

ПРИМЕНЕНИЯ ЛАЗЕРОВ И ДРУГИЕ ВОПРОСЫ КВАНТОВОЙ ЭЛЕКТРОНИКИ**Физические процессы, влияющие на выживание микробиологических систем при лазерной печати гелевых микрокапель****В.П.Зарубин, В.С.Жигарьков, В.И.Юсупов, А.А.Карабутов**

Рассмотрена лазерная печать гелевых микрокапель – перспективный метод для микробиологии, биотехнологии и медицины. В процессе печати в результате кавитации, обусловленной поглощением короткого лазерного импульса в металлической пленке, осуществляется перенос малых объемов геля, содержащего живые микроорганизмы. Однако при таком переносе возникают некоторые физические факторы, которые могут приводить к повреждению и гибели биологического материала. К ним относятся повышенные температура и давление, высокая интенсивность излучения, а также ряд других. В работе проводятся экспериментальные оценки этих параметров на основе измерений акустического отклика лазерной печати, электронной микроскопии областей, подвергшихся воздействию, и результатов высокоскоростной съемки процесса переноса. Показано, что указанные факторы не являются существенным ограничением для разрабатываемой технологии. Лазерная печать осуществляется при воздействии на металлическую пленку лазерных импульсов с энергией 5–30 мкДж и длительностью 8–14 нс, диаметр лазерного пучка был равен 30 мкм.

Ключевые слова: лазерное импульсное воздействие, акустический сигнал, микроорганизмы, наночастицы.

1. Введение

В настоящее время разрабатывается множество биологических и медицинских приложений процесса лазерно-индуцированного переноса вещества [1–16]. Одно из новейших приложений – выделение, или лазерная печать, труднокультивируемых микроорганизмов [17, 18]. При осуществлении лазерной печати на донорную стеклянную пластинку с тонким поглощающим металлическим покрытием наносится слой субстрата (гель с клетками или микроорганизмами) [19–23]. Импульсное лазерное излучение фокусируется на металлическом слое. Поглощение излучения приводит к быстрому локальному нагреванию металлической пленки и к возникновению быстро расширяющегося парогазового пузырька. При его расширении возникают струи жидкости, переносящие капли с малым количеством микроскопических живых систем на акцепторную стеклянную пластинку, чашку Петри или в лунки планшета. Принципиальным преимуществом применения лазерной печати в микробиологии и медицине является возможность целенаправленного переноса заданного микроскопического количества вещества (отдельные клетки и их агрегаты). При этом, однако, условия протекающих процессов являются доста-

точно жесткими по отношению к живым организмам: возникает целый ряд негативных физических факторов, таких как ударные акустические волны, высокие температуры, большие динамические нагрузки при переносе капель, токсичные наночастицы, образующиеся при разрушении участков поглощающей пленки, а также высокая интенсивность импульсного лазерного излучения, прошедшего через металлическую пленку.

В настоящей работе проводятся оценки влияния перечисленных факторов на выживание микроорганизмов в процессах лазерной печати гелевых микрокапель. Эти оценки важны как для оптимизации метода, так и в качестве дополнительного материала при трактовке результатов биологических экспериментов с использованием лазерной печати.

2. Экспериментальная установка

Принципиальная схема установки для лазерной печати микробиологических систем, подробно описанной в работе [24], представлена на рис.1. Источником излучения является лазер 1 YLPM-1-4x200-20-20 (ООО НТО «ИРЭ-Полнос», Россия) с длиной волны излучения 1064 нм, длительностью импульсов 4–200 нс и энергией 2 мкДж – 1 мДж. Для позиционирования лазерного пучка используется двухзеркальная гальваносканирующая головка LscanH-10-1064 2 («АтекоТМ», Россия) с объективом, обеспечивающим диаметр пятна в фокусе 30 мкм. Донорная и акцепторная пластинки находятся на расстоянии 1 мм друг от друга. Относительное позиционирование лазерной головки и пластинок осуществляется при помощи автоматизированной трехкоординатной системы позиционирования 3. Донорная стеклянная пластинка покрыта слоем металла (использовались золотые, хромовые и титановые напыления) толщиной 50 нм, а металл – слоем геля толщиной 200 ± 30 мкм, который наносится при помощи специального устройства. Гель представляет собой 2%-ный водный раствор гиалуроновой кислоты.

