



<http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2024-22-6-90-96>

Оригинальная статья
Original paper

УДК 004.942; 51-7; 615.8

МОДЕЛИРОВАНИЕ ЭКСТРАКОРПОРАЛЬНОГО ИНФРАЗВУКОВОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ НА СТОПУ ЧЕЛОВЕКА

А. В. ЧУРАКОВ¹, П. В. КАМЛАЧ¹, Н. Ж. ЕЛЕМЕСОВ², В. И. КАМЛАЧ¹,
А. И. ОНГАРБАЕВА³, Е. В. ЛЕЩЕВИЧ¹

¹Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники
(г. Минск, Республика Беларусь)

²ТОО «Батысмедтехника» (г. Уральск, Республика Казахстан)

³Евразийский национальный университет имени Л. Н. Гумилева (г. Астана, Республика Казахстан)

Поступила в редакцию 18.06.2024

© Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, 2024
Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, 2024

Аннотация. Современные требования для клинического испытания приборов медицинского назначения включают биофизическое моделирование методологии терапии на фантомах людей с известными биоэлектрическими свойствами всех тканей. В статье представлено моделирование на платформе с инструментами, рекомендованными FDA для клинических исследований и реализованными в Sim4Life V8.0. Проведены симуляции воздействия инфразвука на частотах 18 и 32 Гц на инфильтрированные ткани стопы фантома.

Ключевые слова: Sim4Life, моделирование, модель, инфразвук, воздействие, свойства тканей.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Благодарность. Авторы выражают благодарность ZMT Zurich MedTech AG за предоставление программного обеспечения Sim4Life.

Для цитирования. Моделирование экстракорпорального инфразвукового воздействия на стопу человека / А. В. Чураков [и др.] // Доклады БГУИР. 2024. Т. 22, № 6. С. 90–96. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2024-22-6-90-96>.

MODELING OF EXTRACORPOREAL INFRASOUND IMPACT ON HUMAN FOOT

ANDREJ V. CHURAKOV¹, PAVEL V. KAMLACH¹, NURALIM ZH. ELEMESOV²,
VERONIKA I. KAMLACH¹, AINAGUL I. ONGARBAYEVA³, EVGENIY V. LESHCHEVICH¹

¹Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics (Minsk, Republic of Belarus)

²LLP “Batysmedtehnika” (Uralsk, Republic of Kazakhstan)

³L. N. Gumilyov Eurasian National University (Astana, Republic of Kazakhstan)

Submitted 18.06.2024

Abstract. Modern requirements for clinical testing of medical devices include biophysical modeling of therapy methodology on human phantoms with known bioelectric properties of all tissues. The article presents modeling on a platform with tools recommended by the FDA for clinical trials and implemented in Sim4Life V8.0. Simulations of the effect of infrasound at frequencies of 18 and 32 Hz on infiltrated tissues of the phantom foot were conducted.

Keywords: Sim4Life, modeling, model, infrasound, exposure, tissue properties.

Conflict of interests. The authors declare no conflict of interests.

Gratitude. The authors express their gratitude to ZMT Zurich MedTech AG for providing the Sim4Life software.

For citation. Churakov A. V., Kamlach P. V., Elemesov N. Zh., Kamlach V. I., Ongarbayeva A. I., Leshchevich E. V. (2024) Modeling of Extracorporeal Infrasound Impact on Human Foot. *Doklady BGUIR*. 22 (6), 90–96. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2024-22-6-90-96> (in Russian).

Введение

Известны перспективные исследования с применением инфразвукового воздействия прибором ИФС-1 в терапии ряда заболеваний. Однако современные требования для клинического испытания медицинских приборов включают биофизическое моделирование различных видов терапии на фантомах людей с известными биоэлектрическими свойствами всех тканей. Моделирование проводится на платформе с инструментами, рекомендованными FDA для клинических исследований и реализованными в Sim4Life V8.0 [1]. Для доказательности инфразвуковой терапии и улучшения эргономики прибора необходимо проводить вычисление и моделирование распространения волн инфразвука и его важнейших параметров в неоднородных средах и тканях организма человека в реальном времени [2–5].

