

- pp. 119-124. Available at: http://vigir.missouri.edu/~gdesouza/Research/Conference_CDs/IFAC_ICINCO_2008/ICINCO%202008/SPSMC/Short%20Papers/C3_196_Jabri.pdf (accessed 15 November 2020).
17. *Volueva O.S., Chernyshev N.N.* Matematicheskaya model' izmeneniya urovnya zhidkogo metalla na uchastke «stal'kovsh-kristallizator» ustanovki nepreryvnoy razlivki stali [Mathematical model of changes in the level of liquid metal in the area, "the ladle with steel-mold" installation of continuous casting of steel], *Sb. trudov konferentsii «Zavalishinskie chteniya» 11-15 aprelya 2016 g.* [Proceedings of the conference "Zavalishina read" April 11-15, 2016]. Saint-Petersburg: Sankt-Peterburgskiy gosudarstvennyy universitet aerokosmicheskogo priborostroeniya, 2016, pp. 278-283.
 18. *Chernyshev N.N.* Sintez matematicheskoy modeli sistemy avtomaticheskogo regulirovaniya urovnem metalla v kristallizatore [Synthesis of a mathematical model of the system of automatic control of the metal level in the mold], *Zbirnik naukovikh prats' «Modelyuvannya ta informatsiyi tekhnologii»* [Collection of scientific papers "Modeling and information technologies"]. Kiiv: Institut problem modelyuvannya v energetitsi im. G.E. Pukhova, 2012, Issue 65, pp. 195-202.
 19. *Perel'muter V.M.* Pakety rasshireniya MATLAB. Control System Toolbox i Robust Control Toolbox [MATLAB extension packages. Control System Toolbox and Robust Control Toolbox]. Moscow: SOLON-PRESS, 2008, 224 p.
 20. *D'yakov V.P.* MATLAB. Polnyy samouchitel' [MATLAB. Complete tutorial]. Moscow: DMK Press, 2012, 768 p.

Статью рекомендовал к опубликованию д.т.н., профессор В.В. Данилов.

Волуева Ольга Сергеевна – Донецкий национальный технический университет; e-mail: voluevaos_work@mail.ru; 283001, г. Донецк, ул. Артема, 58; тел.: +380623010369; доцент.

Volueva Olga Sergeyevna – Donetsk National Technical University; e-mail: voluevaos_work@mail.ru; 58, Artema street, Donetsk, 283001; phone: +380623010369; associate professor.

УДК 534.7, 534-8

DOI 10.18522/2311-3103-2020-6-213-221

А.Ю. Малыхин, А.В. Скрылёв, А.А. Панич

ТЕРАПЕВТИЧЕСКИЙ ФОКУСИРУЮЩИЙ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЬ

Настоящее исследование выполнено на стыке двух направлений: инженерно-технологического и биомедицинского, в результате которого разработан терапевтический фокусирующий ультразвуковой преобразователь, предназначенный для выявления и неинвазивного лечения новообразований. Принцип действия заключается в излучении ультразвуковых колебаний высокой интенсивности в пятно фокуса (High Intensity Focused Ultrasound – HIFU). Это позволяет точно воздействовать на выбранные области и проводить абляцию воспалённых, либо чужеродных тканей без открытого хирургического вмешательства. На основе характеристик пьезокерамических материалов, выпускаемых в НКТБ «Пьезоприбор» выполнено математическое моделирование HIFU-преобразователя. Основу составляет пьезокерамический элемент, выполненный в форме тонкостенного сегмента сферы с центральным отверстием, изготовленный из пьезоматериала ПКП-35. Центральное отверстие диаметром 41,4 мм предназначено для датчика визуализации, выполняющего роль «наводчика» сфокусированного ультразвукового пучка. Принцип работы преобразователя заключается в следующем: фокусное пятно с максимальным акустическим давлением находится в области, захватываемой УЗИ-совместимым датчиком. Изображение передаётся на монитор, после чего принимается решение на какие области и с какой интенсивностью воздействовать ультразвуковым преобразователем. Изучены амплитудно-частотные характеристики преобразователя. Получены зависимости активной проводимости от частоты в свободном и нагруженном на воду состояниях. Измерены

уровни акустического давления в пятне фокуса. Построены диаграммы распределения интенсивности излучения в плоскости и в трехмерном пространстве, проведены работы по воздействию ультразвукового преобразователя на различные органические материалы и ткани: органическое стекло толщиной 10мм, мышечная ткань курицы. Получены зависимости силы воздействия от подводимой к преобразователю мощности, а также частоты задающего сигнала. Экспериментально показана возможность использования преобразователя в составе комплекса HIFU-терапии. Сформулированы выводы о перспективах использования одноэлементных фокусирующих ультразвуковых преобразователей и многоэлементных с распределённым пятном фокуса.

