

УДК 534  
ISBN 978-5-89118-863-1  
DOI: 10.34756/GEOS.2023.17.38421

**ОГЛАВЛЕНИЕ**

**GENERAL CONTENTS**



**ОРГАНИЗАТОРЫ**

**ПРОГРАММНЫЙ КОМИТЕТ**

**СПОНСОРЫ**

**ПРЕДИСЛОВИЕ**

## Организаторы



Общественная организация  
«Российское акустическое общество»



АО «Акустический институт  
имени академика Н.Н. Андреева»

## Спонсоры

Финансовую поддержку конференции оказали:



Генеральный спонсор:  
Акционерное общество «Акустический  
институт имени академика Н.Н.Андреева»



Спонсор:  
Группа компаний «Акустик Групп»

©Российское акустическое общество

©АО «АКИН»

## ПРОГРАММНЫЙ КОМИТЕТ

*Гладилин Алексей Викторович* – сопредседатель, д.т.н., АО «АКИН»  
*Миронов Михаил Арсеньевич* – сопредседатель, к.ф.-м.н., АО «АКИН»  
*Егерев Сергей Викторович* – сопредседатель, д.ф.-м.н., АО «АКИН»  
*Максимов Герман Адольфович* – зам председателя, д.ф.-м.н., АО «АКИН»

## ЧЛЕНЫ ПРОГРАММНОГО КОМИТЕТА

*Гурбатов Сергей Николаевич* (ННГУ, Нижний Новгород)  
*Балакий Владимир Иванович* (МГУ, Москва)  
*Бибиков Николай Григорьевич* (АКИН, Москва)  
*Бобровницкий Юрий Иванович* (ИМАШ РАН, Москва)  
*Буланов Владимир Алексеевич* (ТОИ ДВО РАН, Владивосток)  
*Вировлянский Анатолий Львович* (ИПФ РАН, Нижний Новгород)  
*Диденкулов Игорь Николаевич* (ИПФ РАН, Нижний Новгород)  
*Ерофеев Владимир Иванович* (ИПМ РАН, Нижний Новгород)  
*Кедринский Валерий Кириллович* (ИГЛ СО РАН, Новосибирск)  
*Копьев Виктор Феликсович* (ЦАГИ, Москва)  
*Кузнецова Ирен Евгеньевна* (ИРЭ РАН, Москва)  
*Куличков Сергей Николаевич* (ИФА РАН, Москва)  
*Лучинин Александр Григорьевич* (ИПФ РАН, Нижний Новгород)  
*Ляксо Елена Евгеньевна* (СПбГУ, Санкт-Петербург)  
*Малеханов Александр Игоревич* (ИПФ РАН, Нижний Новгород)  
*Петников Валерий Георгиевич* (ИОФ РАН, Москва)  
*Потапова Родмонга Кондратьевна* (МГЛУ, Москва)  
*Савицкий Олег Анатольевич* (АКИН, Москва)  
*Сапожников Олег Анатольевич* (МГУ, Москва)  
*Серебряный Андрей Нинелович* (АКИН, ИО РАН, Москва)  
*Субботкин Антон Олегович* (ИОФ РАН), Москва  
*Тарасов Сергей Павлович* (ТРТУ ЮФУ, Таганрог)  
*Томилина Татьяна Михайловна* (ИМАШ РАН, Москва)  
*Хохлова Вера Александровна* (МГУ, Москва)  
*Цукерников Илья Евсеевич* (НИИСФ РААСН, Москва)  
*Вознесенский Александр Сергеевич* (ГИ НИТУ МИСиС, Москва)  
*Чижев Виталий Юрьевич* (ФГУП КГНЦ, Санкт-Петербург)

## ОРГАНИЗАЦИОННЫЙ КОМИТЕТ

*Максимов Герман Адольфович* (АКИН) – председатель  
*Юдина Елена Васильевна* (РАО, АКИН) – зам. председателя  
*Григорьев Альберт Генрихович* (АКИН)  
*Корольков Захар Александрович* (АКИН)  
*Ларичев Владимир Андреевич* (АКИН)  
*Лесонен Дмитрий Николаевич* (АКИН)  
*Тукенов Данияр Султанбекович* (АКИН)

УДК 534

ISBN 978-5-89118-863-1

DOI: 10.34756/GEOS.2023.17.38421

Сборник Трудов XXXV сессии Российского акустического общества. – М., ГЕОС, 2023, 1185 с.

