



<http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2022-20-6-70-77>

Оригинальная статья
Original paper

УДК 004.942, 51-7, 615.8

МОДЕЛЬ ВОЗДЕЙСТВИЯ СФОКУСИРОВАННОГО УЛЬТРАЗВУКА НА БИОЛОГИЧЕСКИЕ ТКАНИ

А.В. ЧУРАКОВ, П.В. КАМЛЯЧ, И.В. ШУЛЬГИНА

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

²Республиканская клиническая больница медицинской реабилитации

Поступила в редакцию 9 июня 2022

© Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, 2022

Аннотация. Для изучения проницаемости тканей при экстракорпоральном воздействии различными видами излучений необходимо использование мультифизического и математического моделирования всех этапов разрабатываемой технологии с учетом диэлектрических и акустических свойств тканей организма человека. Применяемые в медицине технологии воздействия сфокусированным ультразвуком достаточно часто имеют высокий уровень артефактов при визуализации диагностических исследований и осложнений при проведении терапии. При моделировании воздействия сфокусированным ультразвуком применяемые решатели должны учитывать распространение волны давления, изменения и скачки плотности, нелинейность и потери диффузии, которые происходят в тканях человека, и предлагать моделирование акустического распространения в неоднородных установках практически в реальном времени. В статье представлены результаты мультифизического и математического моделирования в пакете Sim4Life for Science V7.0 с применением полноволнового акустического решателя (P-ACOUSTICS) современной вычислительной акустики.

Ключевые слова: биологический образец, моделирование, ультразвук.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Благодарность. Авторы выражают благодарность ZMT Zurich MedTech AG и лично инженеру-консультанту Мелине Боулди.

Для цитирования. Чураков А.В., Камляч П.В., Шульгина И.В. Модель воздействия сфокусированного ультразвука на биологические ткани. Доклады БГУИР. 2022; 20(6): 70-77.

MODEL OF THE IMPACT OF FOCUSED ULTRASOUND ON BIOLOGICAL TISSUES

ANDREJ V. CHURAKOV¹, PAVEL V. KAMLACH¹, IRINA V. SHULGINA²

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

²*Republican Clinical Hospital of Medical Rehabilitation (Minsk, Republic of Belarus)*

Submitted 9 June 2022

© Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, 2022

Abstract. To study tissue permeability under extracorporeal exposure to various types of radiation, it is necessary to use multiphysical and mathematical modeling of all stages of the technology being developed, taking into account the dielectric and acoustic properties of human body tissues. The technologies used in medicine with focused ultrasound often have a high level of artifacts in the visualization of diagnostic studies and complications during therapy. When modeling exposure to focused ultrasound, the applied solvers must take into account pressure wave propagation, density changes and jumps, non-linearity and diffusion losses that occur in human tissues, and offer simulation of acoustic propagation in inhomogeneous installations in near real time. The article presents the results of multiphysics and mathematical modeling in the Sim4Life for Science V7.0 package using a full-wave acoustic solver (P-ACOUSTICS) of modern computational acoustics.

Keywords: biological sample, modeling, ultrasound.

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

Gratitude. The authors express their gratitude to ZMT Zurich MedTech AG and personally to the engineering consultant Melina Bouldy.

For citation. Churakov A.V., Kamlach P.V., Shulgina I.V. Model of the Impact of Focused Ultrasound on Biological Tissues. Doklady BGUIR. 2022; 20(6): 70-77.

Введение

Ультразвуковые методы и приборы для применения в хирургии, терапии и медицинской диагностике в настоящее время прочно вошли в практику здравоохранения. Так, объем использования в медицине ультразвуковых приборов и аппаратов для визуализации внутренних органов уже стал сравнимым с лидером в этой области – рентгеновской техникой. Растет число научных центров, разрабатывающих новые акустические методы и приборы для применения в медицине. В мировой научной литературе имеются десятки книг, посвященных различным аспектам медицинского ультразвука и, прежде всего, ультразвуковой визуализации тканей.

Биологические эффекты, достигаемые с помощью фокусированного ультразвука, весьма многообразны: от разрушения тканей до стимуляции различных физиологических процессов или активизации действия лекарственных веществ в определенном участке организма. В широкую клиническую практику вошли ультразвуковые методы локального неинвазивного разрушения злокачественных и доброкачественных опухолей.