Математическая и геометрическая модели инфразвукового воздействия на стопу человека

Среда акустического моделирования Sim4Life предлагает трехмерный полноволновой решатель для моделирования распространения акустических волн через неоднородные среды. Решатель учитывает рассеяние, отражение, преломление, дифракцию, интерференцию и поглощение. Решающая программа основана на уравнении линейной волны акустического давления, которое было расширено и оптимизировано для гетерогенных материалов с потерями, встречающимися в анатомических структурах [1]. Элементарная форма уравнений в частных производных записывается следующим образом:

$$\nabla^2 p - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = 0, \quad (1)$$

где p – давление; c – скорость звука; t – время.

Однако, поскольку решатель применяется к гетерогенным средам, учитываются изменения плотности, а поглощение учитывается путем расширения формулировки до вида

$$\rho \nabla \cdot \frac{1}{\rho} \nabla p - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} - \frac{\tilde{a}}{c^2} \frac{\partial p}{\partial t} = 0, \quad (2)$$

где ρ – массовая плотность; \tilde{a} – фактор, описывающий поведение поглощения:

$$\tilde{a} = 2\alpha \sqrt{\frac{\alpha^2 c^4}{\omega^2} + c^2}; \quad (3)$$

α – коэффициент поглощения, дБ/м; ω – угловая частота.

Метод конечных разностей во временной области (FDTD) используется для решения уравнения (2) в частных производных в трехмерной области. Этот подход требует дискретизации расчетной области с использованием структурированной декартовой сетки, состоящей из шестигранных элементарных ячеек. Алгоритм FDTD работает с неравномерными декартовыми сетками, позволяя адаптировать уточнение дискретизации к геометрическим требованиям установки. Решатель оптимизирован для быстрой обработки больших структур данных на графических процессорах (GPU), но также поддерживает обработку на CPU [1].

Акустический источник моделируется как объемное тело, излучающее акустические волны всей своей поверхностью. Каждая дискретизированная поверхностная грань источника рассматривается как элементарный акустический излучатель в соответствии с принципом Гюйгенса. Этот принцип гласит, что волновой фронт может быть представлен (бесконечным) количеством

точечных источников или состоять из них. Такой подход обеспечивает гибкость использования источников любой формы без необходимости специальной обработки исходных терминов.

Моделирование инфразвукового воздействия проводилось с помощью излучателя прибора, представляющего собой низкочастотную динамическую головку диаметром 260 мм и высотой 138 мм, помещенную во внешний корпус из стекловолокна с эпоксидной смолой. Диаметр выходного отверстия рефлектора для инфразвука составлял 75 мм.

В программе Sim4Life for Science была построена геометрическая модель воздействия инфразвука на конечность тела человека, представленная на рис. 1.