Фокусированный ультразвук; пьезоэлектрический преобразователь; HIFU; система ЦТС; терапевтический ультразвук; медицинское приборостроение; неинвазивная терапия.

A.Yu. Malykhin, A.V. Skrylev, A.A. Panich

THERAPEUTIC FOCUSING ULTRASOUND TRANSDUCER

This study performed at the intersection of two areas: engineering and biomedical, which resulted in the development of a therapeutic focusing ultrasound transducer designed for the detection and non-invasive treatment of neoplasms. Main principle is emitting high-intensity ultrasonic vibrations into the focus spot (High Intensity Focused Ultrasound – HIFU). This allows to target selected areas and perform ablation of inflamed or foreign tissues without open surgery. Based on the characteristics of piezoceramic materials produced in the "Piezopribor" SCTB, mathematical modeling of the HIFU converter was performed. The basis is a piezoceramic element made in the form of a thin-walled segment of a sphere with a central hole, made of ferroelectric material PCP-35. The central hole with a diameter of 41.4 mm is designed for the imaging sensor, which acts as a "gunner" of a focused ultrasonic beam. The principle of operation of the transducer is as follows: the focal spot with the maximum acoustic pressure is located in the area captured by the ultrasound-compatible sensor. The image is transmitted to the monitor, after which a decision is made on which areas and with what intensity to influence the ultrasonic transducer. The amplitude-frequency characteristics of the converter are studied. The dependences of the active conductivity on the frequency in the free and water-loaded states are obtained. Acoustic pressure levels in the focus spot were measured. Diagrams of the radiation intensity distribution in the plane and in three-dimensional space were constructed, and work was carried out on the effect of an ultrasonic transducer on various organic materials and tissues: organic glass with a thickness of 10 mm, chicken muscle tissue. The dependences of the impact force on the power supplied to the converter, as well as the frequency of the master signal, are obtained. The possibility of using the converter as part of the HIFU therapy complex is experimentally shown. Conclusions about the prospects of using single-element focusing ultrasonic transducers and multi-element ones with a distributed focus spot are formulated.

Focused ultrasound; piezoelectric transducer; HIFU; PZT; therapeutic ultrasound; medical equipment; non-invasive therapy.

Введение. Мировой опыт применения и совершенствования технологии фокусирующего ультразвука высокой интенсивности (HIFU) в медицине насчитывает более 60 лет [1]. К настоящему времени сформировалось около 20 крупных научных центров, занимающихся этой тематикой. Объём публикаций HIFU-направления составляет более 700 в год (по состоянию на 2013 г. [2]). В 2001 году сформировано Международное сообщество терапевтического ультразвука (ISTU – International Society for Therapeutic Ultrasound), а в 2006 г. – фонд хирургии с применением фокусирующего ультразвука (Focused Ultrasound Surgery Foundation) [2]. Различные медицинские приборы, построенные на основе технологии фокусирования ультразвука активно применяются для разрушения опухолей различной этиологии, остановки кровотечений (в том числе и внутренних), лечения кардиологических, офтальмологических, неврологических заболеваний, удаления почечных камней, стимуляции нервных структур [3–8].

Существует несколько основных типов фокусирующих ультразвуковых преобразователей: плоские в форме диска или шайбы, выпукло-вогнутые в форме сегмента сферы, тороидальные [9–11]. Главный принцип медицинского фокусированного ультразвука заключается в преобразовании акустической энергии в тепловую: в точке фокуса происходит локальный нагрев тканей с последующим терапевтическим эффектом. В случае воздействия на злокачественные опухоли, происходит их абляция – разрушение с последующим выведением из организма.

