АКУСТИЧЕСКИЙ ЖУРНАЛ, 2025, том 71, № 2, с. 206–217

НЕЛИНЕЙНАЯ АКУСТИКА

УДК 534.2

ЧИСЛЕННОЕ РЕШЕНИЕ ЗАДАЧИ УЛЬТРАЗВУКОВОГО ОБЪЕМНОГО НАГРЕВА БИОТКАНИ С ПОВЕРХНОСТНЫМ ОХЛАЖДЕНИЕМ

© 2025 г. П. А. Пестова[a,*], А. Н. Рыбянец[b], О. А. Сапожников[a], М. М. Карзова[a], П. В. Юлдашев[a], С. А. Цысарь[a], Л. М. Котельникова[a], И. А. Швецов[b], В. А. Хохлова[a]

[a]*Московский государственный университет им. М.В. Ломоносова, физический факультет, Ленинские горы, ГСП-1, Москва, 119991 Россия*

[b]*Научно-исследовательский институт физики Южного федерального университета, пр. Стачки 194, Ростов-на-Дону, 344090 Россия*

**e-mail: pestova.pa16@physics.msu.ru*

Поступила в редакцию 16.02.2025 г.
После доработки 27.02.2025 г.
Принята к публикации 04.03.2025 г.

Одним из нежелательных эффектов при использовании ультразвука для экстракорпоральной терапии является перегрев кожи, вызванный как поглощением в ней ультразвука, так и контактом с нагретой поверхностью акустического излучателя. Для подавления этого эффекта может быть использовано размещение между кожей и излучающей поверхностью принудительно охлаждаемой контактной среды. Недавно в ЮФУ был предложен и разработан новый ультразвуковой аппликатор, реализующий этот подход. В нем для объемного нагревания подкожных участков биоткани используется пьезокерамический преобразователь прямоугольной формы, наклеенный на алюминиевую пластину, которая охлаждается посредством циркуляции холодной воды через просверленные в ней боковые каналы. В настоящей работе разработан численный алгоритм для расчета трехмерного температурного поля в ткани в процессе работы указанного аппликатора. Моделирование проводилось на основе неоднородного уравнения теплопроводности. Для расчета тепловых источников в ткани использовались экспериментальные данные акустической голографии, полученные для разработанного излучателя. Рассмотрен пример нагревания ткани говяжьей печени *ex vivo* при времени облучения от нескольких секунд до нескольких минут. Результаты моделирования сравнивались с данными эксперимента по тепловой абляции ткани при акустической мощности излучателя 12 Вт и частоте ультразвука 6.96 МГц. Показано, что комбинация теплового воздействия на ткань и охлаждения контактной границы позволяет осуществлять объемный нагрев ткани с максимумом температуры на глубине от 8 до 15 мм при незначительном изменении температуры на глубинах до 2–3 мм.

Ключевые слова: терапевтический ультразвук, косметология, численное моделирование, уравнение теплопроводности

DOI: 10.31857/S0320791925020055, **EDN:** IIODPQ

ВВЕДЕНИЕ

Важные ограничения клинического применения методов ультразвуковой физиотерапии [1] и неинвазивной хирургии с помощью высокоинтенсивного фокусированного ультразвука (HIFU) [2–4] связаны с риском теплового повреждения кожи. В физиотерапевтических процедурах, использующих относительно низкие интенсивности ультразвука (до 3 Вт/см^2) [1, 5, 6], данная проблема хотя и встречается редко, но все же представляет собой потенциальное осложнение. Риск повреждения кожи возрастает при неправильной установке излучателя, при увеличении интенсивности излучения, длительном воздействии или недостаточном акустическом контакте излучателя с кожей. Технология HIFU характеризуется значительно более высокими уровнями интенсивности в области воздействия (сотни Вт/см^2), хотя фокусировка поля позволяет уменьшить уровни интенсивности на коже [5, 6]. Тем не менее, при создании объемных разрушений ткани с помощью перемещения фокуса проблема перегрева кожи становится

критической за счет увеличения времени воздействия [2–4].

Перегрев кожи может проявляться при облучении как глубоко расположенных, так и подкожных слоев биологической ткани. Так, в последние годы технология HIFU получила широкое распространение в эстетической медицине, в частности, для проведения процедур подтяжки кожи лица и шеи (SMAS-лифтинг) и других областей тела [4, 7–10]. Клинические системы SMAS-лифтинга используют излучатели, работающие в диапазоне частот 4–10 МГц с возможностью фокусировки на глубинах от 1.5 до 4.5 мм [4, 7–9]. Излучатель генерирует ультразвуковые волны, которые фокусируются через согласующую среду и поверхностные слои кожи на задаваемую глубину, где акустическая энергия поглощается, нагревая ткань до 60–70°C, тем самым создавая дискретно расположенные точечные зоны термической микрокоагуляции объемом порядка 1 мм^3 [8]. При рассасывании коагулированных микроразрушений происходит сокращение объема ткани, а также, как реакция заживления ран, начинают синтезироваться новые формы вязкоупругого коллагена и эластина [11]. В результате подтягиваются проблемные зоны и уменьшаются мимические морщины. Для локализации ультразвукового воздействия на разных глубинах используются излучатели с различным фокусным расстоянием, а для обработки большой поверхности или объема ткани излучатель перемещается в пределах задаваемого контура [7, 12, 13]. В связи с этим увеличивается время процедуры и возникает риск перегрева тканей на пути к фокусу [2–4].

Для защиты кожи и самого излучателя, как в косметологических устройствах SMAS-лифтинга, так и в случае воздействия на глубоко расположенные участки тела человека, используется охлаждение контактной средой, расположенной между кожей и HIFU-излучателем [2, 3, 14, 15]. Отметим, что для терапевтического воздействия ультразвуком на ткань помимо теплового используется также кавитационный механизм; в этом случае применяются импульсно-периодические режимы воздействия и эффекты перегрева кожи ослабляются [16].

Несмотря на успехи использования в HIFU-терапии источников с электронным либо механическим перемещением фокуса в комбинации с охлаждением кожи для объемного воздействия на целевые участки, актуальной задачей остается разработка альтернативных методов и устройств, способных увеличить объем ультразвукового воздействия, например, на подкожные слои ткани без перемещения фокуса и при сохранении целостности кожного покрова. В работе [17] было предложено использовать технологию SUPERB (Synchronous Ultrasound Parallel Beam) системы Sofwave Medical (Йокнеам, Израиль), основанную на нефокусированном воздействии ультразвука. Излучатель представляет собой линейную ультразвуковую решетку, состоящую из 7 преобразователей, расположенных с шагом около 1.5 мм друг от друга и возбуждаемых последовательно. При этом тепловой эффект локализуется в дискретных зонах, расположенных на тех же расстояниях друг от друга на глубине 0.5–2 мм в дерме за счет охлаждения работающего и соседних с ним элементов, что обеспечивает локализацию воздействия и защищает кожу от ожогов. Таким образом, технология SUPERB за счет избирательного охлаждения элементов позволяет создавать дискретные одиночные разрушения малого объема на заданной глубине в коже без повреждения ее приповерхностного слоя [17]. Однако по-прежнему остается нерешенным вопрос обеспечения равномерного объемного воздействия на подкожные слои ткани как для задач физиотерапии, так и для более интенсивного терапевтического воздействия на задаваемые подкожные участки тела человека на разных глубинах.

Недавно нами была разработана модель плоского излучателя, который позволяет воздействовать на относительно большие объемы подкожных слоев ткани с использованием суперпозиции теплового воздействия ультразвукового поля и поверхностного охлаждения [18]. Варьируя такие параметры воздействия как частота ультразвука и температура охлаждения, можно добиться локализации объемного воздействия на разных глубинах. В зависимости от амплитудных параметров облучения, ультразвуковое воздействие на ткань может приводить к различным эффектам, включающим массаж, небольшой нагрев, применяемый в физиотерапии, кавитационное воздействие и даже тепловую абляцию целевых объемов.

