай), генерирующий лазерные импульсы с $\lambda = 1.5 \text{ мкм}$, $\tau \sim 4 \text{ нс}$, энергией $E \sim 300 \text{ мкДж}$ и частотой следования импульсов $f=10 \text{ Гц}$. В стандартной для ЛИМС схеме обычно используется излучение с $\lambda = 1064 \text{ нм}$. В настоящей работе выбор длины волны 1.5 мкм обусловлен доступностью компактных микрочип-лазеров, а также тем, что энергия кванта для этой длины волны в 1.5 раза меньше, чем для 1064 нм . В результате снижается вероятность повреждения переносимых биосистем. Генерация лазерных импульсов осуществляется при подаче триггер-сигнала на плату управления микрочип-лазера. Этот триггер-сигнал представляет собой последовательность прямоугольных импульсов, параметры которых задаются генератором импульсов на базе микросхемы NE555.

Рис. 1. Схема (а) и фотография части (б) экспериментальной установки

Управление энергией лазерного импульса осуществляется с помощью поляризатора (Edmund Optics, Великобритания). Фокусировка излучения на поглощающем слое (Ti-пленке) донорной подложки выполняется асферической линзой (Thorlabs, США) с числовой апертурой 0.15 и фокусным расстоянием 18.4 мм. Линза закреплена на трехосевой микрометрической подвижке, что обеспечивает соосность лазерного луча с оптической осью линзы и позволяет точно управлять рабочим расстоянием для регулировки плотности мощности падающего излучения. Донорная подложка представляет собой предметное стекло, на нижнюю грань

которого нанесено титановое напыление толщиной примерно 50 нм. Капли гидрогеля, отрывающиеся от микроструй в процессе переноса, переносились на стеклянные пластинки, расположенные на расстоянии 5 мм от донорной подложки. Для визуализации хода луча микрочип-лазера использовался лазерный луч с $\lambda = 532$ нм.

Движение плоскостей донорной и акцепторной подложек осуществляется с помощью двухосевых подвижек, управляемых контроллером Duet 2 Wifi. В работе применяется одноимпульсный режим, достигаемый за счет перемещения донорной подложки с такой скоростью, которая обеспечивает разнесение областей воздействия последовательных лазерных импульсов в пространстве. Контроль положения этой подложки осуществляется с помощью цифровой камеры (TourCam, Китай). Для исследования процесса переноса микрокапель гидрогеля на титановую пленку донорной подложки наносился слой гидрогеля (2-процентный водный раствор средней молекулярной массы гиалуроновой кислоты) толщиной около 200 мкм [15]. Запись динамики процесса переноса микрокапель гидрогеля проводилась с помощью скоростной камеры Photron Fastcam SA3 120k (Photron, Япония) со скоростью съемки 3000 к/с. Расстояние между донорной и акцепторной подложками было установлено равным 5 мм для удобства регистрации динамики микроструй.

3. РЕЗУЛЬТАТЫ ЭКСПЕРИМЕНТОВ

Первоначально необходимо было решить задачу обеспечения соответствия параметров воздействия стандартным параметрам ЛИМС, в которой радиус перетяжки составляет $\omega_0 \sim 15$ мкм, а средняя плотность энергии лазерного излучения в пятне равна 1–5 Дж/см² [15]. Для оценки ω_0 согласно методике из работы [16] в Ti-пленке донорной подложки формировалась матрица отверстий при различных расстояниях от фокальной плоскости и разных энергиях импульсов (см. рис. 2). Эксперимент неожиданно показал, что размеры некоторых отверстий в области фокуса значительно превышают ожидаемые: вместо предполагаемых 7–25 мкм диаметры отверстий в отдельных случаях достигали 50–65 мкм (фотография на рис. 2б при z в диапазоне от –300 до +300 мкм и энергии импульсов от 3 до 13 мкДж).

Рис. 2. а – Схема эксперимента... **б** – Оптическая фотография части донорной пластинки с отверстиями в пленке Ti ...

