Ударные и кавитационные процессы при фемтосекундной лазерной биопечати

© *Д.И. Ашихмин, Н.М. Ашарчук, Ю.К. Седова, В.В. Ровенко, В.С. Жигарьков, Н.В. Минаев, Е.И. Мареев, В.И. Юсупов*

Национальный исследовательский центр „Курчатовский институт“, Москва, Россия
E-mail: ashihmin.dmitrii68@gmail.com

Поступило в Редакцию 4 мая 2026 г.
В окончательной редакции 4 мая 2026 г.
Принято к публикации 23 октября 2026 г.

С помощью времяразрешенной теневой фотографии и численного моделирования исследована динамика ударных волн и кавитации при фемтосекундном лазерном пробое в воде и 1% растворе гиалуроновой кислоты. Показано, что в гидрогеле существенно снижаются скорость ударной волны (~ 1550 m/s против ~ 1800 m/s в воде) и пиковые давления (~ 40 MPa против ~ 1.5 GPa в воде) при незначительных изменениях параметров кавитационных пузырей. Результаты важны для повышения эффективности лазерной биопечати.

Ключевые слова: гиалуроновая кислота, фемтосекундные лазерные импульсы, ударные волны, кавитация.

DOI: 10.61011/PJTF.2026.23.64002.9685k

Лазерная биопечать на основе метода LIFT (laser-induced forward transfer) [1] активно развивается и применяется в биомедицине и микробиологии для создания биотканей, их моделей и работы с микроорганизмами [2–7]. В классической схеме используется донорная подложка с металлическим покрытием, которое при лазерном воздействии нагревается, формируя парогазовый пузырек и микрокаплю с биоматериалом.

Однако такой подход приводит к образованию металлических наночастиц, способных негативно влиять на метаболизм живых систем. Поэтому развиваются беспленочные методы, в которых поглощение излучения происходит непосредственно в гидрогеле за счет сильно поглощающегося в воде излучения ($\sim 3\,\mu$m) [8] либо при фокусировке фемтосекундных лазерных импульсов, вызывающих оптический пробой [9].

В процессе биопечати клетки и микроорганизмы подвергаются воздействию ударных волн, образующихся при пробое и схлопывании кавитационных пузырьков. Изучение этих явлений важно как для оптимизации технологии, так и для понимания механизмов воздействия на клетки.

Динамика кавитации и ударных волн может исследоваться методом теневой микроскопии с высоким временны́м разрешением. Ранее показано, что в воде при наносекундном воздействии давления достигают ~ 30 MPa [10], однако влияние более вязкого гидрогеля на эти процессы изучено недостаточно.

Целью работы является экспериментальное исследование динамики кавитационных пузырьков и скачков давления при фемтосекундной лазерной биопечати, а также сопоставление результатов с математической моделью.

Эксперимент проводили методом времяразрешенной теневой фотографии на установке накачка–зондирование. В качестве накачки использовали фемтосекундный лазер ТЕТА-20 ($\lambda = 1032$ nm, $\tau \approx 200$ fs). Излучение остро фокусировалось объективом (NA = 0.45) в кювету с водой или гидрогелем. Для зондирования применяли наносекундный лазер TECH-527 ($\lambda = 527$ nm, $\tau \approx 4$ ns). Лазерные источники и камера синхронизировались с использованием генератора задержек на базе ПЛИС (программируемой логической интегральной схемы), обеспечивающего временно́е разрешение ~ 250 ps. Кювета была установлена на моторизованной платформе, управление которой осуществлялось с ПК через микроконтроллер „Duet 2 WiFi“ (рис. 1, *a*).

В качестве модельной среды использовали воду и 1% водный раствор гиалуроновой кислоты (молекулярный вес $M_w \approx 0.34$ MDa), вязкость измеряли ротационным вискозиметром Brookfield DV2T (Ametek). Теневые снимки позволяли отслеживать динамику ударной волны и кавитационного пузыря во времени (рис. 1, *b*).