В данной работе был разработан численный алгоритм, позволяющий промоделировать процесс нагревания образца биологической ткани ультразвуковым пучком в комбинации с поверхностным охлаждением. Работоспособность метода была также продемонстрирована экспериментально на примере облучения образца говяжьей печени *ex vivo* с помощью разработанного излучателя. Поскольку существующие методы регистрации мягких объемных воздействий на подкожные слои ткани сопряжены с возникновением артефактов (например, при использовании термопар для измерения температуры) либо характеризуются высокой стоимостью и сложностью реализации (например, использованием магнитно-резонансной термографии), то рассматривались режимы нагревания до температур тепловой абляции ткани. Это позволило визуализировать результаты облучения в эксперименте для сравнения с данными численных расчетов [18].

ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ

С помощью методов численного моделирования был сымитирован физический эксперимент по облучению образца ткани говяжьей печени *ex vivo* с использованием ультразвукового аппликатора, состоящего из плоской излучающей пьезопластины и алюминиевой пластины, охлаждающей поверхность образца. Металлизированные поверхности прямоугольной пьезопластины (ПП) размером 25×15 мм и толщиной 1 мм служили электродами и были электрически соединены с разъемом для подключения высокочастотного кабеля (рис. 1а). Пьезопластина была изготовлена из сегнетожесткой пьезокерамики марки ПКР 78 с высокими значениями пьезоэлектрического модуля (325 пКл/Н), коэффициента электромеханической связи (0.5) и механической добротности (400) при низких диэлектрических потерях (тангенс угла потерь 0.003) [19]. Все эти параметры в совокупности с мелкозернистой структурой обеспечивают высокую эффективность пьезокерамики в непрерывном режиме излучения высокоинтенсивного ультразвука. Пьезопластина была приклеена к алюминиевой пластине (АП) размерами 25×40 мм, представляющей собой в области контакта плоскопараллельный слой толщиной 3 мм (рис. 1б). Внешние участки АП были утолщены и в них просверлены каналы, по которым циркулировала охлаждающая жидкость – вода при температуре 14°C (ОХ, рис. 1а).

Экспериментальная характеризация акустического поля, создаваемого излучателем, проводилась в бассейне с водой методом акустической голографии [20]. В эксперименте по облучению ткани говяжьей печени *ex vivo* излучатель прикладывался к образцу внешней стороной алюминиевой пластины (рис. 1а). Калибровочные измерения поля в воде и облучение ткани проводились при комнатной температуре. Таким образом, начальная температура образца также соответствовала комнатной (23°C), а температура на границе его соприкосновения с алюминиевой пластиной поддерживалась равной 14°C. Рабочая частота пьезопластины примерно соответствовала третьей гармонике ее антирезонансной частоты и была равна 6.96 МГц. Акустическая мощность соответствовала условиям эксперимента и составляла 12 Вт, длительность воздействия составляла 3 и 5 мин, время остывания образца после облучения составляло 2 мин, параметры биоткани соответствовали табличным значениям говяжьей печени. При моделировании считалось, что охлаждение ткани алюминиевой пластиной и ее нагрев ультразвуком включались одновременно.

ЧИСЛЕННАЯ МОДЕЛЬ

Акустическое поле и тепловые источники

Распространение ультразвуковых волн в воде и в образце говяжьей печени описывалось с помощью метода углового спектра с граничными условиями на плоскости алюминиевой пластины, полученными из экспериментальных данных — импульсной акустической голограммы рассматриваемого ультразвукового излучателя (рис. 2) [20, 21]. Акустическая голограмма представляет собой запись временной формы акустического давления в узлах

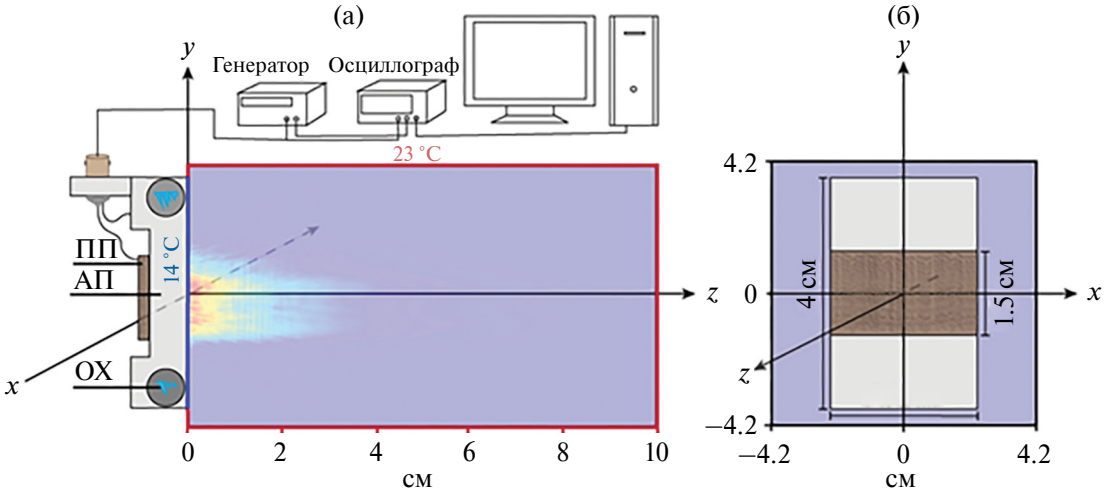

Рис. 1. (а) — Схема численного эксперимента, имитирующего физический эксперимент *ex vivo.* Плоский ультразвуковой излучатель, представляющий собой склейку прямоугольной пьезопластины (ПП) и алюминиевой пластины (АП) с каналами вдоль ее боковых участков (ОХ), прикладывался к образцу говяжьей печени с начальной температурой 23°C. АП термостатировалась путем циркуляции холодной воды с температурой 14°C по ее каналам. Внутри образца показано пространственное распределение амплитуды давления ультразвукового поля в ткани. (б) — Фронтальный вид и размеры пьезопластины (ПП показана коричневым цветом) и охлаждающей пластины (АП показана серым цветом). Синим цветом показано численное окно.

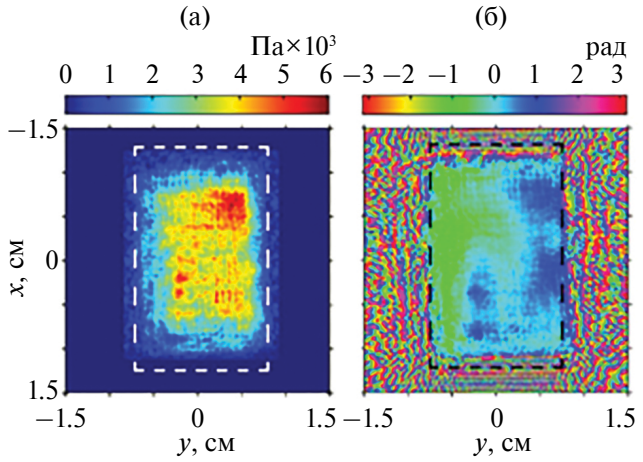

Рис. 2. Граничные условия на поверхности излучателя (внешней поверхности алюминиевой пластины) при $z = 0$, используемые для моделирования ультразвукового поля, создаваемого в ткани: распределения (а) — амплитуды и (б) — фазы давления для акустической мощности излучателя 12 Вт. Штриховыми линиями показаны номинальные размеры пьезопластины 2.5×1.5 см.

квадратной сетки на плоском участке, расположенном на некотором расстоянии перед источником и ориентированном параллельно излучателю. Расстояние между узлами сетки выбирается примерно равным половине длины волны, а область записи — достаточно большой, чтобы излучаемый ультразвуковой пучок полностью попадал на нее.