Всероссийская научная конференция «XXXV сессия Российского акустического общества» с успехом состоялась в Москве в феврале 2023 года. На конференции были рассмотрены современные проблемы развития акустики, в частности в области физической акустики, нелинейной акустики, оптоакустика, акустики океана, геоакустики, акустических метаматериалов, архитектурной и строительной акустики, атмосферной акустики, биоакустики и медицинских приложениях акустических методов, в акустике речи, ультразвуковых технологий, при распространении и дифракции волн, аэроакустики, акустоэлектроники, электроакустики и шумов и вибраций. В научную программу конференции были включены более 180 докладов и приняли участие более 150 ученых, которые представили свои доклады во всех областях акустики. В конференции приняли участие ученые и специалисты из более 50 научных учреждений, предприятий и университетов из более чем 15 городов России и Беларуси, соавторами докладов были ученые из Абхазии, Израиля, Латвии, США.

Представленные в докладах результаты относятся как к фундаментальным, так и к прикладным исследованиям и техническим разработкам, связаны с развитием акустических технологий. Многие доклады представлены на конференции как ведущими российскими специалистами, так и значительная часть результатов получена с участием молодых ученых, около 70 докладов представлено на конференции молодыми специалистами и аспирантами. Активное участие научной молодежи в конференции указывает на перспективы дальнейшего развития представленных исследований и разработок.

В настоящий сборник трудов конференции включены 183 доклада. Разнообразие тематики и высокий научный уровень представленных материалов свидетельствуют о том, что работы отечественных специалистов в области акустики развиваются весьма успешно и по многим из направлений они сохраняют передовые позиции.

Материалы настоящего сборника будут полезны как для начинающих ученых, аспирантов и студентов соответствующих специальностей обучения, так и для широкого круга специалистов в области акустики и ее приложений.

УДК: 534.7 DOI: 10.34756/GEOS.2023.17.38531

## **Эффективность объёмной ликвидации биоткани мощным импульсным ультразвуком при различных траекториях перемещения фокуса**

В.А. Хохлова<sup>1,a</sup>, Е.М. Пономарчук<sup>1</sup>, М. Сонг<sup>2</sup>, Ж. Тома<sup>3</sup>, Т.Д. Хохлова<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Московский государственный университет им. М.В. Ломоносова, физический факультет, Россия, 119991, Москва, Ленинские горы, 1, стр. 2.

<sup>2</sup>Департамент гастроэнтерологии, Медицинская школа, университет штата Вашингтон, США, WA 98195, Сиэтл, 1959 NE Pacific St.

<sup>3</sup>Центр промышленного и медицинского ультразвука, университет Штата Вашингтон, США, WA 98195, Сиэтл, 1606 San Juan Rd.

E-mail: <sup>a</sup> [vera@acs366.phys.msu.ru](mailto:vera@acs366.phys.msu.ru)

Исследовано влияние траектории движения фокуса пучка фазированной решетки на эффективность получения объемных разрушений в биоткани методом гистотрипсии с кипением на примере ткани говяжьего сердца *ex vivo*. Облучение ткани проводилось с помощью электронного перемещения фокуса 256-элементной решетки с рабочей частотой 1.5 МГц. Каждый узел трехмерной сетки 4x12x12 мм облучался  $N_{\text{имп}} = 3-10$  импульсами длительностью 10 мс с коэффициентом заполнения 1% и амплитудой ударного фронта, достаточной для генерации кипения *in situ* в течение не более 50% от длительности импульса. Рассматривались три траектории облучения целевого объема ткани, состоящего из пяти плоскостей, перпендикулярных оси излучателя, с различным порядком облучаемых точек в каждой плоскости для варьирования степени влияния последовательных импульсов друг на друга. Показано, что при использовании  $N_{\text{имп}} = 3$  импульсов на точку разнесение импульсов во времени приводит к неполному разрушению первой облучаемой плоскости в отличие от доставки сразу всех импульсов в каждую точку. При увеличении количества импульсов на точку различие в степени ликвидации между траекториями пропадает, что позволяет использовать разнесение импульсов во времени для минимизации возможного накопления тепла.