Сегодня имеется огромное разнообразие медицинских процедур, которые основываются на самых разных физических явлениях. Естественно, важной задачей является изучение и понимание того, каким образом на тело человека будет действовать та или иная процедура и как сконструировать устройство для ее грамотного проведения. Однако сборка прототипов устройств и проверка их работы в реальных условиях зачастую представляется довольно трудозатратным и дорогим процессом. Решением этой проблемы может быть специализированное программное обеспечение для моделирования физических воздействий. Одной из таких программ и является Sim4Life for Science.

Математическая и компьютерная модель воздействия сфокусированного ультразвука на биологические ткани

Sim4Life for Science – это инновационная платформа для моделирования, обладающая различными физическими решателями для непосредственного анализа биологических явлений реального мира и сложных технических устройств в проверенной биологической и анатомической среде, в том числе для моделирования различных видов воздействия на биологические ткани [1].

Среда моделирования световой акустики Sim4life предлагает 3D-полноволновой решатель для моделирования распространения волн давления в неоднородных средах. Все соответствующие явления, такие как рассеяние, отражение, преломление, дифракция, интерференция и поглощение, улавливаются этим решателем. Решатель основан на уравнении волны линейного акустического давления (*LAPWE*), которое было расширено и оптимизировано для гетерогенных материалов с потерями, встречающихся в анатомических структурах. Элементарная форма дифференциальных уравнений в частных производных *LAPWE* [2]:

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

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

Однако поскольку решатель применяется к гетерогенным средам, учитываются изменения плотности и поглощение путем расширения состава [2]:

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

где ρ – плотность массы; $\tilde{\alpha}$ – коэффициент, описывающий поведение поглощения в соответствии с формулой

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

где α – коэффициент поглощения; ω – угловая частота.

Метод конечных разностей во временной области (FDTD) используется для решения дифференциального уравнения (3) в частных производных в трехмерной области. Этот подход требует дискретизации вычислительной области с использованием структурированной декартовой сетки, состоящей из шестигранных элементарных ячеек. Алгоритм FDTD работает с неоднородными 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 процессорах [3].

Акустический источник моделируется как объемное тело, излучающее акустические волны со всей своей поверхности. Говоря численно, каждая дискретизированная поверхностная грань источника рассматривается как элементарный акустический излучатель, следуя принципу Гюйгенса. Этот принцип гласит, что волновой фронт может быть представлен или состоять из (бесконечного) числа точечных источников. Такой подход обеспечивает гибкость при использовании источников любой формы и формы без необходимости специального обращения с исходными терминами [2].

Акустический импеданс – это характеристическая величина, определяемая для любого материала, подверженного распространению акустических волн. Он рассчитывается исходя из формулы [2]

$$Z = \rho \cdot c. \quad (4)$$

Акустический импеданс является свойством материала и может быть оценен по параметрам, указанным в настройке моделирования. Эта величина играет важную роль в определении акустического отражения и передачи на границе раздела различных сред.

Коэффициент отражения R представляет собой отношение давления отраженной волны и давления падающей волны, а коэффициент пропускания T – отношение давления передаваемой волны и давления падающей волны. Эти величины связаны с акустическими импедансами задействованных сред следующим образом [4]:

$$R = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1}, \quad (5)$$

$$T = \frac{2 \cdot Z_2}{Z_2 + Z_1}. \quad (6)$$

Волна давления, распространяющаяся через среду, может терять энергию в результате неупругих процессов. Эта энергия откладывается в среде и проявляется в виде тепла. Количество энергии, поглощаемой средой, зависит от частоты волны [4]:

$$\alpha = \alpha_0 \cdot f^b, \quad (7)$$

где α_0 – коэффициент ослабления на частоте 1 МГц; f – частота, МГц; b – показатель ослабления.

Для выполнения моделирования был спроектирован ряд прямоугольных параллелепипедов для последовательной имитации различных биологических материалов (кожи, жировой ткани, мышц и кости) и одноэлементный фокусирующий излучатель (рис. 1).