Измерение акустической голограммы проводилось в бассейне с дегазированной водой. На излучатель с генератора (33250A, Agilent, США) через усилитель электрической мощности (210L, Electronics & Innovation, США) подавался импульсный сигнал в виде 3 периодов синусоидального сигнала с частотой 7 МГц и амплитудой 5 В. Период повторения сигнала составлял 2 мс. Малая длительность излучаемого импульсного сигнала позволяла исследовать поле в достаточно широкой полосе частот, присутствующих в его спектре. Измерение акустического сигнала осуществлялось с помощью капсульного гидрофона (HGL-0200, ONDA, США) с диаметром чувствительного элемента 200 мкм. Система микропозиционирования (UMS-3, Precision Acoustics, Великобритания), управляемая с компьютера, позволяла перемещать гидрофон вдоль трех взаимно перпендикулярных осей. Импульсная акустическая голограмма записывалась на расстоянии $z = 25$ мм от центра излучателя в плоскости, перпендикулярной его акустической оси. Сканирование поля производилось с шагом 0.2 мм по поперечным координатам x и y в узлах заданной квадратной сетки 201×201, в окне 40.2×40.2 мм. В каждом узле голограммы сигнал записывался в течение 300 мс, далее проводилось усреднение по 32 реализациям для снижения уровня шумов. Шаг дискретизации по времени составлял 8 нс. Температура воды контролировалась с помощью термопары и была постоянной 25.1 ± 0.1°C во время измерения голограммы, скорость звука при температуре 25.1°C составляла 1479.2 м/с [22].

Из измеренных временных профилей сигнала гидрофона в каждой точке пространственной сетки с помощью преобразования Фурье выделялись комплексные спектральные амплитуды сигнала на исследуемых частотах в диапазоне 6.15–7.70 МГц с шагом 0.01 МГц. После коррекции с учетом чувствительности и диаграммы направленности гидрофона были получены двумерные распределения комплексных амплитуд акустического давления, создаваемого излучателем в плоскости измерения голограммы на рассматриваемых частотах. Указанные распределения использовались для расчета прямого и обратного распространения акустического поля в воде. Расчет проводился методом углового спектра. Это позволило смоделировать поле акустического давления, создаваемое излучателем в воде на каждой из рассматриваемых частот, а также распределения амплитуды и фазы давления в плоскости ($x, y, z = 0$), содержащей излучающую поверхность алюминиевой пластины. Полученные распределения акустических полей сравнивались между собой с целью выбора частоты, обеспечивающей наиболее однородное распределение амплитуды акустического давления как на поверхности, так и в двух аксиальных плоскостях излучателя. В результате за рабочую частоту было принято значение 6.96 МГц, а соответствующие распределения амплитуды и фазы акустического давления на внешней поверхности алюминиевой пластины (далее — излучателя) использовались в численном эксперименте в качестве граничных условий при дальнейшем моделировании акустического поля в ткани (рис. 2). Как видно, пространственное распределение амплитуды давления на излучателе отличается по размерам от номинальных размеров пьезопластины (рис. 2, штриховые линии), занимая меньшую область. Кроме того, наблюдается несимметричность и неоднородность распределения: уменьшение амплитуды на краях излучателя и ее увеличение в центральной области, более выраженное в верхней ее части.

Для задания используемой в эксперименте акустической мощности пьезоизлучателя (12 Вт) полученное распределение амплитуды давления на плоскости излучателя ($x, y, z = 0$ мм) масштабировалось путем домножения на коэффициент, равный квадратному корню из отношения задаваемой мощности к мощности излучателя, посчитанной из данных голографии. Мощность излучателя рассчитывалась как интеграл от интенсивности по его поверхности и составляла величину 9×10^{-4} Вт при напряжении 1 В на излучателе. В численном

эксперименте мощность соответствовала 12 Вт. Таким образом, коэффициент масштабирования по амплитуде был равен 114.

С использованием полученных граничных условий для комплексной амплитуды $p_0(x,y,z=0)$ на поверхности излучателя с помощью метода углового спектра рассчитывалось распределение давления $p(x,y,z)$ на всей численной сетке в среде распространения со скоростью звука, соответствующей ткани говяжьей печени. Поглощение в ткани учитывалось домножением пропагатора на величину $\exp(-\alpha z)$ [23]:

$$p(x,y,z) = \frac{1}{(2\pi)^2}\int\limits_{-\infty}^{+\infty}\int\limits_{-\infty}^{+\infty} dk_x dk_y S_{p_0}(k_x,k_y,z=0)\times \\ \times e^{i\sqrt{(\omega/c_0)^2-k_x^2-k_y^2}z} e^{ik_x x+ik_y y} e^{-\alpha z}, \quad (1)$$

$$S_{p_0}(k_x,k_y,z=0) = \\ = \int\limits_{-\infty}^{+\infty}\int\limits_{-\infty}^{+\infty} p_0(x,y,z=0) e^{-ik_x x-ik_y y} dxdy, \quad (2)$$

где S_{p_0} — исходный пространственный спектр, соответствующий комплексному распределению давления $p_0(x,y,z=0)$, k_x и k_y — пространственные частоты. Далее при расчете распределения интенсивности $I(x,y,z) = pp^*/2\rho_0 c_0$ (p^* — комплексно-сопряженная величина к давлению p) и пространственного распределения плотности мощности тепловых источников $Q(x,y,z) = 2\alpha I(x,y,z)$ в неоднородном уравнении теплопроводности поглощение ультразвуковой энергии в ткани учитывалось в приближении плоской волны. Здесь c_0, ρ_0 и α — скорость звука, плотность и коэффициент затухания в ткани говяжьей печени на частоте излучателя f_0. Для обеспечения постоянства температуры на границе с охлаждающей пластиной использовался метод изображений, заключающийся в зеркальном отображении распределения $Q(x,y,z)$ в область отрицательных значений z с заменой знака:

$$Q(x,y,-z) = -Q(x,y,z). \quad (3)$$

Моделирование проводилось для излучения пьезопластины на частоте $f_0 = 6.96$ МГц; акустические параметры ткани соответствовали говяжьей печени и были равны $c_0 = 1580$ м/с, $\rho_0 = 1050$ кг/м^3 и $\alpha = 49.78$ м$^{-1}$ [24–26].

Температурное поле

Расчет трехмерного температурного поля в образце ткани говяжьей печени *ex vivo* с учетом его объемного нагревания ультразвуком и поверхностного охлаждения проводился с помощью разработанного в работе численного алгоритма, основанного на решении неоднородного уравнения теплопроводности:

$$\frac{\partial T}{\partial t} = \chi\Delta T + \frac{Q}{C_v}, \quad (4)$$

где $T = T(x,y,z,t)$ — температура в ткани, t — время, χ — коэффициент температуропроводности, C_v — объемная теплоемкость образца, $Q = Q(x,y,z)$ — плотность мощности тепловых источников в ткани, рассчитанная в приближении плоской волны.

В силу линейности уравнения (4) моделирование эффектов нагревания и охлаждения проводилось независимо друг от друга. Решение представлялось в виде суммы:

$$T(x,y,z,t) = T_{\text{обр}} + T_1(x,y,z,t) + T_2(x,y,z,t), \quad (5)$$

где $T_{\text{обр}}$ — фоновая (начальная) температура образца 23°C, $T_1(x,y,z,t)$ — решение трехмерного однородного уравнения теплопроводности с неоднородными граничными условиями (ГУ), соответствующими постоянной температуре на поверхности охлаждающей (алюминиевой) пластины, равной ее отличию от фоновой ($T_1 = T_{\text{охл}} - T_{\text{обр}}$, где $T_{\text{охл}} = 14$°C — температура охлаждающей пластины) и нулю на всех остальных поверхностях (рис. 1а); $T_2(x,y,z,t)$ — решение уравнения (4), описывающее изменение температуры ткани относительно фоновой, с однородными ГУ ($T_2 = 0$ на границах численного окна) и тепловыми источниками Q, связанными с поглощением энергии ультразвукового пучка в ткани. Такое разделение обусловлено тем, что для температурных распределений T_1 и T_2 удобно использовать различные методы решения.