В настоящее время наблюдается значительная потребность в приборах HIFU-терапии. Имеющийся научно-технический и инженерный потенциал НКТБ «Пьезоприбор», а также сложившийся рыночный дефицит в медицинских ультразвуковых преобразователях способствовали выполнению данного исследования. Основная цель – создание прототипа фокусирующего HIFU преобразователя с центральным отверстием, работающего на частоте 2 МГц. Для этого необходимо провести математическое моделирование, изготовить макетный образец и измерить полученные характеристики. В ходе реализации данного исследования было использовано оборудование ЦКП «Высокие технологии».

Математическая модель фокусирующего пьезокерамического преобразователя. На практике применяют различные виды пьезокерамических излучателей (ПИ): сферические и параболические преобразователи [9], плоские преобразователи с рефлектором или фокусирующей головкой [10], тороидальные и другие [11–13]. Актуальной задачей при построении фокусирующего ПИ является наличие центрального отверстия для закрепления датчика ультразвуковой визуализации (УЗИ).

Для решения поставленной задачи применялся метод конечных элементов в программном комплексе ANSYS. Основным критерием при выполнении математического моделирования являлось появление устойчивого пятна фокуса акустического давления в центре геометрической оси. В качестве основы моделируемого ПИ выбран сегнетожесткий пьезокерамический материал ПКП-35 [14]. В результате построения осесимметричной модели ПИ в форме сегмента полой сферы толщиной 1 мм и радиусом излучающей поверхности 75 мм, нагруженной на воду, был получен график распределения давления вдоль фокусной оси в диапазоне частот 1,8–2,5 МГц (рис. 1,а), а также визуализация распределения давлений при возбуждении на частоте 2 МГц (рис. 1,б).

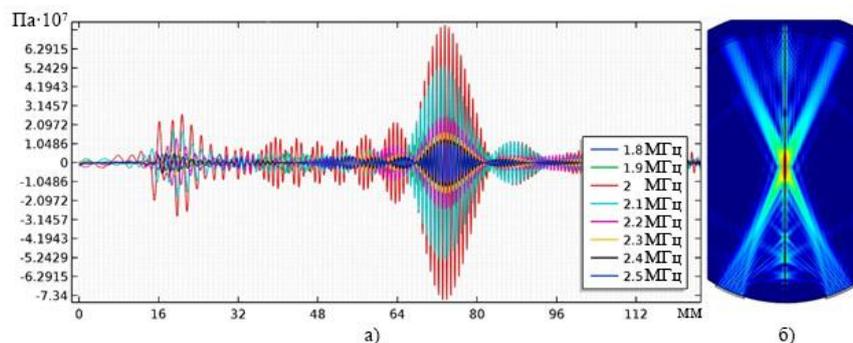


Рис. 1: а – График распределения давления вдоль фокусной оси исследуемого ПИ в диапазоне частот 1,8–2,5 МГц; б – визуализация распределения давлений

В источнике [15] описывается методика измерения пятна фокуса с использованием жидкой среды. Данная методика позволяет получить численные значения давления в пятне фокуса ПИ, нагруженного на воду. В нашем случае, на уровне -6 Дб размер эллиптического пятна составил $\text{Ø}1 \cdot 13$ мм.

Построение прототипа пьезокерамического HIFU-излучателя. Опираясь на полученные результаты, созданы образцы пьезокерамических элементов заданной формы по классической керамической технологии [16]. Заготовки получены методом полусухого прессования, обожжены в муфельной печи и обработаны с точностью $\pm 0,15$ мм. На излучающие поверхности наносились серебряные электроды, после чего образцы подвергались поляризации в постоянном электрическом поле. Внешний вид изготовленных пьезоэлементов представлен на рис. 2.



Рис. 2. Внешний вид пьезокерамических элементов

Для оценки качества изготовленных элементов, на анализаторе иммитанса E7-28 измерены их электрофизические параметры (ЭФП):

- ◆ Статическая ёмкость $C_t = 45$ нФ;
- ◆ Тангенс угла диэлектрических потерь в слабых полях $tg\delta < 0.0025$;
- ◆ Эффективный коэффициент электромеханической связи $K_{eff} = 0.43$.

Амплитудно-частотная характеристика (АЧХ) активной составляющей проводимости показана на рис. 3.

Для обеспечения согласования ПИ и воды подобраны оптимальные характеристики согласующего слоя.