*Ключевые слова:* мощный фокусированный ультразвук, ударные волны, фазированная решетка, неинвазивная хирургия, гистотрипсия

PACS: 43.35.Wa Biological effects of ultrasound, ultrasonic tomography

## Введение

Работа посвящена развитию метода гистотрипсии с кипением (ГК), в настоящее время разрабатывающегося для неинвазивного механического разрушения биологических тканей с помощью импульсного высокоинтенсивного фокусированного ультразвука в качестве альтернативы существующим методам хирургии [1–5]. Принцип метода основан на поглощении энергии ультразвуковой волны на ударных фронтах, формирующихся за счет нелинейных эффектов в фокусе ультразвукового (УЗ) пучка, что приводит к миллисекундному вскипанию биоткани в фокусе и ее механическому разрушению (ликвидации) до субклеточных фрагментов за счет продолжающегося взаимодействия ударных фронтов с поверхностью парагазовой полости.

Получение объемных разрушений биоткани в методе ГК обычно осуществляется путем генерации одиночных разрушений с шагом, достаточно малым для их слияния в одно объемное разрушение [6–8]. ГК-импульсы излучаются в узлы воображаемой пространственной сетки по плоскостям, перпендикулярным оси излучателя, начиная с дальней от излучателя плоскости, чтобы избежать экранирования пучка создаваемыми и еще не растворившимися пузырями кипения [9]. Перемещение фокуса пучка между узлами сетки может осуществляться либо механически с помощью 3D системы позиционирования [6–9], либо электронным образом при использовании фазированных решеток [10], что позволяет сократить время перехода фокуса между облучаемыми точками. При этом на скорость и эффективность ГК может влиять выбор траектории движения фокуса внутри целевого объема. В частности, разнесение во времени импульсов, излучаемых в одну или соседние точки облучаемой сетки, может уменьшать накопление тепловых эффектов, нежелательных при ГК, по сравнению с последовательным излучением всех планируемых импульсов в одну точку. Кроме того, частичное начальное разрушение разнесенных в пространстве точек предположительно может снизить общую прочность целевого объема ткани и тем самым уменьшить необходимое для достижения ликвидации количество импульсов на точку и ускорить процесс воздействия. С другой стороны, такое разнесение импульсов в пространстве и времени может, наоборот, снизить эффективность ГК, поскольку одного изолированного импульса на облучаемую точку может оказаться недостаточно для заметного повреждения ткани в области облучаемой точки.

В связи с этим, целью работы являлось изучение зависимости эффективности ГК-воздействия от выбора траектории движения фокуса УЗ пучка вдоль целевого объема биоткани с разной степенью влияния последовательных импульсов друг на друга.

## 1 Материалы и методы

### 1.1 Подготовка образцов и экспериментальная установка

В качестве модели биоткани в работе использовались образцы ткани говяжьего сердца *ex vivo*, хранившиеся в холодильнике менее двух суток до начала процесса подготовки к облучению. Каждый образец перед облучением дегазировался в течение 1 часа, заключался в гель из агарозы и с помощью 3D системы позиционирования погружался в бассейн с деионизированной дегазированной водой (рис. 1а).

Разрушение целевого объема образцов ткани осуществлялось с помощью 256-элементной фазированной решетки [11], работающей на частоте 1.5 МГц и контролируемой системой Verasonics V1 (рис. 1а). Процесс воздействия контролировался с помощью УЗИ-пробы ЗРЕ Humanscan, расположенной в центральном отверстии мощной ультразвуковой решетки.

### 1.2 Геометрии облучения целевого объема

В каждом образце объем ткани разрушался поточно путем электронного перемещения фокуса мощной ультразвуковой решетки между узлами трехмерной сетки 4 мм x 12 мм x 12 мм. Каждый узел облучался  $N_{\text{имп}} = 3-10$  импульсами длительностью 10 мс с коэффициентом заполнения 1% и амплитудой ударного фронта, достаточной для генерации кипения *in situ* в течение не более 50% от длительности