На рис. 2в представлен график зависимости квадрата радиуса отверстий от энергии импульса в логарифмическом масштабе по оси абсцисс. Для гауссовых пучков при отсутствии нелинейных эффектов эта зависимость является линейной:

$$R^2 = \frac{\omega_0^2}{2} \ln\left(\frac{E}{E_{th}}\right), \quad (1)$$

где R – радиус отверстий в пленке Ti, ω_0 – радиус перетяжки лазерного луча, E – энергия лазерного импульса, E_{th} – пороговая энергия абляции Ti. В нашем же эксперименте наблюдается значительное отклонение от линейной зависимости: при высоких энергиях ($E > 30$ мкДж, поверхностная плотность энергии $F > 3.6$ Дж/см²) площадь образующихся отверстий увеличивается значительно быстрее с ростом энергии. Аппроксимируя экспериментальные данные уравнением (1) в области низких энергий, мы определили радиус перетяжки: $\omega_0 = 17 \pm 2$ мкм. Мы предполагаем, что наблюдаемое на рис. 2в отклонение от линейной зависимости при больших энергиях связано с существенным вкладом нелинейных процессов [17].

Следует отметить, что обнаруженный и описанный выше эффект, при котором диаметры некоторых отверстий значительно превышали ожидаемые значения, является крайне нежелательным, поскольку стабильность – ключевое требование для будущей мобильной системы. Поэтому следующими шагами были анализ причин обнаруженного эффекта и поиск решений для его устранения.

Первоначально предполагалось, что энергия импульса остается неизменной, а “гигантские” отверстия образуются из-за отрыва пленки Ti. Для проверки этой гипотезы были проведены исследования отверстий с помощью СЭМ. На рис. 3а представлены изображения “нормального” и “гигантского” отверстий при заданной энергии импульса 3 мкДж. Размер “гигантского” отверстия значительно превышает размер “нормального”, при этом в центре большего отверстия виден кратер в стекле. Анализ краев отверстий показал наличие множества застывших микроструек и микрокапель Ti. Все это свидетельствует о достижении в данных зонах температуры плавления титана (1670 °С), поэтому гипотеза об отрыве пленки была отвергнута.

С применением методики, описанной в работе [18], и с учетом известных параметров облучения было восстановлено распределение максимальной температуры вдоль сечений отверстий (рис. 3б). Полученные профили учитывают потери энергии на фазовые переходы (плавление и испарение). Анализ этих данных (рис. 3б) показал, что энергии лазерных импульсов, формирующих “нормальные” и “гигантские” отверстия, различаются примерно в 9 раз.

Рис. 3. а – СЭМ-изображения гигантского (1) и стандартного (2) ...

Чтобы объяснить резкий скачок энергии, возникающий в текущей конфигурации системы, мы выдвинули гипотезу о том, что этот эффект связан с образованием внешнего резонатора, возникающего между Ti-пленкой донорной подложки и глухим зеркалом лазера [19]. Это происходит в случае, когда донорная подложка с Ti-покрытием устанавливается параллельно выходному зеркалу лазера (рис. 3в). Возникающая положительная обратная связь

может дестабилизировать режим генерации микрочип-лазера и вызывать резкие скачки плотности энергии в области фокусировки.

Если эта гипотеза верна, то устранить обнаруженный эффект можно простым способом, установив донорную подложку под небольшим углом α к перпендикуляру оптической оси, как показано на вставке рис. 3г. В такой конфигурации луч микрочип-лазера после отражения от донорной подложки отклоняется в сторону и попадает в выходную апертуру микрочип-лазера, что подтверждается наблюдением пятна луча пилот-лазера на ирисовой диафрагме (рис. 4а).