В.П.Зарубин. Национальный исследовательский технологический университет «МИСиС», Россия, 119049 Москва, Ленинский просп., 4; e-mail: zarubin.vasily@gmail.com

В.С.Жигарьков, В.И.Юсупов. Институт фотонных технологий ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН, Россия, 108840 Москва, Троицк, ул. Пионерская, 2; e-mail: vzhigarkov@gmail.com

А.А.Карабутов. Институт проблем лазерных и информационных технологий РАН, Россия, Московская обл., 140700 Шатура, ул. Святоозерская, 1; Международный учебно-научный лазерный центр МГУ им. М.В.Ломоносова, Россия, 119991 Москва, Воробьевы горы, 1

Поступила в редакцию 19 июня 2019 г., после доработки – 16 сентября 2019 г.

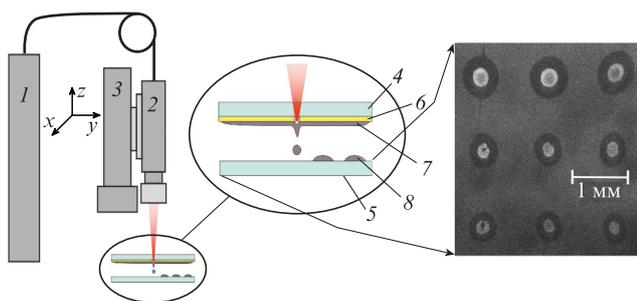


Рис.1. Схема установки для лазерной печати микроорганизмов: 1 – иттербиевый волоконный лазер; 2 – формирователь оптического пучка; 3 – трехкоординатная система позиционирования лазера; 4 – донорная пластинка; 5 – акцепторная пластинка; 6 – металлическое покрытие; 7 – слой геля с микроорганизмами; 8 – образованные при переносе микрокапли. Справа – СЭМ-изображение матрицы кристаллизовавшегося вещества микрокапель на акцепторной пластинке.

Все системы, используемые в работе, синхронизированы. Управление процессом лазерного воздействия осуществляется при помощи персонального компьютера. Пример изображения получаемых матриц показан на рис.1. Темные пятна соответствуют высохшим каплям геля, белые пятна – центрам кристаллизации содержимого геля. Отметим, что размер капель может варьироваться в широких пределах посредством изменения параметров системы (материала пленки, толщины слоя геля, энергии и длительности импульсов и др.). Дальнейшее изучение процесса печати проводилось на примере донорной пластинки с золотым напылением.

3. Акустический отклик лазерной печати

Одной из величин, характеризующих процесс переноса, является давление акустических волн, возбуждаемых при нагреве и разрушении металлической пленки [25]. При воздействии лазерного излучения высокой интенсивности могут возникнуть ударные акустические волны, которые, однако, быстро затухают и переходят в линейный режим на расстояниях ~ 200 мкм [26]. Малость этого расстояния вынуждает использовать для изучения таких ударных волн оптические методы, в частности тенеграфию, реализация которой достаточно сложна. В связи с этим в настоящей работе оценка характеристик и качественное описание протекающих процессов осуществлялись на основе измерений акустического поля в дальней зоне при помощи гидрофона [26, 27].

Возбуждаемые наносекундным лазерным излучением акустические импульсы имеют широкий частотный спектр (от 100 кГц до 100 МГц и выше) [28], поэтому для их регистрации был использован высокочастотный широкополосный коаксиальный гидрофон (рис.2) на основе кристалла LiNbO_3 . Особенностью таких приемников является высокая чувствительность в широкой (1 – 100 МГц) полосе частот и наличие узкого временного диагностического окна, позволяющего регистрировать импульсы длительностью до ~ 1 мкс (что определяется длиной кристалла 6 мм) [29].

Для получения численных значений, характеризующих акустическое давление, зарегистрированное в дальней зоне, необходима амплитудная калибровка широкополосного гидрофона. Сложность калибровки таких приемников состоит в необходимости широкополосного

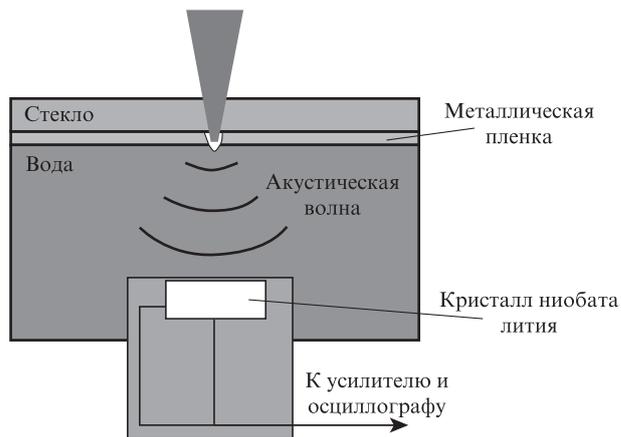


Рис.2. Схема регистрации акустического отклика лазерной печати при помощи широкополосного акустического приемника.