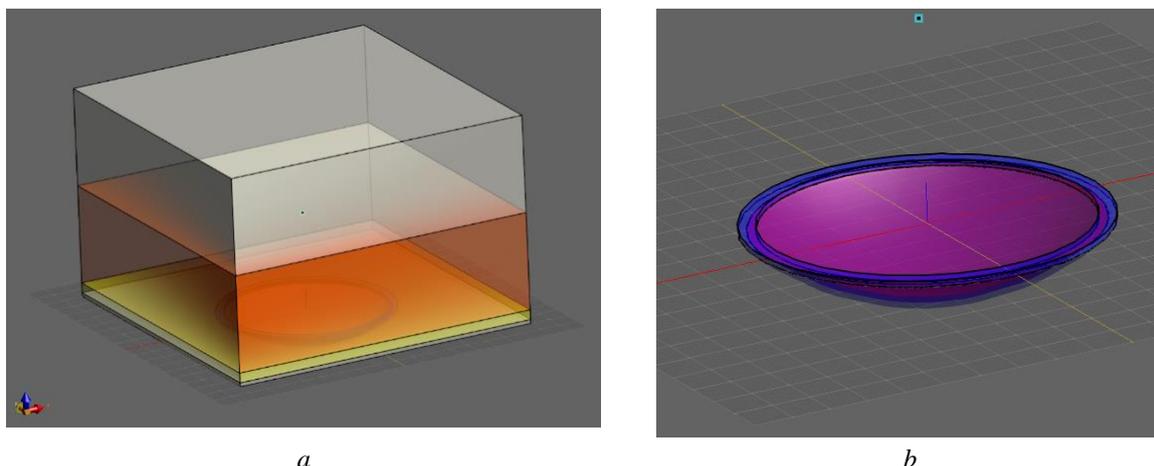


Рис. 1. Модель в пакете Sim4Life: тканей человека (a); одноэлементного фокусирующего излучателя (b)
Fig. 1. Model in the Sim4Life: human tissues (a); single element focusing emitter (b)

На рис. 2 представлено взаимное расположение геометрической модели и одноэлементного фокусирующего излучателя.

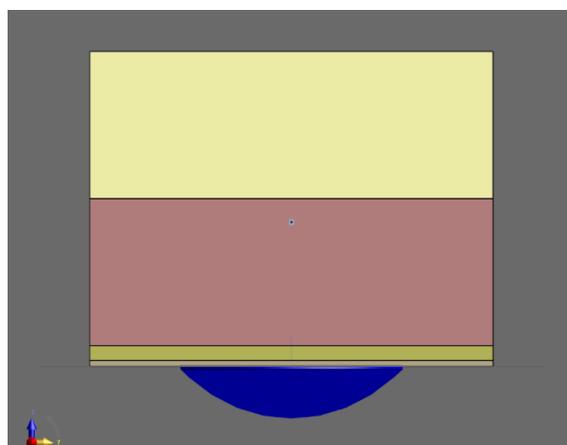


Рис. 2. Исследуемая модель в пакете Sim4Life
Fig. 2. The model under study in the Sim4Life

Геометрические параметры спроектированной модели задавались исходя из средних значений параметров анатомических тканей тела человека:

- общие размеры параллелепипеда $160 \times 160 \times 107$ мм;
- толщина слоя кожи 2 мм;
- толщина слоя жировой ткани 5 мм;
- толщина слоя мышц 50 мм;
- толщина слоя кости 50 мм;
- размеры излучателя (крайние точки) $84,3 \times 84,3 \times 15,4$ мм;
- расстояние от излучателя до точки фокуса 49 мм.

В табл. 1 представлены параметры биологических материалов.

Таблица 1. Параметры материалов
Table 1. Material parameters

| Материал Material | Плотность, кг/м ³ Density, kg/m ³ | Скорость звука в материале, м/с The speed of sound in the material, m/s | Удельный акустический импеданс, мкг/с·м Specific acoustic impedance, mkg/s·m |
|----------------------|--|--|---|
| Вода | 1000 | 1500 | 1,5 |
| Кожа | 1109 | 1624 | 1,80102 |
| Жир | 911 | 1440,19 | 1,31201 |
| Мышцы | 1090,4 | 1588,43 | 1,73202 |
| Кость | 1908 | 3514,86 | 6,70635 |

Параметры акустического сигнала воздействия:

- вид сигнала синусоидальный;
- время воздействия 40 периодов;
- амплитудное давление 1 МПа.

Результаты и их обсуждение

Для исследования проведено моделирование воздействия ультразвука с различными частотами (110 кГц, 880 кГц, 1 МГц), использующимися в практической медицине.

