

## ФОРМООБРАЗОВАНИЕ ПАРОГАЗОВОЙ ПОЛОСТИ ПРИ ГИДРОАКУСТИЧЕСКОЙ ОБРАБОТКЕ БИОТКАНИ В ЖИДКОСТИ МИКРОСЕКУНДНЫМИ ИМПУЛЬСАМИ ИЗЛУЧЕНИЯ Er,Yb:Glass-ЛАЗЕРА

А. В. БЕЛИКОВ<sup>1</sup>, С. В. ГАГАРСКИЙ<sup>1</sup>, А. М. ЗАГОРУЛЬКО<sup>2</sup>,  
А. Н. СЕРГЕЕВ<sup>1</sup>, С. Н. СМИРНОВ<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Университет ИТМО, 197101, Санкт-Петербург, Россия

<sup>2</sup> Санкт-Петербургский филиал МНТК „Микрохирургия глаза“ им. академика С. Н. Федорова,  
192283, Санкт-Петербург, Россия

E-mail: s.n.smirnov@inbox.ru

Представлены результаты исследования динамики формы и размеров парогазовых полостей, возбуждаемых импульсами излучения лазера на иттербий-эрбиевом стекле с волоконным выходом на длине волны 1,54 мкм в свободном объеме жидкости (воды), а также вблизи границы твердого тела (кварц) и эластичного (хрусталик глаза). Исследовано влияние временной субструктуры импульсов общей длительностью в единицы микросекунд на порог появления и процесс формообразования парогазовой полости в жидкости. Установлено, что при фиксированной энергии импульса в свободном объеме жидкости повышение мощности „лидирующего“ пика в лазерном импульсе приводит к уменьшению порога формирования и увеличению максимального объема полости. В свободном объеме жидкости при общей длительности лазерного импульса 3—3,5 мкс и энергии порядка  $E = 100$  мДж максимальный объем парогазовой полости достигает  $7 \text{ мм}^3$  при интенсивности лазерного излучения на выходном торце оптического волокна в момент действия „лидирующего“ пика порядка  $10^8 \text{ Вт/см}^2$ . Максимальный объем парогазовой полости достигается через  $165 \pm 5$  мкс от начала действия лазерного импульса, а коллапс полости происходит через  $300 \pm 10$  мкс. Снижение интенсивности при сохранении общей энергии импульса ведет к замедлению роста парогазовой полости и уменьшению ее максимального объема. Вблизи границы твердого тела парогазовая полость деформируется и приобретает гладкую полусферическую форму, ее объем уменьшается, а время жизни увеличивается до  $350 \pm 10$  мкс. Вблизи границы эластичного тела парогазовая полость также деформируется, приобретает полусферическую форму, но при этом в фазе коллапса вблизи хрусталика на поверхности полости формируются микропузыри размером 40—120 мкм. Вблизи катарактального хрусталика время достижения максимального объема полости и время ее жизни снижаются по сравнению с формированием вблизи границы твердого тела и в свободном объеме воды, а хрусталик глаза разрушается.

**Ключевые слова:** лазер на иттербий-эрбиевом стекле, микросекундные импульсы, парогазовая полость, вода, волокно, биоткани

**Введение.** Современные тенденции развития лазерных систем медицинского назначения связаны с минимизацией их размеров и повышением эффективности воздействия. Излучение лазера на иттербий-эрбиевом стекле с длиной волны  $\lambda = 1,54$  мкм перспективно для

применения в эндохирургии благодаря эффективному поглощению в основном компоненте мягких биотканей — воде (коэффициент поглощения  $\mu_a(\text{H}_2\text{O}) \approx 12 \text{ см}^{-1}$  [1]), а также эффективной передаче через гибкие кварцевые волокна. Малогабаритный лазер на иттербий-эрбиевом стекле с накачкой излучением диодных модулей на длине волны  $\lambda = 940 \text{ нм}$ , работающий в режиме модуляции полезных потерь резонатора, может быть альтернативой Nd:YAG-лазеру ( $\lambda = 1,44 \text{ мкм}$ ,  $\mu_a(\text{H}_2\text{O}) \approx 29 \text{ см}^{-1}$  [1]) с ламповой накачкой для экстракции катаракты [2, 3]. Высокоэффективная конфигурация трехзеркального лазерного резонатора с модуляцией активных потерь, осуществляемой затвором на нарушенном полном внутреннем отражении (НПВО-затвор), позволяет получать импульсы общей длительностью до 5 мкс и энергией до 110 мДж на выходе сопряженного с излучателем оптического волокна. При этом регулировка параметров устройства управления пьезоэлементами НПВО-затвора позволяет оперативно перестраивать временную структуру генерируемых лазерных импульсов. Ранее проведенные исследования показали, что для лазера на иттербий-эрбиевом стекле эффективное разрушение катарактального хрусталика глаза человека возможно при энергии более 70 мДж в импульсе общей длительностью 2—3 мкс [2].

Воздействие мощных импульсов излучения на поглощающие жидкости и насыщенные водой биоткани в ряде случаев сопровождается возбуждением в них акустических волн и гидродинамических процессов, в частности, образованием парогазовых полостей [3]. Параметры лазерного излучения при построении систем для прецизионной лазерной абляции биотканей, например, при лазерной коррекции формы кривизны роговицы, а также при ангиопластических процедурах [4], где лазерное воздействие происходит внутри сосуда, или артроскопических вмешательствах [5, 6], для предотвращения повреждений окружающих тканей в ряде случаев подбирают таким образом, чтобы минимизировать вредное побочное действие акустических и гидродинамических эффектов. Однако эти эффекты могут играть и положительную роль. Так, в эндоскопической хирургии формирование парогазовых полостей способствует повышению эффективности разрушения биоткани за счет воздействия акустических волн, очищающих лазерный кратер от продуктов абляции, и эффективной передачи излучения через парогазовую полость [7, 8]. В работах [9, 10] в качестве механизмов разрушения рассматриваются проникновение кумулятивной струи в объем биоткани при коллапсе парогазовой полости или выброс материала при деформации поверхности биоткани в фазе коллапса этой полости. В стоматологии осцилляции формируемых излучением Er:YAG-лазера парогазовых полостей обеспечивают очистку канала корня зуба [11].

Амплитуда вторичных акустических волн, излучаемых в фазе „коллапс—возобновление“ парогазовой полости в свободном объеме жидкости, зависит от размеров и формы полости, причем чем ближе форма к сферической, тем выше амплитуда [12, 13]. Форма и размеры лазерно-индуцируемой парогазовой полости в жидкости зависят от длительности и энергии импульса, коэффициента поглощения жидкости, а также от параметров оптического волокна и условий обработки. В частности, известно [13], что при взаимодействии с водой импульсов Ho:YAG-лазера ( $\lambda = 2,12 \text{ мкм}$ ,  $\mu_a(\text{H}_2\text{O}) \approx 24 \text{ см}^{-1}$  [1]) длительностью  $t_p = 500 \text{ нс}$  с энергией  $E_p = 14 \text{ мДж}$ , доставленных через оптическое волокно с диаметром сердцевины  $d_{\text{fib}} = 200 \text{ мкм}$  (плотность энергии  $W_E = 44,6 \text{ Дж/см}^2$ ), после лазерного импульса происходит формирование парогазовой полости близкой к сферической формы. В то же время импульсы свободной генерации этого же лазера длительностью  $t_p = 100\text{—}1100 \text{ мкс}$  ( $d_{\text{fib}} = 400 \text{ мкм}$ ,  $E_p = 200 \text{ мДж}$ ,  $W_E = 159,2 \text{ Дж/см}^2$ ) формируют полость, вытянутую вдоль оптической оси волокна, причем в этом случае рост полости происходит во время воздействия лазерного импульса [13]. Чем больше длительность лазерного импульса, тем сильнее вытягивается полость и тем слабее акустический сигнал, регистрируемый гидрофоном [13]. Эта тенденция усиливается при формировании парогазовых полостей лазерным излучением с длинами волн, на которых вода поглощает экстремально сильно: Er:YSGG ( $\lambda = 2,79 \text{ мкм}$ ,

$\mu_a(\text{H}_2\text{O}) \approx 4,5 \cdot 10^3 \text{ см}^{-1}$  [1]) или Er:YAG ( $\lambda = 2,94 \text{ мкм}$ ,  $\mu_a(\text{H}_2\text{O}) \approx 12,7 \cdot 10^3 \text{ см}^{-1}$  [1]). Импульсы излучения Er:YSGG-лазера при  $t_p = 400 \text{ мкс}$ ,  $d_{\text{фиб}} = 400 \text{ мкм}$ ,  $E_p = 100 \text{ мДж}$ ,  $W_E = 79,6 \text{ Дж/см}^2$  формируют узкий вытянутый канал за счет испарения жидкости на стенке полости, противоположной торцу оптического волокна [14].

Однако при  $t_p = 40 \text{ нс}$ ,  $E_p = 20 \text{ мДж}$  полость имеет сферическую форму и в несколько раз больший объем, поскольку в случае коротких импульсов теплообмен и конденсация пара на границе с окружающей жидкостью не оказывают столь сильного, как при длинных импульсах, влияния на размер полости [14]. В работе [15] установлено, что при одних и тех же параметрах излучения Er:YAG-лазера ( $E_p = 40 \text{ мДж}$ ,  $t_p = 145 \text{ мкс}$ ) в случае использования оптического волокна с дистальным концом конической формы формируется сферическая полость, а при плоском — сильно вытянутая.