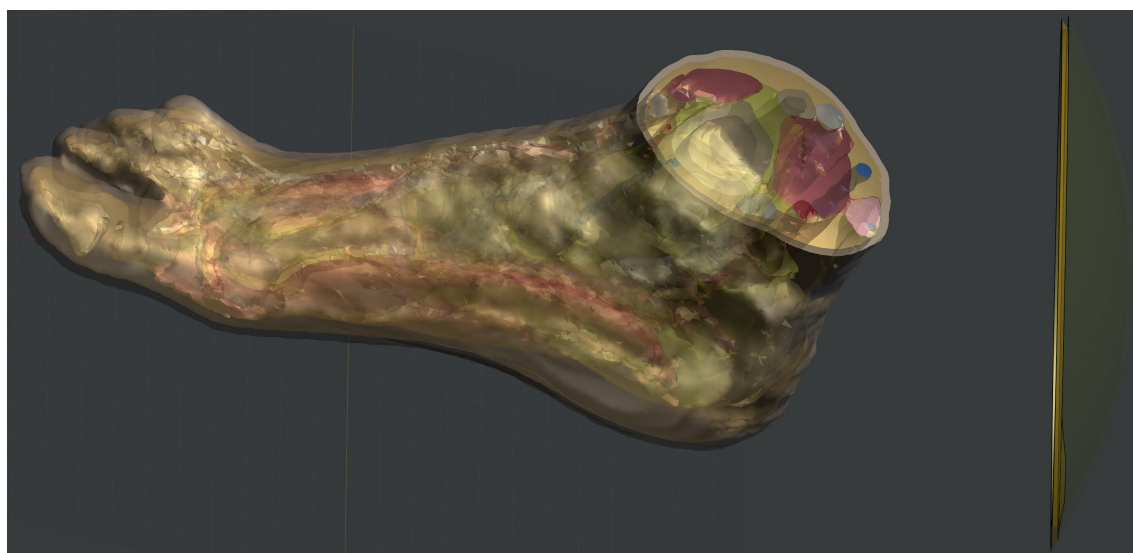


Рис. 1. Геометрическая модель конечности тела человека в программе Sim4Life for Science
Fig. 1. Geometric model of a human body limb in the Sim4Life for Science program

Объектом воздействия являлась стопа цифрового фантома женщины со всеми анатомическими структурами и заданными свойствами тканей из базы данных Sim4Life for Science. Для модели задавались плотность, теплоемкость, теплопроводность, скорость теплопередачи, скорость тепловыделения, вязкость, акустические свойства (скорость звука, константа затухания и нелинейность), весовые доли тканей.

Результаты исследований и их обсуждение

Основной величиной, которую рассчитывает акустический решатель, является пространственное распределение давления на определенной частоте $p(x, y, z, f)$. Оно представляется в виде комплексного вектора с информацией об амплитуде и фазе в каждой вычислительной ячейке. Из поля давления и местных параметров материала автоматически выводятся три дополнительные величины: интенсивность звука, плотность акустической мощности, удельная скорость поглощения энергии [1]. Интенсивность звука ($\text{Вт}/\text{м}^2$) – это количество акустической энергии, распространяющейся через единицу поверхности в единицу времени. Она рассчитывается по формуле

$$I = \frac{P^2}{2\rho c}. \quad (4)$$

На рис. 2 представлен результат моделирования распределения интенсивности инфразвука.

Для определения воздействия инфразвука на тело человека были построены графики распределения интенсивности инфразвука в плоскости на частотах 18 и 32 Гц. Плоскость воздействия определялась по геометрической центральной оси модели биологического объекта. Результат моделирования изображен на рис. 3.

Плотность звуковой энергии ($\text{Вт}/\text{м}^3$) описывает энергию, выделяемую в единицу времени в единицу объема материала вследствие поглощения:

$$\frac{dP}{dV} = 2\alpha I = \alpha \frac{P^2}{\rho c}. \quad (5)$$

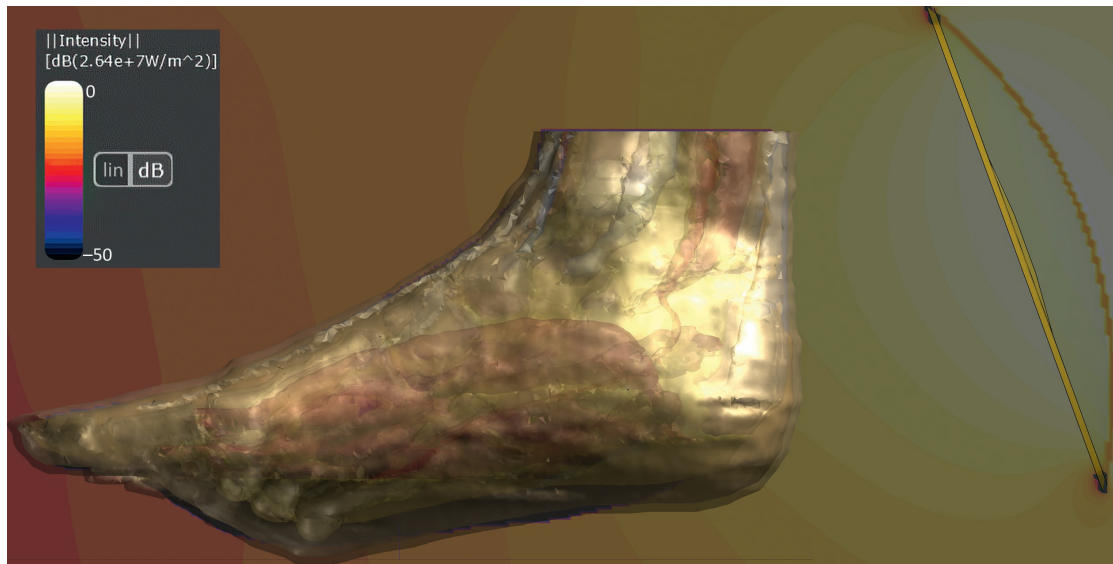


Рис. 2. Моделирование распределения интенсивности инфразвука
Fig. 2. Modeling the distribution of infrasound intensity

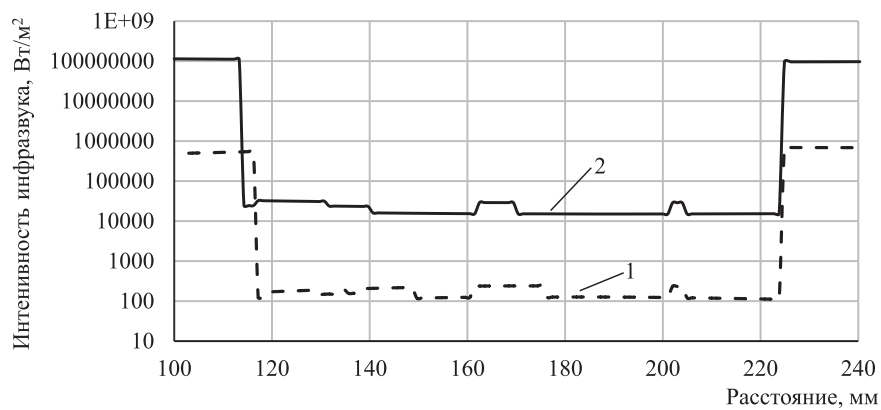


Рис. 3. Распределение интенсивности инфразвука в плоскости на частотах 18 (1) и 32 (2) Гц
Fig. 3. In-plane infrasound intensity distribution at frequencies of 18 (1) and 32 (2) Hz

На рис. 4 и 5 представлены результаты моделирования распределения плотности звуковой энергии на частотах 18 и 32 Гц.

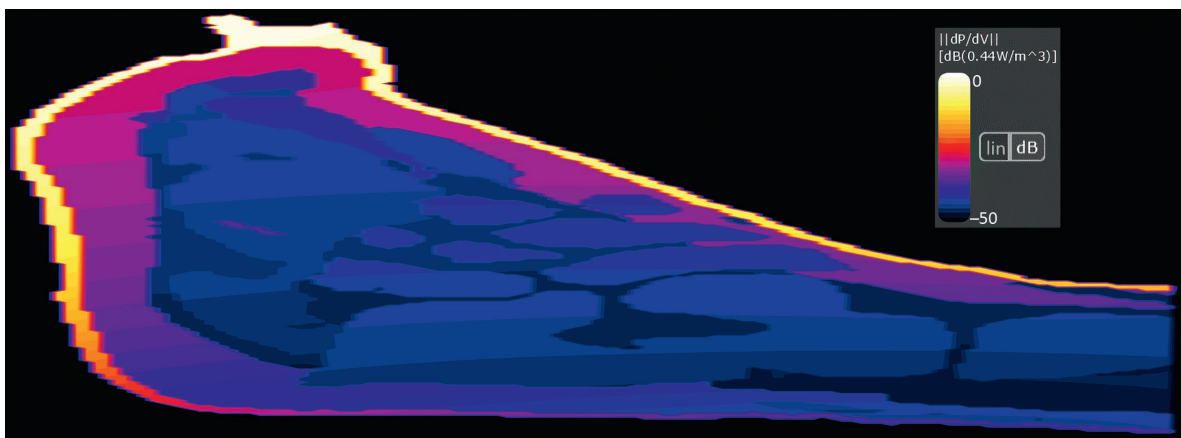


Рис. 4. Моделирование распределения плотности звуковой энергии
Fig. 4. Modeling the distribution of sound energy density