Распределение интенсивности при частоте 110 кГц (стандартная терапевтическая частота) в структуре модели представлено на рис. 3.

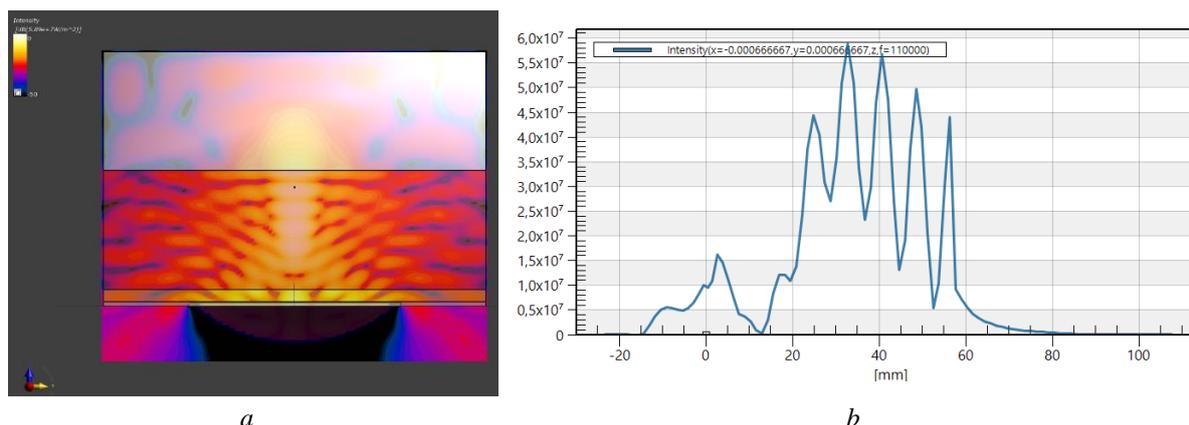


Рис. 3. – Распределение интенсивности в структуре модели при частоте 110 кГц:
a – графическое изображение; *b* – график распределения интенсивности, Вт/м²

Fig. 3. Intensity distribution in the model structure at a frequency of 110 kHz:
a – graphic image; *b* – intensity distribution graph, W/m²

Как видно из графика (рис. 3, *b*), максимум интенсивности достигается при прохождении мышц (пик – 33 мм) и равен $5,9 \cdot 10^7$ Вт/м². В структуре модели интенсивность выделяется пиками, расстояние между которыми приблизительно равно 10 мм.

Распределение интенсивности для частоты 880 кГц (стандартная терапевтическая частота) в структуре модели представлено на рис. 4.

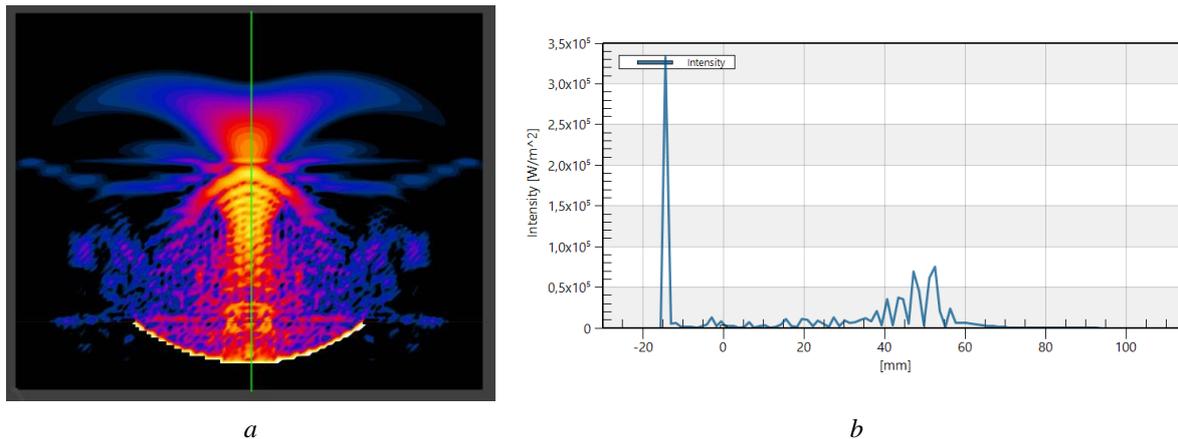


Рис. 4. – Распределение интенсивности в структуре модели при частоте 880 кГц:
a – графическое изображение; *b* – график распределения интенсивности, Вт/м²