Несмотря на значительный объем данных о формировании парогазовых полостей импульсами лазерного излучения, особенности формирования полостей импульсами лазера на иттербий-эрбиевом стекле общей длительностью в единицы микросекунд с характерной для генерации в режиме модуляции полезных потерь резонатора с НПВО-затвором временной структурой (переменным соотношением пиковой мощности в отдельных пичках субструктуры импульсов) недостаточно изучены. Отсутствуют данные о пороге формирования парогазовой полости, а также о влиянии механических свойств материала и расстояния от торца оптического волокна до его поверхности на форму и динамику полости.

Микросекундное излучение лазера на иттербий-эрбиевом стекле может быть использовано для лазерной экстракции катаракт, в качестве альтернативы Nd:YAG-лазерам [16, 17], для лазерной простатэктомии, в качестве альтернативы Tm:YAG-лазерам [18], для высокоинтенсивных воздействий на биоткани с целью их регенерации [19, 20], для доставки лекарств [21] и т.д.

Целью настоящей работы является исследование формообразования парогазовых полостей микросекундными импульсами лазера на иттербий-эрбиевом стекле с различной мощностью „лидирующего“ пичка в свободном объеме дистиллированной воды, в воде вблизи границы твердого тела (кварц) и эластичного (катарактальный хрусталик глаза человека) границ, а также исследование абляции катарактального хрусталика глаза человека излучением этого лазера.

**Материалы и методы.** Эксперименты проведены с использованием стенда, схема которого представлена на рис. 1 (1 — лазер на иттербий-эрбиевом стекле; 2 — френелевский ослабитель; 3 — светоделитель — кварцевая пластинка; 4 — измерительная головка „PE10-V2“, Ophir Optronics Ltd., Израиль; 5 — узел ввода лазерного излучения в оптическое волокно; 6 — измеритель энергии/мощности излучения „Nova II“, Ophir Optronics Ltd., Израиль; 7 — оптическое волокно в SMA-держателе; 8 — кварцевая кювета  $36 \times 24 \times 40 \text{ мм}$  с жидкостью; 9 — матрица светодиодов, Epistar Corp., Китай; 10 — фотодиод; 11 — цифровой USB-микроскоп „DTX 50“, Levenhuk, Inc., США; 12 — осциллограф „TDS 2012 B“, Tektronix, Inc., США; 13 — компьютер; 14 — кварцевый параллелепипед  $20 \times 12 \times 12 \text{ мм}$ ; 15 — катарактальный хрусталик глаза человека в держателе).

Лазер на иттербий-эрбиевом стекле ( $\lambda = 1,54 \text{ мкм}$ ) с ламповой накачкой работал в режиме модуляции полезных потерь резонатора, которая осуществлялась НПВО-затвором [22—24]. Схема управления НПВО затвором позволяла изменять длительность и временную структуру импульса лазерной генерации.

Исследованы две характерные временные структуры лазерного импульса, осциллограммы которых, усредненные по десяти импульсам, представлены на рис. 2. (в процентах указано среднеквадратичное отклонение амплитуды отдельных пичков от импульса к импульсу, т.е. нестабильность их пиковой мощности). Максимальная энергия лазерных импульсов ( $\approx 110 \text{ мДж}$  на выходе волокна) ограничивалась лучевой прочностью входного торца оптоволокна.

Временная форма импульса изменялась путем настройки резонатора и параметров управляющего НПВО-затвором сигнала. По представленным усредненным осциллограммам можно выделить два основных типа лазерных импульсов: тип *A* (рис. 2, *а*) и тип *B* (рис. 2, *б*). Тип *A* отличается от типа *B* тем, что при сопоставимой энергии, длительность „лидирующего“ пика в импульсе этого типа в два раза меньше (65 нс против 130 нс, FWHM) и соответственно пиковая мощность практически в два раза больше.

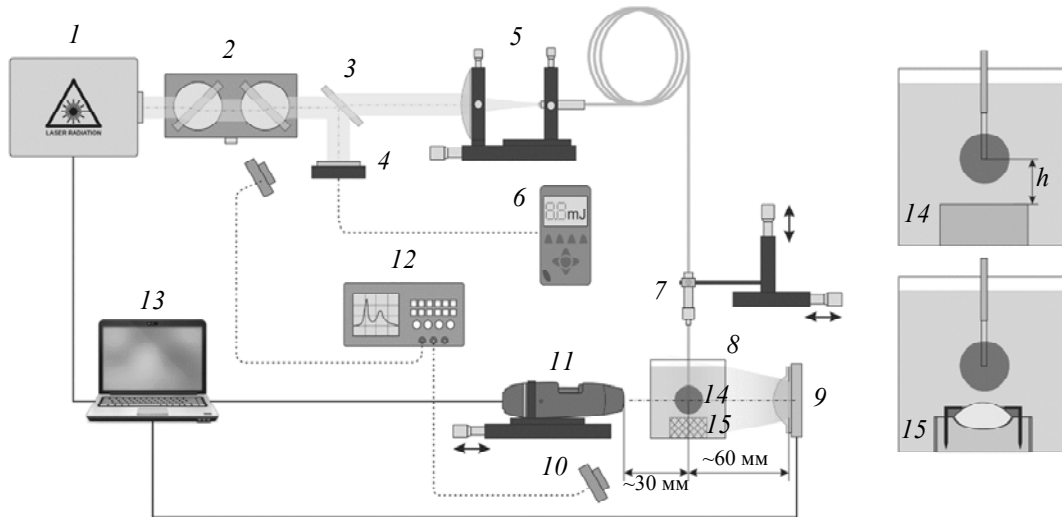


Рис. 1

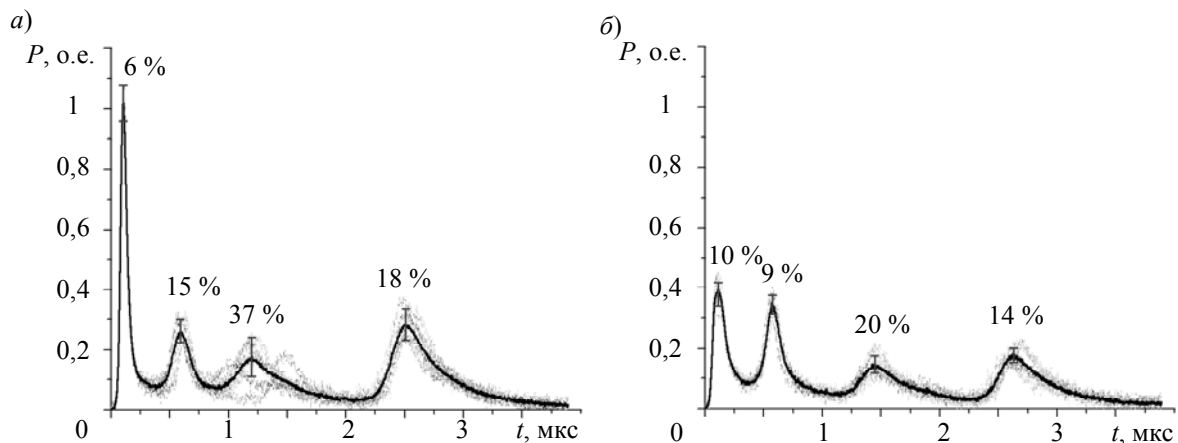


Рис. 2

Импульсы лазерного излучения доставлялись в объем жидкости (дистиллированная вода, температура  $23 \pm 2$  °С) через кварц-кварцевое оптическое волокно с диаметром сердцевины  $470 \pm 5$  мкм (числовая апертура  $NA = 0,18$ ) и плоским дистальным торцом. Энергия импульсов регулировалась от 0,5 до 105 мДж при помощи френелевского ослабителя. Статистическая обработка полученных в эксперименте результатов измерения энергии лазерных импульсов осуществлялась в программном пакете StarLab 3.31 (Ophir Optronics Ltd., Израиль). При энергии в импульсе  $E = 100$  мДж интенсивность „лидирующего“ пика на выходе оптического волокна достигала  $1,0 \cdot 10^8$  Вт/см<sup>2</sup> для импульса *A* и  $0,54 \cdot 10^8$  Вт/см<sup>2</sup> — для *B*. Расстояние от торца оптического волокна до границ было  $h = 10, 1,5, 1, 0,5$  и  $0,2$  мм. Частота повторения лазерных импульсов  $f = 1$  Гц.

Кварцевый параллелепипед *14* (см. рис. 1) размещался в воде на дне кварцевой кюветы *8*. Границей эластичного тела служила поверхность *in vitro* катарактального (степень катаракты по Буратто III—IV [25]) хрусталик глаза человека *15* (см. рис. 1). После экстракции образцы хрусталика помещались в вискоэластик „Визитон-ПЭГ“ (ООО „НЭП МГ“, Россия) и

хранились в холодильнике при  $+4\text{ }^{\circ}\text{C}$ . Перед обработкой образцы тщательно промывались в дистиллированной воде, а затем помещались в кювету с дистиллированной водой при комнатной температуре. Для фиксации и предотвращения высыхания кристаллик помещался в углубление в образце геля на основе агар-агара (2 г на 100 мл воды) и прижимался сверху фиксатором.