источника и приемника с известными спектральными характеристиками. К широкополосным источникам с хорошо повторяемой и точно рассчитываемой формой импульса относятся оптико-акустические источники [28], поэтому в настоящей работе фотоакустический источник ультразвука был создан с использованием стабильного YAG:Nd-лазера (длительность импульсов 8 нс, длина волны 1064 нм, перестраиваемая энергия импульсов 1 – 20 мДж, изготовитель Quantel, США) и светофильтра СЗС-22, поглощающего лазерное излучение и возбуждающего ультразвук за счет термоупругого эффекта. Спектральная полоса возбуждаемого таким образом ультразвука составляет 0.1 – 20 МГц. В качестве калиброванного приемника использовался пьезополимерный игольчатый гидрофон на основе поливинил-иденфториды с диаметром чувствительного элемента 1 мм и полосой приема 0.5 – 15 МГц (Precision Acoustics, Великобритания).

Для калибровки была проведена серия измерений акустических сигналов двумя гидрофонами при разных энергиях лазерных импульсов. При каждом измерении регистрировались осциллограммы (рис.3) принятых обоими гидрофонами импульсов и измерены амплитуды вторых пиков, несущих основную информацию о возбуждаемом сигнале. Первый, паразитный, регистрируемый пик (рис.3,б) возникает при пересечении ультразвуковым импульсом лицевой поверхности кристалла ниобата лития и имеет малую амплитуду. Второй пик образуется при пересечении импульсом задней поверхности кристалла. Весь остальной сигнал можно считать паразитным: он состоит из различного рода переотражений внутри кристалла.

Зависимость амплитуды зарегистрированных широкополосным гидрофоном сигналов от амплитуды сигналов, зарегистрированных игольчатым гидрофоном, была линейной, поэтому для получения калибровочного коэффициента использована линейная аппроксимация данных методом наименьших квадратов. Частотные полосы обоих гидрофонов и источника различны, однако они имеют пересекающиеся части. В связи с этим перед определением амплитуд сигналов использовалась их фильтрация для выделения компонент сигналов в общей полосе частот 2 – 12 МГц. Таким образом, была осуществлена узкополосная калибровка широкополосного приемника, что позволяет получить точные результаты в силу достаточной равномерности спектральной характеристики приемника на основе кристалла ниобата лития [29].

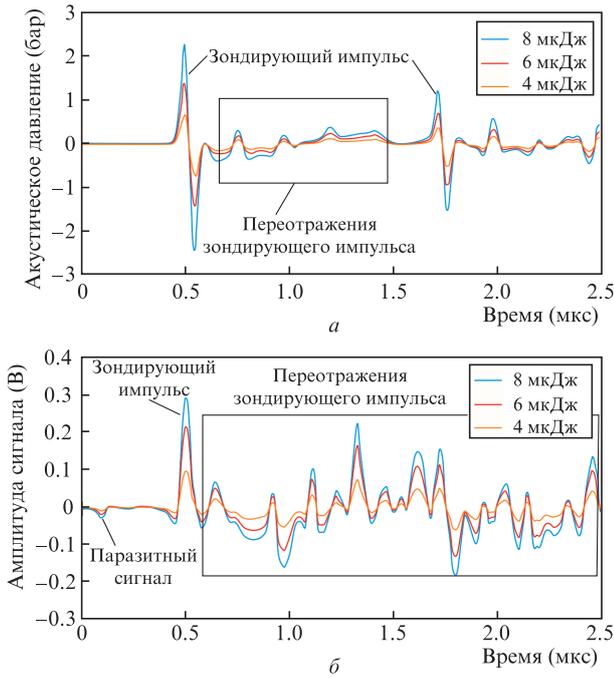


Рис.3. Примеры акустических сигналов, зарегистрированных при калибровке широкополосного гидрофона с использованием лазерных импульсов с разными энергиями: сигнал с игольчатого гидрофона (а) и сигнал с широкополосного гидрофона (б) Цветной вариант рисунка помещен на сайте нашего журнала <http://quantum-electron.ru>.

