

DOI: <https://doi.org/10.60797/IRJ.2025.151.74>

## ОСОБЕННОСТИ КИПЕНИЯ ВБЛИЗИ ТОРЦА ЛАЗЕРНОГО ВОЛОКНА В БИОТКАНИ

Научная статья

Юсупов В.<sup>1,\*</sup>

<sup>1</sup>ORCID : 0000-0002-9438-6295;

<sup>1</sup>Национальный исследовательский центр «Курчатовский институт», Москва, Российская Федерация

\* Корреспондирующий автор (iouss[at]yandex.ru)

### Аннотация

Экспериментально исследованы процессы, происходящие вблизи торца волокна в медицинских технологиях с использованием волоконных лазеров с длинами волн 0.97 и 1.94 мкм. Использовались волокна как с поглощающим покрытием, так и чистым торцом, при этом биоткань моделировалась гидрогелем. Происходящие процессы изучались с использованием акустических методов, по которым строились спектрограммы и вейвлетограммы. Показано, что вблизи «черненого» и чистого торцов волокон при воздействии непрерывных лазерных излучений происходит генерация широкополосных акустических импульсов. Акустический шум для торца с поглощающим покрытием представляется квазинепрерывным, а для чистого торца – в виде разнесенных по времени цугов колебаний. Показано, что начало этих цугов лежит в низкочастотной области 2-20 кГц. Установлено, что при погружении «черненого» торца оптоволокна в биоткань вблизи торца чередуются режимы, соответствующие пленочному и интенсивному пузырьковому кипению по механизму термокавитации. Полученные результаты могут быть использованы для уточнения механизма действия лазерного излучения на биоткань и усовершенствования медицинских лазерных технологий.

**Ключевые слова:** лазерная медицина, волокно, термокавитация, взрывное кипение, акустика.

## FEATURES OF BOILING NEAR THE LASER FIBRE END FACE IN BIOTISSUE

Research article

Yusupov V.<sup>1,\*</sup>

<sup>1</sup>ORCID : 0000-0002-9438-6295;

<sup>1</sup>National Research Center "Kurchatov Institute", Moscow, Russian Federation

\* Corresponding author (iouss[at]yandex.ru)

### Abstract

The processes occurring near the fibre end face in medical technologies using fibre lasers with wavelengths of 0.97 and 1.94  $\mu\text{m}$  have been experimentally studied. Both absorber-coated and pure end-face fibres were used, with the biotissue modelled as a hydrogel. The processes taking place were examined using acoustic methods, from which spectrograms and waveletograms were constructed. It was shown that near the 'blackened' and clean fibre ends, the generation of broadband acoustic impulses occurs under the influence of continuous laser radiation. Acoustic noise for the end with absorbing coating is represented as quasi-continuous, and for the clean end – in the form of time-dispersed tsunamis of oscillations. It is demonstrated that the beginning of these tsunamis lies in the low-frequency region of 2-20 kHz. It is established that when the 'blackened' end of the optical fibre is immersed in the biotissue near the end, the modes corresponding to film and intensive bubble boiling by the thermocavitation mechanism alternate. The obtained results can be used to clarify the mechanism of action of laser radiation on biotissue and to improve medical laser technologies.

**Keywords:** laser medicine, fibre, thermocavitation, explosive boiling, acoustics.

### Введение

Лазеры широко применяются в медицине для выполнения фотобиомодуляции, фотодинамической терапии и хирургических операций при лечении широкого спектра заболеваний [1], [2], [3]. Если лазерное воздействие не относится к низкоинтенсивному, то такое взаимодействие с биологической тканью сопровождается гидродинамическими процессами, сопровождающимися генерацией широкополосного акустического шума и, в целом ряде случаев, образованием пузырьков и затопленных струй [4], [6]. Механические колебания и пузырьки вносят свой, иногда решающий, вклад в механизм действия лазерного излучения умеренной и высокой мощности на биоткани. Поэтому, понимание и контроль процессов в области лазерного воздействия на биоткани являются важными задачами [7].