Расчет неоднородного уравнения теплопроводности (4) осуществлялся на сетке, состоящей из 242 узлов по каждой из поперечных координат x и y с пространственным шагом 0.35 мм ($-4.2 \leqslant x(y) \leqslant 4.2$ см). Размер области моделирования вдоль оси пучка z (аксиальное направление) варьировался в зависимости от решаемой задачи: для моделирования процесса охлаждения использовалась сетка из 1001 узла с шагом 0.1 мм ($0 \leqslant z \leqslant 10$ см), тогда как для моделирования нагревания размер аксиальной области был увеличен вдвое для обеспечения однородных граничных условий на границах численного окна (2001 узел, шаг 0.1 мм, $-10 \leqslant z \leqslant 10$ см). Значения физических параметров соответствовали ткани печени и были равны $\chi = 1.93\times10^{-7}$ м^2/с, $C_v = 5\times10^6$ Дж/(м^3 °C) [25, 26].

Расчет охлаждения образца

Для расчета эффектов охлаждения предполагалось, что температура на поверхности алюминиевой пластины поддерживалась постоянной, $T_{\text{охл}} = 14$°C, начальная фоновая температура образца биологической ткани и температура на его границах, кроме поверхности алюминиевой

пластины, составляла $T_{\text{обр}} = 23°\text{C}$ (рис. 1а). Процесс охлаждения образца ткани относительно температуры $T_{\text{обр}}$ описывается переменной T_1, уравнение, начальное и граничные условия для которой с учетом (4) и (5) можно записать следующим образом:

$$\frac{\partial T_1}{\partial t} = \chi \Delta T_1; \quad T_1(x,y,z,0) = 0; \quad T_1(x,y,0,t) = T_0(x,y)\theta(t), \tag{6}$$

где $T_0(x,y) = \delta T = (T_{\text{охл}} - T_{\text{обр}}) = -9°\text{C}$ при $-\frac{L_x}{2} \le x \le \frac{L_x}{2}, -\frac{L_y}{2} \le y \le \frac{L_y}{2}$, т.е. внутри поверхности алюминиевой пластины, и 0 вне пластины, $L_x = 25$ мм, $L_y = 40$ мм — размеры пластины, $\theta(t)$ — функция Хевисайда.

Решение задачи (6) можно записать в виде обратного двумерного преобразования Фурье от решения в k-пространстве для каждой из компонент пространственного спектра излучателя [27]:

$$T_1(x,y,z,t) = \frac{1}{(2\pi)^2} \int_{-\infty}^{+\infty}\int_{-\infty}^{+\infty} dk_x dk_y S_{T_1}(k_x,k_y,z,t) e^{ik_x x + ik_y y}, \tag{7}$$

где пространственный спектр $S_{T_1}(k_x,k_y,z,t)$ для излучателя прямоугольной формы имеет точное аналитическое решение:

$$S_{T_1}(k_x,k_y,z,t) = \frac{\delta T}{2} L_x L_y \operatorname{sinc}\left(\frac{k_x L_x}{2}\right)\operatorname{sinc}\left(\frac{k_y L_y}{2}\right) \times$$
$$\times \left\{ e^{-z\sqrt{k_x^2+k_y^2}} \left[1 + \operatorname{erf}\left(\sqrt{\chi t}\sqrt{k_x^2+k_y^2} - \frac{z}{\sqrt{4\chi t}}\right)\right] + \right. \tag{8}$$
$$\left. + e^{z\sqrt{k_x^2+k_y^2}} \left[1 - \operatorname{erf}\left(\sqrt{\chi t}\sqrt{k_x^2+k_y^2} + \frac{z}{\sqrt{4\chi t}}\right)\right] \right\}.$$

Здесь $\operatorname{sinc}(x) = \sin x / x$, $\operatorname{erf}(z) = \frac{2}{\sqrt{\pi}} \int_0^z e^{-x^2} dx$ — функция ошибок.

Таким образом, решение (7)–(8) для функции $T_1(x,y,z,t)$ описывает изменение со временем пространственного распределения температуры в объеме ткани за счет охлаждения алюминиевой пластиной при отключенном ультразвуковом излучателе. В предельном случае больших времен охлаждения в ткани устанавливается стационарное распределение температуры.

Расчет нагревания образца

Распределение температурного поля в ткани при ее нагревании за счет поглощения энергии ультразвукового пучка рассчитывалось путем численного решения неоднородного уравнения теплопроводности с однородными граничными условиями:

$$\frac{\partial T_2}{\partial t} = \chi \Delta T_2 + \frac{Q}{C_v}; \quad T_2(x,y,z,0) = 0; \quad T_2\big|_{\text{border}} = 0, \tag{9}$$

где $T_2(x,y,z,t)$ описывает отличие температуры ткани относительно фоновой (начальной) температуры $T_{\text{обр}} = 23°\text{C}$ в отсутствии охлаждения, $T_2\big|_{\text{border}}$ — температура ткани на границах численного окна (рис. 1), $Q(x,y,z)$ — пространственные распределения плотности мощности антисимметричных тепловых источников, задаваемых соотношением (3). После окончания облучения моделировался процесс остывания образца в течение 2 мин для учета продолжающейся диффузии тепла.

Задача (9) имеет аналитическое решение в k-пространстве [28]:

$$S_{T_2}(k_x,k_y,k_z,t) = \frac{S_Q(k_x,k_y,k_z)}{\left(k_x^2+k_y^2+k_z^2\right)\chi C_v}\left(1 - e^{-\left(k_x^2+k_y^2+k_z^2\right)\chi t}\right), \tag{10}$$

$$S_Q(k_x,k_y,k_z) = \int_{-\infty}^{+\infty}\int_{-\infty}^{+\infty}\int_{-\infty}^{+\infty} dx dy dz Q(x,y,z) e^{-ik_x x - ik_y y - ik_z z}, \tag{11}$$

где $S_Q(k_x,k_y,k_z)$ и $S_{T_2}(k_x,k_y,k_z,t)$ являются пространственными спектрами Фурье от $Q(x,y,z)$ и $T_2(x,y,z,t)$. Далее, температурное распределение $T_2(x,y,z,t)$ рассчитывалось как обратное преобразование Фурье от аналитического решения (10):

$$T_2(x,y,z,t) = \frac{1}{(2\pi)^3} \int_{-\infty}^{\infty}\int_{-\infty}^{\infty}\int_{-\infty}^{\infty} dk_x dk_y dk_z S_{T_2}(k_x,k_y,k_z,t) e^{ik_x x + ik_y y + ik_z z}. \tag{12}$$

Таким образом, решение (12) системы уравнений (9) для функции $T_2(x,y,z,t)$ описывает изменение со временем пространственного распределения температуры в объеме ткани за счет поглощения энергии ультразвукового излучения при постоянной температуре на границах образца. Итоговое распределение температурного поля образца, сочетающее ультразвуковой нагрев и поверхностное охлаждение, описывается суммой решений $T_1(x,y,z,t)$, $T_2(x,y,z,t)$ и $T_{\text{обр}}$.

Тепловая доза

В качестве критерия достижения теплового некроза ткани использовалась величина тепловой дозы:

$$t_{56.0} = \int_0^{t_{\text{heat}}} R_0^{56.0 - T(x,y,z,t)} dt \ge 1.76, \tag{13}$$

где коэффициент R_0 принимает значение 0.5 при $T(x,y,z,t) \geqslant 43°\text{C}$ и 0.25 при $T(x,y,z,t) < 43°\text{C}$ [29], $t_{56.0}$ — обычно используемый в высокоинтенсивных

режимах HIFU временной эквивалент пороговой разрушающей тепловой дозы, составляющий 240 мин при температуре 43°C, и равный 1.76 с в случае его определения относительно температуры 56°C [30–32].

РЕЗУЛЬТАТЫ

1. Акустическое поле в воде

На рис. 3 представлены пространственные распределения амплитуды давления в воде в аксиальных плоскостях *xz* и *yz*, проходящих через центр излучателя для реального и идеального излучателей с частотой 6.96 МГц и акустической мощностью 12 Вт. Для используемого в экспериментах реального излучателя (рис. 3а) использовались граничные условия, полученные из экспериментальных данных акустической голографии (рис. 2). В случае идеального излучателя (рис. 3б) предполагалось равномерное распределение амплитуды колебательной скорости, перпендикулярной его поверхности с размерами, соответствующими номинальным размерам пьезопластины 2.5×1.5 см, и с тем же значением полной мощности 12 Вт.