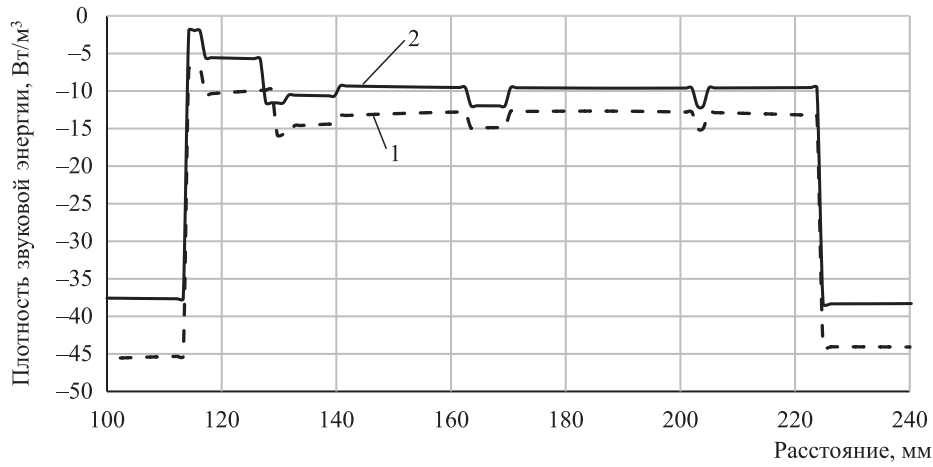


Рис. 5. Распределение плотности звуковой энергии инфразвука в плоскости на частотах 18 (1) и 32 (2) Гц
Fig. 5. Distribution of infrasound sound energy density in a plane at frequencies of 18 (1) and 32 (2) Hz

Удельная скорость поглощения энергии (Вт/кг) описывает энергию, выделяемую в единицу массы материала вследствие поглощения:

$$S = \alpha \frac{p^2}{\rho^2 c} \quad (6)$$

На рис. 6 и 7 представлены результаты моделирования удельной скорости поглощения энергии на частотах 18 и 32 Гц.

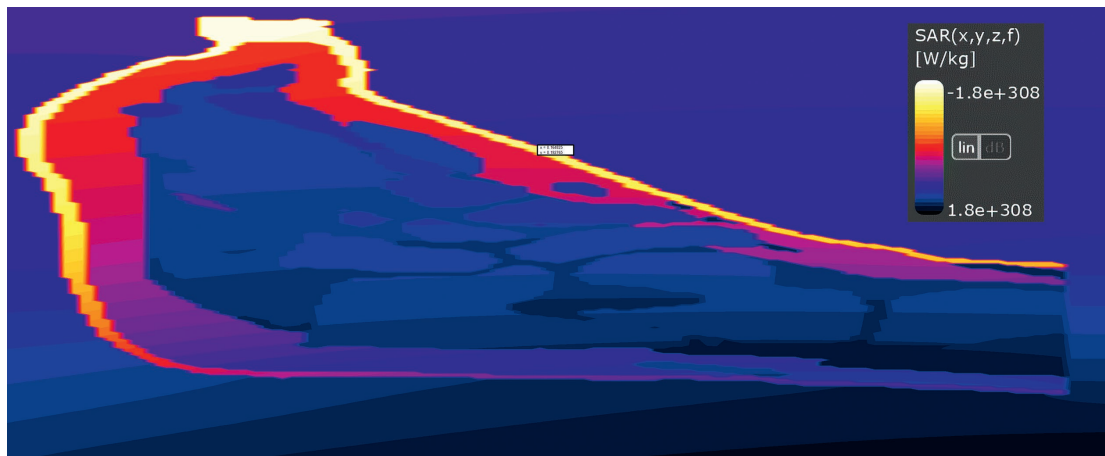


Рис. 6. Моделирование распределения удельной скорости поглощения энергии
Fig. 6. Modeling the distribution of specific energy absorption rate