Многие медицинские лазерные технологии основаны на использовании волоконных лазеров умеренной мощности 3-30 Вт [8]. Гибкие, тонкие и прочные кварцевые волокна являются прекрасным инструментом для доставки лазерного излучения в область воздействия на биоткань. Важным их достоинством является возможность при необходимости свободно проходить через рабочие каналы эндоскопов и металлических игл. Для обеспечения воздействия на биоткань первоначально необходимо, чтобы лазерное излучение поглотилось. В медицинских технологиях применяются либо «черные» волокна, рабочие торцы которых покрыты поглощающим покрытием [9], [10], либо волокна с чистым сколом используются с лазерным излучением, хорошо поглощающимся в биоткани [10].

Процессы, происходящие в области лазерного воздействия, обычно исследуются с применением методов оптоакустики. В данной работе с помощью этих методов изучаются процессы, связанные с образованием и схлопыванием пузырьков вблизи торца волокна, находящегося в окружении водонасыщенной биоткани.

### Методы и принципы исследования

В эксперименте использовались лазеры умеренной мощности ЛС-0,97-ИРЭ-Полус с длиной волны 0,97 мкм (с мощностью до 10 Вт) и ЛС-1,9-ИРЭ-Полус с длиной волны 1,94 мкм (до 3 Вт) с кварцевым волокном диаметром 400 мкм. Для данных длин волн лазерного излучения коэффициенты поглощения в воде существенно различаются и составляют для 0,97 мкм – 0,47 см<sup>-1</sup>, для 1,9 мкм – 92 см<sup>-1</sup> [11]. При исследовании использовались лазерные волокна без поглощающего покрытия и с поглощающим покрытием. Нанесение поглощающего покрытия на рабочий торец кварцевого волокна осуществлялось путем кратковременного (около 1 с) его контакта с деревянным бруском при мощности лазерного излучения около 3 Вт, который приводил к стабильному покрытию торца волокна слоем аморфного углерода [10]. Эксперименты проводились в воде и в агарозном геле [7], который являлся фантомом водонасыщенной биологической ткани.

Для регистрации широкополосных акустических сигналов рабочий торец лазерного волокна помещался в кювету с водой или гелем. На расстоянии ~1 см от торца перпендикулярно оптической оси устанавливались широкополосный гидрофон 8103 фирмы «Брюль и Кьер» (Дания) с полосой 0,1 Гц–180 кГц (чувствительность -211 дБ отн. 1 В/мкПа). Запись акустических сигналов производилась на четырехканальный цифровой запоминающий осциллограф GDS 72304 (GW Instek, Тайвань) с полосой пропускания 300 МГц. Для контроля спектрального состава и мощности оптических излучений использовались анализатор спектра USB4000 (Ocean Optics, США) с разрешением ~1,5 нм (диапазон регистрации от 200 до 1100 нм) и измеритель мощности FieldMaster с измерительной головкой LM-10HTD (Coherent, США).

Для анализа акустических сигналов строились спектры и вейвлетограммы. Спектральная плотность мощности (СПМ) вычислялась с помощью метода усовершенствованных периодограмм Уэлча. В отличие от быстрого преобразования Фурье, периодограммы Уэлча позволяют получать лучшую оценку сигнала с нестационарными компонентами [12]. Вейвлетограммы строились с помощью непрерывного одномерного вейвлет-преобразования, позволяющего выявлять различные структурные и временные закономерности исследуемых данных [13]. В качестве базового вейвлета использовался вейвлет МНАТ.

### Результаты и обсуждение

На рис. 1 показаны характерные акустические сигналы при применении «черненого» волокна и излучения с  $\lambda=0,97$  мкм (а) и волокна с чистым сколом и излучения с  $\lambda=1,94$  мкм (б), когда в качестве среды используется вода. Видно, что в первом случае, регистрируется практически непрерывный шум в то время, как при использовании чистого торца без поглощающего покрытия и излучения с  $\lambda=1,94$  мкм акустический шум генерируется в виде импульсных затухающих колебаний длительностью ~1 мс, которые значительно разнесены по времени.