Сравнительный анализ результатов моделирования акустического поля давления, полученных для реального и идеального прямоугольного излучателей (рис. 3), выявил существенные различия. Распределения амплитуды давления для идеального излучателя симметричны относительно его оси, характеризуются бóльшими размерами пучка вдоль обеих координат *x* и *y* и примерно вдвое меньшими абсолютными значениями амплитуды давления по сравнению с полем, генерируемым исследуемой пьезопластиной. Хотя излучение на выбранной частоте 6.96 МГц вблизи третьей гармоники основной частоты пьезопластины характеризуется наиболее однородным и симметричным распределением давления среди исследованных частот, пространственная структура поля реального излучателя остается неоднородной и асимметричной относительно его оси ($x = 0$, $y = 0$, z). Несоответствие между номинальными размерами излучающей поверхности пьезоэлектрической пластины и эффективными размерами реального излучателя также проявляется в подавлении излучения в его прикраевых областях (рис. 2). Таким образом, использование модели идеального поршневого излучателя в качестве аппроксимации реального излучателя представляется некорректным. При этом использование экспериментальных данных акустической голографии позволяет получить граничные условия, соответствующие условиям физического эксперимента.

2. Акустическое поле в ткани и тепловые источники

На рис. 4 представлены пространственные распределения амплитуды акустического давления, рассчитанные численно в ткани образца говяжьей печени в плоскостях, содержащих ось излучателя: *xz* при $y = 0$ и *yz* при $x = 0$. Моделирование

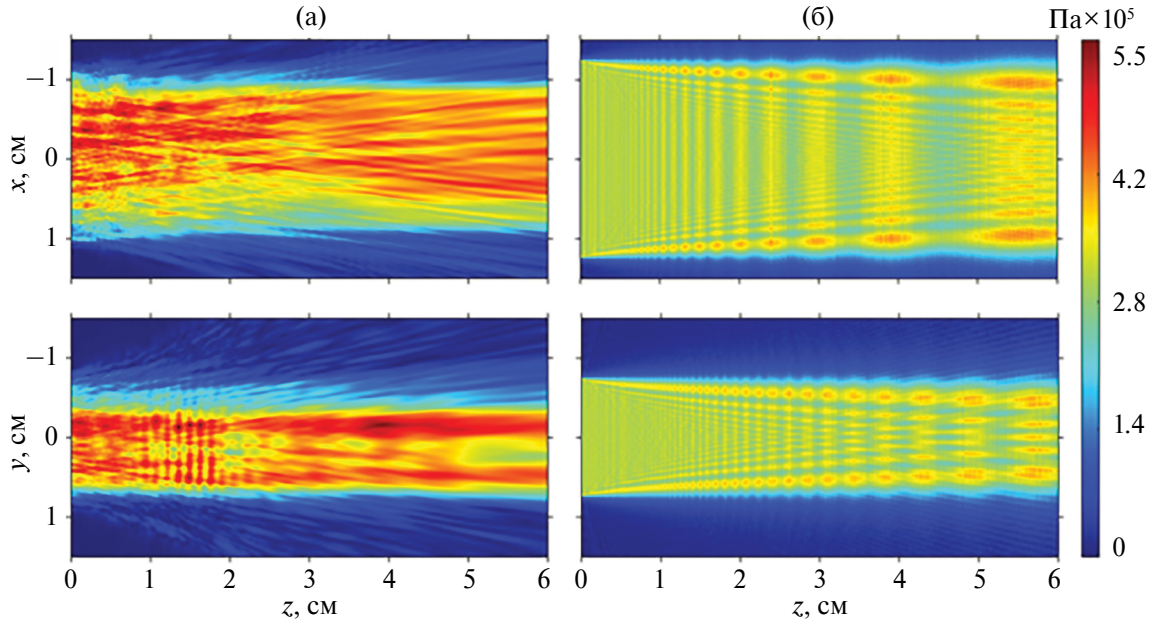

Рис. 3. Пространственные распределения амплитуды давления в воде в двух аксиальных плоскостях *xz* (верхняя строка) и *yz* (нижняя строка) на частоте 6.96 МГц для акустической мощности излучателя 12 Вт. Распределения рассчитаны (а) — по данным акустической голографии для рассматриваемого излучателя и (б) — для идеального поршневого излучателя с номинальными размерами.

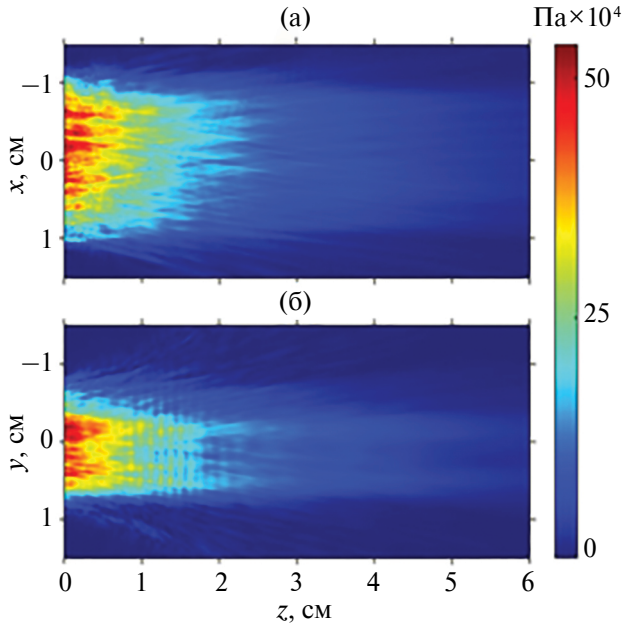

Рис. 4. Рассчитанные численно пространственные распределения амплитуды давления в ткани в аксиальных плоскостях (а) — *xz*, (б) — *yz* для частоты 6.96 МГц и акустической мощности излучателя 12 Вт.

проводилось на основе граничных условий (рис. 2), полученных из измеренной акустической голограммы, для частоты 6.96 МГц и акустической мощности излучателя 12 Вт. Как следует из экспоненциальной зависимости решения (1) вдоль оси z, характерная глубина проникновения ультразвукового поля, определяемая по уровню спада амплитуды давления волны в e раз, расположена на глубине $1/\alpha$, равной около 2 см. На этой глубине максимальное значение амплитуды давления уменьшается с 6.9×10^5Па до 2.5×10^5 Па.

В указанном диапазоне глубин происходит эффективное поглощение акустической энергии биологической тканью с последующим ее преобразованием в тепловую энергию, что приводит к повышению температуры ткани. Соответствующие распределения плотности мощности антисимметричных тепловых источников в двух аксиальных плоскостях *xz* и *yz* представлены на рис. 5. Как видно из рисунка, эффективная глубина нагрева, $1/2\alpha$, на которой мощность тепловых источников уменьшается в e раз, составляет около 1 см. Однако при длительном нагреве (несколько минут) большую роль играют эффекты тепловой диффузии, в связи с чем можно ожидать, что температура ткани повысится и на бóльших глубинах. Напомним, что примененная в численной модели антисимметрия тепловых источников (рис. 5) обеспечивает поддержание постоянной температуры на границе $z = 0$.

3. Охлаждение образца алюминиевой пластиной

На рис. 6 представлены результаты решения задачи поверхностного охлаждения (6)–(8) образца говяжьей печени алюминиевой пластиной в отсутствие ультразвукового воздействия. Изображены двумерные распределения температуры в плоскости оси излучателя *yz* (при $x = 0$) в разные моменты времени (60 с и 80 мин) и временная зависимость температуры на оси излучателя ($x = 0$, $y = 0$) для трех характерных глубин в ткани: 2 мм, 1.5 см и 3 см.

На рис. 6а показано характерное пространственное распределение температуры в биоткани в плоскости оси излучателя на момент времени 60 с. При больших временах воздействия (порядка 80 мин) в образце устанавливается стационарное распределение температуры (рис. 6б). При этом, как видно из рисунка, алюминиевая пластина эффективно охлаждает образец биоткани на глубине до 0.5 см. На глубинах от 0.5 до 2 см ее вклад менее ощутим, а дальше практически отсутствует. Отметим, что преимущественный интерес для практических приложений в косметологии представляют поверхностные слои до 0.2 см [4, 17].