Рис. 4. Результаты экспериментов, демонстрирующие влияние конфигурации системы на прохождение лазерного луча и формирование отверстий

После наклона донорной подложки на небольшой угол был проведен эксперимент по формированию микроструй гидрогеля. Регистрация процесса переноса осуществлялась при помощи скоростной видеокамеры со скоростью съемки 3000 к/с. На рис. 5б представлен пример образования микроструи при лазерном воздействии, демонстрирующий процесс переноса с начальной скоростью $V_0 = 4.5 \pm 1.8$ м/с ($F = 1.3$ Дж/см²). Важную роль при проведении эксперимента также играют реологические свойства среды. При подсыхании гидрогеля его вязкость растет, что может приводить к допороговому режиму переноса (рис. 5а). При этом начальная скорость микроструи значительно уменьшается ($V_0 = 1.7 \pm 0.7$ м/с) и перенос микрокапель гидрогеля не происходит.

Рис. 5. Последовательные кадры скоростной видеосъемки при образовании микроструи гидрогеля в допороговом режиме (а) и в режиме переноса (б)

Проведенные эксперименты продемонстрировали возможность создания компактной системы на базе микрочип-лазера. Введение небольшого угла наклона донорной подложки оказалось ключевым фактором, полностью устраняющим скачки энергии излучения и предотвращающим образование “гигантских” отверстий в пленке Ti. Благодаря этому достигается стабильность параметров облучения и обеспечивается надежный перенос микрокапель гидрогеля, что значительно повышает общую эффективность и устойчивость разработанной технологии.

4. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

На первом этапе была создана установка для лазерной печати с микрочип-лазером в стандартной конфигурации. Исследования показали, что в этом случае могут возникать импульсы с энергией, на порядок превышающей установленную. Выяснено, что обнаруженный эффект обусловлен положительной оптической обратной связью, вызванной обратным отражением лазерного луча от металлического покрытия донорной подложки. Показано, что небольшое отклонение угла наклона донорной подложки эффективно подавляет этот эффект.

На собранном прототипе мобильной установки был продемонстрирован стабильный перенос гелевых микрокапель с начальной скоростью 4.5 ± 1.8 м/с для $F = 1.3$ Дж/см².

Полученные результаты подтверждают перспективность использования микрочип-лазеров для создания компактных установок, что может способствовать более широкому внедрению метода ЛИМС в практику микробиологических исследований. Система, разработанная на базе созданного прототипа, будет обладать меньшими габаритами по сравнению с существующими аналогами, но при этом сохранять стандартные для технологии ЛИМС параметры лазерного воздействия.

ФИНАНСИРОВАНИЕ

Работа выполнена при поддержке Российского научного фонда в части проведения экспериментальных исследований (грант №. 25-79-10125) и в рамках выполнения госзадания НИЦ “Курчатовский институт” в части использования оборудования ЦКП “Структурная диагностика материалов” КККиФ НИЦ “Курчатовский институт”.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Dou C., Perez V., Qu J., Tsin A., Xu B., Li J.* // ChemBioEng Rev. 2021. V. 8. № 5. P.517–534. <https://doi.org/10.1002/cben.202000037>
2. *Unger C., Gruene M., Koch L., Koch J., Chichkov B.N.* // Appl. Phys. A Mater. Sci. Process. 2011. V. 103. № 2. P.271. <https://doi.org/10.1007/s00339-010-6030-4>
3. *Barron J.A., Young H.D., Dlott D.D., Darfler M.M., Krizman D.B., Ringeisen B.R.* // Proteomics. 2005. V. 5. № 16. P.4138. <https://doi.org/10.1002/pmic.200401294>
4. *Colina M., Serra P., Fernández-Pradas J.M., Sevilla L., Morenza J.L.* // Biosens. Bioelectron. 2005. V. 20. № 8 SPEC. ISS. P.1638. <https://doi.org/10.1016/j.bios.2004.08.047>
5. *Ali M., Pages E., Ducom A., Fontaine A., Guillemot F.* // Biofabrication. 2014. V. 6. № 4. <https://doi.org/10.1088/1758-5082/6/4/045001>
6. *Deng Y., Renaud P., Guo Z., Huang Z., Chen Y.* // J. Biol. Eng. 2017. V. 11. № 1. P.1. <https://doi.org/10.1186/s13036-016-0045-0>
7. *Antoshin A.A., Churbanov S.N., Minaev N. V., Zhang D., Zhang Y., Shpichka A.I., Timashev P.S.* // Bioprinting. 2019. V. 15. № May. P.e00052. <https://doi.org/10.1016/j.bprint.2019.e00052>
8. *Murphy S. V., Atala A.* // Nat. Biotechnol. 2014. V. 32. № 8. P.773. <https://doi.org/10.1038/nbt.2958>
9. *Vartoukian S.R., Palmer R.M., Wade W.G.* // FEMS Microbiol. Lett. 2010. V. 309. № 1. P.1. <https://doi.org/10.1111/j.1574-6968.2010.02000.x>