Динамика формируемых под действием лазерных импульсов парогазовых полостей в жидкости регистрировалась методом стробоскопической фотосъемки. Съемка осуществлялась при помощи цифрового USB-микроскопа „DTX 50“ (Levenhuk, Inc., США) при подсветке импульсным излучением светодиодной матрицы (Epistar Corp., Китай). Управление устройствами осуществлялось при помощи компьютера (рис. 3).

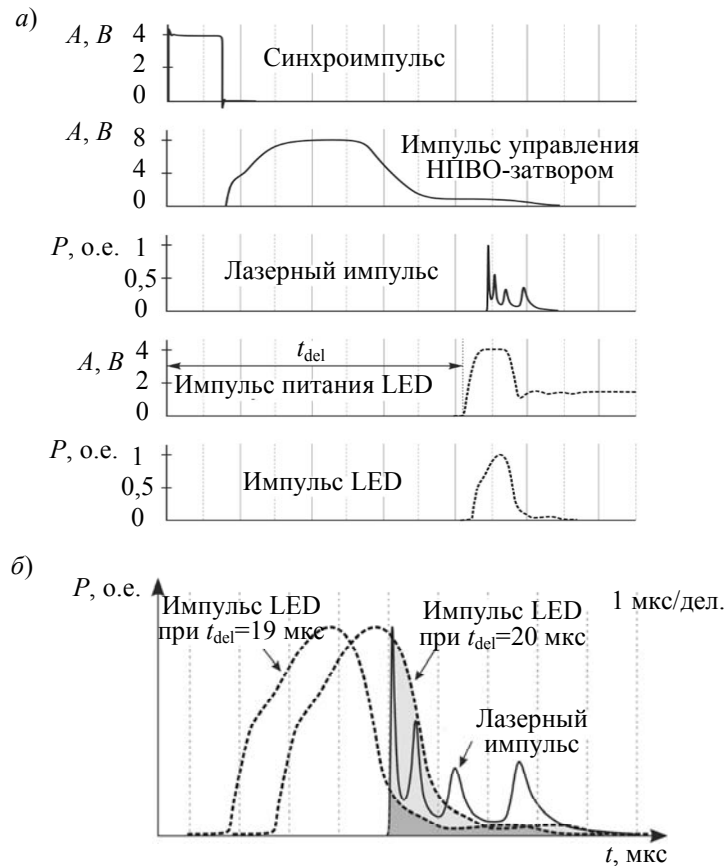


Рис. 3

Сигнал с фотодиода, регистрирующего импульс накачки, запускал генератор задержки, который позволял формировать заданное число синхроимпульсов с независимо регулируемой задержкой. Синхроимпульс запускал плату управления НПВО-затвором, а также плату управления системы стробоскопической съемки. Задержка  $t_{\text{del}}$  импульса питания светодиодной матрицы относительно переднего фронта синхроимпульса регулировалась в пределах от 4 мкс до 15 мс с минимальным шагом 1 мкс. Длительность импульса питания светодиодной матрицы (импульс питания LED) могла изменяться от 1 мкс до 15 мс с шагом 1 мкс, при этом в эксперименте длительность импульса излучения светодиодной матрицы (импульс LED) составляла 2,7 мкс (FWHM). Лазерный импульс и импульс LED начинали перекрываться при  $t_{\text{del}} = 19$  мкс (см. рис. 3, б), т.е. при  $t_{\text{del}} > 19$  мкс, матрица USB-микроскопа регистрировала события, происходящие после начала действия лазерного импульса. Событие, которое регистрировалось при  $t_{\text{del}} = 19$  мкс, соответствовало началу лазерного импульса и считалось „нулевым“, а момент времени  $t$  (после начала действия лазерного импульса) в этом случае принимал нулевое значение. Полученные в различные моменты времени  $t$  фотографии событий поступали в

компьютер. Размеры зафиксированных на этих фотографиях парогазовых полостей измерялись в программном пакете MathCad 15 (PTC, Inc., США), где также осуществлялась их статистическая обработка. В качестве порогового для формирования полости значения энергии принималась величина энергии лазерного импульса, при которой регистрировалось появление парогазовых микропузырьков диаметром  $60 \pm 30$  мкм.

**Формообразование парогазовой полости в свободном объеме жидкости.** В данном случае расстояние от дистального торца оптического волокна до поверхности кварцевого параллелепипеда составляло  $h = 10$  мм, а энергия в лазерном импульсе составляла  $E = 100 \pm 1$  мДж. Поскольку расстояние  $h$ , а также расстояние от оси волокна до боковых стенок кюветы, были существенно больше размеров формируемых парогазовых полостей, их динамика соответствует формообразованию в „свободном объеме жидкости“.

Пороговое для формообразования полости в свободном объеме жидкости значение энергии лазерного импульса, составило  $18 \pm 1$  мДж для импульса типа *A* и  $30 \pm 1$  мДж для импульса типа *B*.

На рис. 4 отражена динамика формы и размеров парогазовых полостей, формируемых микросекундными импульсами излучения лазера на иттербий-эрбиевом стекле с различной временной структурой в свободном объеме жидкости.

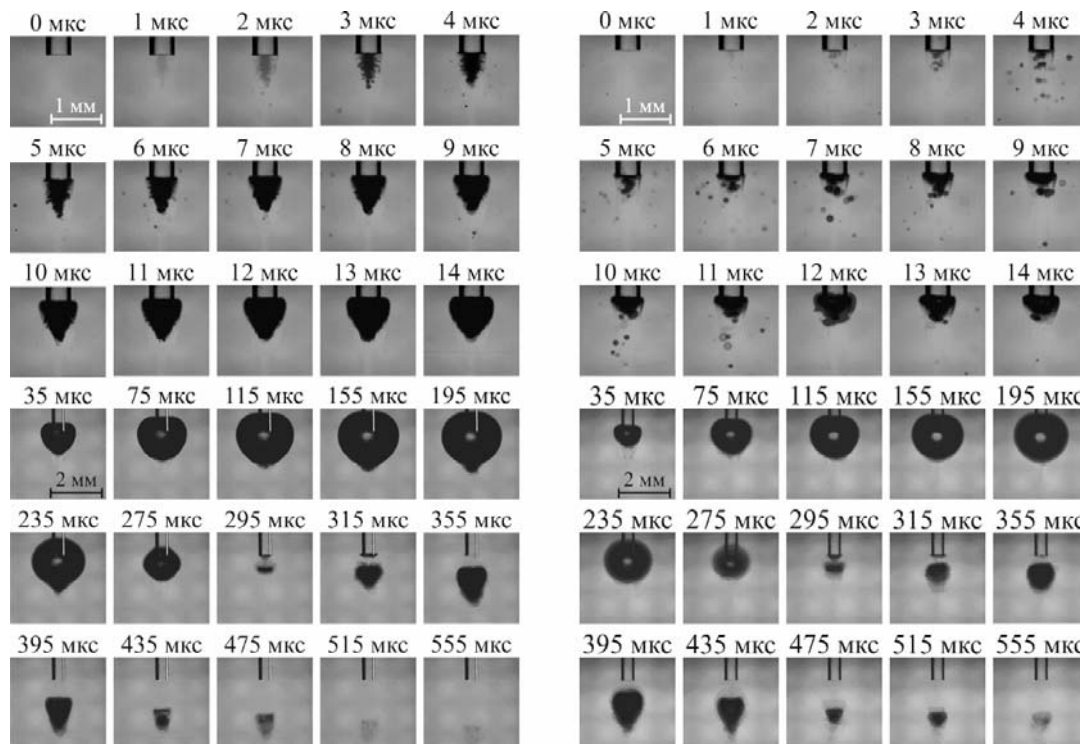


Рис. 4

Изображения получены в результате суперпозиции двадцати фотографий, каждая из которых содержит изображение полости, сформированной в данный момент времени под действием одного из следующих друг за другом лазерных импульсов.

Следует отметить, что объем формируемых под воздействием импульса *A* (рис. 4, *a*) парогазовых полостей в свободном объеме жидкости, в отличие от полостей, формируемых под воздействием импульса *B* (рис. 4, *b*), больше. Это может быть связано с особенностями начального этапа формирования полости. Видно, что при воздействии импульса *A* (рис. 2, *a*) в момент  $t = 1$  мкс формируется четко очерченная область с множеством микропузырьков — „зародышей“ для последующего формирования полости. Далее „зародыши“ увеличиваются и начинают сливаться друг с другом, формируя к  $t = 14$  мкс цельную полость, этот процесс хо-

рошо воспроизводится от импульса к импульсу. Иная картина наблюдается при воздействии импульса  $B$  (рис. 2, б), когда из-за меньшей пиковой мощности „лидирующего“ пичка „зародыши“ формируются в течение всего импульса и оказываются пространственно разнесенными. Впоследствии также происходит рост и слияние „зародышей“, однако некоторые, отдаляются от области слияния. Это в конечном итоге определяет меньший максимальный размер этой полости. В обоих случаях в момент достижения максимального размера форма полости была близка к сферической.