Для моделирования динамики кавитационных пузырьков использовалось уравнение Гилмора [11,12]:

$$\dot{U} = \left\{ -\frac{3}{2}\left(1 - \frac{U}{3C}\right)U^2 + \left(1 + \frac{U}{C}\right)H + \right.$$
$$\left. + \frac{U}{C}\left(1 - \frac{U}{C}\right)R\frac{dH}{dR} \right\} \left\{ R\left(1 - \frac{U}{C}\right) \right\}^{-1}. \qquad (1)$$

Здесь R — радиус пузырька, $U = dR/dt$ — скорость стенки, C — скорость звука в жидкости, а H — разница в энтальпии между жидкостью при давлении $P(R, U)$ у стенки пузырька и при гидростатическом давлении p_0. Предполагается, что энтальпия окружающей среды H_{am} равна начальной энтальпии пузырька H_0, а давление у стенки пузырька, энтальпия и скорость звука определяются соотношениями

$$P(R, U) = \left(P_0 + \frac{2\sigma}{R_n}\right)\left(\frac{R_n}{R}\right)^{3\gamma} - \frac{2\sigma}{R} - \frac{4\mu}{R}U, \qquad (2)$$

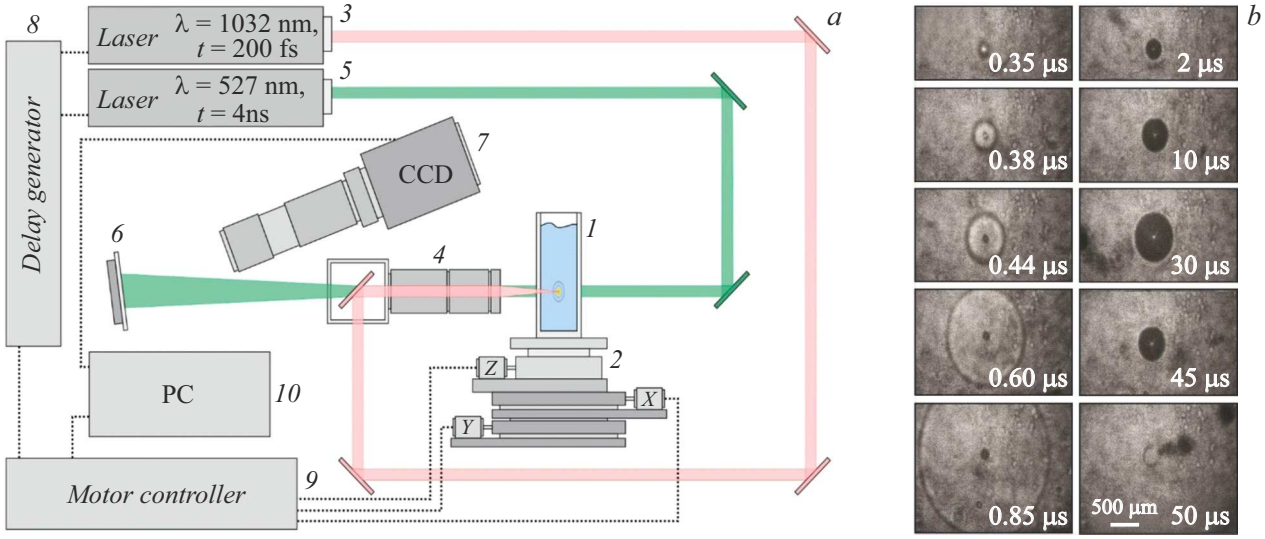


Рис. 1. *a* — схема установки. *1* — кювета, *2* — подвижка, *3* — излучение фемтосекундного лазера, *4* — объектив, *5* — излучение наносекундного лазера, *6* — экран, *7* — цифровая камера, *8* — генератор задержек, *9* — контроллер, *10* — ПК. *b* — теневые фотографии ударных волн и кавитационных пузырей в гидрогеле. Энергия лазерного импульса $E = 1$ mJ.