Для проведения измерений акустического отклика при лазерной печати широкополосный гидрофон размещался в воде напротив места лазерного воздействия на золотое покрытие донорной пластины на расстоянии $z \sim 30$ мм от нее, что соответствует дальней зоне акустического излучения (диаметр лазерного пятна на поглощающей пленке составляет 30 мкм). Была проведена серия экспериментов по измерению зависимости амплитуды акустических импульсов от энергий лазерных импульсов $E \approx 5-100$ мкДж при длительностях $\tau_{\text{las}} = 8$ и 14 нс. Для оценки давления непосредственно вблизи пленки данные пересчитывались по формуле для гауссова пучка [29]: $P_a = p_{\text{exp}} \sqrt{1 + (\lambda_0 z / \pi r^2)^2}$, где $r \approx 15$ мкм – радиус исходного пучка; p_{exp} – давление, измеренное в дальней зоне; $\lambda_0 = c_0 \tau_{\text{las}}$ – характерная длина волны акустического излучения; $c_0 = 1500$ м/с – скорость звука в воде. Результаты, представленные на рис.4, показывают, что зависимость амплитуды акустического отклика от энергии лазерного импульса с хорошей точностью является линейной, и при этом амплитуда акустического давления слабо зависит от длительности лазерных импульсов в диапазоне 8–14 нс. Максимальная амплитуда давления составила ~ 500 бар. При распространении плоской волны в воде такие амплитуды соответствуют нелинейному режиму распространения. В данном случае, однако, поперечные размеры области возбуждения звукового пучка малы и дифракция является преобладающим процессом. Поэтому форма волны наиболее близка к сферической, а для таких волн, как известно [30], нелинейные эффекты выражены значительно слабее, чем для плоских. В связи с этим рассмотрение распространения волн вне области их возбуждения в линейном режиме не приводит к значительным ошибкам в оценках.

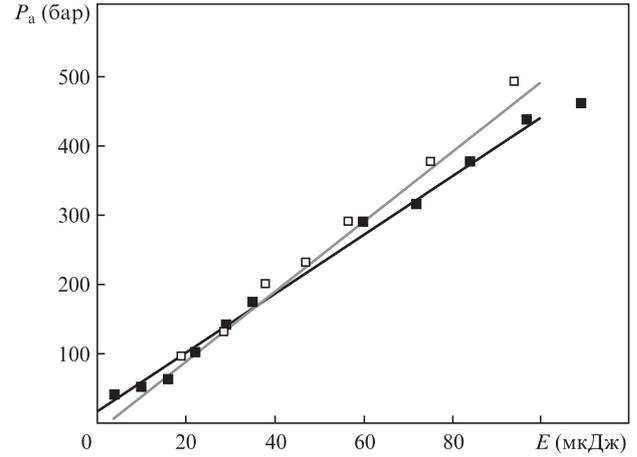


Рис.4. Зависимости амплитуды акустического отклика системы P_a от энергии лазерных импульсов E при $\tau_{\text{las}} = 8$ (■) и 14 нс (□).

Отметим, что негативное влияние акустической волны на микробиологические живые системы зависит как от амплитуды волны, так и от ее частоты. Увеличение обоих параметров приводит к увеличению сил, деформирующих микроорганизмы. В рабочем диапазоне энергий лазерных импульсов амплитуда давления достигает нескольких сотен бар в объеме геля, а характерная длина волны акустического излучения $\lambda = c_0 \tau_{\text{las}} \approx 15$ мкм, что больше или сравнимо с размерами многих микроорганизмов. Оценка степени влияния акустического давления может быть основана на том факте, что в акустической микроскопии микроорганизмов и в других схожих методах используется более высокочастотное неразрушающее акустическое излучение, амплитуда давления которого сравнима с полученными в настоящей работе оценками давления в рабочем режиме [31].

4. Процессы переноса и их влияние на живые системы

Физические процессы, происходящие в металлической пленке при поглощении лазерного излучения, следует рассматривать на различных временных масштабах [32]. Основным поглотителем лазерного излучения в металлах является электронный газ. При этом выравнивание температур электронного газа и кристаллической решетки происходит посредством электронно-фононной релаксации на временах $\sim 10^{-11}$ с. После этого становятся применимыми уравнения равновесной термодинамики. Важнейшим фактором, фактически определяющим все физические процессы при лазерной печати микрокапель, является теплообмен в системе стеклянная подложка – пленка – жидкость. Характерное время перераспределения тепла вдоль толщины пленки можно оценить как $\tau_{\text{tl}} = h_g^2 / \chi_g \approx 20$ пс, где χ_g – коэффициент температуропроводности золота, а $h_g = 50$ нм – толщина золотого напыления. Время распространения тепла в плоскости пленки можно оценить аналогично: $\tau_{\text{tt}} = r^2 / \chi_g \approx 2$ мкс. Таким образом, при $\tau_{\text{las}} \approx 10$ нс выполняется неравенство $\tau_{\text{tl}} \ll \tau_{\text{las}} \ll \tau_{\text{tt}}$, и распространение тепла происходит в основном перпендикулярно плоскости пленки. Для расчета долей энергии излучения, поглощенной (γ) и прошедшей (t) через металлическую пленку, можно воспользоваться формулой для случая тонкой по сравнению с длиной волны пленки ($h_g =$

50 нм \ll 1064 нм) [33]; эти доли составляют ~ 0.03 и ~ 0.05 соответственно.