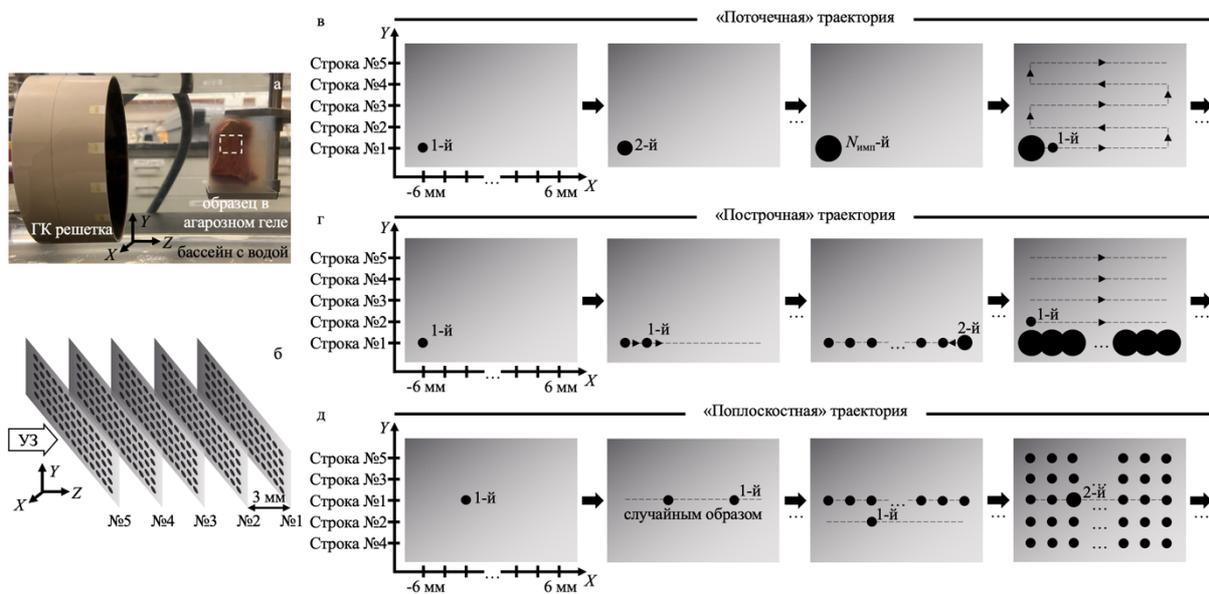


Рис. 1. (а) Фотография эксперимента по получению объемных ГК-разрушений в образцах говяжьего сердца *ex vivo*; белым пунктиром схематично указан разрушаемый объем, облучаемый по схеме (б). (б) Схема поточечного облучения объема, выделенного белым пунктиром в (а); номера внизу указывают порядок облучения плоскостей. Каждая плоскость облучалась УЗ пучком, направленным слева направо, по одной из траекторий (в–д). (в–д) Пошаговая схема трех исследуемых траекторий облучения каждой плоскости, где номер доставляемого в точку импульса обозначен как «1-й», «2-й» и т.д.

импульса. Необходимая для этого акустическая мощность решетки подбиралась экспериментально по появлению сигнала пассивного детектора кавитации.

Облучение проводилось в 5 плоскостях, перпендикулярных оси излучателя, начиная с дальней, с шагом 3 мм (рис. 1б). При этом в каждой плоскости фокус перемещался по сетке из 13 x 5 фокусов с шагом 1 мм по одной из трех следующих траекторий. В первой траектории, в каждый узел доставлялось полное количество импульсов  $N_{\text{имп}}$ , затем фокус перемещался к соседнему узлу, заполняя каждую плоскость по траектории прямоугольного меандра (рис. 1в). Такая траектория была названа «*поточечной*», поскольку полное число импульсов  $N_{\text{имп}}$  излучалось подряд в каждую точку перед облучением следующей точки. Во второй траектории, для уменьшения влияния каждого импульса на последующий, после доставки одного импульса в какой-то из узлов, фокус перемещался к соседнему узлу, в итоге повторяя  $N_{\text{имп}}$  раз каждую строку из 13 фокусов, а затем переходя к следующей строке (рис. 1г). Такая траектория была названа «*построчной*», поскольку полное число импульсов  $N_{\text{имп}}$  излучалось в каждую строку перед облучением следующей. В третьей траектории, для еще большего ослабления влияния импульсов друг на друга, узлы в каждой из строк облучались одним импульсом случайным образом, затем фокус перемещался к следующей строке, начиная от центральной и далее в сторону удаления от оси излучателя, затем вся траектория на плоскости повторялась  $N_{\text{имп}}$  раз (рис. 1д). Такая траектория была названа «*поплоскостной*», поскольку все  $N_{\text{имп}}$  импульсов доставлялись в каждую плоскость перед облучением следующей плоскости. Полученные разрушения анализировались по УЗИ-снимкам, сделанным спустя 10 минут после окончания воздействия, а также по фотографиям разрушений после их разреза вдоль плоскости УЗИ-визуализации.