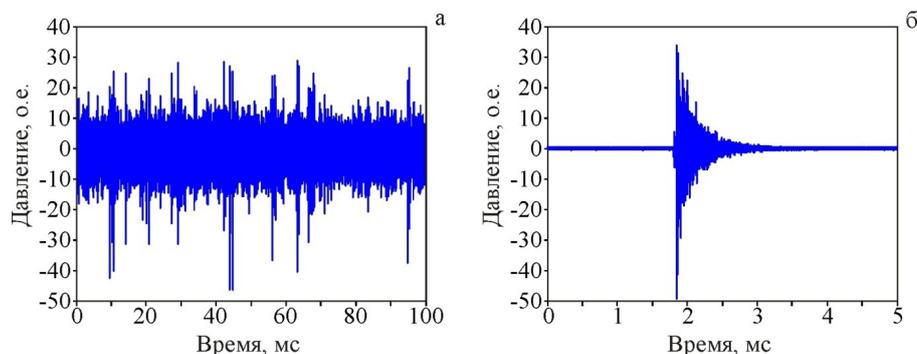


Рисунок 1 - Характерные акустические сигналы, генерируемые вблизи черненого (а) и не черненого (б) торца лазерного волокна в воде:

а -  $\lambda=0,97$  мкм, P=23 Вт; б -  $\lambda=1,94$  мкм, P=3 Вт

DOI: <https://doi.org/10.60797/IRJ.2025.151.74.1>

Спектральные характеристики этих сигналов во многом похожи: В низкочастотной области (до 1-10 кГц) в среднем наблюдается минимум, а основная энергия сосредоточена в диапазоне частот 50 кГц-1 МГц. Следует отметить, что эффективность преобразования лазерной энергии в акустическую для большей длины волны оказывается значительно выше, что видно из сопоставления используемых энергий (23 Вт для  $\lambda=0,97$  мкм и 3 Вт для  $\lambda=1,94$  мкм).

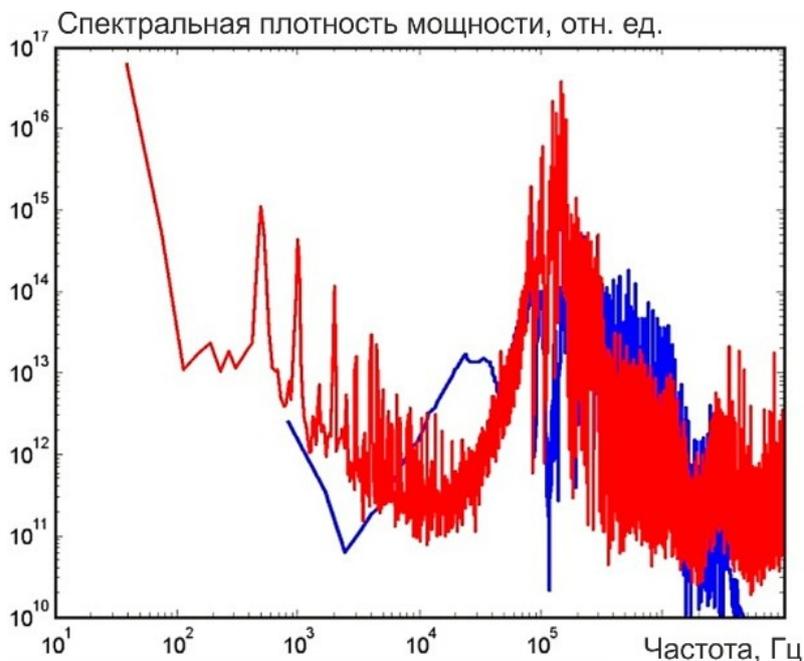


Рисунок 2 - Спектры акустических сигналов, генерируемых вблизи черного (синяя кривая) и не черного (красная кривая) торца лазерного волокна в воде:  
 синяя кривая -  $\lambda=0,97$  мкм,  $P=23$  Вт; красная кривая -  $\lambda=1,94$  мкм,  $P=3$  Вт  
 DOI: <https://doi.org/10.60797/IRJ.2025.151.74.2>

При погружении торца волокна в водонасыщенный гель картина качественно не меняется. Так, при воздействии излучения с  $\lambda=0,97$  мкм сигнал регистрируется в виде «квазинепрерывного» шума, а при использовании  $\lambda=1,94$  мкм наблюдаются разнесенные во времени короткие пакеты импульсов. Вейвлетограммы сигналов для  $\lambda=1,94$  мкм, полученные в геле при различных мощностях лазерного излучения показаны на рис. 3. Видно, что с повышением мощности качественная картина «всплесков» на вейвлетограммах практически не меняется, но значительно уменьшаются промежутки между ними.