На рис. 5 представлена зависимость максимального объема полости  $V_{Cmax}$  от энергии лазерного импульса  $E$  и объема полости  $V_C$  от времени  $t$ , прошедшего с начала воздействия лазерного импульса с энергией 100 мДж.

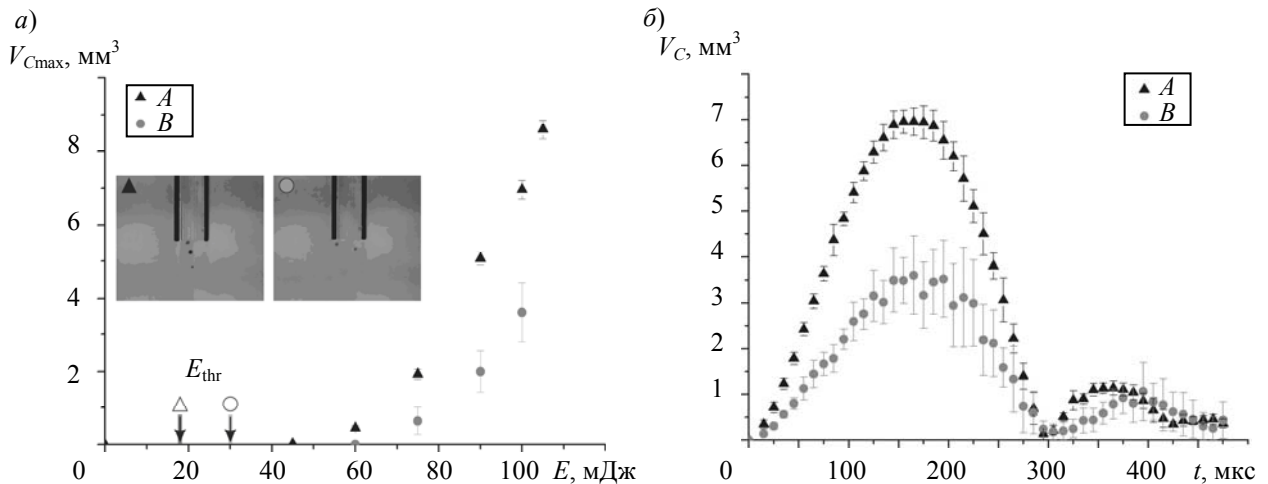


Рис. 5

Видно, что максимальный объем парогазовой полости (рис. 5, а), сформированной под действием импульса  $A$ , во всем диапазоне энергий лазерного импульса (до 100 мДж) превышает размер полости, сформированной импульсом  $B$ , а зависимость максимального объема парогазовой полости от энергии лазерного импульса нелинейная.

Максимальный объем формируемой под воздействием импульса  $A$  с энергией 100 мДж (рис. 5, б) полости составил  $7,0 \pm 0,3 \text{ мм}^3$  ( $t = 165 \text{ мкс}$ ), что почти в два раза превышает объем полости, формируемой импульсом  $B$  ( $3,6 \pm 0,9 \text{ мм}^3$ ) с той же энергией.

Максимальная скорость  $v_{Xmax}$  и  $v_{Ymax}$  движения стенки парогазовой полости вдоль осей  $X$  и  $Y$  в фазе коллапса (скорость коллапса полости) оценена путем анализа угла наклона касательной к функции, аппроксимирующей зависимость размеров полости от времени в промежутке от 255 до 305 мкс. Для импульса  $A$  значение  $v_{Xmax}$  — 50, а  $v_{Ymax}$  — 70 м/с; для импульса  $B$  — порядка 15 и 25 м/с соответственно.

Из рис. 4, 5 видно, что формируются две полости: первичная и вторичная. После коллапса первичной образуется вторичная. Следует отметить, что амплитуда акустического сигнала, формируемого при коллапсе первичной полости, соизмерима с амплитудой термоупругой волны расширения, возникающей в результате быстрого лазерного нагрева жидкости в области поглощения энергии излучения [3]. Вторичная полость движется от торца оптического волокна, вытягиваясь вдоль оптической оси. Ввиду большей скорости коллапса первичной полости, сформированной импульсом  $A$ , образование вторичной полости происходит с бóльшим, чем при коллапсе первичной полости, сформированной импульсом  $B$ , ускорением. Поэтому остаточные микропузырьки после коллапса вторичной полости, сформированной после импульса  $A$ , регистрируются дальше от торца оптоволоконна, чем остаточные микропузырьки после импульса  $B$  (см рис. 4,  $t = 555 \text{ мкс}$ ).

**Формообразование парогазовой полости вблизи границы твердого тела** исследовано только при воздействии импульса  $A$ , поскольку по результатам исследований в свободном объеме жидкости воздействие импульса именно с этой временной структурой приводило к формированию полостей большего размера, границы этих полостей двигались быстрее, а порог формирования полости был меньше, чем при воздействии импульса другого типа.

На рис. 6 отражена динамика формы и размеров парогазовых полостей, формируемых под действием импульса  $A$  в воде, расстояние от дистального торца оптического волокна до поверхности кварцевого параллелепипеда  $h = 0,2—1,5$  мм и 10 мм, соответствующие свободному объему жидкости,  $E = 100 \pm 1$  мДж.

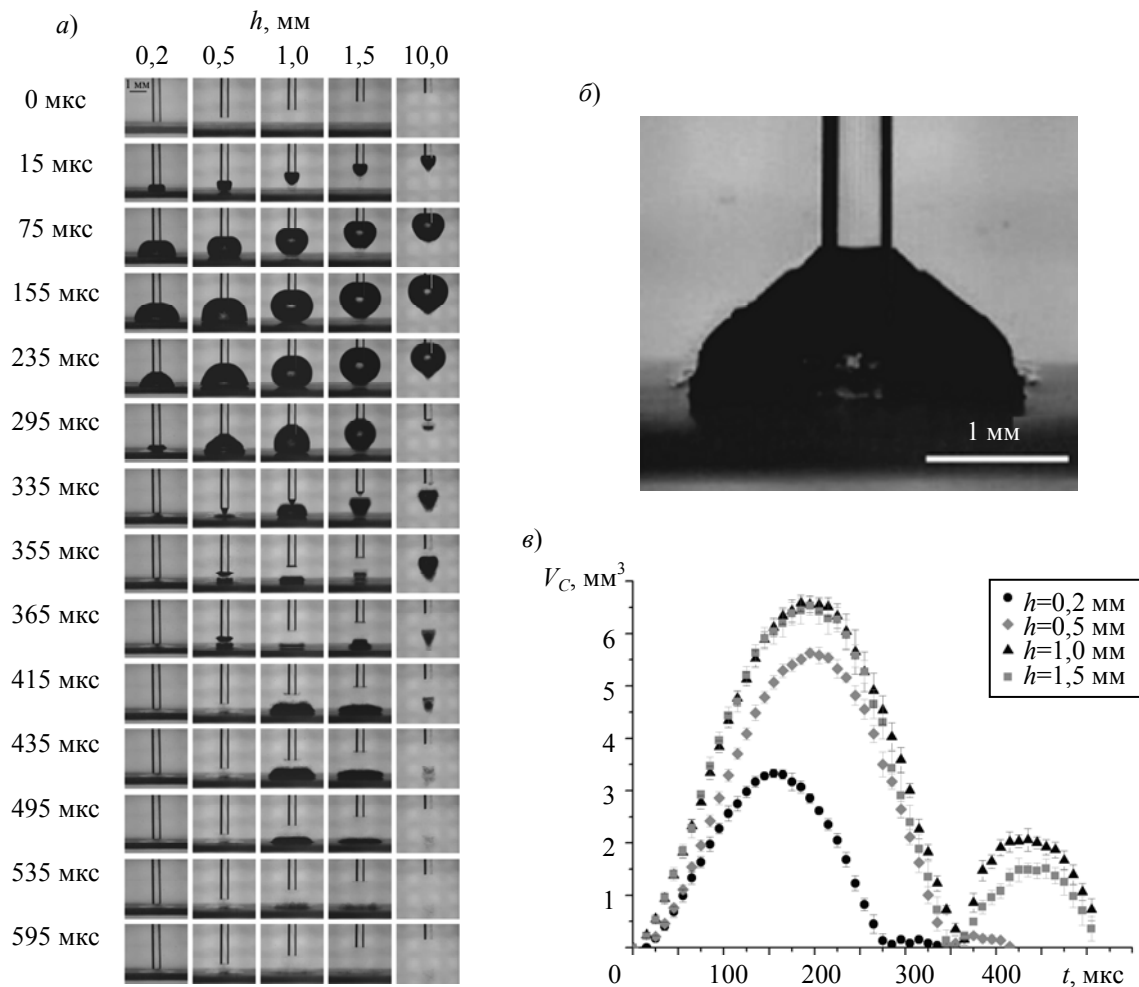


Рис. 6

Видно, что по мере приближения торца оптического волокна к твердому телу парогазовая полость деформируется (рис. 6, а) и приобретает гладкую полусферическую форму, например, при  $h = 0,5$  мм и  $t = 235$  мкс (рис. 6, а), которая остается гладкой и при приближении к фазе коллапса (рис. 6, б,  $t = 295$  мкс). Этот эффект качественно согласуется с данными для случая формирования парогазовой полости при фокусировке излучения Nd:YAG-лазера ( $\lambda = 1,064$  мкм,  $E_p = 0,7—100$  мДж,  $t_p = 6—30$  нс) в объеме жидкости вблизи твердого тела [26—28] или при доставке излучения Ho:YAG лазера ( $\lambda = 2,06$  мкм,  $E_p = 0,5—2$  Дж,  $t_p = 250$  мкс) через оптическое волокно [29]. Следует отметить, что коллапс полусферической парогазовой полости может стимулировать разрушение материала, контактирующего с дном полусферической полости, если возникающие напряжения превысят предел прочности материала [9, 10]. Это может быть использовано для удаления мягких биотканей (хрусталик глаза, капсула хрусталика глаза, эпидермис и т.д.), как правило, имеющих невысокий предел прочности.