Грубая аналитическая оценка времени установления τ стационарного распределения температуры на глубине d может быть получена с помощью

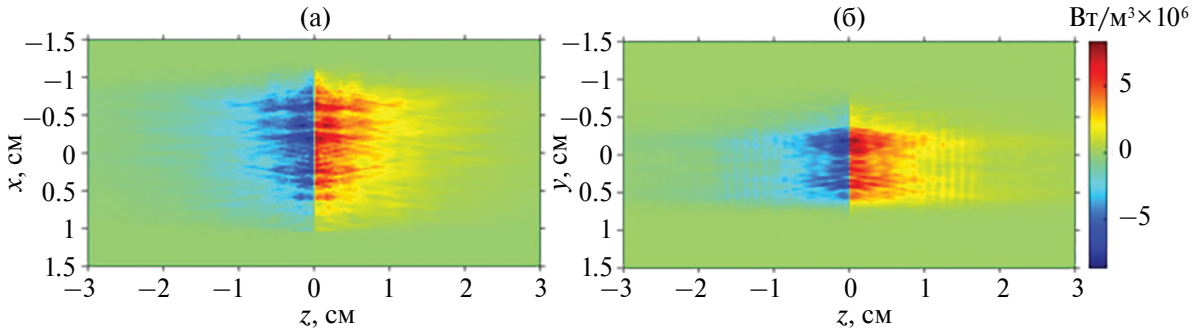

Рис. 5. Пространственное распределение плотности мощности тепловых антисимметричных источников Q в ткани в аксиальных плоскостях (а) — *xz* и (б) — *yz* на рабочей частоте 6.96 МГц для мощности излучателя 12 Вт.

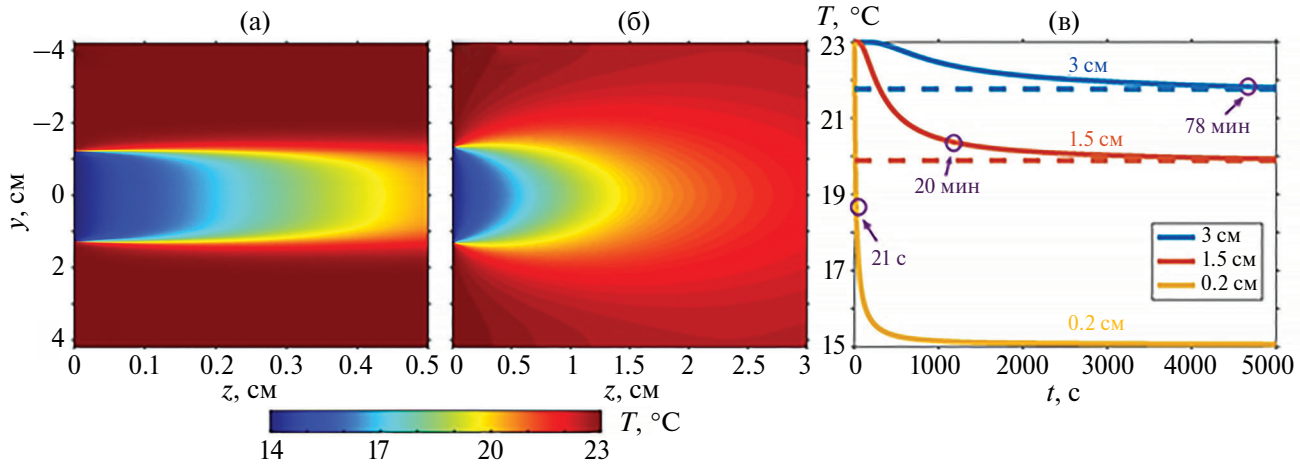

Рис. 6. Пространственные распределения температуры в ткани (а) — в момент времени $t = 60$ с после включении охлаждения образца и (б) — после установления стационарного распределения температуры в момент времени $t = 80$ мин. (в) — Зависимости температуры образца T от времени t на оси излучателя для характерных глубин: 3 см (синяя кривая), 1.5 см (красная кривая), 0.2 см (желтая кривая).

упрощенной нормализации уравнения (4) как $\tau \sim d^2/\chi$ [33]. Оценки для трех характерных глубин 0.2 см, 1.5 см и 3 см дают значения $\tau = 21$ с, 20 мин и 78 мин, соответственно. Такая оценка времени установления τ стационарной температуры имеет практический интерес в контексте использования предварительного поверхностного охлаждения, например, в качестве анестезии. На рис. 6в представлены графики зависимости температуры на оси излучателя от времени для указанных глубин 0.2 см (желтая кривая), 1.5 см (красная кривая) и 3 см (синяя кривая). Оценочные значения времени установления τ для соответствующих глубин указаны стрелками. Достижение стационарной температуры соответствует режиму насыщения, т.е. выходу графика на плато (пунктирные линии). Графики на рис. 6в показывают, что максимально охладить ткань на глубине 0.2 см возможно до температуры 15°C, на глубине 1.5 см — до 19.8°C, а на 3 см — до 21.8°C. При этом аналитическая оценка времени τ хорошо согласуется с результатами моделирования для больших глубин с погрешностью не более 10%. На малых глубинах присутствует значительный градиент температуры, что требует корректировки коэффициента, определяющего характерный масштаб ее изменения. Однако, в пределах погрешности, характерное время установления стационарного состояния на глубине 0.2 см составляет порядка двух минут (рис. 6а, 6в). Полученные результаты свидетельствует о том, что предварительное охлаждение поверхностных слоев биоткани может способствовать снижению риска перегрева и болевых ощущений у пациента в ходе проведения процедуры. Продолжительность предварительного охлаждения следует корректировать в зависимости от требуемой глубины воздействия (рис. 6в).

4. Объемный нагрев образца с поверхностным охлаждением

Результаты моделирования пространственно-временных распределений температуры в образце биологической ткани в двух аксиальных плоскостях xz и yz при одновременном включении ультразвукового нагревания и поверхностного охлаждения представлены на рис. 7. Распределения

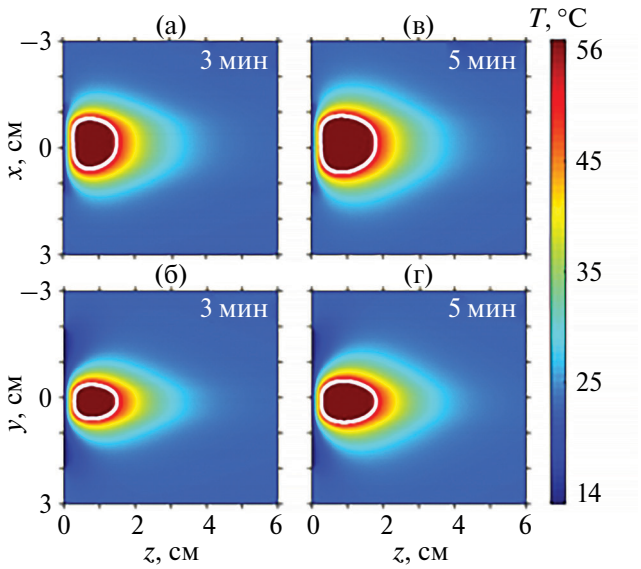

Рис. 7. Пространственные распределения температуры в аксиальных плоскостях (а, в) — xz и (б, г) — yz на момент окончания облучения образца говяжьей печени при комбинации ее нагревания и охлаждения. Время облучения ткани составляло (а, б) — $t = 3$ мин и (в, г) — $t = 5$ мин. Белым контуром показана область, внутри которой тепловая доза превысила пороговое значение после остывания образца в течение 2 мин.