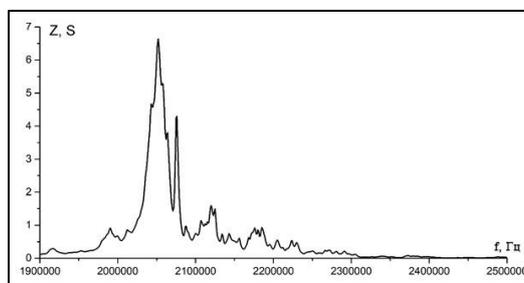


Рис. 3. Зависимость амплитуды активной составляющей проводимости исследуемых элементов от частоты

АЧХ свободного и нагруженного на воду ПИ с согласующим слоем представлена на рис. 4.

Заключительным этапом создания фокусирующего HIFU-преобразователя стала сборка в корпус и герметизация ПИ. Материал корпуса изготавливался из нержавеющей стали. Пьезокерамический элемент с согласующим слоем укладывался в радиальную сферическую выточку и после этого все стыковые соединения покрывались герметизирующим составом на основе полиуретана. Через боковое отверстие на корпусе выводился кабель питания, помещённый в гибкую силиконовую трубку. Внешний вид преобразователя в сборе представлен на рис. 5.

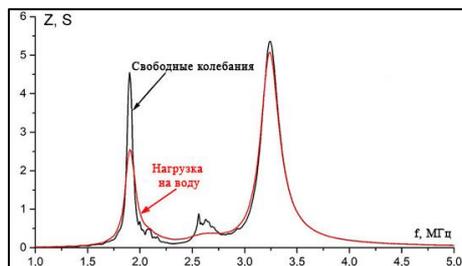


Рис. 4. Зависимость амплитуды активной составляющей проводимости исследуемых пьезоэлементов от частоты свободного и нагруженного на воду



Рис. 5. Внешний вид собранного прототипа HIFU-преобразователя

Экспериментальные данные. С целью оценки рабочих диапазонов созданного ультразвукового преобразователя проведены исследования, направленные на определение размеров фокусного пятна, а также интенсивности развиваемого акустического давления. Для этого использовалась система измерения акустической интенсивности ONDA AIMS III. Преобразователь помещался в воду напротив измерительного гидрофона и на вход преобразователя подавался модулированный сигнал генератора. Кронштейн с измерительным гидрофоном дискретно перемещался с шагом 0,05 мм в поле акустического воздействия, фиксируя уровень излучения на каждом шаге. Полученные данные обрабатывались с помощью прикладного программного обеспечения Soniq Software и представлены в виде двумерного массива и графиков зависимости акустического давления от координат на плоскости (рис. 6).

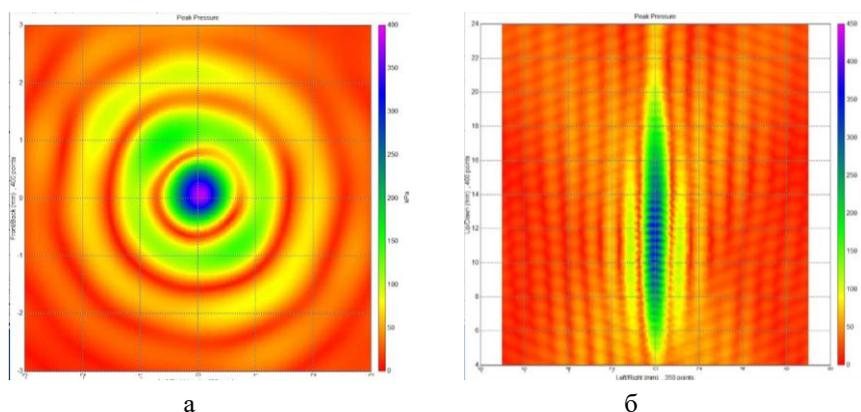


Рис. 6. Распределение интенсивности акустического давления вдоль горизонтальной (а) и вертикальной (б) оси

Основываясь на статистической выборке из массива данных, определены размеры фокусного пятна по уровню -6 дБ, фокусируемого преобразователем. Площадь составила $0,583 \text{ мм}^2$, а размеры 0,8238 на 10,06 мм. Эти размеры соответствуют приближенным вычислениям, полученным в ходе математического моделирования. Таким образом, результаты математического моделирования и создания прототипа HIFU-преобразователя доказали работоспособность выбранной конструкции.