10. *Kochetkova T. V., Zayulina K.S., Zhigarkov V.S., Minaev N. V., Chichkov B.N., Novikov A.A., Toshchakov S. V., Elcheninov A.G., Kublanov I. V.* // *Int. J. Syst. Evol. Microbiol.* 2020. V. 70. № 2. P.1192. <https://doi.org/10.1099/ijsem.0.003902>
11. *Gorlenko M. V., Chutko E.A., Churbanova E.S., Minaev N. V., Kachesov K.I., Lysak L. V., Evlashin S.A., Cheptsov V.S., Rybaltovskiy A.O., Yusupov V.I., Zhigarkov V.S., Davydova G.A., Chichkov B.N., Bagratashvili V.N.* // *J. Biol. Eng.* 2018. V. 12. № 1. P.1. <https://doi.org/10.1186/s13036-018-0117-4>
12. *Dong J., Ueda K.I., Yagi H., Kaminskii A.A.* // *Opt. Rev.* 2008. V. 15. № 2. P.57. <https://doi.org/10.1007/s10043-008-0010-3>
13. *Häring R., Paschotta R., Fluck R., Gini E., Melchior H., Keller U.* // *J. Opt. Soc. Am. B.* 2001. V. 18. № 12. P.1805. <https://doi.org/10.1364/JOSAB.18.001805>
14. *Yakovin M., Yakovin D., Gribanov A.* // *J. Opt. Technol.* 2023. V. 90. № 12. P.725. <https://doi.org/10.1364/jot.90.000725>
15. *Yusupov V., Churbanov S., Churbanova E., Bardakova K., Antoshin A., Evlashin S., Timashev P., Minaev N.* // *Int. J. Bioprinting.* 2020. V. 6. № 3. P.1–16. <https://doi.org/10.18063/IJB.V6I3.271>
16. *Zhigarkov V.S., Minaev N. V, Yusupov V.I.* // *Quantum Electron.* 2020. V. 50. № 12. P.1134. <https://doi.org/10.1070/QEL17426>
17. *Danilov P.A., Zayarnyi D.A., Ionin A.A., Kudryashov S.I., Makarov S. V, Rudenko A.A., Yurovskikh V.I., Kulchin Y.N., Vitrik O.B., Kuchmizhak A.A., Drozdova E.A., Odinokov S.B.* // *Quantum Electron.* 2014. V. 44. № 6. P.540. <https://doi.org/10.1070/QE2014v044n06ABEH015426>
18. *Yusupov V., Zhigarkov V.* // *Thin Solid Films.* 2024. V. 794. P.140296. <https://doi.org/10.1016/j.tsf.2024.140296>
19. *Locquet A.* // *Photonics.* 2020. V. 7. № 1. <https://doi.org/10.3390/PHOTONICS7010022>