Fig. 4. Intensity distribution in the model structure at a frequency of 880 kHz:
a – graphic image; *b* – intensity distribution graph, W/m²

Аналогично, как и для частоты 110 кГц, при частоте 880 кГц интенсивность распределяется пиками. Максимум равен $0,8 \cdot 10^5$ Вт/м² на расстоянии 53 мм, т. е. при прохождении участка мышц (рис. 4, *b*). При прохождении границы мышца – кость интенсивность резко падает так же, как и при частоте 110 кГц.

Распределение интенсивности при частоте 1 МГц (стандартная терапевтическая частота) в структуре модели представлено на рис. 5.

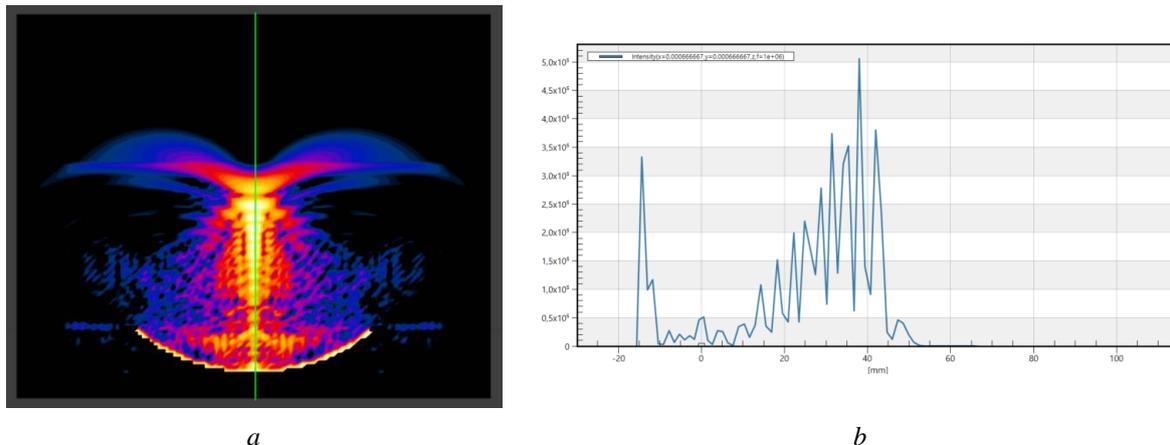


Рис. 5. – Распределение интенсивности в структуре модели при частоте 1 МГц:
a – графическое изображение; *b* – график распределения интенсивности, Вт/м²

Fig. 5. Intensity distribution in the model structure at a frequency of 1 MHz:
a – graphic image; *b* – intensity distribution graph, W/m²

Из рис. 5, *b* отчетливо видно, что пик интенсивности достигается на 38 мм и равен $5,1 \cdot 10^5$ Вт/м². Аналогично результатам при 110 и 880 кГц при 1 МГц интенсивность распределяется пиками. До структуры кости ультразвук практически не доходит.

При распределении ультразвука в структуре модели критическим является переход между слоями исследуемой модели. При переходе границы мягкие ткани – кость большая часть ультразвука рассеивается, при этом в костной ткани отмечается полное затухание сигнала. Это четко видно при частотах 110 и 880 кГц.

Исследование проводилось сфокусированным ультразвуком. При увеличении частоты глубина проникновения ультразвука вглубь модели уменьшалась. Так, при частоте 2 МГц интенсивность не доходит до точки фокусировки, которая расположена на расстоянии 49 мм. То есть, исходя из проведенного моделирования, можно сказать, что при изменении частоты

радиус фокусировки смещался ближе к коже. Максимум достигается при частоте 110 кГц на 33 мм (мышцы), при 880 кГц – 53 мм (мышцы), при 1 МГц – 38 мм (мышцы), при 2 МГц – 14 мм (мышцы), при 7,5 МГц – 2 мм (кожа).

Интенсивность в структуре модели распределялась пиками. При частоте 110 кГц расстояние между пиками приблизительно равно 10 мм. С увеличением частоты увеличивается и расстояние между пиками.