Для наглядной демонстрации возможностей использования преобразователя на органических материалах и биологических тканях проведён эксперимент по воздействию фокусированным ультразвуком на 10-мм пластину из полиметилметакрилата (ПММА) и мышечные ткани курицы (рис. 7). В ходе серии экспериментов получен ряд размеров фокусного пятна. Минимальное значение составило 0,8 мм, максимальное – около 3 мм. В зависимости от подводимой к преобразователю мощности, а также времени воздействия определены оптимальные режимы воздействия.

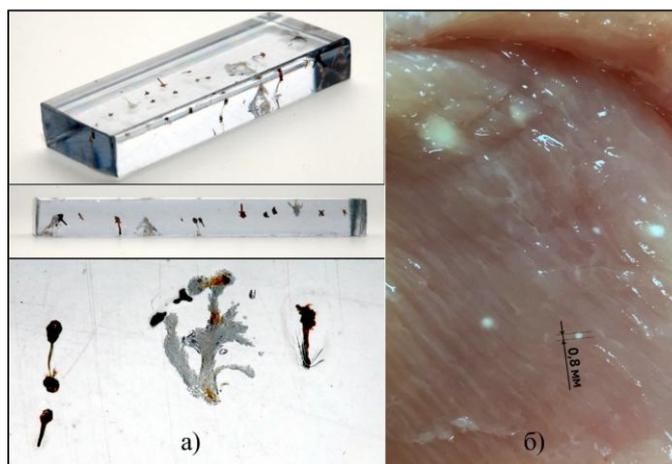


Рис. 7. Результат воздействия HIFU-преобразователя на: а – пластину из ПММА, б – мышечные ткани курицы

Обсуждение результатов. В результате проделанной работы смоделирован и изготовлен прототип фокусирующего ультразвукового преобразователя. Из пьезо-керамического материала ПКП-35 создан излучатель в виде тонкостенного сегмента сферы с центральным отверстием, предназначенным для датчика ультразвуковой визуализации. Преобразователь представляет собой ПИ, помещённый в герметичный корпус из нержавеющей стали. Измеренные параметры (геометрические размеры фокусного пятна, максимальная интенсивность акустического давления, амплитудно-частотная характеристика), а также результаты экспериментов на органических материалах и тканях позволяют сделать вывод о возможности применения созданного устройства в качестве терапевтического HIFU-преобразователя в медицинской практике.

Заключение. Характеристики фокусирующего ультразвукового преобразователя, измеренные на оборудовании ЦКП «Высокие технологии» Южного федерального университета соответствуют расчётам математической модели ПИ, взятого за основу. Экспериментальные данные позволяют сделать вывод о возможности использования в составе терапевтических комплексов, предназначенных для неинвазивного воздействия на локальные участки тканей человеческого тела, размером от 0,8 мм. Интенсивность и время воздействия регулируются с использова-

нием программно-аппаратных средств. Выполнение данного исследования открывает путь к изучению как одноэлементных фокусирующих ультразвуковых преобразователей, так и многоэлементных с распределённым пятном фокуса, построенных на основе современных технологий.