ПОДПИСИ К РИСУНКАМ

- Рис. 1.** Схема (а) и фотография (б) части экспериментальной установки: 1 – микрочип-лазер, 2 – поляризатор, 3 – фокусирующая линза, 4 – донорная подложка (стеклянная пластинка с Ti-напылением толщиной примерно 50 нм), 5 – акцепторная подложка, 6 – цифровая камера. Скоростная камера, использованная для регистрации процесса переноса, располагалась за цифровой камерой.
- Рис. 2.** а – Схема эксперимента. Ось z указывает направление смещения донорной пластинки в ходе эксперимента (фокальная плоскость соответствует $z=0$). б – Оптическая фотография части донорной пластинки с отверстиями в пленке Ti при различных значениях z и E , полученная с подсветкой снизу. в – Зависимость квадрата радиуса отверстий в пленке Ti от энергии импульса при фиксированной фокусировке: $z = 0.22 \pm 0.08$ мм. Пунктирной линией показана линейная аппроксимация по всем точкам, а штриховой – только по первым трем точкам.
- Рис. 3.** а – СЭМ-изображения “гигантского” 1 и “стандартного” 2 отверстий в пленке Ti при ее расположении в фокальной плоскости строго перпендикулярно оптической оси ($E=3$ мкДж). Стрелкой показан кратер на поверхности стеклянной пластины. б – Восстановленное распределение максимальной температуры на поверхности металлической пленки. Нулем отмечен центр лазерного импульса с гауссовым пространственным профилем и, соответственно, центр отверстия. Горизонтальные прямые соответствуют температуре плавления (1670 °C) и кипения (3280 °C), T_m и T_b – температуры плавления и кипения Ti соответственно. в – Схема системы с внешним резонатором, которая приводит к формированию “гигантских” отверстий. г – Сигнал с фотодиода при наклоне донорной подложки на угол $\alpha = 2.4^\circ \pm 0.3^\circ$ к оптической оси (см. схему на вставке).
- Рис. 4.** Результаты экспериментов, демонстрирующие влияние конфигурации системы на прохождение лазерного луча и формирование отверстий: а – фотография основного оптического тракта системы с наклоненной на угол $\alpha = 2.4^\circ \pm 0.3^\circ$ донорной подложкой и пилот-лучом. Схематически показан ход луча пилот-лазера. б – оптическая фотография (подсветка сверху) отверстий в пленке Ti донорной подложки, полученных с наклоненной донорной подложкой при $E = 3$ мкДж.
- Рис. 5.** Последовательные кадры скоростной видеосъемки при образовании микроструи гидрогеля в допороговом режиме (а) и в режиме переноса (б), $E = 6$ мкДж. На вставке приведено сильно контрастированное оптическое изображение микрокапли гидрогеля на акцепторной подложке. Пунктиром выделены края капли.