Толщины прогретых слоев стеклянной подложки и воды за время действия лазерного импульса таковы: $h_{gl} = \sqrt{\tau_{las}\chi_{gl}} \sim 60$ нм, $h_w = \sqrt{\tau_{las}\chi_w} \sim 40$ нм, где χ_{gl} и χ_w – температуропроводности стекла и воды. Тогда средняя температура на этом участке может быть оценена сверху следующим образом:

$$T_a = \frac{\gamma E}{\pi r^2 (\rho_{gl} h_{gl} c_{gl} + \rho_w h_w c_w + \rho_g h_g c_g)} \sim 1000 \text{ К},$$

где $E = 30$ мкДж – энергия лазерного импульса; c_{gl} , c_w , c_g – теплоемкости стекла, воды и золота; ρ_{gl} , ρ_w , ρ_g – плотности этих веществ. Таким образом, вблизи металлической пленки достигается действительно высокая температура, однако из-за большой теплоемкости геля температура участков, удаленных на несколько микрометров от металлической пленки, лишь незначительно превышает температуру окружающей среды. Таким образом, возникающие температуры практически не приводят к повреждению биологического материала при лазерной печати.

Сильный и быстрый нагрев жидкости вблизи металлической пленки вызывает ее взрывное кипение и образование быстро расширяющегося пузырька пара. При этом возникает гелевая струя, осуществляющая перенос вещества на акцепторную пластинку. В ряде работ [5, 34, 35] были проведены экспериментальные исследования и численный анализ лазерно-индуцированного формирования гелевых струй вблизи свободной поверхности жидкости. Эти результаты могут быть использованы для иллюстрации образования струи и в нашем случае. В результате взрывного кипения образуется быстро расширяющийся в сторону свободной поверхности пузырек пара, вдоль стенки которого возникает градиент давления, приводящий к появлению внешних потоков геля от периферии пузырька к его вершине. Взаимодействие этих потоков приводит к появлению в области вершины струи и противоструи. В зависимости от используемого режима струя может в дальнейшем оторваться от стенки пузырька, про-

должить самостоятельное движение в сторону акцепторной пластинки и распасться на несколько фрагментов либо начать движение в обратном направлении и полностью поглотиться в слое геля. Основными факторами, определяющими режим возникающих течений, являются вязкие и тепловые свойства жидкости, величина поглощенной в пластинке энергии и тепловые свойства металлического напыления.

Для изучения режимов возникновения таких струй проводилась оптическая запись процесса их образования с использованием высокоскоростной камеры Fastcam SA-3 (скорость записи до 100000 кадров в секунду, Photon, Япония). Освещение при высокоскоростной съемке осуществлялось излучением непрерывного лазера на длине волны 660 нм при формировании пучка с помощью телескопической системы. Процесс переноса, зарегистрированный таким образом, показан на рис.5. В рабочем режиме капля образуется в два этапа. На первом этапе (второй кадр на рис.5) с большим ускорением ($\sim 10^5$ м/с², вычислено на основе полученных кадров) переносится малый объем вещества. На втором этапе (с третьего по последний кадры на рис.5) основной объем вещества переносится со значительно меньшим ускорением (~ 5000 м/с²). С точки зрения выживаемости микроорганизмов такие динамические нагрузки не являются критическим препятствием для лазерной печати: например, в работе [36] было показано, что выживаемость ряда бактериальных организмов при ускорениях, на несколько порядков больших, близка к 100%.

Еще один фактор, который может существенно влиять на выживаемость бактерий, – наличие микро- и наночастиц металла в образующихся при лазерной печати микрокаплях. Существуют несколько механизмов разрушения металлической пленки, связанных с плавлением, испарением и механическим «раскалыванием» металла. Именно эти механизмы определяют размер образующихся частиц. Начальное движение плавленого золота определяется величинами напряжений в металле, которые должны превышать силу адгезии плавленной пленки, поверхностное натяжение плавленного металла и внешнее