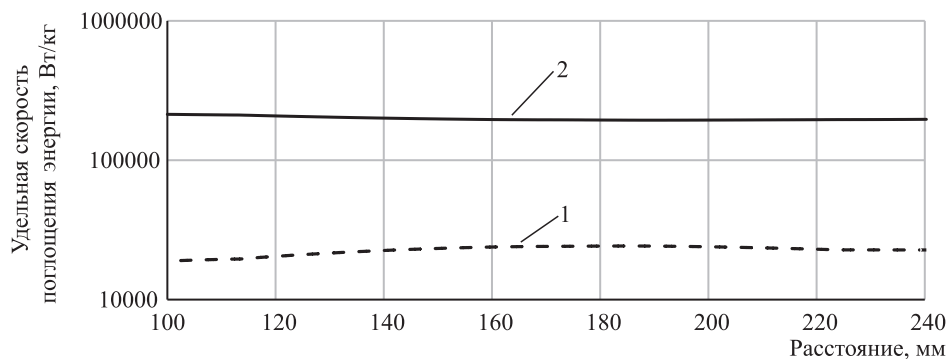


Рис. 7. Распределение удельной скорости поглощения энергии инфразвука в плоскости на частотах 18 и 32 Гц

Fig. 7. Distribution of specific absorption rate of infrasound energy in the plane at frequencies of 18 and 32 Hz

Результаты моделирования показали, что интенсивность инфразвука в тканях не одинакова при прохождении через биологический объект и зависит от структуры ткани и частоты воздействия. На рис. 3 на отрезках 160–170 и 200–210 мм видны небольшие всплески интенсивности инфразвука, которые обусловлены его прохождением через ткани с различной акустической добротностью. Из графиков на рис. 3 видно, что значение интенсивности инфразвука на частоте 32 Гц более чем в 100 раз превышает интенсивность на частоте 18 Гц. При этом значения плотности звуковой энергии (рис. 5) на частотах 18 и 32 Гц не сильно отличаются, а удельная скорость поглощения энергии (рис. 7) для частот 18 и 32 Гц имеет различия не более чем в 10 раз.

Согласно полученным результатам, увеличение частоты с 18 до 32 Гц приводит к значительному увеличению интенсивности сигнала и удельной скорости поглощения энергии, что может вызвать негативные клинические эффекты. Биофизическое моделирование инфразвукового воздействия и сопоставление данных с клиническими эффектами позволяет определить частоты и параметры инфразвука, вычислить оптимальное и безопасное время процедуры в лечении пораженных органов и тканей.

Заключение

1. Построена геометрическая модель женской стопы в пакете Sim4Life for Science, учитывающая плотность, теплоемкость, теплопроводность, скорость теплопередачи, скорость тепловыделения, вязкость, акустические свойства (скорость звука, константу затухания и нелинейность), весовые доли тканей.

2. Проведено моделирование воздействия инфразвука на тело человека (стопу) на частотах 18 и 32 Гц. Анализ результатов моделирования показал, что значение интенсивности инфразвука на частоте 32 Гц более чем в 100 раз превышает интенсивность на частоте 18 Гц; значения плотности звуковой энергии на частотах 18 и 32 Гц не сильно отличаются; удельная скорость поглощения энергии для частот 18 и 32 Гц имеет различия не более чем в 10 раз.

3. Для расширенных клинических испытаний необходимо пошаговое моделирование для всех частот инфразвука с последующим анализом данных. Это позволит персонализировать процедуру для пациентов с различными патологиями, выделить оптимальные диапазоны инфразвуковой терапии, улучшить эффективность и эргономику прибора.