При  $h = 1,5$  мм парогазовая полость имеет близкую к сферической форму и едва достигает границы твердого тела в случае максимального размера, тогда как при  $h = 1,0$  мм происходит ее сильная деформация — на 295 мкс полость уже имеет форму, близкую к полусферической (рис. 6, а, б). Время достижения полостью максимального размера (рис. 6, в) составило 195 мкс для  $h = 1,5$  и 1,0 мм и оказалось больше, чем в случае формирования в свободном объеме жидкости (165 мкс при  $h = 10$  мм). Максимальный объем первично формируемой полости для  $h = 1,5$  и 1,0 мм практически одинаков ( $6,5 \pm 0,2$  и  $6,6 \pm 0,2$  мм<sup>3</sup> соответственно), однако максимальный объем вторичной полости для  $h = 1,0$  мм больше, чем для  $h = 1,5$  мм ( $2,1 \pm 0,2$  против  $1,5 \pm 0,1$  мм<sup>3</sup>). Одной из причин может быть кумулятивный коллапс полости на твердое тело при  $h = 1,0$  мм, сопровождающийся возбуждением интенсивной акустической волны, способствующей усиленному росту возобновляющейся полости. Стоит отметить, что в фазе коллапса часть полости оставалась на торце волокна и кумулятивно схлопывалась на него, порождая у поверхности волокна еще одну вторичную полость пренебрежимо малого размера.

Дальнейшее приближение торца оптического волокна к границе твердого тела за счет уменьшения толщины слоя воды, приводило к снижению поглощенной энергии в этом слое и, как следствие, к уменьшению объема формируемых парогазовых полостей. Так, для  $h = 0,5$  мм максимальный объем полости составил  $5,6 \pm 0,1$  мм<sup>3</sup> при  $t = 195$  мкс, а для  $h = 0,2$  мм —  $3,3 \pm 0,1$  мм<sup>3</sup> при  $t = 155$  мкс. При  $h = 0,2$  мм вторичная парогазовая полость не образовывалась (рис. 6, в).

**Формообразование парогазовой полости вблизи границы биоткани.** На рис. 7 отражена динамика формы и размеров парогазовых полостей, формируемых под действием импульса  $A$  в воде, при расстоянии от дистального торца волокна до поверхности хрусталика  $h = 0,5—1,5$  мм и 10 мм, соответствующие свободному объему жидкости,  $E = 100 \pm 1$  мДж.

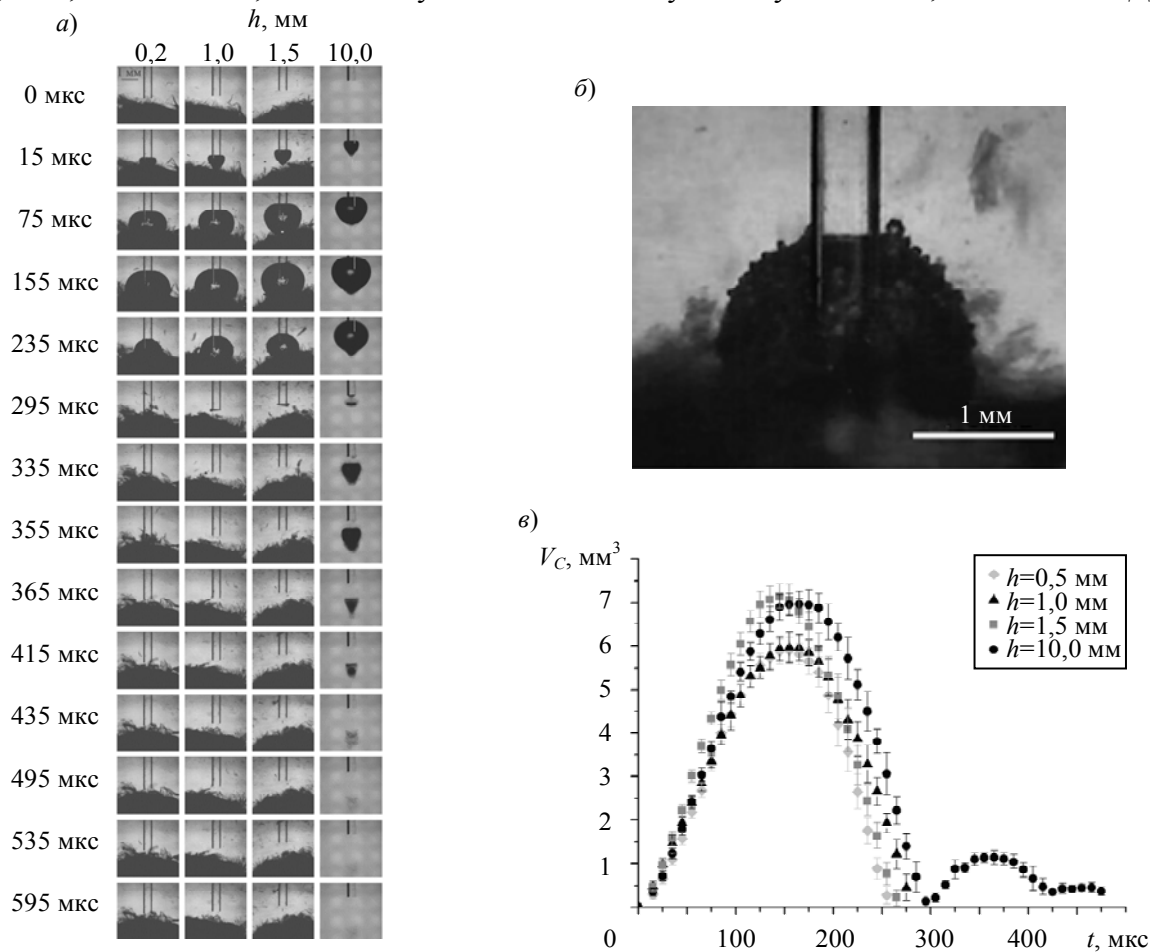


Рис. 7

При  $h = 0,2$  мм поверхность хрусталика сильно разрушается, разлет продуктов абляции и, как следствие, появление взвеси в исследуемой области затрудняют получение качественных изображений.

Динамика парогазовой полости на расстоянии  $h = 10$  мм не отличается от динамики в свободном объеме жидкости (см. рис. 4) и в случае границы твердого тела (см. рис. 6).

Максимальный объем парогазовой полости при воздействии на хрусталик для  $h = 1,5$  мм достигал  $7,1 \pm 0,2$  мм<sup>3</sup> при  $t = 150 \pm 10$  мкс (рис. 7, в). При  $h = 1,0$  мм форма полости приближалась к полусферической, максимальный объем  $6,0 \pm 0,3$  мм<sup>3</sup> при  $t = 170 \pm 10$  мкс, а коллапс происходил при  $t = 295 \pm 10$  мкс. При  $h = 0,5$  мм полость становилась полусферической, достигала  $5,9 \pm 0,3$  мм<sup>3</sup> в объеме при  $t = 180 \pm 10$  мкс и коллапсировала при  $t = 265 \pm 10$  мкс. В отличие от случая границы твердого тела, для всех рассмотренных значений  $h$  (0,5—1,5 мм) наблюдалась деформация нижней стенки парогазовой полости при ее соприкосновении с поверхностью хрусталика (рис. 7, а), что связано с геометрическими особенностями последней.

Таким образом, значения максимального объема парогазовых полостей вблизи твердой границы и хрусталика оказались сопоставимы, а динамика полости вблизи хрусталика отличалась от динамики вблизи границы кварца. Вблизи хрусталика полость формировалась и коллапсировала быстрее. При разрушении хрусталика во всех случаях нам не удалось зафиксировать вторичную парогазовую полость, что может быть связано с тем, что она экранировалась стенками кратера в хрусталике. Можно предположить, что на динамику полости влияет сам факт разрушения хрусталика под действием лазерного излучения. Продукты разрушения хрусталика, которые можно различить на фотографиях (рис. 7), с одной стороны, рассеивая лазерное излучение, уменьшают его интенсивность, а с другой, поглощая лазерное излучение, становятся центрами образования „зародышей“ парогазовой полости. При взаимодействии с хрусталиком структура поверхности парогазовой полости изменяется. В свободном объеме жидкости и в случае твердой границы (рис. 6, б) поверхность полости гладкая. При обработке хрусталика поверхность парогазовой полости в фазе коллапса покрывается множеством микропузырьков. Так например, при  $h = 0,5$  мм гладкая при расширении поверхность полости (рис. 7, а,  $t = 155$  мкс) покрыта множеством микропузырей размером 40—120 мкм в фазе коллапса (рис. 7, б,  $t = 245$  мкс). Вполне вероятно, что появление микропузырей связано с наличием продуктов абляции в жидкости: при коллапсе полости происходит сильное сжатие паров и газов (преимущественно — водяной пар и воздух), что вызывает повышение температуры вплоть до температуры кипения на продуктах абляции.