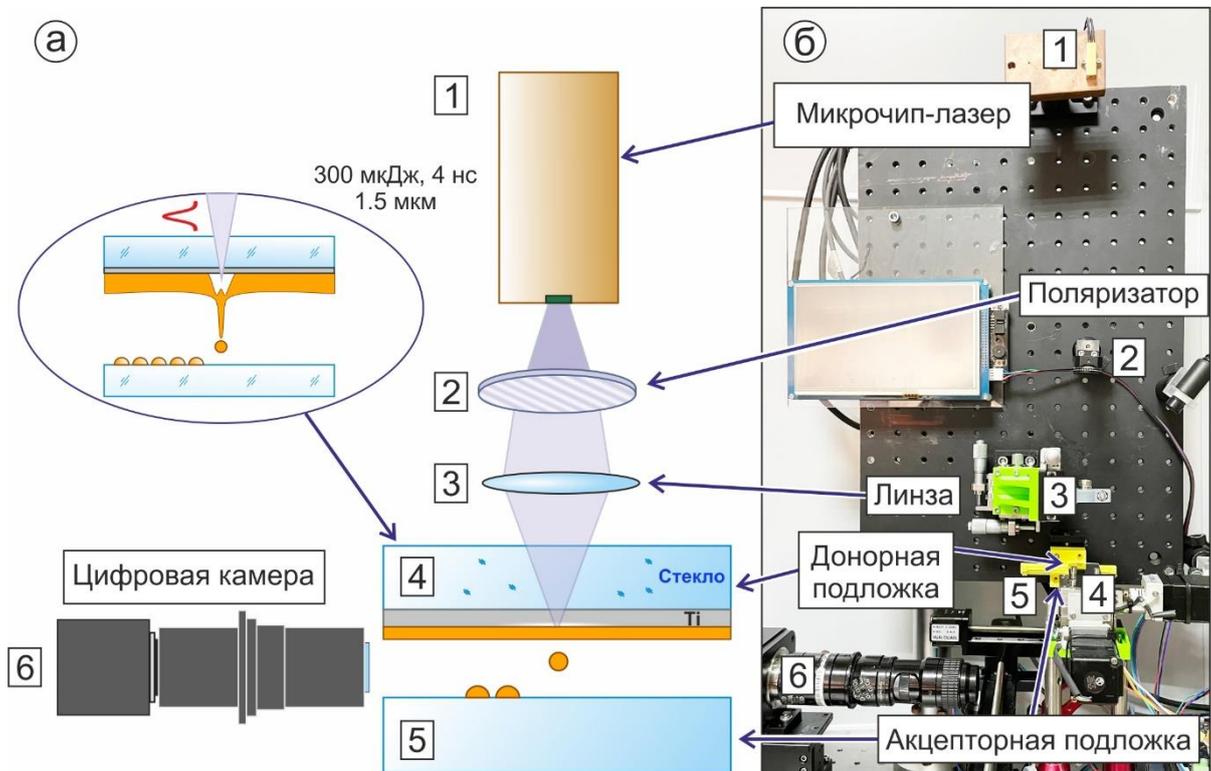


Рис.1.

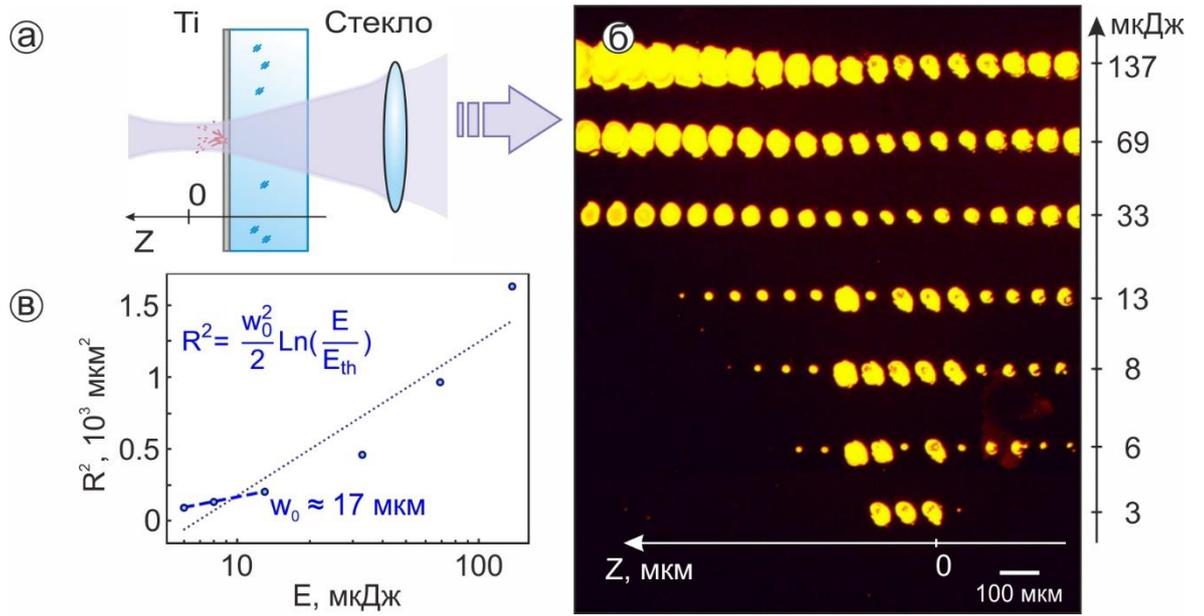


Рис. 2.