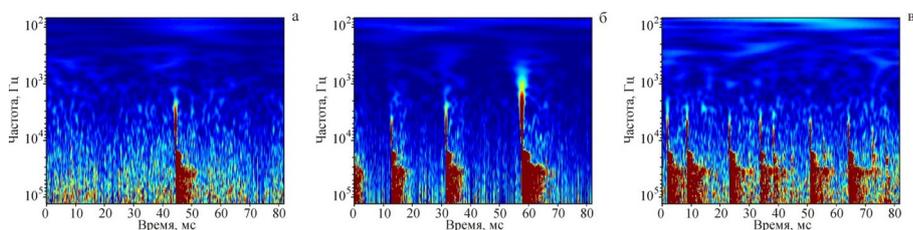


Рисунок 3 - Вейвлетограммы фрагментов акустического сигнала, генерируемого вблизи торца лазерного волокна, погруженного в гель, при воздействии лазерного излучения с  $\lambda=1,94$  мкм для различных мощностей лазерного излучения:  
 а - 1 Вт; б - 2 Вт; в - 3 Вт  
 DOI: <https://doi.org/10.60797/IRJ.2025.151.74.3>

Особенности процессов, происходящих в самый начальный период образования короткой пачки импульсов, можно изучить по подробному участку вейвлетограммы с первым импульсом, возникшем после включения лазерного излучения (рис. 4, б). Здесь в самом начале пачки выделяется наиболее низкочастотная (2 – 20 кГц) область в виде перевернутой пирамиды. От вершины этой пирамиды начинается широкополосный более высокочастотный сигнал. Энергия этого сигнала со временем постепенно уменьшается, а нижняя граница частот несколько повышается с 20 кГц до 30 кГц.

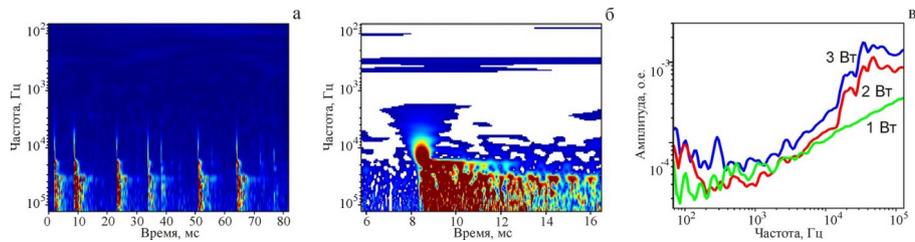


Рисунок 4 - Спектральные характеристики фрагментов акустического сигнала, генерируемого вблизи торца лазерного волокна, погруженного в гель, при воздействии лазерного излучения  $\lambda=1,94$  мкм:

а - вейвлетограмма фрагмента сигнала с серией импульсов.  $P=3$  Вт; б - подробный участок вейвлетограммы (а) с первым импульсом; в - обобщенные спектры для различных мощностей лазерного излучения

DOI: <https://doi.org/10.60797/IRJ.2025.151.74.4>

На рис. 4,в представлены обобщенные спектры для различных мощностей лазерного излучения, которые были получены путем усреднения по времени соответствующих вейвлетограмм. Здесь можно заметить качественное отличие представленных кривых для  $P=1$  Вт, с одной стороны, и для  $P=2$  Вт и  $P=3$  Вт, с другой. При  $P=1$  Вт в диапазоне частот 100 Гц–100 кГц амплитуды компонент акустического сигнала в среднем постепенно увеличиваются. В то же время для больших мощностей в диапазоне 100 Гц – 2 кГц наблюдается локальный минимум, а в области 10 кГц – 80 кГц – локальный максимум. При этом, и для этих больших мощностей амплитуды компонент в диапазоне 1 кГц – 50 кГц в среднем постепенно увеличиваются с частотой.