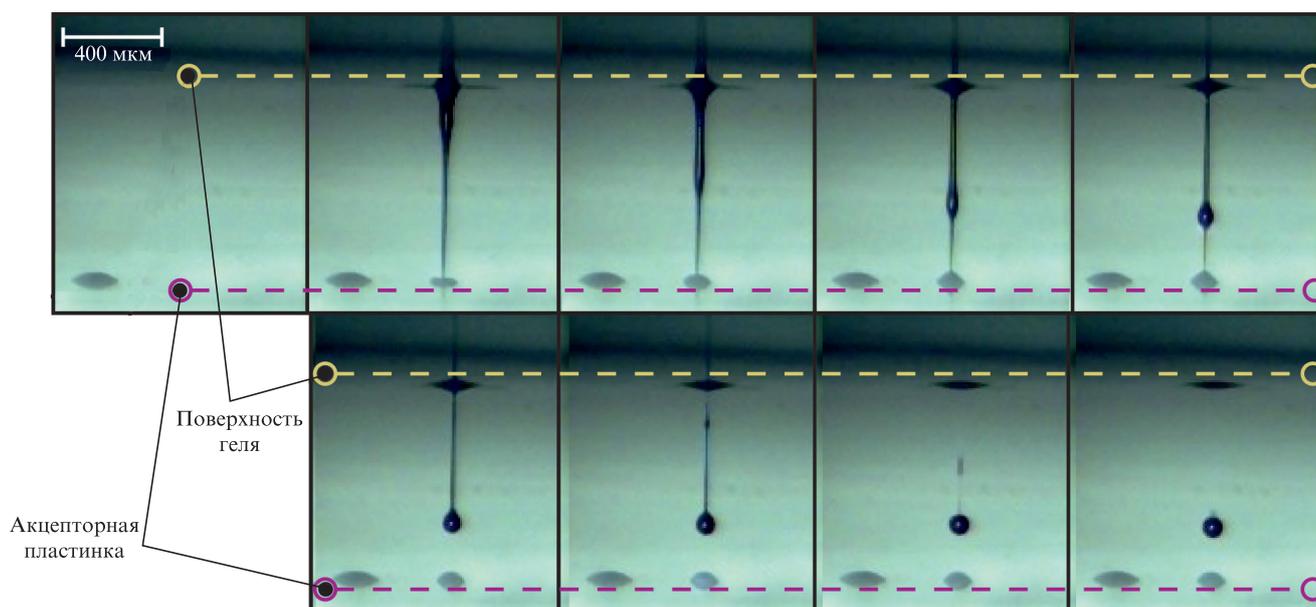


Рис.5. Зарегистрированный высокоскоростной камерой (10000 кадров в секунду) процесс образования микрокапли на акцепторной пластинке при $E = 30$ мкДж, $\tau_{las} = 8$ нс.

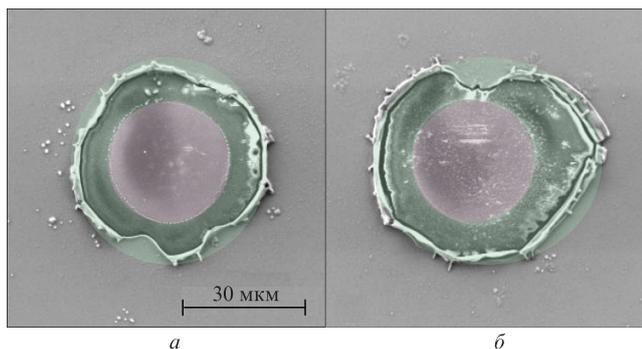


Рис.6. СЭМ-изображения отверстий, образованных при облучении золотой пленки импульсами с $\tau_{\text{las}} = 8$ нс и $E = 10$ (а) и 30 мкДж (б).

давление со стороны геля. Такое движение приводит к удалению части материала пленки и к переносу его в каплях геля на акцепторную пластинку. Как видно на СЭМ-изображениях отверстий, образованных в пленке при лазерном воздействии (рис.6), их крайняя оплавленная часть отслаивается. Это объясняется тем, что удаление материала происходит по границе его плавления за счет механических напряжений, обусловленных относительно слабой адгезией золотого напыления со стеклянной подложкой. При этом материал металлической пленки из ее центральной области отрывается от поверхности с большой скоростью, вытягивая за собой краевые участки. Возникающая неравномерность оплавленности краев обусловлена неравномерностью адгезии пленки и неравномерностью лазерной засветки. В центральной части (области наибольшего воздействия) присутствует значительное количество золота, что можно объяснить сплавлением части стеклянной подложки и оставшихся частиц золота.

Исследованию токсичности частиц золота (и других металлов) по отношению к различным микроорганизмам посвящено значительное число работ. Можно отметить, что важнейшими факторами, определяющими токсичность, являются размер и концентрация этих частиц [37, 38]. Максимальная концентрация золота в микрокаплях в настоящей работе может быть оценена в 50–100 мкМ (в предположении полного переноса золота из области лазерного воздействия). При этом, как следует из результатов электронной микроскопии, размеры частиц находятся в микро- и в нанометровом диапазонах. Как известно (см., напр., [38]), в зависимости от распределения частиц по размерам такие концентрации частиц золота могут приводить к повышенному содержанию металла непосредственно в микроорганизмах. На одни микроорганизмы это оказывает токсичное воздействие, другие являются более устойчивыми.