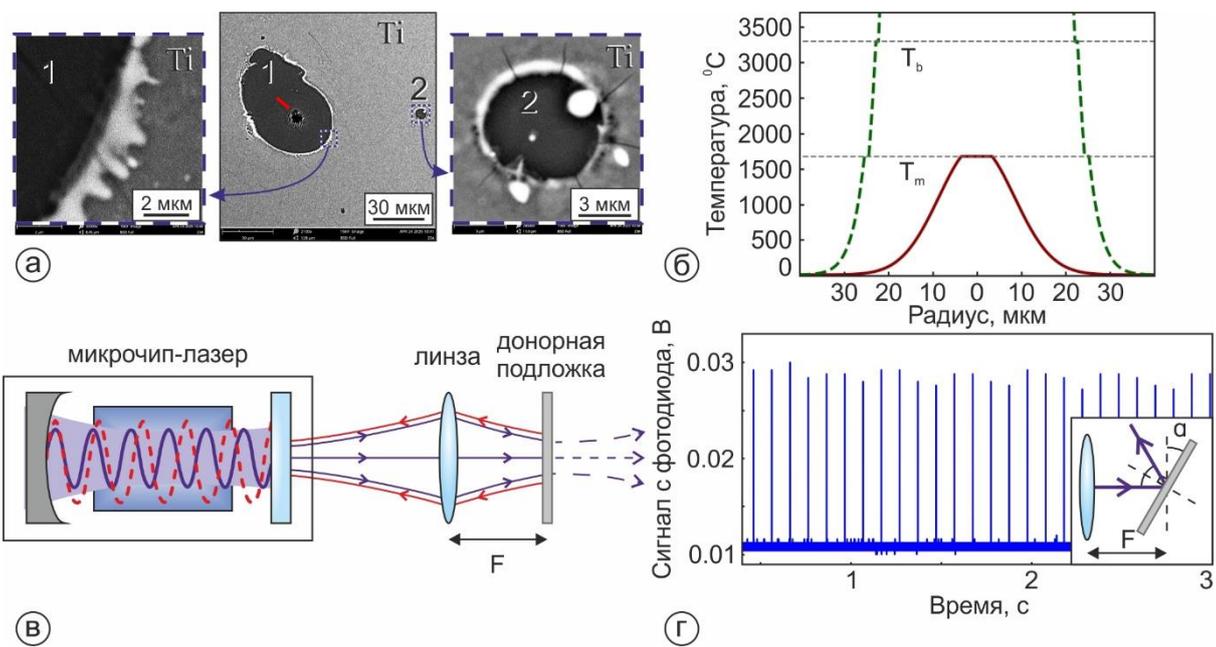


Рис. 3.

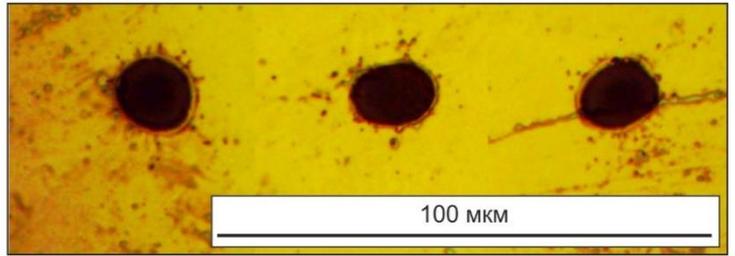
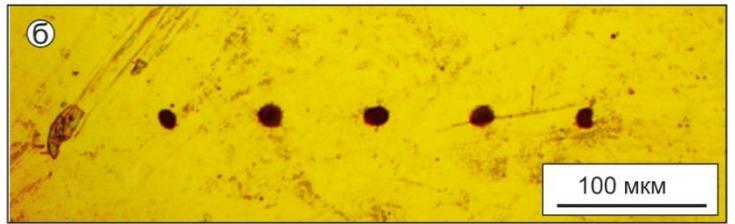
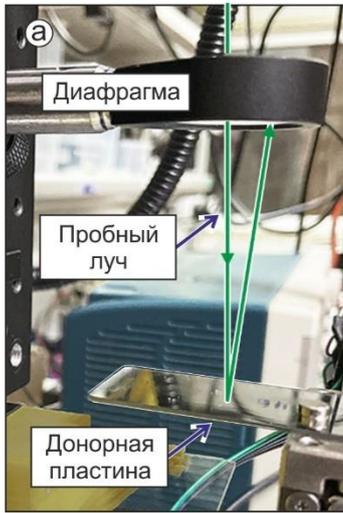