Совершенно другая картина наблюдается на вейвлетограмме, полученной при обработке акустического сигнала, зарегистрированного при воздействии излучением с  $\lambda=0,97$  мкм, когда в геле находится «черненный» торец лазерного волокна (рис. 5). Здесь до возникновения широкополосного участка (2 на рис. 5,а), аналогичного «всплеску» на рис. 4, б, на участке 1 видны две линии, максимумы которых соответствуют частотам  $\sim 7$  кГц и  $\sim 50$  кГц (рис. 5, б). При этом, максимум кривой на обобщенном спектре для участка 2 находится в области 20 кГц.

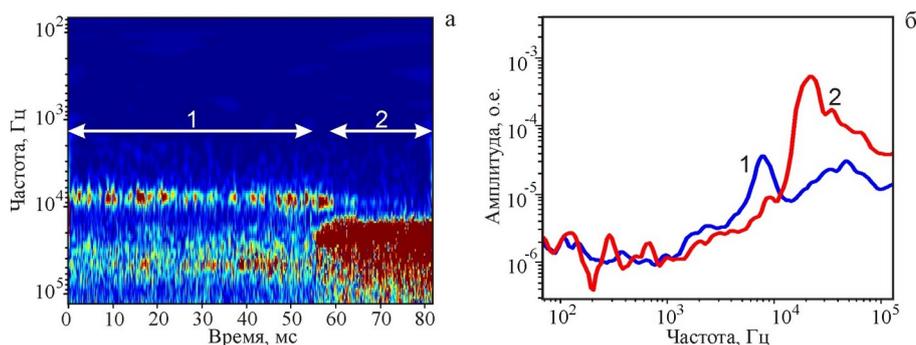


Рисунок 5 - Спектральные характеристики акустического сигнала, генерируемого вблизи разогретого лазерным излучением ( $\lambda=0,97$  мкм,  $P=25$  Вт) «черненного» торца лазерного волокна, погруженного в гель:

а - вейвлетограмма акустического сигнала; б - обобщенные спектры для различных участков вейвлетограммы

DOI: <https://doi.org/10.60797/IRJ.2025.151.74.5>

При использовании лазеров умеренной мощности вблизи торца волокна, погруженного в водонасыщенную биоткань, в случае интенсивного поглощения лазерного излучения происходит генерация пузырьков, струй, а также ударных и широкополосных акустических волн. В стандартных лазерных медицинских технологиях применяются либо «черненные» волокна, и в этом случае, эффект практически не зависит от длины волны лазерного излучения, либо – волокна с чистым сколом, но при этом используется лазерное излучение, хорошо поглощающееся в воде ( $\lambda=1,47$  мкм,  $\lambda=1,56$  мкм,  $\lambda=1,94$  мкм,  $\lambda=2,9$  мкм). Физические процессы, происходящие в этих двух случаях, имеют общие черты и существенные отличия.

И в том, и в другом случае первичным актом является поглощение лазерного излучения. При использовании поглощающего покрытия, возникает кипение на границе (гетерогенное кипение), а при использовании чистого торца происходит кипение в объеме жидкости (гомогенное кипение) [14], [15]. Во втором случае кипение происходит в объеме, потому что, как показало моделирование, область с максимальными температурами располагается на некотором удалении от торца волокна [16]. И в том, и в другом случае происходит термокавитация, связанная с первоначальным перегревом жидкости и дальнейшим ее взрывном вскипании [15]. Различие заключается в том, что для объемного вскипания требуются более значительные величины перегрева жидкости. С этим связано появление при объемном вскипании гораздо больших пузырьков и существенно более мощных высокочастотных акустических импульсов при их схлопывании [10].