Динамика парогазовой полости оказывает влияние на форму и размеры кратера, образующегося при воздействии на хрусталик глаза излучения иттербий-эрбиевого лазера. Размеры, объем, вид сверху и вид продольных разрезов кратеров, сформированных в погруженном в воду катарактальном хрусталике глаза человека, в результате действия 100 импульсов излучения с энергией  $E = 100 \pm 1$  мДж при  $h = 0,5, 1,0$  и  $1,5$  мм, представлены на рис. 8.

Видно, что при увеличении  $h$  от 0,5 мм до 1,5 мм диаметр кратера существенно не изменяется, что коррелирует с динамикой объема парогазовой полости (рис. 7, а, в), который также практически не изменяется с ростом  $h$ . Существенные различия наблюдаются по глубине кратера. Видно, что при увеличении  $h$  от 0,5 мм до 1,5 мм глубина и объем кратера в хрусталике уменьшаются. Максимальные глубина и объем кратера наблюдаются при  $h = 0,5$  мм и составляют 1,15 мм и 0,50 мм<sup>3</sup> соответственно. Рост глубины и объема кратера может быть обусловлен увеличением плотности мощности лазерного излучения при уменьшении  $h$  и изменением формы и размеров парогазовой полости. Наибольший прирост по глубине (объему) кратера наблюдается при сокращении  $h$  с 1,0 до 0,5 мм. Максимальный диаметр кратера при  $h = 0,5$  мм в 1,5 раза превышает диаметр лазерного пятна на поверхности биоткани, который

достигает  $0,60 \pm 0,05$  мм, что говорит о существенном вкладе гидроакустических явлений в процесс разрушения хрусталика. Форма парогазовой полости при  $h = 1,0$  и  $0,5$  мм существенно различаются: в первом случае она сферическая, во втором — полусферическая. При коллапсе парогазовой полости полусферической формы возможна деформация поверхности мягких биотканей [9, 10, 30, 31], приводит к расслоению приповерхностного слоя хрусталика глаза, снижению за счет этого его механической связности, а также к проникновению воды в расслоенный приповерхностный слой и повышению за счет этого поглощения на длине волны излучения иттербий-эрбиевого лазера. Оба эти эффекта снижают порог лазерного разрушения хрусталика для последующих лазерных импульсов и, как следствие, приводят к росту глубины и объема кратера.

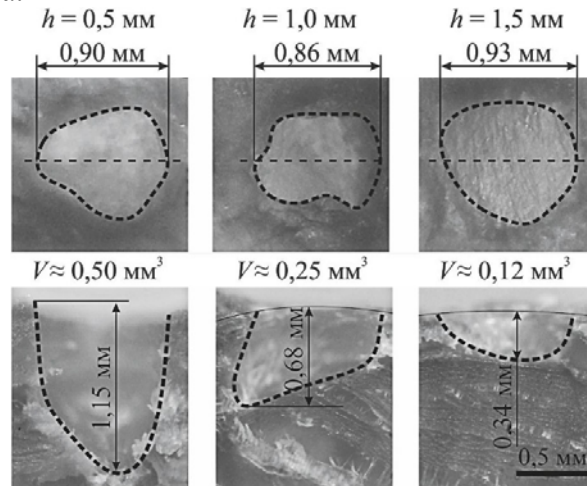


Рис. 8.

**Заключение.** Исследована динамика формы и размеров парогазовых полостей, возбуждаемых микросекундными импульсами излучения лазера на иттербий-эрбиевом стекле с различной мощностью „лидирующего“ пика в свободном объеме жидкости (воды), а также вблизи границ твердого (кварц) и эластичного (хрусталик глаза) тела. Установлено, что наличие в структуре импульса высокоинтенсивного „лидирующего“ пика оказывает существенное влияние на порог формирования и максимальный объем полостей в жидкости. Так, при сопоставимой энергии для импульсов с „лидирующим“ пиком, пиковая мощность которого в 3—4 раза превышает пиковую мощность следующих за ним пиков, порог формирования парогазовой полости в свободном объеме жидкости более чем в 1,5 раза ниже, а максимальный объем полости практически в два раза больше по сравнению с импульсами вдвое меньшей пиковой мощности „лидирующего“ пика. В свободном объеме воды динамика изменения размеров и формы полости отличается от поведения этой полости вблизи границы. При приближении торца оптического волокна к границе тела на расстояние  $0,2 \leq h < 1$  мм полость деформируется, ее форма стремится к полусферической. При формировании полости вблизи катарактального хрусталика поверхность парогазовой полости в фазе коллапса покрывается множеством микропузырьков.

В условиях *in vitro* исследована абляция катарактального хрусталика в жидкости микросекундными импульсами излучения лазера на иттербий-эрбиевом стекле. Показано, что гидроакустические процессы, происходящие вблизи поверхности катарактального хрусталика при его лазерной гидроакустической обработке, оказывают существенное влияние на объем формируемых абляционных кратеров. При увеличении расстояния  $h$  между торцом оптического волокна и хрусталиком с  $0,5$  до  $1,5$  мм объем кратера, формируемого в хрусталике, уменьшается с  $0,50$  до  $0,12$  мм<sup>3</sup>, что может быть связано с уменьшением вклада гидроакустических эффектов.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Hale G. M., Query M. R. Optical constants of water in the 200-nm to 200- $\mu$ m wavelength region // *Appl. Opt.* 1973. Vol. 12, N 3. P. 555—563. DOI: 10.1364/AO.12.000555.
2. Беликов А. В., Гагарский С. В., Губин А. Б., Вайнер С. Я., Сергеев А. Н., Смирнов С. Н. Субджоульный лазер на иттербий-эрбиевом стекле с диодной накачкой и модуляцией полезных потерь резонатора для экстракции катаракты // *Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики.* 2015. Т. 15, № 6. С. 1021—1029. DOI: 10.17586/2226-1494-2015-15-6-1021-1029.
3. Беликов А. В., Гагарский С. В., Сергеев А. Н., Смирнов С. Н. Исследование гидродинамических процессов в жидкости при воздействии мощных микросекундных импульсов Yb,Er:Glass-лазера // *Изв. вузов. Приборостроение.* 2017. Т. 60, № 4. С. 367—374. DOI: 10.17586/0021-3454-2017-60-4-367-374.
4. Vogel A., Engelhardt R., Behnle U., Parltitz U. Minimization of cavitation effects in pulsed laser ablation illustrated on laser angioplasty // *Appl. Phys. B.* 1996. Vol. 62, is. 2. P. 173—182. DOI: 10.1007/BF01081122.
5. Vogel A., Schmidt P., Flucke B. Minimization of thermo-mechanical side effects in IR ablation by use of Q-switched double pulses // *Proc. SPIE.* 2001. Vol. 4257A. P. 1—8. DOI: 10.1117/12.434703.
6. Vogel A., Schmidt P., Flucke B. Minimization of thermomechanical side effects and increase of ablation efficiency in IR ablation by use of multiply Q-switched laser pulses // *Proc. SPIE.* 2002. Vol. 4617. P. 105—111. DOI: 10.1117/12.472512.
7. Lu T., Xiao Q., Xia D., Ruan K., Li Z. Cavitation effect of holmium laser pulse applied to ablation of hard tissue underwater // *J. of Biomedical Optics.* 2010. Vol. 15, is. 4. P. 048002. DOI: 10.1117/1.3470092.
8. Zhang X., Chen C., Chen F., Zhan Z., Xie S., Ye Q. In vitro investigation on Ho:YAG laser-assisted bone ablation underwater // *Lasers Med Sci.* 2016. Vol. 1, is. 5. P. 891—898. DOI: 10.1007/s10103-016-1931-x 891-898.
9. Brujan E.-A., Nahen K., Schmidt P., Vogel A. Dynamics of laser-induced cavitation bubbles near an elastic boundary // *J. Fluid Mech.* 2001. Vol. 433. P. 251—281. DOI: 10.1063/1.1309246.
10. Brujan E.-A., Nahen K., Schmidt P., Vogel A. Dynamics of laser-induced cavitation bubbles near elastic boundaries: influence of the elastic modulus // *J. Fluid Mech.* 2001. Vol. 433. P. 283—314. DOI: 10.1017/S0022112000003335.
11. Gregorčič P., Lukač N., Možina J., Jezeršek M. In vitro study of the erbium:yttrium aluminum garnet laser cleaning of root canal by the use of shadow photography // *J. of Biomedical Optics.* 2016. Vol. 21, is. 1. P. 015008. DOI: 10.1117/1.JBO.21.1.015008.
12. Asshauer T., Delacretaz G., Jansen E. D., Welch A. J., Frenz M. Acoustic transients in pulsed holmium laser ablation: effects of pulse duration // *Proc. SPIE.* 1995. Vol. 2323. P. 117—129. DOI: 10.1117/12.199189.
13. Jansen E. D., Asshauer T., Frenz M., Motamedi M., Delacretaz G., Welch A. J. Effect of pulse duration on bubble formation and laser-induced pressure waves during holmium laser ablation // *Lasers in Surgery and Medicine.* 1996. Vol. 18. P. 278—293. DOI: 10.1002/(SICI)1096-9101(1996)18:3<278::AID-LSM10>3.0.CO;2-2.
14. Frenz M., Pratisto H., Konz F., Jansen E. D., Welch A. J., Weber H. P. Comparison of the effects of absorption coefficient and pulse duration of 2.12- $\mu$ m and 2.79- $\mu$ m radiation on laser ablation of tissue // *IEEE J. of Quantum Electronics.* 1996. Vol. 32, N 12. P. 2025—2036. DOI: 10.1109/3.544746.
15. Gregorčič P., Jezeršek M., Možina J. Optodynamic energy-conversion efficiency during an Er:YAG-laser-pulse delivery into a liquid through different fiber-tip geometries // *J. of Biomedical Optics.* 2012. Vol. 17, is. 7. P. 075006. DOI: 10.1117/1.JBO.17.7.075006.
16. Конаева В. Г., Андреев Ю. В. Лазерная экстракция катаракты. М.: Офтальмология, 2011. 262 с.
17. Комплекс для лазерной экстракции катаракт РАКОТ-6М [Электронный ресурс]: <<http://ucmg.ru/kompleks-dlya-lazernoy-ekstraksii-katarakt-rakot-6m.html>>.
18. Bach T., Herrmann T. R. W., Haecker A., Michel M.S., Gross A. Thulium:yttrium-aluminium-garnet laser prostatectomy in men with refractory urinary retention // *BJU Intern.* 2009. Vol. 104, is. 3. P. 361—364. DOI: 10.1111/j.1464-410X.2009.08412.x.
19. Karabyt M. M., Belikov A. V., Skripnik A. V. et al. Laser microablative tunnel formation to initiate alveolar bone regeneration. Pilot ex vivo study. // *Sovremennye Tehnologii v Medicine.* 2013. Vol. 5, N 4. P. 6—18.