Авторы выражают благодарность коллегам из Санкт-Петербургского политехнического университета Петра Великого Александру Ефимовичу Берковичу и Андрею Борисовичу Белянкину за помощь в проведении исследований.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Fry W.J. Use of intense ultrasound in neurological research // Amer. J. Phys. Med. – 1958. – Vol. 37, No. 3. – P. 143-147.
2. Tyshlek D., Aubry J-F, Ter Haar G., Hananel A., Foley J., Eames M., Kassell N., Simonin H.H. Focused ultrasound development and clinical adoption: 2013 update on the growth of the field // Journal of Therapeutic Ultrasound. – 2014. – 2:2.
3. Wu F., Wang Z.B., Chen W.Z., Zou J.Z., Bai J., Zhu H., Li K.Q., Xie F.L., Jin C.B., Su H.B. Extracorporeal focused ultrasound surgery for treatment of human solid carcinomas: early Chinese clinical experience // Ultrasound in Med. and Biol. – 2004. – Vol. 30, No. 2. – P. 245-260.
4. Ninet J., Roques X., Seitelberger R., Deville C., Pomar J.L., Robin J, Jegaden O., Wellens F., Wolner E., Vedrinne C., Gottardi R., Orrit J., Billes M.A., Hoffmann D.A., Cox J.L., Champsaur G.L Surgical ablation of atrial fibrillation with offpump, epicardial, high-intensity focused ultrasound: Results of a multicenter trial // J. Thorac. Cardiovasc. Surg. – 2005. – Vol. 130, No. 3. – P. 803-809.
5. Aptel F., Lafon C. Treatment of glaucoma with high intensity focused ultrasound // Int. J. Hyperthermia. – 2015. – Vol. 31, No. 3. – P. 292-301.
6. Vaezy S., Martin R., Schmiedel U., et al. Liver hemostasis using high-intensity focused ultrasound // Ultrasound in Med. and Biol. – 1997. – Vol. 23, No. 9. – P. 1413-1420.
7. Cleveland R.O., Sapozhnikov O.A. Modeling elastic wave propagation in kidney stones with application to shock wave lithotripsy // J. Acoust. Soc. Am. – 2005. – Vol. 118, No. 4. – P. 2667-2676.
8. McDannold N., Clement G., Black P. Jolesz F., Hynynen K. Transcranial MRI-guided focused ultrasound surgery of brain tumors: Initial findings in three patients // Neurosurgery. – 2010. – Vol. 66, No. 2. – P. 323-332.
9. Kim V, Maxwell A.D., Hall T., Xu Z., Lin K., Cain C. Rapid prototyping fabrication of focused ultrasound transducers // IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency control. – September, 2014. – Vol. 61, No. 9.
10. Chen K., Irie T., Iijima T. and Morita T. Wideband Multi-modes Excitation by one Double-parabolic-reflectors Ultrasonic Transducer (DPLUS) // IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control. – Doi: 10.1109/TUFFC.2020.2978234.
11. Martínez R., Vera A. and Leija L. "eat therapy HIFU transducer electrical impedance modeling by using FEM // 2014 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC) Proceedings, Montevideo. – 2014. – P. 299-303. – Doi: 10.1109/I2MTC.2014.6860756.
12. Cambronero S., Rivoire M., Dupré A. and Melodelima D. Non-invasive fast, large and selective in vivo HIFU ablation of the liver with a toroidal transducer // 2019 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS), Glasgow, United Kingdom. – 2019. – P. 2126-2128. – Doi: 10.1109/ULTSYM.2019.8926054.
13. Lorton O. et al. Self-Scanned HIFU Ablation of Moving Tissue Using Real-Time Hybrid US-MR Imaging // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. – Aug. 2019. – Vol. 66, No. 8. – P. 2182-2191. – Doi: 10.1109/TBME.2018.2885233.
14. Малыхин А.Ю., Нестеров А.А., Панич А.Е. «Особенности механических характеристик сегнетожесткого материала ПКП-35 при использовании в условиях силового ультразвука» // Матер. XIV всероссийской научной конференции «Технологии и материалы для экстремальных условий», г. Москва, 2019.
15. Wang H., Zheng W., Huang L., Zhang T. and Yang Z. A Rapid and Non-Invasive Method for Measuring the Peak Positive Pressure of Hifu Field Based on Acousto-Optic Deflection Effect // 2019 13th Symposium on Piezoelectricity, Acoustic Waves and Device Applications (SPAWDA), Harbin, China, 2019. –P. 1-5. – Doi: 10.1109/SPAWDA.2019.8681819.

16. Окадзаки К. Технология керамических диэлектриков: пер. с яп. – М.: Энергия, 1976.
17. Беспалов В.Г., Точильников Г.В., Сенчик К.Ю., Ермакова Е.Д., Ковалевская Е.И., Гафтон Г.И., Беркович А.Е. Высокоинтенсивный сфокусированный ультразвук в лечении злокачественных и доброкачественных опухолей // Вопросы онкологии. – 2020. – Т. 66, № 1. – С. 29-35.
18. Малыхин А.Ю., Дыкина Л.А., Панич Е.А. Управление свойствами пьезокерамического материала на основе системы ЦТС для устройств электроакустической техники // Российский химический журнал. – 2020. – Т. 64. № 3. – С. 97-102.
19. Панич А.Е., Панич А.А., Свирская С.Н., Малыхин А.Ю., Скрылёв А.В., Алексюнин Е.С., Панич Е.А. Инновационные технологии для биомедицинского применения // Матер. VIII научно-практической конференции с международным участием «Генетика – фундаментальная основа инноваций в медицине и селекции. – Ростов-на-Дону – Таганрог, 2019. – С. 175-179.
20. Змитриченко Ю.Г., Точильников Г.В., Беспалов В.Г., Бусько Е.А., Козубова К.В., Сенчик К.Ю., Ермакова Е.Д., Жилинская Н.Т., Беркович А.Е. Оценка эффективности термической абляции высокоинтенсивным сфокусированным ультразвуком на модели мышечной ткани крысы // Сб. тезисов VI Петербургского международного онкологического форума «Белые ночи 2020», 2020. – С. 282.