Еще одним фактором, требующим рассмотрения, является высокая плотность электромагнитного излучения. Проведенные ранее экспериментальные исследования показали [24], что при лазерной печати через золотую пленку проходит до $\sim 15\%$ лазерной энергии, или $0.2 - 0.6$ Дж/см² в рабочем диапазоне энергий. Используемое в работе импульсное излучение с длиной волны 1064 нм слабо поглощается элементами клеток, и поэтому его воздействие на микроскопические живые системы даже в дозах, близких к рабочим, не должно приводить к необратимым изменениям. Так, в работе [39] показано, что воздействие на клетки человека 600 последовательных импульсов излучения длительностью 5–9 нс с длиной волны 1064 нм в

дозе 0.2 Дж/см² оставляет жизнеспособными $\sim 90\%$ клеток даже при добавлении поглощающих излучение наночастиц углерода. В работе [40] установлено, что воздействие на *Escherichia coli* импульсного лазерного излучения с длиной волны 1064 нм в дозе 3 Дж/см² не приводило к изменениям у 95% клеток.

Однако влияние большинства перечисленных факторов на различные виды микроорганизмов может быть существенно разным, поэтому следует рассматривать эффективность лазерной печати для каждого конкретного вида. Представленная в настоящей работе установка для лазерной печати была применена для выделения микроорганизмов из почвы [41]. Было показано, что лазерная печать действительно позволяет увеличить число культивируемых микроорганизмов по сравнению с традиционными методами при сохранении высокой жизнеспособности организмов. Применение лазерной печати привело к увеличению количества родов изолированных бактерий как грамм-отрицательных, так и грамм-положительных групп, которые не культивировались до этого стандартными методами. При этом из почвы был выделен представитель редкого рода *Nonomurea* без использования сложных селективных сред и добавления коктейлей с антибиотиками.

5. Заключение

Итак, в рамках работы проведены оценки параметров наиболее вредоносных для микроорганизмов физических процессов, происходящих при лазерной печати гелевых микрокапель. С этой целью разработана методика оценки акустического давления, возникающего в области лазерной печати, с использованием широкополосного гидрофона на основе кристалла ниобата лития. Согласно полученным результатам, амплитуда давления в слое геля достигает нескольких сотен бар. Сделаны оценки динамических нагрузок, возникающих в процессах переноса температур, а также концентрации частиц металла в каплях. Проведено сравнение полученных результатов с данными по выживаемости микроорганизмов, известными из литературы. Сравнение показало, что негативно влияющие на микроорганизмы факторы не ограничивают перспективность разработанного способа печати. Этот вывод согласуется и с успешными биологическими экспериментами по переносу и культивации отдельных бактериальных организмов.

Работа выполнена при поддержке Министерства науки и высшего образования в рамках исполнения работ по Государственному заданию ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН в части разработки технологии для клеточной лазерной печати, а также РФФИ (гранты № 18-32-00607 и 18-29-06056) в части исследования процесса лазерно-индуцированного переноса.

1. Pique A., Chrisey D.B., Auyeung R.C., Fitz-Gerald J., et al. *Appl. Phys. A*, **69**, S279 (1999).
2. Pique A., Auyeung R.C., Kim H., Metkus K.M., Mathews S.A. *J. Laser Micro Nanoen.*, **3**, 163 (2008).
3. Narazaki A., Sato T., Kurosaki R., Kawaguchi Y., Niino H. *Appl. Phys. Express*, **1**, 057001 (2008).
4. Suzuki K. *Electr. Eng. Jpn.*, **165**, 60 (2008).
5. Unger C., Gruene M., Koch L., Koch J., Chichkov B.N. *Appl. Phys. A*, **103**, 271 (2011).
6. Kuznetsov A.I., Unger C., Koch J., Chichkov B.N. *Appl. Phys. A*, **106**, 479 (2012).