## 2 Результаты и обсуждение

Все объемные разрушения после разреза вдоль оси излучателя вне зависимости от траектории и количества импульсов на точку были заполнены однородной непрозрачной разжиженной биотканью, легко удаляемой путем промывания физиологическим раствором. Заполнение образовавшейся полости разрушения физиологическим раствором позволило выявить оставшиеся тканевые структуры в объеме разрушения (рис. 2). На рис. 2 (первый столбец) видно, что при наименьшем количестве импульсов на узел ( $N_{\text{имп}} = 3$ ), разнесение импульсов во времени (т.е. облучение по «построчной» и «поплоскостной» траекториям) привело к отсутствию разрушения первой облучаемой плоскости (дальней от излучателя) в отличие от

доставки сразу всех импульсов в каждую точку (т.е. при «поточечной» траектории). При этом использование режима с  $N_{\text{имп}} = 3$  импульсами на облучаемую точку оказалось недостаточно для генерации однородного объемного разрушения для всех трех траекторий. При увеличении количества импульсов на точку ( $N_{\text{имп}} = 5; 7; 10$ ) степень ликвификации при всех траекториях увеличивалась, дальняя от излучателя плоскость полноценно разрушалась, и различие между траекториями пропадало (рис. 2, столбцы 2–4). Оставшиеся крупные тканевые структуры, однако, встречались после воздействия по любой из трех рассмотренных траекторий.