20. Altshuler G. B., Belikov A. V., Shatilova K. V., Yaremenkoc A. I., Zernitskiyc A. Y., Zernitckaia E. A. Pilot in vivo animal study of bone regeneration by fractional Er: YAG-laser // Proc. SPIE. 2016. Vol. 9917. P. 991702. DOI: 10.1117/12.2229391.
21. Shangguan H. Q., Casperson L. W., Shearin A., Gregory K. W., Prahl S. A. Drug delivery with microsecond laser pulses into gelatin // Applied Optics. 1996. Vol. 35, N 19. P. 3347—3357. DOI: 10.1364/AO.35.003347.
22. Gagarskii S. V., Galagan B. I., Denker B. I. et al. Diode-pumped ytterbium-erbium glass microlasers with optical Q-switching based on frustrated total internal reflection // Quantum Electronics. 2000. Vol. 30, N 1. P. 10—12. DOI: 10.1070/QE2000v030n01ABEH001647.
23. Bufetova G. A., Nikolaev D. A., Seregin V. F., Shcherbakov I. A., Tsvetkov V. B. Long pulse lasing with Q-switching by FTIR shutter // Laser Physics. 1999. Vol. 9, N 1. P. 314—318.
24. Денкер Б. И., Осико В. В., Сверчков С. Е. и др. Высокоэффективные лазеры на эрбиевом стекле с модуляцией добротности затвором на основе нарушенного полного внутреннего отражения // Квантовая электроника. 1992. Т. 19, № 6. С. 544—547.
25. Buratto L., Apple D. J., Werner L., Zanini M. Phacoemulsification: Principles and Techniques. Slack Incorporated, 2003. 768 p.
26. Isselin J.-C., Alloncle A.-P., Autric M. On laser induced single bubble near a solid boundary: Contribution to the understanding of erosion phenomena // J. Appl. Phys. 1998. Vol. 84, is. 10. P. 5766. DOI: 10.1063/1.368841.
27. Shaw S. J., Schiffers W.P., Gentry T. P., Emmony T. P. The interaction of a laser-generated cavity with a solid boundary // J. Acoust. Soc. Am. 2000. Vol. 107, N 6. P. 3065—3072.
28. Yang Y. X., Wang Q. X., Keat T. S. Dynamic features of a laser-induced cavitation bubble near a solid boundary // Ultrasonics Sonochemistry. 2013. Vol. 20, is. 4. P. 1098—1103. DOI: 10.1016/j.ultsonch.2013.01.010.
29. Sugimoto Y., Yamanishi Y., Sato K., Moriyama M. Measurement of bubble behavior and impact on solid wall induced by fiber-holmium:YAG laser // J. of Flow Control, Measurement & Visualization. 2015. Vol. 3, N 4. P. 135—143. DOI: 10.4236/jfcmv.2015.34013.
30. Palanker D., Turovets I., Lewis A. Dynamics of ArF excimer laser-induced cavitation bubbles in gel surrounded by a liquid medium // Lasers in Surgery and Medicine. 1997. Vol. 21, is. 3. P. 294—300. DOI: 10.1002/(SICI)1096-9101(1997)21:3<294::AID-LSM10>3.0.CO;2-D.
31. Vogel A., Brujan E.-A., Schmidt P., Nahen K. Interaction of laser-produced cavitation bubbles with an elastic tissue model // Proc. SPIE. 2001. Vol. 4257. P. 167—177. DOI: 10.1117/12.434701.

**Сведения об авторах**

- |                                      |   |
|--------------------------------------|---|
| <b>Андрей Вячеславович Беликов</b>   | — д-р физ.-мат. наук, профессор; Университет ИТМО; кафедра лазерных технологий и систем; E-mail: meddv@grv.ifmo.ru  |
| <b>Сергей Валерьевич Гагарский</b>   | — канд. физ.-мат. наук; Университет ИТМО; кафедра лазерных технологий и систем; ведущий инженер; E-mail: s.gagarsky@mail.ru   |
| <b>Алексей Михайлович Загорюлько</b> | — канд. мед. наук, д-р экон. наук; Санкт-Петербургский филиал МНТК „Микрохирургия глаза“ им. академика С. Н. Фёдорова; зам. директора по лечебной работе; E-mail: vigna@mntk.spb.ru |
| <b>Андрей Николаевич Сергеев</b>     | — канд. техн. наук; Университет ИТМО; кафедра лазерных технологий и систем; E-mail: mg_phoenix@yahoo.com  |
| <b>Сергей Николаевич Смирнов</b>     | — аспирант; Университет ИТМО; кафедра лазерных технологий и систем; E-mail: s.n.smirnov@inbox.ru  |

Поступила в редакцию  
08.06.18 г.

**Ссылка для цитирования:** Беликов А. В., Гагарский С. В., Загорюлько А. М., Сергеев А. Н., Смирнов С. Н. Формообразование парогазовой полости при лазерной гидроакустической обработке биоткани в жидкости микросекундными импульсами излучения лазера // Изв. вузов. Приборостроение. 2019. Т. 62, № 2. С. 163—177.

**FORMATION OF VAPOR CAVITY UNDER HYDROACOUSTIC TREATMENT  
OF BIOLOGICAL TISSUE IN LIQUID BY MICROSECOND PULSES  
OF Er,Yb:Glass-LASER RADIATION**

**A. V. Belikov<sup>1</sup>, S. V. Gagarsky<sup>1</sup>, A. M. Zagorulko<sup>2</sup>,  
A. N. Sergeev<sup>1</sup>, S. N. Smirnov<sup>1</sup>**

<sup>1</sup>*ITMO University, 197101, St. Petersburg, Russia*

<sup>2</sup>*St. Petersburg Branch of the S. Fyodorov Eye Microsurgery Federal State Institution,  
192283, St. Petersburg, Russia  
E-mail: s.n.smirnov@inbox.ru*

Results of a study of dynamics of the shape and size of vapor-gas cavities excited by laser pulses on ytterbium-erbium glass with a fiber output at a wavelength of 1.54  $\mu\text{m}$  in the free volume of liquid (water), as well as near boundary of a solid (quartz) and elastic object (lens of the eye) are presented. The influence of temporal structure of the pulses of total duration in microseconds on appearance and process of formation of the vapor cavity in liquid is investigated. It is found that at a fixed pulse energy in the free volume of the liquid, an increase in the power of the "leading" peak in the laser pulse leads to a decrease in the threshold of formation and an increase in the maximum volume of the cavity. In the free volume of the liquid with a total laser pulse duration of 3–3.5  $\mu\text{s}$  and energy of the order of  $E = 100$  mJ, the maximum volume of the vapor-gas cavity reaches 7  $\text{mm}^3$  at the laser radiation intensity of the order of  $10^8$   $\text{W}/\text{cm}^2$  at the output end of the optical fiber at the time of the action of the leading peak. The maximum volume of the vapor-gas cavity is achieved within  $165 \pm 5$   $\mu\text{s}$  from the beginning of the laser pulse, and the cavity collapse occurs after  $300 \pm 10$   $\mu\text{s}$ . Reducing the intensity while maintaining the total energy of the pulse leads to a slowdown in the growth of the vapor-gas cavity and a decrease in its maximum volume. Near the boundary of the solid, the vapor-gas cavity is deformed and acquires a smooth hemispherical shape, its volume decreases, and the lifetime increases to  $350 \pm 10$   $\mu\text{s}$ . Near the border of the elastic body, the vapor-gas cavity is also deformed, acquires a hemispherical shape, but in the collapse phase near the lens, micro bubbles of 40–120  $\mu\text{m}$  size are formed on the surface of the cavity. Near the cataract lens, the time to reach the maximum volume of the cavity and the time of its life are reduced compared to the formation near the boundary of the solid and in the free volume of water, and the lens of the eye is destroyed.