REFERENCES

1. Fry W.J. Use of intense ultrasound in neurological research, *Amer. J. Phys. Med.*, 1958, Vol. 37, No. 3, pp. 143-147.
2. Tyshlek D., Aubry J-F, Ter Haar G., Hananel A., Foley J., Eames M., Kassell N., Simonin H.H. Focused ultrasound development and clinical adoption: 2013 update on the growth of the field, *Journal of Therapeutic Ultrasound*, 2014, 2:2.
3. Wu F., Wang Z.B., Chen W.Z., Zou J.Z., Bai J., Zhu H., Li K.Q., Xie F.L., Jin C.B., Su H.B. Extracorporeal focused ultrasound surgery for treatment of human solid carcinomas: early Chinese clinical experience, *Ultrasound in Med. and Biol.*, 2004, Vol. 30, No. 2, pp. 245-260.
4. Ninet J., Roques X., Seitelberger R., Deville C., Pomar J.L., Robin J, Jegaden O., Wellens F., Wolner E., Vedrinne C., Gottardi R., Orrit J., Billes M.A., Hoffmann D.A., Cox J.L., Champsaur G.L Surgical ablation of atrial fibrillation with offpump, epicardial, high-intensity focused ultrasound: Results of a multicenter trial, *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, 2005, Vol. 130, No. 3, pp. 803-809.
5. Aptel F., Lafon C. Treatment of glaucoma with high intensity focused ultrasound, *Int. J. Hyperthermia*, 2015, Vol. 31, No. 3, pp. 292-301.
6. Vaezy S., Martin R., Schmiedl U., et al. Liver hemostasis using high-intensity focused ultrasound, *Ultrasound in Med. and Biol.*, 1997, Vol. 23, No. 9, pp. 1413-1420.
7. Cleveland R.O., Sapozhnikov O.A. Modeling elastic wave propagation in kidney stones with application to shock wave lithotripsy, *J. Acoust. Soc. Am.*, 2005, Vol. 118, No. 4, pp. 2667-2676.
8. McDannold N., Clement G., Black P. Jolesz F., Hynynen K. Transcranial MRI-guided focused ultrasound surgery of brain tumors: Initial findings in three patients, *Neurosurgery*, 2010, Vol. 66, No. 2, pp. 323-332.
9. Kim V, Maxwell A.D., Hall T., Xu Z., Lin K., Cain C. Rapid prototyping fabrication of focused ultrasound transducers, *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*. September, 2014, Vol. 61, No. 9.
10. Chen K., Irie T., Iijima T. and Morita T. Wideband Multi-modes Excitation by one Double-parabolic-reflectors Ultrasonic Transducer (DPLUS), *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*. Doi: 10.1109/TUFFC.2020.2978234.
11. Martinez R., Vera A. and Leija L. "eat therapy HIFU transducer electrical impedance modeling by using FEM, 2014 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC) Proceedings, Montevideo, 2014, pp. 299-303. Doi: 10.1109/I2MTC.2014.6860756.
12. Cambronero S., Rivoire M., Dupré A. and Melodelima D. Non-invasive fast, large and selective in vivo HIFU ablation of the liver with a toroidal transducer, 2019 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS), Glasgow, United Kingdom, 2019, pp. 2126-2128. Doi: 10.1109/ULTSYM.2019.8926054.