Проведенные экспериментальные исследования показали, что особенности акустического сигнала, зарегистрированного при использовании «черного» и чистого торца оптоволокон, значительно отличаются. В первую очередь, это касается частоты генерации пачек импульсов, которая в случае «черного» торца значительно

выше (рис. 1). Подобная картина наблюдается и в геле, который моделировал водонасыщенную биоткань: для чистого торца регистрируются разнесенные по времени акустические цуги, период между которыми уменьшается при увеличении мощности лазерного излучения (рис. 3). Особенности генерируемых сигналов в частотно-временной области удалось выявить с помощью построения вейвлетограмм (рис. 3 – рис. 5). Наиболее важный результат заключается в выявлении двух режимов генерации акустического сигнала при погружении «черненого» торца оптоволокна в гель (рис. 5). В первом режиме (участок 1 на рис. 5а) генерируется акустический сигнал, отчетливо отображаемый на вейвлетограмме в виде двух линий с частотами  $\sim 7$  кГц и  $\sim 50$  кГц. Затем первый режим скачкообразно сменяется вторым (участок 2 на рис. 5а) с более размытым максимумом в области 20 кГц. Можно предположить, что первый режим соответствует пленочному кипению, а второй – интенсивному пузырьковому кипению [14] по механизму термокавитации [15], [17].

### Заключение

Проведены экспериментальные исследования процессов, происходящих при воздействии непрерывного лазерного излучения, проходящего по оптоволокну, на водонасыщенную биоткань, которая моделировалась гидрогелем. Использовались волокна с поглощающим покрытием и чистым торцом. Показано, что в случае «черненого» торца акустический сигнал регистрируется в виде непрерывного шума, в котором выделяются короткие и относительно частые всплески колебаний. Для чистого торца при использовании хорошо поглощающего в воде излучения регистрируются разнесенные по времени акустические цуги. Особенности генерируемых сигналов в частотно-временной области удалось выявить с помощью построения вейвлетограмм. Установлено, что при погружении «черненого» торца оптоволокна в биоткань чередуются режимы, соответствующие пленочному и интенсивному пузырьковому кипению по механизму термокавитации. Полученные результаты могут быть использованы для прояснения механизма действия лазерного излучения на биоткани и совершенствования медицинских технологий.

### Финансирование

Работа проведена в рамках выполнения государственного задания НИЦ «Курчатовский институт».

### Конфликт интересов

Не указан.

### Рецензия

Сообщество рецензентов Международного научно-исследовательского журнала

DOI: <https://doi.org/10.60797/IRJ.2025.151.74.6>

### Funding

The work was carried out within the state assignment of NRC “Kurchatov institute”.

### Conflict of Interest

None declared.

### Review

International Research Journal Reviewers Community  
DOI: <https://doi.org/10.60797/IRJ.2025.151.74.6>