Рис. 4.

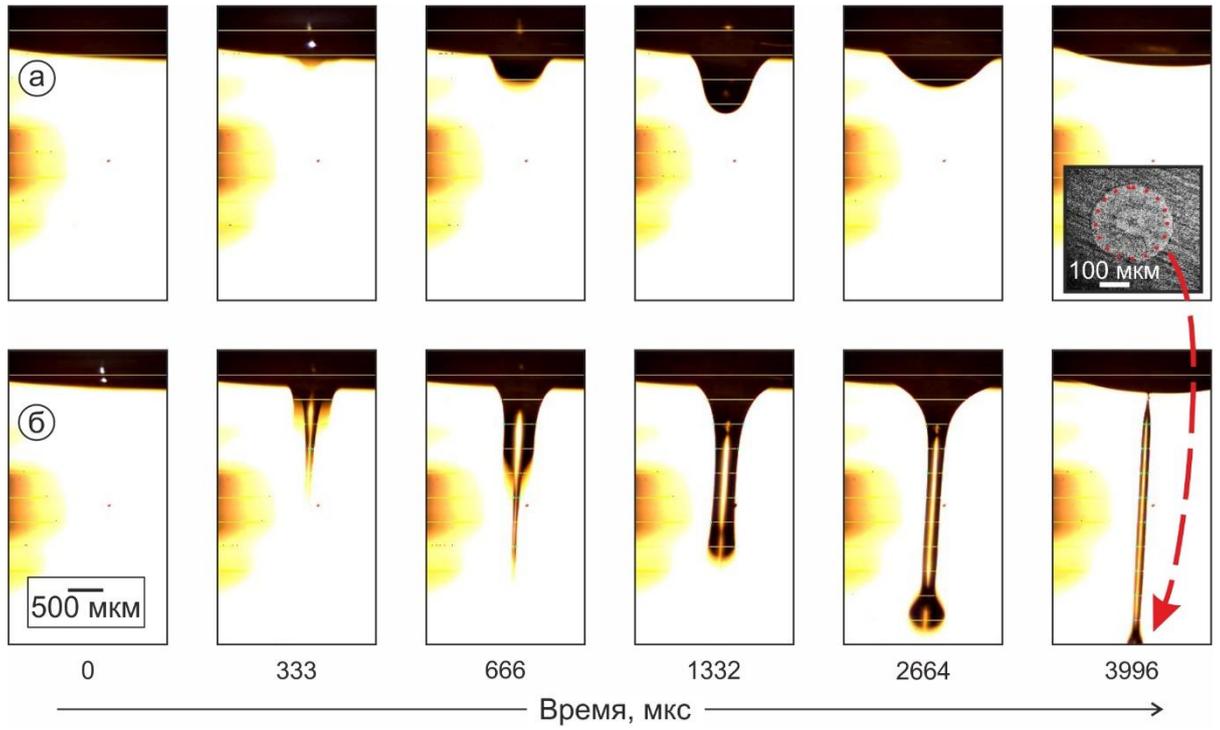


Рис. 5.