$$H = \frac{n(P_0 + B)}{(n-1)\rho_0}\left[\left(\frac{P+B}{P_0+B}\right)^{(n-1)/n} - 1\right], \qquad (3)$$

$$C = \left(c_0^2 + (n-1)H\right)^{0.5}. \qquad (4)$$

Здесь $\sigma = 0.073$ N/m — коэффициент поверхностного натяжения, $\mu = 0.001$ Pa · s — коэффициент динамической вязкости, $n = 7$, $\gamma = 4/3$ — показатель политропы, $B = 314$ MPa, $c_0 = 1483$ m/s — скорость звука в воде, $\rho_0 = 998$ kg/m^3 — плотность воды, а R_n — равновесный радиус,

$$R_n = \left[R_{na}^3 + \frac{R_{nb}^3 - R_{na}^3}{2\tau_L}\left(t - \sin\frac{\tau_L}{\pi}\sin\left(\frac{\pi}{\tau_L}t\right)\right)\right]^{1/3}, \qquad (5)$$

где $R_{na} = R_0 = 33\,\mu$m — начальный радиус, $\tau_L = 1$ s моделирует лазерный импульс, $R_{nb} = R_{\max} = T_c/\left(0.915(\frac{\rho_0}{P_0-P_v})^{0.5}\right)$ — максимальный радиус ($T_c = 30\,\mu$s — время коллапса пузыря, $P_v = 2330$ Pa — давление пара внутри пузыря).

Учитывая потери энергии посредством добавления в равновесный радиус затухания $\exp(-At)$, $A = -1.5 \cdot 10^4$ 1/s и предполагая, что $dU/dR = 0$, получим

$$\frac{dH}{dR} = \left(\frac{P_0+B}{P+B}\right)^{1/n}\frac{dP/dR}{\rho_0}, \qquad (6)$$

$$\frac{dP}{dR} = \left(P_0 + \frac{2\sigma}{R_n^*}\right)\left(\frac{R_n^*}{R}\right)^{3\gamma}\frac{-3\gamma}{R} + \frac{2\sigma}{R^2} + \frac{4\mu}{R^2}U, \qquad (7)$$

$$R_n^* = R_n e^{-At}. \qquad (8)$$

Численное решение уравнения (1) с использованием соотношений (2)–(8) позволяет найти изменение с течением времени радиуса пузырька, скорости его изменения, энтальпии и давления внутри него при заданных начальных условиях (радиусе пузырька и скорости его стенки).

Теневые снимки продемонстрировали быстрое распространение ударной волны из области пробоя, а также образование и схлопывание кавитационного пузыря (рис. 1, *b*). Скорость фронта ударной волны составила в воде ~ 1800 m/s, а в гидрогеле ~ 1550 m/s при скорости звука в обеих средах ~ 1450 m/s (рис. 2). Такое различие обусловлено значительно более высокими максимальными давлениями в воде, чем в гидрогеле: ~ 1.5 GPa против ~ 40 MPa. Параметры ударных волн при биопечати крайне важны, поскольку высокие скачки давления могут значительно влиять на метаболизм живых систем [13].

При этом параметры кавитационных пузырей в двух указанных средах различались не столь значительно. Максимальный радиус кавитационного пузыря в воде составил около $200\,\mu$m, тогда как в гидрогеле он был примерно на 21 % меньше (рис. 3).

В то же время период первой осцилляции пузыря в гидрогеле оказался приблизительно на 35 % меньше, чем в воде. Вторичные пузыри в гидрогеле проявлялись реже и слабее. Численное моделирование по Гилмору в целом согласуется с экспериментом, а наиболее заметные расхождения наблюдаются для вторичных пузырей в воде. Мы полагаем, что такое расхождение может быть обусловлено несферичностью образующегося при фемтосекундном лазерном пробое пузыря [14].