### Список литературы / References

1. Farivar S. Biological effects of low level laser therapy / S. Farivar, T. Malekshahabi, R. Shiari // *Journal of Lasers in Medical Sciences*. — 2014. — № 5 (2). — P. 58.
2. Kharkwal G.B. Photodynamic therapy for infections: clinical applications / G.B. Kharkwal, S.K. Sharma, Y.Y. Huang [et al.] // *Lasers in Surgery and Medicine*. — 2011. — № 43 (7). — P. 755–767.
3. Azadgoli B. Laser applications in surgery / B. Azadgoli, R.Y. Baker // *Annals of Translational Medicine*. — 2016. — № 4 (23).
4. Чудновский В.М. Лазероиндуцированное кипение биологических жидкостей в медицинских технологиях / В.М. Чудновский, В.И. Юсупов, А.В. Дыдыкин [и др.] // *Квантовая электроника*. — 2017. — Т. 47. — № 4. — С. 361–370.
5. Yusupov V.I. Laser-induced hydrodynamics in water and biotissues nearby optical fiber tip / V.I. Yusupov, V.M. Chudnovskii, V.N. Bagratashvili [et al.] // *Hydrodynamics—Advanced Topic*. — 2011.
6. Yusupov V. The origin of loud claps during endovenous laser treatments / V. Yusupov, V. Chudnovskii // *The Journal of the Acoustical Society of America*. — 2023. — № 153 (3). — P. 1525–1533.
7. Kazakov V.V. Control of bubble formation at the optical fiber tip by analyzing ultrasound acoustic waves / V.V. Kazakov, V.I. Yusupov, V.N. Bagratashvili [et al.] // *American Journal of Engineering and Applied Sciences*. — 2016. — Vol. 9. — № 4. — P. 921–927.
8. Минаев В.П. Лазерные медицинские системы и медицинские технологии на их основе / В.П. Минаев. — Долгопрудный: Интеллект, 2017.
9. Беликов А.В. Экспериментальное и теоретическое исследование динамики нагрева углеродсодержащих оптоволоконных конвертеров для лазерной хирургии / А.В. Беликов, А.В. Скрипник, В.Ю. Курнышев [и др.] // *Квантовая электроника*. — 2016. — № 46 (6). — С. 534–542.
10. Юсупов В.И. Генерация акустических волн непрерывным волоконным лазерным излучением в воде / В.И. Юсупов, А.Н. Коновалов, В.А. Ульянов [и др.] // *Акустический журнал*. — 2016. — Т. 62. — № 5. — С. 531–539.
11. Deng R. Measuring pure water absorption coefficient in the near-infrared spectrum (900–2500 nm) / R. Deng, Y. He, Y. Qin [et al.] // *Yaogan Xuebao – Journal of Remote Sensing*. — 2012. — Vol. 16. — № 1. — P. 192–206.
12. Welch P.D. The use of fast fourier transform for the estimation of power spectra: a method based on time averaging over short modified periodograms / P.D. Welch // *IEEE Transactions on audio and electroacoustics*. — 1967. — Vol. 15. — P. 70–73. — DOI: [10.1109/TAU.1967.1161901](https://doi.org/10.1109/TAU.1967.1161901).
13. Астафьева Н.М. Вейвлет-анализ: основы теории и примеры применения / Н.М. Астафьева // *Успехи физических наук*. — 1996. — Т. 166. — № 11. — С. 1145–1170. — DOI: [10.3367/UFNr.0166.199611a.1145](https://doi.org/10.3367/UFNr.0166.199611a.1145).

14. Несис Е.И. Кипение жидкостей / Е.И. Несис // Успехи физических наук. — 1965. — № 87 (12). — С. 615–653.
15. Юсупов В.И. Особенности лазероиндуцированной термокавитации воды / В.И. Юсупов // Акустический журнал. — 2024.
16. Yusupov V.I. Features of heat/mass transfer and explosive water boiling at the laser fiber tip / V.I. Yusupov, A.N. Konovalov // International Journal of Thermal Sciences. — 2024. — Vol. 203. — P. 109131 — DOI: 10.1016/j.ijthermalsci.2024.109131.
17. Rastopov S.F. Sound generation by thermocavitation-induced cw laser in solutions / S.F. Rastopov, A.T. Sukhodolsky // Optical Radiation Interaction with Matter. — 1991. — Vol. 1440. — P. 127–134.