**Keywords:** ytterbium-erbium glass laser, microsecond pulses, vapor-gas cavity, water, fiber, biotissues

#### REFERENCES

1. Hale G.M., Query M.R. *Appl. Opt.*, 1973, no. 3(12), pp. 555–563. DOI: 10.1364/AO.12.000555.
2. Belikov A.V., Gagarsky S.V., Gubin A.B., Vayner C.Ya., Sergeev A.N., Smirnov S.N. *Scientific and Technical Journal of Information Technologies, Mechanics and Optics*, 2015, no. 6(15), pp. 1021–1029. DOI: 10.17586/2226-1494-2015-15-6-1021-1029 (in Russ.)
3. Belikov A.V., Gagarsky S.V., Sergeev A.N., Smirnov S.N. *Journal of Instrument Engineering*, 2017, no. 4(60), pp. 367–374. DOI: 10.17586/0021-3454-2017-60-4-367-374 (in Russ.)
4. Vogel A., Engelhardt R., Behnle U., Parlitz U. *Appl. Phys. B*, 1996, no. 2(62), pp. 173–182. DOI: 10.1007/BF01081122.
5. Vogel A., Schmidt P., Flucke B. *Proc. SPIE*, 2001, vol. 4257A, pp. 1–8. DOI: 10.1117/12.434703.
6. Vogel A., Schmidt P., Flucke B. *Proc. SPIE*, 2002, vol. 4617, pp. 105–111. DOI: 10.1117/12.472512.
7. Lu T., Xiao Q., Xia D., Ruan K., Li Z. *J. of Biomedical Optics*, 2010, no. 4(15), pp. 048002. DOI: 10.1117/1.3470092.
8. Zhang X., Chen C., Chen F., Zhan Z., Xie S., Ye Q. *Lasers Med Sci.*, 2016, no. 5(1), pp. 891–898. DOI: 10.1007/s10103-016-1931-x
9. Brujan E.-A., Nahen K., Schmidt P., Vogel A. *J. Fluid Mech.*, 2001, vol. 433, pp. 251–281. DOI: 10.1063/1.1309246.
10. Brujan E.-A., Nahen K., Schmidt P., Vogel A. *J. Fluid Mech.*, 2001, vol. 433, pp. 283–314. DOI: 10.1017/S0022112000003335.
11. Gregorčič P., Lukač N., Možina J., Jezeršek M. *Journal of Biomedical Optics*, 2016, no. 1(21), pp. 015008. DOI: 10.1117/1.JBO.21.1.015008.
12. Asshauer T., Delacrétaz G., Jansen E.D., Welch A.J., Frenz M. *Proc. SPIE*, 1995, vol. 2323, pp. 117–129. DOI: 10.1117/12.199189.
13. Jansen E.D., Asshauer T., Frenz M., Motamedi M., Delacrétaz G., Welch A.J. *Lasers in Surgery and Medicine*, 1996, vol. 18, pp. 278–293. DOI: 10.1002/(SICI)1096-9101(1996)18:3<278::AID-LSM10>3.0.CO;2-2.
14. Frenz M., Pratisto H., Konz F., Jansen E.D., Welch A.J., Weber H.P. *IEEE Journal of Quantum Electronics*, 1996, no. 12(32), pp. 2025–2036. DOI: 10.1109/3.544746.
15. Gregorčič P., Jezeršek M., Možina J. *Journal of Biomedical Optics*, 2012, no. 7(17), pp. 075006. DOI: 10.1117/1.JBO.17.7.075006.
16. Kopayeva V.G., Andreyev Yu.V. *Lazernaya ekstraktsiya katarakty (Laser Extraction of a Cataract)*, Moscow, 2011, 262 p. (in Russ.)

17. <http://ucmg.ru/kompleks-dlya-lazernoy-ekstraktsii-katarakt-rakot-6m.html>. (in Russ.)
18. Bach T., Herrmann T.R.W., Haecker A., Michel M.S., Gross A. *BJU International*, 2009, no. 3(104), pp. 361–364. DOI: 10.1111/j.1464-410X.2009.08412.x.
19. Karabyt M.M., Belikov A.V., Skripnik A.V. et al. *Sovremennye Tehnologii v Medicine*, 2013, no. 4(5), pp. 6–18. (in Russ.)
20. Altshuler G.B., Belikov A.V., Shatilova K.V., Yaremenkoc A.I., Zernitskiy A.Y., Zernitckaia E.A. *Proc. SPIE*, 2016, vol. 9917, pp. 991702. DOI: 10.1117/12.2229391.
21. Shangquan H.Q., Casperson L.W., Shearin A., Gregory K.W., Prael S.A. *Applied Optics*, 1996, no. 19(35), pp. 3347–3357. DOI: 10.1364/AO.35.003347.
22. Gagarskii S.V., Galagan B.I., Denker B.I. et al. *Quantum Electronics*, 2000, no. 1(30), pp. 10–12. DOI: 10.1070/QE2000v030n01ABEH001647.
23. Bufetova G.A., Nikolaev D.A., Seregin V.F., Shcherbakov I.A., Tsvetkov V.B. *Laser Physics*, 1999, no. 1(9), pp. 314–318.
24. Denker B.I., Osiko V.V., Sverchkov S.E. et al. *SOVIET JOURNAL OF QUANTUM ELECTRONICS*, 1992, no. 6(19), pp. 544–547. (in Russ.)
25. Buratto L., Apple D.J., Werner L., Zanini M. *Phacoemulsification: Principles and Techniques*. Slack Incorporated, 2003, 768 p.
26. Isselin J.-C., Alloncle A.-P., Autric M. *J. Appl. Phys.*, 1998, no. 10(84), pp. 5766. DOI: 10.1063/1.368841.
27. Shaw S.J., Schiffers W.P., Gentry T.P., Emmony T.P. *J. Acoust. Soc. Am.*, 2000, no. 6(107), pp. 3065–3072.
28. Yang Y.X., Wang Q.X., Keat T.S. *Ultrasonics Sonochemistry*, 2013, no. 4(20), pp. 1098–1103. DOI: 10.1016/j.ultsonch.2013.01.010.
29. Sugimoto Y., Yamanishi Y., Sato K., Moriyama M. *Journal of Flow Control, Measurement & Visualization*, 2015, no. 4(3), pp. 135–143. DOI: 10.4236/jfcmv.2015.34013.
30. Palanker D., Turovets I., Lewis A. *Lasers in Surgery and Medicine*, 1997, no. 3(21), pp. 294–300. DOI: 10.1002/(SICI)1096-9101(1997)21:3<294::AID-LSM10>3.0.CO;2-D
31. Vogel A., Brujan E.-A., Schmidt P., Nahen K. *Proc. SPIE*, 2001, vol. 4257, pp. 167–177. DOI: 10.1117/12.434701.

#### Data on authors

- |                            |   |   |
|----------------------------|---|---|
| <b>Andrey V. Belikov</b>   | — | Dr. Sci., Professor; ITMO University, Department of Laser Systems and Technologies; E-mail: meddv@grv.ifmo.ru   |
| <b>Sergey V. Gagarsky</b>  | — | PhD; ITMO University, Department of Laser Systems and Technologies; Chief Engineer; E-mail: s.gagarsky@mail.ru  |
| <b>Alexey M. Zagorulko</b> | — | PhD, Dr. Sci.; St. Petersburg Branch of the S. Fyodorov Eye Microsurgery Federal State Institution; Deputy Director for Medical Work; E-mail: vigna@mntk.spb.ru |
| <b>Andrey N. Sergeev</b>   | — | PhD; ITMO University, Department of Laser Systems and Technologies; E-mail: mg_phooenix@yahoo.com   |
| <b>Sergey N. Smirnov</b>   | — | Post-Graduate Student; ITMO University, Department of Laser Systems and Technologies; E-mail: s.n.smirnov@inbox.ru  |

**For citation:** Belikov A. V., Gagarsky S. V., Zagorulko A. M., Sergeev A. N., Smirnov S. N. Formation of vapor cavity under hydroacoustic treatment of biological tissue in liquid by microsecond pulses of Er,Yb:Glass-laser radiation. *Journal of Instrument Engineering*. 2019. Vol. 62, N 2. P. 163–177 (in Russian).

DOI: 10.17586/0021-3454-2019-62-2-163-177