Численное моделирование позволило также оценить скорости границы кавитационного пузыря и давления внутри него. Оказалось, что в воде скорость границы

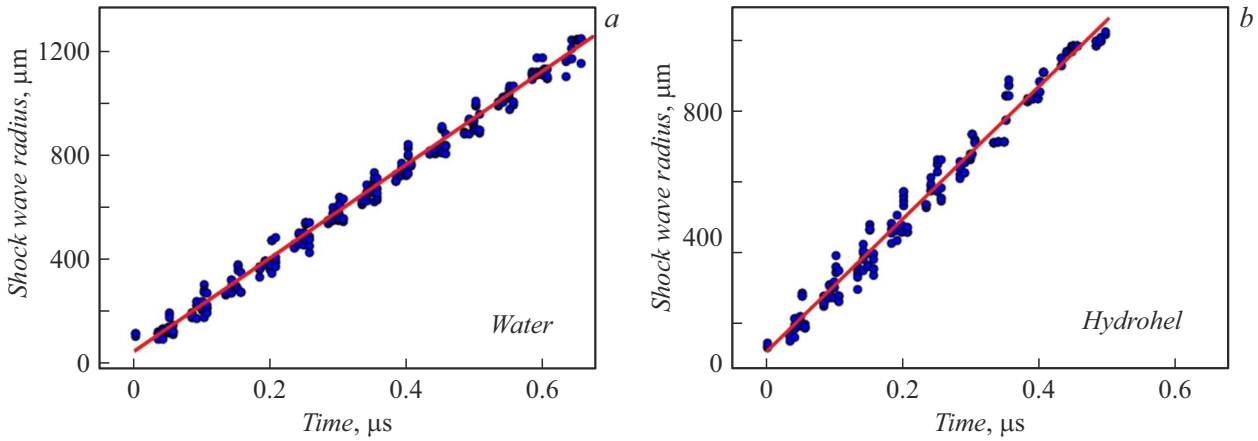


Рис. 2. Зависимость радиуса ударной волны от времени в воде (a) и гидрогеле (b). Сплошной линией отмечена аппроксимация радиуса с учетом экспоненциального затухания скорости ударной волны. $E = 300\,\mu$J.

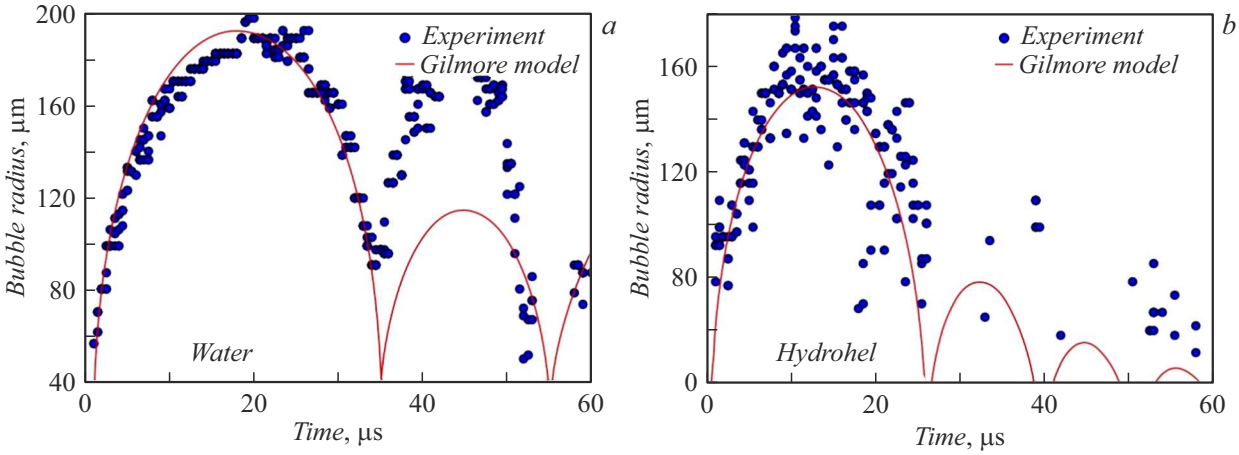


Рис. 3. Зависимость радиуса кавитационного пузыря от времени в воде (a) и гидрогеле (b). Сплошной линией отмечены результаты моделирования на основе модели Гилмора. $E = 300\,\mu$J.

при первом схлопывании пузыря оказывается в ~ 13 раз выше, а давление в ~ 200 раз больше, чем в гидрогеле.