7. Auyeung R.C., Kim H., Mathews S., Pique A. *Appl. Opt.*, **54**, F70 (2015).
8. Ma H., Mismar W., Wang Y., Small D.W., et al. *J. Royal Soc. Interface*, **9**, 1156 (2011).
9. Chatzipetrou M., Tsekenis G., Tsouri V., Chtzandroulis S., Zergioti I. *Appl. Surf. Sci.*, **278**, 250 (2013).
10. Koch L., Kuhn S., Sorg H., Gruene M., et al. *Tissue Eng. Part C Methods*, **16**, 847 (2009).
11. Nguyen A.K., Narayan R.J. *Ann. Biomed. Eng.*, **45**, 84 (2017).
12. Ovsianokov A., Gruene M., Pflaum M., Koch L., et al. *Biofabrication*, **2**, 014104 (2004).
13. Serra P., Colina M., Fernandez-Pradas J.M. *Appl. Phys. Lett.*, **85**, 1639 (2004).
14. Park M.A., Jang H.J., Sirotkin F.V., Yoh J.J. *Opt. Lett.*, **37**, 3894 (2012).
15. Baxter J., Mitragotri S. *Expert Rev. Med. Devices*, **3**, 565 (2006).
16. Martin G.D., Hoath S.D., Hutchings I.M. *J. Phys. Conf. Ser.*, **105**, 012001 (2008).
17. Ringeisen B.R., Rincon K., Fitzgerald L.A., Fulmer P.A., et al. *Methods Ecol. Evol.*, **6**, 209 (2015).
18. Yusupov V.I., Gorlenko M.V., Cheptsov V.S., Minaev N.V., et al. *Laser Phys. Lett.*, **15**, 0656054 (2018).
19. Pohl R., Visser C.W., Romer G.W., Lohse D., Sun C., Huis B. *Phys. Rev. Appl.*, **3**, 024001 (2015).
20. Brasz C.F., Yang J.H., Arnold C.B. *Microfluid. Nanofluidics*, **18**, 185 (2015).
21. Delaporte P., Alloncle A.P. *Opt. Laser Technol.*, **78**, 33 (2016).
22. Biver E., Rapp L., Alloncle A.P., Delaporte P. *Appl. Surf. Sci.*, **302**, 153 (2014).
23. Duocastella M., Fernandez-Pradas J.M., Morenza J.L., Serra P. *Jpn. J. Appl. Phys.*, **106**, 084907 (2009).
24. Юсупов В.И., Жигарьков В.С., Чурбанова Е.С. и др. *Квантовая электроника*, **47**, 1158 (2017) [*Quantum Electron.*, **47**, 1158 (2017)].
25. Самохин А.А., Шашков Е.В., Воробьев Н.С., Зубко А.Е. *Письма в ЖЭТФ*, **108** (6), 388 (2018).
26. Vogel A., Busch S., Parlitz U. *J. Acoust. Soc. Am.*, **100**, 148 (1996).
27. Pushkin A.V., Bychkov A.S., Karabutov A.A., Potemkin F.V. *Laser Phys. Lett.*, **15**, 065401 6 (2018).
28. Gusev V.E., Karabutov A.A. *Laser Optoacoustics* (New York: AIP, 1993).
29. Oraevsky A.A., Karabutov A.A. *Proc. SPIE*, **3916**, 228 (2000).
30. Красильников В.А., Крылов В.В. *Введение в физическую акустику* (М.: Наука, 1984).
31. Augustsson P., Karlens J.T., Su H.W., Bruus H., Voldman J. *Nat. Commun.*, **7**, 11556 (2016).
32. Ivochkin A.Y., Kapilniy A.G., Karabutov A.A., Ksenofontov D.M. *Laser Phys.*, **22**, 1220 (2012).
33. Abeles F. *J. Opt. Soc. Am.*, **47**, 473 (1957).
34. Mezel C., Soquet A., Hallo L., Guillemot F. *Biofabrication*, **2**, 014103 (2010).
35. Pearson A., Cox E., Blake J.R., Otto S.R. *Eng. Anal. Bound. Elem.*, **28**, 295 (2004).
36. Mastrapa R.M.E., Glanzberg H., Head J.N., Melosh H.J., Nicholson W.L. *Earth Planet. Sci. Lett.*, **189**, 1 (2001).
37. Chithrani B.D., Ghazani A.A., Chan W.C. *Nano Lett.*, **6**, 662 (2006).
38. Alkilany A.M., Murphy C.J. *J. Nanopart. Res.*, **12**, 2313 (2010).
39. Sengupta A., Kelly S.C., Dwivedi N., Thadhani N., Prausnitz M.R. *ACS Nano*, **8**, 2889 (2014).
40. Kim J.W., Shashkov E.V., Galanzha E.I., Kotagiri N., Zharov V.P. *Laser Surg. Med.*, **39**, 622 (2007).
41. Gorlenko M.V., Chutko E.A., Churbanova E.S., Minaev N.V., et al. *J. Biol. Eng.*, **12**, 27 (2018).