Список литературы

1. Sim4Life Light Reference Guide Release 7.0. Switzerland: Zurich MedTech, 2023.
2. Модель воздействия электромагнитного поля на биологические ткани / П. В. Камлач [и др.] // Доклады БГУИР. 2020. Т. 18, № 8. С. 46–52.
3. Чураков, А. В. Принципы моделирования и проектирования приборов магнито- и ультразвуковой терапии / А. В. Чураков. Минск: Белор. гос. ун-т информ. и радиоэлек., 2019.
4. Чураков, А. В. Моделирование магнитотаргетинга лекарственных средств, основанное на вычислении проницаемости электромагнитного поля в ткани организма человека / А. В. Чураков, П. В. Камлач, А. И. Онгарбаева // Доклады БГУИР. 2023. Т. 21, № 4. С. 118–123. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-4-118-123>.
5. Чураков, А. В. Модель воздействия сфокусированного ультразвука на биологические ткани / А. В. Чураков, П. В. Камлач, И. В. Шульгина // Доклады БГУИР. 2022. Т. 20, № 6. С. 70–77.

References

1. *Sim4Life Light Reference Guide Release 7.0* (2023). Switzerland, Zurich MedTech.
2. Kamlach P. V., Grodo D. S., Churakov A. V., Kamlach V. I., Bondarik V. M., Madveiko S. I., et al. (2020) Model of Electromagnetic Field Impact on Biological Tissues. *Doklady BSUIR*. 18 (8), 46–52 (in Russian).
3. Churakov A. V. (2019) *Principles of Modeling and Designing Devices for Magnetic and Ultrasonic Therapy*. Minsk, Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics (in Russian).
4. Churakov A. V., Kamlach P. V., Ongarbayeva A. I. (2023) Simulation of Magnetotargeting of Medicines Based on the Calculation of Permeability of Human Tissues by the Electromagnetic Field. *Doklady BGUIR*. 21 (4), 118–123. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-4-118-123> (in Russian).
5. Churakov A. V., Kamlach P. V., Shulgina I. V. (2022) Model of the Impact of Focused Ultrasound on Biological Tissues. *Doklady BSUIR*. 20 (6), 70–77 (in Russian).

Вклад авторов / Authors' contribution

Авторы внесли равный вклад в написание статьи / The authors contributed equally to the writing of the article.

Сведения об авторах

Чураков А. В., канд. мед. наук, доц., доц. каф. электронной техники и технологии, Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники (БГУИР)

Камлач П. В., канд. техн. наук, доц., доц. каф. электронной техники и технологии, БГУИР

Елемесов Н. Ж., дир. ТОО «Батысмедтехника»

Камлач В. И., ассист. каф. инженерной психологии и эргономики, БГУИР

Онгарбаева А. И., ст. преп. каф. информационной безопасности, Евразийский национальный университет имени Л. Н. Гумилева

Лещевич Е. В., асп. каф. электронной техники и технологии, БГУИР

Адрес для корреспонденции

220013, Республика Беларусь,
г. Минск, ул. П. Бровки, 6
Белорусский государственный университет
информатики и радиоэлектроники
Тел.: +375 17 293-89-63
E-mail: kamlachpv@bsuir.by
Камлач Павел Викторович

Information about the authors

Churakov A. V., Cand. of Sci., Associate Professor, Associate Professor at the Department of Electronic Engineering and Technology, Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics (BSUIR)

Kamlach P. V., Cand. of Sci., Associate Professor, Associate Professor at the Department of Electronic Engineering and Technology, BSUIR

Elemesov N. Zh., Director of the LLP "Batysmedtehnika"

Kamlach V. I., Assistant at the Department of Engineering Psychology and Ergonomics, BSUIR

Ongarbayeva A. I., Senior Lecturer at the Department of Information Security, L. N. Gumilyov Eurasian National University

Leshchovich E. V., Postgraduate at the Department of Electronic Engineering and Technology, BSUIR

Address for correspondence

220013, Republic of Belarus,
Minsk, P. Brovki St., 6
Belarusian State University
of Informatics and Radioelectronics
Tel.: + 375 17 293-89-63
E-mail: kamlachpv@bsuir.by
Kamlach Pavel Viktorovich