### Список литературы на английском языке / References in English

1. Farivar S. Biological effects of low level laser therapy / S. Farivar, T. Malekshahabi, R. Shiari // Journal of Lasers in Medical Sciences. — 2014. — № 5 (2). — P. 58.
2. Kharkwal G.B. Photodynamic therapy for infections: clinical applications / G.B. Kharkwal, S.K. Sharma, Y.Y. Huang [et al.] // Lasers in Surgery and Medicine. — 2011. — № 43 (7). — P. 755–767.
3. Azadgoli B. Laser applications in surgery / B. Azadgoli, R.Y. Baker // Annals of Translational Medicine. — 2016. — № 4 (23).
4. Chudnovskij V.M. Lazeroinducirovanoe kipenie biologicheskikh zhidkostej v medicinskih tehnologijah [Laser-induced boiling of biological fluids in medical technologies] / V.M. Chudnovskij, V.I. Jusupov, A.V. Dydykin [et al.] // Kvantovaja jelektronika [Quantum Electronics]. — 2017. — Vol. 47. — № 4. — P. 361–370. [in Russian]
5. Yusupov V.I. Laser-induced hydrodynamics in water and biotissues nearby optical fiber tip / V.I. Yusupov, V.M. Chudnovskii, V.N. Bagratashvili [et al.] // Hydrodynamics–Advanced Topic. — 2011.
6. Yusupov V. The origin of loud claps during endovenous laser treatments / V. Yusupov, V. Chudnovskii // The Journal of the Acoustical Society of America. — 2023. — № 153 (3). — P. 1525–1533.
7. Kazakov V.V. Control of bubble formation at the optical fiber tip by analyzing ultrasound acoustic waves / V.V. Kazakov, V.I. Yusupov, V.N. Bagratashvili [et al.] // American Journal of Engineering and Applied Sciences. — 2016. — Vol. 9. — № 4. — P. 921–927.
8. Minaev V.P. Lazernye medicinskie sistemy i medicinskie tehnologii na ih osnove [Laser medical systems and medical technologies based on them] / V.P. Minaev. — Dolgoprudnyj: Intelekt, 2017. [in Russian]
9. Belikov A.V. Jeksperimental'noe i teoreticheskoe issledovanie dinamiki nagreva uglerodsoderzhashhih optotermicheskikh volokonnykh konverterov dlja lazernoj hirurgii [Experimental and theoretical study of heating dynamics of carbon-containing optothermal fibre converters for laser surgery] / A.V. Belikov, A.V. Skripnik, V.Ju. Kurnyshev [et al.] // Kvantovaja jelektronika [Quantum Electronics]. — 2016. — № 46 (6). — P. 534–542. [in Russian]
10. Jusupov V.I. Generacija akusticheskikh voln nepreryvnym volokonnym lazernym izlucheniem v vode [Acoustic wave generation by continuous fibre laser radiation in water] / V.I. Jusupov, A.N. Konovalov, V.A. Ul'janov [et al.] // Akusticheskij zhurnal [Acoustic Journal]. — 2016. — Vol. 62. — № 5. — P. 531–539. [in Russian]
11. Deng R. Measuring pure water absorption coefficient in the near-infrared spectrum (900–2500 nm) / R. Deng, Y. He, Y. Qin [et al.] // Yaogan Xuebao – Journal of Remote Sensing. — 2012. — Vol. 16. — № 1. — P. 192–206.
12. Welch P.D. The use of fast fourier transform for the estimation of power spectra: a method based on time averaging over short modified periodograms / P.D. Welch // IEEE Transactions on audio and electroacoustics. — 1967. — Vol. 15. — P. 70–73. — DOI: 10.1109/TAU.1967.1161901.
13. Astaf'eva N.M. Vejvlet-analiz: osnovy teorii i primery primenenija [Wavelet analysis: basics of theory and examples of application] / N.M. Astaf'eva // Usp'ehi fizicheskikh nauk [Successes of Physical Sciences]. — 1996. — Vol. 166. — № 11. — P. 1145–1170. — DOI: 10.3367/UFNr.0166.199611a.1145. [in Russian]
14. Nesis E.I. Kipenie zhidkostej [Boiling of liquids] / E.I. Nesis // Usp'ehi fizicheskikh nauk [Successes of Physical Sciences]. — 1965. — № 87 (12). — P. 615–653. [in Russian]
15. Jusupov V.I. Osobennosti lazeroinducirovannoj termokavitacii vody [Features of laser-induced thermocavitation of water] / V.I. Jusupov // Akusticheskij zhurnal [Acoustic Journal]. — 2024. [in Russian]
16. Yusupov V.I. Features of heat/mass transfer and explosive water boiling at the laser fiber tip / V.I. Yusupov, A.N. Konovalov // International Journal of Thermal Sciences. — 2024. — Vol. 203. — P. 109131 — DOI: 10.1016/j.ijthermalsci.2024.109131.
17. Rastopov S.F. Sound generation by thermocavitation-induced cw laser in solutions / S.F. Rastopov, A.T. Sukhodolsky // Optical Radiation Interaction with Matter. — 1991. — Vol. 1440. — P. 127–134.