13. Lorton O. et al. Self-Scanned HIFU Ablation of Moving Tissue Using Real-Time Hybrid US-MR Imaging, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Aug. 2019, Vol. 66, No. 8, pp. 2182-2191. Doi: 10.1109/TBME.2018.2885233.
14. Malykhin A.Yu., Nesterov A.A., Panich A.E. Osobennosti mekhanicheskikh kharakteristik segnetozhestkogo materiala PKP-35 pri ispol'zovanii v usloviyakh silovogo ul'trazvuka [Features of the mechanical characteristics of the ferrorigid material PKP-35 when used in the conditions of power ultrasound], *Mater. XIV vserossiyskoy nauchnoy konferentsii «Tekhnologii i materialy dlya ekstremal'nykh usloviy»*, g. Moskva, 2019 [Proceedings of the XIV All-Russian Scientific Conference "Technologies and Materials for Extreme Conditions", Moscow, 2019].
15. Wang H., Zheng W., Huang L., Zhang T. and Yang Z. A Rapid and Non-Invasive Method for Measuring the Peak Positive Pressure of Hifu Field Based on Acousto-Optic Deflection Effect, *2019 13th Symposium on Piezoelectricity, Acoustic Waves and Device Applications (SPAWDA), Harbin, China, 2019*, pp. 1-5. Doi: 10.1109/SPAWDA.2019.8681819.
16. Okadzaki K. Tekhnologiya keramicheskikh dielektrikov [Technology of ceramic dielectrics]: transl. from Jap. Moscow: Energiya, 1976.
17. Bepalov V.G., Tochil'nikov G.V., Senchik K.Yu., Ermakova E.D., Kovalevskaya E.I., Gafton G.I., Berkovich A.E. Vysokointensivnyy sfokusirovannyi ul'trazvuk v lechenii zlokachestvennykh i dobrokachestvennykh opukholey [High-intensity focused ultrasound in the treatment of malignant and benign tumors], *Voprosy onkologii* [Questions of oncology], 2020, Vol. 66, No. 1, pp. 29-35.
18. Malykhin A.Yu., Dykina L.A., Panich E.A. Upravlenie svoystvami p'ezokeramicheskogo materiala na osnove sistemy TSTS dlya ustroystv elektroakusticheskoy tekhniki [Control of the properties of piezoceramic material based on the CTS system for electroacoustic devices], *Rossiyskiy khimicheskii zhurnal* [Russian Chemical Journal], 2020, Vol. 64, No. 3, pp. 97-102.
19. Panich A.E., Panich A.A., Svirskaya S.N., Malykhin A.Yu., Skrylev A.V., Alekseyunin E.S., Panich E.A. Innovatsionnye tekhnologii dlya biomeditsinskogo primeneniya [Innovative technologies for biomedical applications], *Mater.VIII nauchno-prakticheskoy konferentsii s mezhdunarodnym uchastiem «Genetika – fundamental'naya osnova innovatsiy v meditsine i selektsii* [Proceedings of the VIII scientific and practical conference with international participation "Genetics – the fundamental basis of innovations in medicine and breeding]. Rostov-on-Don – Taganrog, 2019, pp. 175-179.
20. Zmitrichenko Yu.G., Tochil'nikov G.V., Bepalov V.G., Bus'ko E.A., Kozubova K.V., Senchik K.Yu., Ermakova E.D., Zhilinskaya N.T., Berkovich A.E. Otsenka effektivnosti termicheskoy ablyatsii vysokointensivnym sfokusirovannym ul'trazvukom na modeli myshechnoy tkani krysy [Evaluation of the effectiveness of thermal ablation with high-intensity focused ultrasound on a model of rat muscle tissue], *Sb. tezisov VI Peterburgskogo mezhdunarodnogo onkologicheskogo foruma «Belye nochi 2020»* [Collection of abstracts of the VI St. Petersburg International Cancer Forum "White Nights 2020"], 2020. pp. 282.

Статью рекомендовал к опубликованию д.т.н., профессор Ю.К. Шелковников.

Малыхин Анатолий Юрьевич – Южный федеральный университет; e-mail: malyhin@sfedu.ru; г. Ростов-на-Дону, пр. Шолохова, 85; тел: +79185987349; ведущий инженер Института высоких технологий и пьезотехники.

Скрылёв Александр Владимирович – ведущий инженер Института высоких технологий и пьезотехники ЮФУ.

Панич Александр Анатольевич – Институт высоких технологий и пьезотехники ЮФУ; директор; профессор.

Malykhin Anatoly Yur'evich – Southern Federal University; e-mail: malyhin@sfedu.ru; 85, Sholokhov ave. Rostov-on-Don, Russia; phone: +79185987349; leading engineer of the Institute of high technologies and piezotechnics.

Skrylev Alexander Vladimirovich – Leading engineer of the Institute of high technologies and piezotechnics.

Panich Alexander Anatol'evich – director of the Institute of high technologies and piezotechnics; professor.