Времяразрешенная теневая съемка и численное моделирование показали, что повышенная вязкость гидрогеля заметно снижает амплитуды динамических эффектов при фемтосекундной лазерной биопечати: пиковые давления в геле составляют всего ~ 40 MPa против ~ 1.5 GPa в воде. При этом параметры кавитационного пузыря изменяются умеренно (максимальный радиус и период осцилляции уменьшаются в гидрогеле на ~ 21 и $\sim 35\,\%$ соответственно), что важно для формирования струи при биопечати. Полученные результаты могут служить основой для дальнейшей оптимизации методов и разработки более эффективных систем лазерной биопечати.

Финансирование работы

Работа выполнена при поддержке РНФ (грант № 25-79-10125) в части эксперимента и в рамках госзадания НИЦ „Курчатовский институт“ в части использования оборудования ЦКП „Структурная диагностика материалов“ ККК и Ф НИЦ „Курчатовский институт“.

Конфликт интересов

Авторы заявляют, что у них нет конфликта интересов.

Список литературы

[1] P. Serra, A. Piqué, Adv. Mater. Technol., **4** (1), 1800099 (2019). DOI: 10.1002/admt.201800099
[2] L. Koch, A. Deiwick, A. Franke, K. Schwanke, A. Haverich, R. Zweigerdt, B. Chichkov, Biofabrication, **10** (3), 35005 (2018). DOI: 10.1088/1758-5090/aab981
[3] A. Zennifer, A. Subramanian, S. Sethuraman, Bioprinting, **27**, e00205 (2022). DOI: 10.1016/j.bprint.2022.e00205
[4] J. Chang, X. Sun, Front. Bioeng. Biotechnol., **11**, 1255782 (2023). DOI: 10.3389/fbioe.2023.1255782
[5] C.-Y. Liaw, M. Guvendiren, Biofabrication, **9** (2), 24102 (2017). DOI: 10.1088/1758-5090/aa7279

[6] V.I. Yusupov, M.V. Gorlenko, V.S. Cheptsov, N.V. Minaev, E.S. Churbanova, V.S. Zhigarkov, E.A. Chutko, S.A. Evlashin, B.N. Chichkov, V.N. Bagratashvili, Laser Phys. Lett., **15** (6), 65604 (2018). DOI: 10.1088/1612-202X/aab5ef
[7] V.S. Cheptsov, S.I. Tsypina, N.V. Minaev, V.I. Yusupov, B.N. Chichkov, Int. J. Bioprint., **5** (1), 165 (2019). DOI: 10.18063/ijb.v5i1.165
[8] A.V. Pushkin, N.V. Minaev, F.V. Potemkin, V.S. Cheptsov, V.I. Yusupov, Opt. Laser Technol., **172**, 110482 (2024). DOI: 10.1016/j.optlastec.2023.110482
[9] D.I. Ashikhmin, S.E. Minaev, N.V. Minaev, Y.K. Sedova, S.I. Tsypina, V.I. Yusupov, Bull. Lebedev Phys. Inst., **51** (Suppl. 10), S877 (2024). DOI: 10.3103/S1068335624601523
[10] E. Mareev, N. Minaev, V. Zhigarkov, V. Yusupov, Photonics, **8** (9), 374 (2021). DOI: 10.3390/photonics8090374
[11] A. Vogel, U. Parlitz, S. Busch, Proc. SPIE, **2391**, 74 (1995). DOI: 10.1117/12.209939
[12] A. Vogel, S. Busch, U. Parlitz, J. Acoust. Soc. Am., **100** (1), 148 (1996). DOI: 10.1121/1.415878
[13] G. Divya Prakash, R.V. Anish, G. Jagadeesh, D. Chakravortty, Anal. Biochem., **419** (2), 292 (2011). DOI: 10.1016/j.ab.2011.08.038
[14] *Bubble dynamics and shock waves*, ed. by C.F. Delale. Ser. Shock Wave Science and Technology Reference Library (Springer, Berlin–Heidelberg, 2013), vol. 8. DOI: 10.1007/978-3-642-34297-4