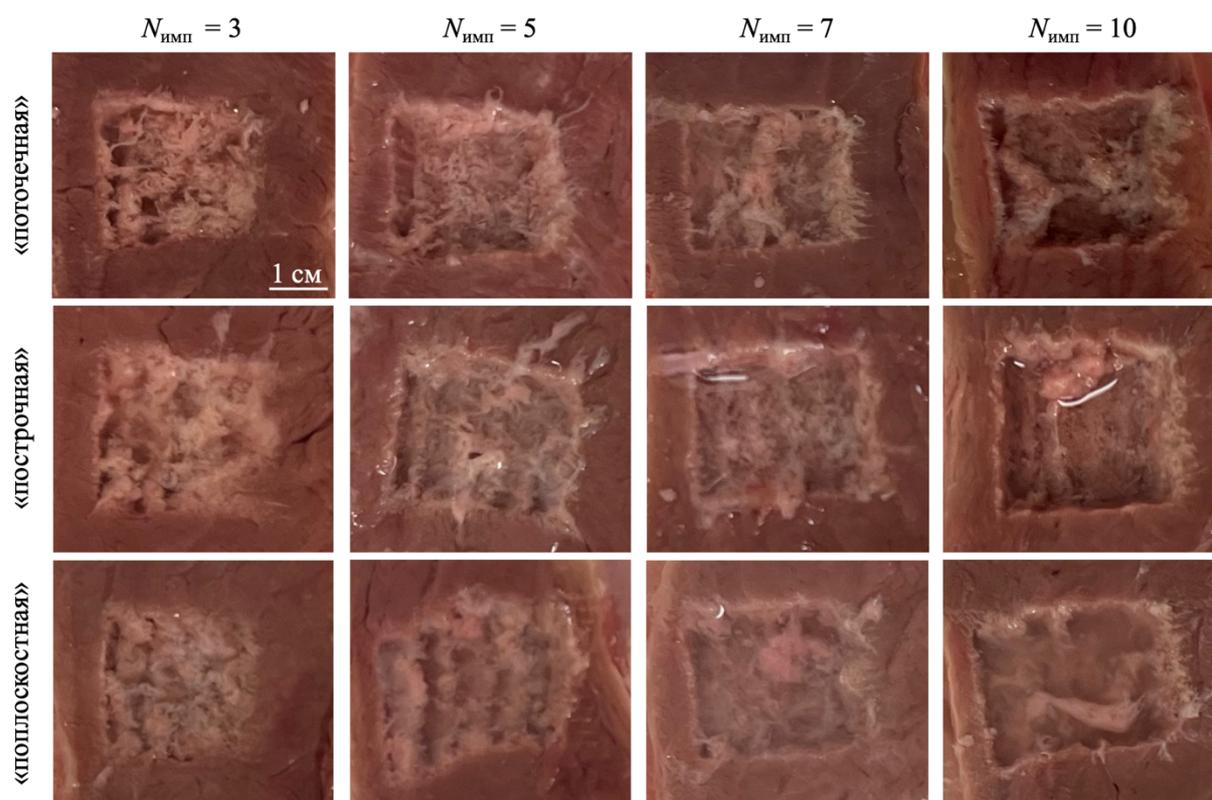


Рис. 2. Фотографии объемных ГК-разрушений в ткани говяжьего сердца *ex vivo* после разреза вдоль оси излучателя при облучении объема по «поточечной» (верхний ряд), «построчной» (средний ряд) и «поплоскостной» (нижний ряд) траекториям, используя режимы облучения с  $N_{\text{имп}} = 3$  (первый столбец),  $N_{\text{имп}} = 5$  (второй столбец),  $N_{\text{имп}} = 7$  (третий столбец),  $N_{\text{имп}} = 10$  (четвертый столбец) импульсами на каждую облучаемую точку. ГК воздействие осуществлялось слева направо. Маркерная линия – 1 см.

### Заключение

В работе исследовалась зависимость эффективности разрушения биоткани методом гистотрипсии с кипением от траектории движения фокуса УЗ пучка с различной степенью влияния последовательных ГК-импульсов друг на друга. Показано, что при достаточном количестве импульсов на точку ( $N_{\text{имп}} > 5$  при использовании 10-мс ГК-импульсов), разнесение последовательных импульсов во времени не влияет на эффективность разрушения и, следовательно, может быть использовано для

минимизации возможного накопления тепла локализованного вокруг единичных фокусов при объемной ликвификации биотканей методом гистотрипсии с кипением. Работа выполнена при поддержке гранта РНФ № 20-12-00145, стипендий Президента РФ для обучения за рубежом и фонда «Базис» 20-2-10-10-1, частично проводилась в рамках НОШ МГУ «Фотонные и квантовые технологии. Цифровая медицина».

### Список литературы

1. *Гаврилов Л.Р.* Фокусированный ультразвук высокой интенсивности в медицине. Фазис. М., 2013.
2. *Maxwell A., Sapozhnikov O., Bailey M., Crum L.A., Xu Z., Fowlkes B., Cain C., Khokhlova V.A.* // *Acoust. Today*. 2012. **8**, P. 24–37.
3. *Khokhlova V.A., Fowlkes J.B., Roberts W.W., Schade G.R., Xu Z., Khokhlova T.D., Hall T.L., Maxwell A.D., Wang Y.N., Cain C.A.* // *Int. J. Hyperth*. 2015. **31**, P. 145–162.
4. *Khokhlova T.D., Canney M.S., Khokhlova V.A., Sapozhnikov O.A., Crum L.A., Bailey M.R.* // *J. Acoust. Soc. Am*. 2011. **130**, P. 3498–510.
5. *Simon J.C., Sapozhnikov O.A., Khokhlova V.A., Wang Y.N., Crum, L.A., Bailey, M.R.* // *Phys. Med. Biol*. 2012. **57**, P. 8061–8078.
6. *Khokhlova T.D., Schade G.R., Wang Y.N., Buravkov S.V., Chernikov V.P., Simon J.C., Starr F., Maxwell A.D., Bailey M.R., Kreider W., Khokhlova V.A.* // *Sci Rep*. 2019. **27**.
7. *Eranki A., Farr N., Partanen A.V., Sharma K., Chen H., Rossi C.T., Kothapalli S.V., Oetgen M., Kim A.H., Negussie A., et al.* // *PLoS One*. 2017. **12**.
8. *Ponomarchuk E.M., Rosnitskiy P.B., Khokhlova T.D., Buravkov S.V., Tsysar S.A., Karzova M.M., Tumanova K.D., Kunturova A.V., Wang Y.N., Sapozhnikov O.A., et al.* // *Ultrasound Med Biol*. 2021. **47**, P. 2608–2621
9. *Кунтурова А.В., Цысарь С.А., Росницкий П.Б., Пономарчук Е.М., Топчу К.Д., Буравков С.В., Сапожников О.А., Хохлова В.А.* // Сборник трудов XVII Всероссийской школы-семинара «Физика и применение микроволн» имени А.П. Сухорукова («Волны-2019»). 2019. С. 28–30.
10. *Thomas G.P.L., Khokhlova T.D., Khokhlova V.A.* // *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 2021. **68**, P. 2861–2870.
11. *Bawiec C.R., Khokhlova T.D., Sapozhnikov O.A., Rosnitskiy P.B., Cunitz B.W., Ghanem M.A., Hunter C., Kreider W., Schade G.R., Yuldashev P.V., Khokhlova V.A.* // *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 2021. **68**, P. 1496–151.