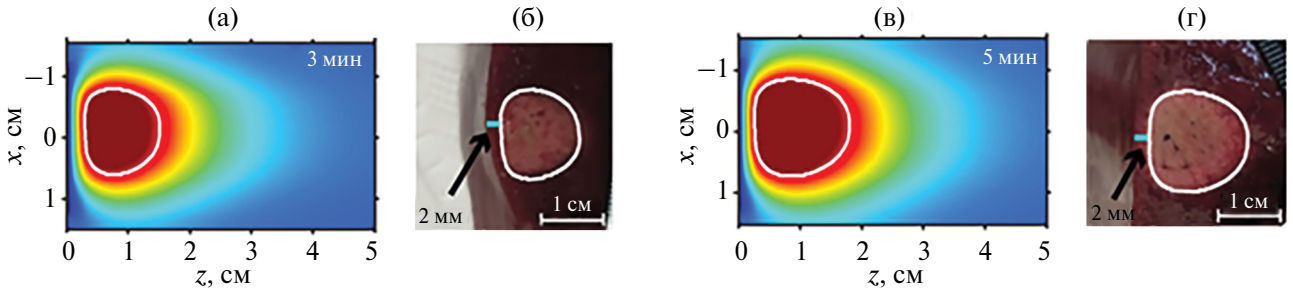

Рис. 8. Результаты сравнения результатов (а, в) — численного и (б, г) — физического экспериментов по облучению ткани говяжьей печени *ex vivo* для акустической мощности 12 Вт и времени облучения (а, б) — 3 мин и (в, г) — 5 мин.

температуры показаны для двух времен облучения: 3 мин (рис. 7а, 7б) и 5 мин (рис. 7в, 7г).

Как видно из рисунков, максимальная температура в образце говяжьей печени для времени воздействия в 3 мин соответствует 66°C и достигается на глубине 5 мм (рис. 7а, 7б), а для 5 мин — 72°C на глубине 8 мм (рис. 7в, 7г). С увеличением времени облучения увеличивается объем ткани, в котором тепловая доза превышает свое пороговое значение, соответствующее достижению теплового некроза (рис. 7, область обозначена белым контуром). При этом контур достижения теплового некроза практически совпадает с контуром, ограничивающим область, где температура превысила 52°C. Тепловые разрушения имеют форму сплюснутого сфероида, вытянутого вдоль оси *x,* с размерами 1.4×0.96×1.2 см для 3 мин и 1.5×1.2×1.5 см для 5 мин (рис. 7). В обоих случаях наблюдается интактный (неповрежденный) поверхностный слой с практически одинаковой толщиной: 2.8 мм и 2.7 мм для 3 и 5 мин, соответственно.

Для верификации результатов численного моделирования было проведено сравнение с результатами проведенных физических экспериментов по тепловой абляции ткани говяжьей печени *ex vivo* (рис. 8) [18]. В результате суперпозиции объемного ультразвукового нагревания и поверхностного охлаждения в образцах были сформированы тепловые разрушения без повреждения поверхностного слоя образца печени толщиной около 2 мм (рис. 8б, 8г). Форма и размеры теплового разрушения, полученного в численном моделировании, показали хорошее качественное и количественное согласие с результатами физического эксперимента (рис. 8).

Таким образом, результаты численного моделирования, выполненного с использованием описанных алгоритмов, демонстрируют адекватное описание физического эксперимента, подтверждая работоспособность предложенного метода объемного воздействия на биологическую ткань нефокусированным ультразвуком при сохранении интактности ее поверхностного слоя.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ И ВЫВОДЫ

В работе представлен алгоритм решения неоднородного уравнения теплопроводности, описывающего процесс объемного нагревания биологической ткани при воздействии нефокусированным ультразвуком, генерируемым плоской пьезопластиной, и охлаждения ее поверхностного слоя.

Анализ аналитического решения задачи объемного охлаждения в отсутствие воздействия ультразвуком показал, что эффективное охлаждение ткани обеспечивается на глубине до 5 мм. При этом временные характеристики достижения стационарной температуры на глубинах 0.2 см, 1.5 см и 3 см составляют 21 с, 20 мин и 78 мин, соответственно. На глубине 0.2 см максимальное охлаждение в отсутствие ультразвукового нагрева составляет порядка 8°C (образец охлаждается от начальной температуры 23°C до 15°C) и достигается через несколько минут. Таким образом, для обеспечения обезболивающего эффекта и защиты поверхностного слоя толщиной 2 мм перед ультразвуковым воздействием рекомендуется предварительное охлаждение поверхности биологической ткани в течение не менее 2 мин.

Численное моделирование процесса получения объемной тепловой абляции в образце говяжьей печени, осуществляемой с помощью нефокусированного ультразвукового пучка, генерируемого пьезопластиной, в сочетании с охлаждением поверхностных слоев алюминиевой пластиной, показало формирование тепловых разрушений в форме сплюснутого сфероида. Превышение пороговой тепловой дозы при временах облучения 3 и 5 мин наблюдалось внутри объема с температурой, превышающей 52°C, при этом оставался неповрежденным поверхностный слой, толщина которого составляла не менее 2 мм. Показанное качественное и количественное соответствие результатов моделирования экспериментальным данным позволило верифицировать представленный в работе численный алгоритм. Полученные результаты также продемонстрировали перспективность использования предложенного метода для получения локализованных объемных тепловых разрушений

или иного ультразвукового объемного воздействия на приповерхностные слои биологической ткани с сохранением интактности поверхностного слоя.

В данной работе был рассмотрен пример одного конкретного излучателя с фиксированными параметрами. В общем случае форма и размер теплового разрушения либо иного воздействия ультразвуком будут зависеть от нескольких факторов: геометрии, частоты и мощности ультразвукового излучателя, а также размеров и температуры охлаждения алюминиевой пластины. Так, например, локализация воздействия ультразвуком на меньшей глубине может осуществляться с помощью выбора более высокой частоты. На низких частотах глубина проникновения ультразвука будет бóльшей, поэтому итоговая область воздействия будет иметь бóльший размер по глубине. Толщина интактного слоя будет зависеть от температуры поверхностного охлаждения. Меняя данные параметры, можно получать различные формы и объемы тепловых разрушений, что является предметом дальнейших исследований.

Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда № 24-72-10128, https://rscf.ru/project/24-72-10128/ в Южном федеральном университете.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Еняков А.М.* Метрологические проблемы применения ультразвука в физиотерапии // АСМ. 2015. Т. 3. № 4. С. 152–193.
2. *Mougenot C., Köhler M.O., Enholm J., Quesson B., Moonen C.* Quantification of near-field heating during volumetric MR-HIFU ablation // Med. Phys. 2011. V. 38. P. 272–282.
3. *Crouzet S., Chapelon J.Y., Rouviere O., Mege-Lechevallier F., Colombel M., Tonoli-Catez H., Martin X., Gelet A.* Whole-gland ablation of localized prostate cancer with high-intensity focused ultrasound oncologic outcomes and morbidity in 1002 patients // Eur. Urol. 2014. V. 65. P. 907–914.
4. *Laubach H.J., Makin I.R., Barthe P.G., Slayton M.H., Manstein D.* Intense focused ultrasound: evaluation of a new treatment modality for precise microcoagulation within the skin // Dermatol. Surg. 2008. V. 34. № 5. P. 727–734.
5. *Бэйли М.Р., Хохлова В.А., Сапожников О.А., Каргл С.Г., Крам Л.А.* Физические механизмы воздействия терапевтического ультразвука на биологическую ткань // Акуст. журн. 2003. Т. 49. № 4. С. 437–464.
6. *Haar G.* Therapeutic applications of ultrasound // Prog. Biophys. Mol. Biol. 2007. V. 93. P. 111–129.
7. *Ko E.J., Hong J.Y., Kwon T.R., Choi E.J., Jang Y.J., Choi S.Y., Yoo K.H., Kim S.Y., Kim B.J.* Efficacy and safety of non-invasive body tightening with high-intensity focused ultrasound (HIFU) // Skin Res. Technol. 2017. V. 23. № 4. P. 558–562.
8. *Al-Jumaily A.M., Liaquat H., Paul S.* Focused ultrasound for dermal applications // Ultrasound Med. Biol. 2024. V. 50. № 1. P. 8–17.
9. *Day D.* Microfocused ultrasound for facial rejuvenation: current perspectives // Res. rep. focus. ultrasound. 2014. V. 2. P. 13–17.
10. *Gutowski K.A.* Microfocused ultrasound for skin tightening // Clin. Plast. Surg. 2016. V. 43. № 3. P. 577–582.
11. *Oni G., Hoxworth R., Teotia S., Brown S., Kenkel J.M.* Evaluation of a microfocused ultrasound system for improving skin laxity and tightening in the lower face // Aesthet. Surg. J. 2014. V. 34. № 7. P. 1099–1110.
12. *White W.M., Makin I.R., Barthe P.G., Slayton M.H., Gliklich R.E.* Selective creation of thermal injury zones in the superficial musculoaponeurotic system using intense ultrasound therapy: a new target for noninvasive facial rejuvenation // Arch. Facial Plast. Surg. 2007. V. 9. № 1. P. 22–29.
13. *MacGregor J.L., Tanzi E.L.* Microfocused ultrasound for skin tightening // Semin Cutan Med. Surg. 2013. V. 32. № 1. P. 18–25.
14. *Checcucci E. et al.* The real-time intraoperative guidance of the new HIFU Focal-One platform allows to minimize the perioperative adverse events in salvage setting // J. Ultrasound. 2022. V. 25. № 2. P. 225–232.
15. *Lee H.J., Lee M.H., Lee S.G., Yeo U.C., Chang S.E.*. Evaluation of a novel device, high-intensity focused ultrasound with a contact cooling for subcutaneous fat reduction // Lasers Surg. Med. 2016. V. 48. № 9. P. 878–886.
16. *Brown S.A., Greenbaum L., Shtukmaster S., Zadok Y., Ben-Ezra S., Kushkuley L.* Characterization of nonthermal focused ultrasound for noninvasive selective fat cell disruption (lysis): technical and preclinical assessment // Plast. Reconstr. Surg. 2009. V. 124. № 1. P. 92–101.
17. *Hongcharu W., Boonchoo K., Gold M.H.* The efficacy and safety of the high-intensity parallel beam ultrasound device at the depth of 1.5 mm for skin tightening // J. Cosmet. Dermatol. 2023. V. 22. № 5. P. 1488–1494.
18. *Рыбянец А.Н., Швецов И.А., Швецова Н.А., Цысарь С.А., Котельникова Л.М., Хохлова В.А., Сапожников О.А.* Сочетание объемного ультразвукового нагрева с поверхностным охлаждением как новый метод пространственной и временной локализации теплового воздействия на биоткани // Сборник Трудов XXXVI сессии Российского акустического общества. М.: ГЕОС, 2024. С. 1180–1186.
19. *Rybyanets A.N., Shvetsov I.A., Shvetsova N.A., Marakhovsky M.A., Kolpacheva N.A.* Microstructure, complex electromechanical parameters and dispersion characteristics of ferroelectrically “hard” piezoceramics // J. Adv. Dielectrics. 2025. V. 15. № 3. P. 2540001.
20. *Sapozhnikov O.A., Tsysar S.A., Khokhlova V.A., Kreider W.* Acoustic holography as a metrological tool for characterizing medical ultrasound sources and fields // J. Acoust. Soc. Am. 2015. V. 138. № 3. P. 1515–1532.

21. *Nikolaev D.A., Tsysar S.A., Khokhlova V.A., Kreider W., Sapozhnikov O.A.* Holographic extraction of plane waves from an ultrasound beam for acoustic characterization of an absorbing layer of finite dimensions // J. Acoust. Soc. Am. 2021. V. 149. № 1. P. 386.

22. *Wong G.S., Zhu S.* Speed of sound in seawater as a function of salinity, temperature, and pressure // J. Acoust. Soc. Am. 1995. V. 97. № 3. P. 1732–1736.

23. *Keravnou C.P., Izamis M.-L., Averkiou M.A.* Method for estimating the acoustic pressure in tissues using low-amplitude measurements in water // Ultrasound Med. Biol. 2015. V. 41. № 11. P. 3001–3012.

24. *Андрияхина Ю.С., Карзова М.М., Юлдашев П.В., Хохлова В.А.* Ускорение тепловой абляции объемов биологической ткани с использованием фокусированных ультразвуковых пучков с ударными фронтами // Акуст. журн. 2019. Т. 65. № 2. С. 1—12.

25. *Duck F.A.* Physical properties of tissue. London: Academic Press, 1990.

26. https://itis.swiss/virtual-population/tissue-properties/database/acoustic-properties/

27. *Тихонов А.Н., Самарский А.А.* Уравнения математической физики. М.: Наука, 1977. 736 с.

28. *Пестова П.А., Карзова М. М., Юлдашев П. В., Крайдер У., Хохлова В.А.* Влияние траектории перемещения фокуса на равномерность температурного поля при импульсном воздействии мощного ультразвукового пучка на биологическую ткань // Акуст. журн. 2021. Т. 57. № 3. С. 250–259.

29. *Sapareto S.A., Dewey W.C.* Thermal dose determination in cancer therapy // Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 1984. V. 10. № 6. P. 787–800.

30. *Хилл К.Р., Бэмбер Дж.* Ультразвук в медицине. Физические основы применения. Под ред. тер Хаар Г. Пер. с англ. М.: Физматлит, 2008.

31. *Fan X., Hynynen K.* Ultrasound surgery using multiple sonications — treatment time considerations // Ultrasound Med. Biol. 1996. V. 22. № 4. P. 471–482.

32. *Venkatesan A.M., Partanen A., Pulanic T.K., Dreher M.R., Fischer J., Zurawin R.K., Muthupillai R., Sokka S., Nieminen H.J., Sinaii N., Merino M., Wood B.J., Stratton P.* Magnetic resonance imaging-guided volumetric ablation of symptomatic leiomyomata: correlation of imaging with histology // J. Vasc. Interv. Radiol. 2012. V. 23. № 6. P. 786–794.

33. *Крамаренко Н.В.* Обзор способов вывода критериев подобия в механике // Вестн. Сам. гос. техн. ун-та. Сер. Физ.-мат. Науки. 2021. Т. 25. №1. С. 163–192.

Numerical simulation of volumetric ultrasound heating of biological tissue with surface cooling

P. A. Pestova[a],*, A. N. Rybyanets[b], O. A. Sapozhnikov[a], M. M. Karzova[a], P. V. Yuldashev[a], S. A. Tsysar[a], L. M. Kotelnikova[a], I. A. Shvetsov[b], V. A. Khokhlova[a]

[a]*Moscow State University, Moscow, Russia, 119991*

[b]*Research Institute of Physics, Rostov on Don, Russia, 344090*

**e-mail: pestova.pa16@physics.msu.ru*

One of the undesirable effects of using ultrasound for extracorporeal therapy is skin overheating, caused by both ultrasound absorption and contact with the heated surface of the acoustic transducer. To suppress this effect, a forcibly cooled contact medium can be placed between the skin and the irradiating surface. A novel ultrasonic applicator implementing this approach has recently been proposed and developed at SFU. It uses a rectangular piezoelectric transducer bonded to an aluminum plate for volumetric heating of subcutaneous biotissue. The plate is cooled by circulating cold water through laterally drilled channels. This paper presents a numerical algorithm for calculating the three-dimensional temperature field in the tissue during the operation of this applicator. The simulation was based on the inhomogeneous heat equation. Experimental acoustic holography data obtained for the developed transducer were used to calculate the heat sources in the tissue. An example of heating bovine liver tissue ex vivo is considered, with irradiation times ranging from several seconds to several minutes. The simulation results were compared with experimental data on tissue thermal ablation at an acoustic power of 12 W and an ultrasound frequency of 6.96 MHz. It is shown that the combination of thermal tissue exposure and contact boundary cooling allows for volumetric tissue heating with a temperature maximum at a depth of 8 to 15 mm, while maintaining a negligible temperature change at depths up to 2–3 mm.

Keywords: therapeutic ultrasound, cosmetology, numerical simulation, heat equation