Изменяя частоту и радиус сфокусированного излучателя, можно добиться локального применения, но при этом будет теряться глубина проникновения в структуру модели.

Заключение

Полученные результаты моделирования в Sim4Life for Science V7.0 позволят применять полученные результаты и предложенный вычислительный алгоритм при разработке, дизайне и оптимизации новых датчиков ультразвуковых устройств. Применение данного подхода на основе сфокусированного ультразвукового воздействия является необходимым перед проведением тромболитика и нейронной стимуляции, абляции опухолей, лечении нейропатической боли, двигательных расстройств. В отличие от других современных платформ, используемых в медицинской биоинформатике, Sim4Life for Science V7.0 реализует линейные и нелинейные трехмерные полноволновые решатели, основанные на уравнении Вестервельта – Лайтхилла (расширенном с учетом изменения плотности для учета костной ткани и сильно отражающего материала), новый гибридный решатель, сочетающий метод быстрого ближнего поля (FNM) и метод гибридного углового спектра (hASM), позволяющий моделировать установки, включающие ультразвуковые преобразователи.

Список литературы

1. Kamlach P.V., Grodo D.S., Churakov A.V., Kamlach V.I., Bondarik V.M., Madveiko S.I., Klyuev A.P. [Model of electromagnetic field impact on biological tissues]. *Doklady BSUIR = Doklady BSUIR*. 2020;18(8):46-52. (In Russ.).
2. Sim4Life light Reference Guide Release 5.0. Zurich Med Tech. Sim4Life Application and Support Team, Zurich, Switzerland; 2019.
3. Содиков Н.О., Содиков М.Н., Темиров Ф.Н. *Применение ультразвука в медицине*. 2020: 32.
4. Сперанский А.П. *Ультразвук и его лечебное применение*. Москва: Медицина; 1970: 224.
5. Чураков А.В. *Принципы моделирования и проектирования приборов магнито-и ультразвуковой терапии: учебно-методическое пособие*. Минск: БГУИР; 2019: 146.

References

1. Kamlach P.V., Grodo D.S., Churakov A.V., Kamlach V.I., Bondarik V.M., Madveiko S.I., Klyuev A.P. [Model of electromagnetic field impact on biological tissues]. *Doklady BSUIR = Doklady BSUIR*. 2020;18(8):46-52. (In Russ.).
2. Sim4Life light Reference Guide Release 5.0. Zurich Med Tech. Sim4Life Application and Support Team, Zurich, Switzerland; 2019.
3. Sodikov N.O., Sodikov M.N., Temirov F.N. [The use of ultrasound in medicine]. 2020:32. (In Russ.)
4. Speransky A.P. [Ultrasound and its therapeutic application]. Moscow: Medicine; 1970: 224. (In Russ.)
5. Churakov A.V. [Principles of modeling and designing devices for magnetic and ultrasonic therapy: study guide. allowance]. Minsk: BSUIR; 2019: 146. (In Russ.)

Вклад авторов

Все авторы в равной степени внесли вклад в написание статьи.

Authors' contribution

All authors equally contributed to the writing of the article.

Сведения об авторах

Чураков А.В., к.м.н., доцент кафедры электронной техники и технологии Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники.

Камлач П.В., к.т.н., доцент, доцент кафедры электронной техники и технологии Белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники.

Шульгина И.В., заведующая кабинетом рентгенокомпьютерной диагностики рентгеновского отделения Республиканской клинической больницы медицинской реабилитации.

Адрес для корреспонденции

220013, Республика Беларусь
г. Минск, ул. П. Бровки, 6,
Белорусский государственный университет
информатики и радиоэлектроники;
тел. +375 17 293-84-14;
e-mail: kamlachpv@bsuir.by
Камлач Павел Викторович

Information about the authors

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

Kamlach P.V., Cand. of Sci., Associate Professor, Associate Professor at the Department of Electronic Engineering and Technology of the Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics.

Shulgina I.V., Head of the X-ray Computer Diagnostics Room of the X-ray Department of the Republican Clinical Hospital for Medical Rehabilitation.

Address for correspondence

220013, Republic of Belarus
Minsk, P. Brovka St., 6,
Belarusian State University
of Informatics and Radioelectronics;
tel. + 375 17 293-84-14;
e-mail: kamlachpv@bsuir.by
Kamlach Pavel Viktaravich