

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ
МОСКОВСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ
имени М. В. Ломоносова

XXIX Международная конференция
студентов, аспирантов и молодых ученых
по фундаментальным наукам



Международный
молодежный научный форум

“ЛОМОНОСОВ–2022”

Секция “ФИЗИКА”

Подсекция
“АКУСТИКА”

Сборник тезисов докладов

МОСКВА
Физический факультет МГУ
2022

6. Тюрина А.В., Юлдашев П.В., Есипов И.Б., Хохлова В.А. Численная модель спектрального описания генерации ультразвуковой волны разностной частоты при двухчастотном взаимодействии // Акуст. журн. 2022, №68(2). С. 152–161 (в печати).
7. Юлдашев П.В., Хохлова В.А. Моделирование трехмерных нелинейных полей ультразвуковых терапевтических решеток // Акуст. журн. 2011, №57(3). С. 337–347.

МЕТОДЫ ОЦЕНКИ СТЕПЕНИ РАЗРУШЕНИЯ БИОЛОГИЧЕСКОЙ ТКАНИ ИМПУЛЬСНЫМ ФОКУСИРОВАННЫМ УЛЬТРАЗВУКОМ

Соболева А.А., Пономарчук Е.М.

МГУ им. М.В. Ломоносова, физический факультет, Москва, Россия

E-mail: soboleva.aa20@physics.msu.ru

Современные методы хирургии в настоящий момент развиваются по пути минимизации инвазивности процедур [1], что позволяет снизить риск возникновения кровотечений или инфекций во время хирургических вмешательств. Высокоинтенсивный фокусируемый ультразвук (в англоязычной литературе, HIFU) может служить инструментом для задач неинвазивной хирургии [2]. При использовании HIFU, ультразвуковой (УЗ) излучатель помещается вне тела человека и фокусирует УЗ пучок через кожу, ткани и органы на целевой области, которая поглощает акустическую энергию. Исследования в этой области показали, что при достаточно высокой интенсивности ультразвука из-за нелинейных эффектов его распространения происходит генерация высших гармоник в спектре волны, асимметричное искажение профиля волны, формирование ударных фронтов и дополнительное поглощение энергии волны на разрывах [2]. При этом возможен локальный миллисекундный нагрев и кипение биоткани, что приводит к ее механическому измельчению. Такое разрушение ткани, вызванное ультразвуком, открывает новое направление в развитии медицинской технологии HIFU, получившее название «гистотрипсия с кипением» (ГК) [3]. Этот метод потенциально может заменить использующиеся на данный момент в клинической практике инвазивные и малоинвазивные методы лечения многих заболеваний, таких как злокачественные и доброкачественные опухоли печени, почек, предстательной железы, тромбоз глубоких вен, а также лечение гематом путем их разжижения и аспирации [4].

Ранее было показано, что степень ГК-разрушения биологической ткани может зависеть от свойств разрушаемой ткани, а также от параметров ГК-воздействия, таких как длительность УЗ импульсов и их количество [5]. Для дальнейшего клинического использования методов ГК необходимо изучение этих зависимостей на моделях различных тканей. Для этих целей требуется анализ степени разрушения биотканей, который может осуществляться, например, методами гистологического и цитологического анализа, а также различными методами электронной микроскопии [6–7]. К разрушениям, полученным методом ГК в биологических тканях, такие методы оценки на сегодняшний день применялись только для качественного анализа степени повреждений. Однако интерес представляет количественная оценка восприимчивости различных тканей к варьируемым протоколам ГК-воздействия.

В связи с этим, целью данной работы являлась разработка метода количественного гистологического анализа степени разрушения биоткани на примере ГК-разрушения ткани свиной печени и оценка доли неразрушенной ткани полученном в разрушении.

Нашими коллегами в университете шт. Вашингтон (Сиэтл, США) было получено объемное разрушение в ткани свиной печени с помощью 256-элементного излучате-

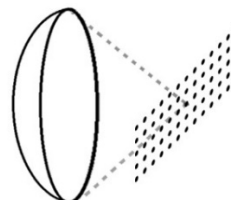


Рис. 1 Геометрия облучения ткани свиной печени для получения объемного разрушения

ля, работающего на частоте 1.5 МГц. Объемное разрушение получалось путем поточечного облучения слоя из 13 x 5 фокусов с шагом 1 мм, выбранным таким образом, чтобы одиночные разрушения в каждом фокусе при слиянии образовывали объемное разрушение (рис. 1). На каждую точку слоя приходилось 7 импульсов длительностью 5 мс с коэффициентом заполнения 1%. После окончания воздействия объем ткани, содержащий полученное разрушение, фиксировался в формалине и иссекался в области разрушения на тонкие слои с шагом 0.5 мм. Затем каждый срез наносился на предметное стекло, окрашивался трихромом Массона и сканировался на световом микроскопе при увеличении 4X.

В настоящей работе была проведена ручная сегментация одного из полученных срезов ГК-разрушения ткани свиной печени (рис. 2а) с помощью веб-инструмента CVAT. Вручную производилась разметка сначала пораженной ткани, а затем участков, сохранивших структурную целостность внутри пораженной области (рис. 2б).

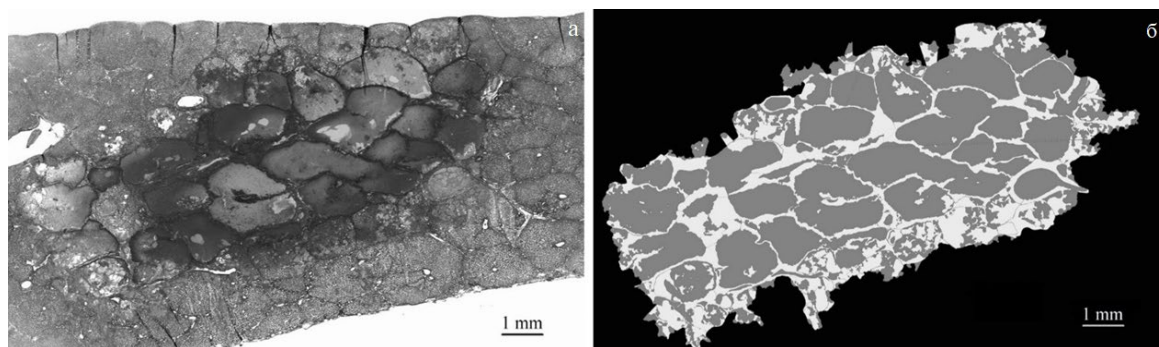


Рис. 2 (а) Гистологический срез разрушения в ткани свиной печени, окрашенный по Массону. Маркерная линия: 1 мм. (б) Результат ручной сегментации гистологического среза (а). Полностью разрушенная ткань печени отмечена серым цветом, интактная или недоразрушенная ткань внутри пораженной области – белым, интактная ткань вне пораженной области – черным.

Было показано (рис. 2б), что ткань печени оказалась разрушена неравномерно: внутри разрушения присутствуют как участки с утерянной клеточной структурой, так и интактные фрагменты ткани. Основную часть недоразрушенной ткани представляет соединительная ткань, что согласуется с результатами работы [6]. В результате анализа изображения была оценена общая площадь пораженной ткани (56.9 мм^2) и доля содержания интактной ткани внутри этой области (32.6 %).

Таким образом, в работе был реализован метод количественного гистологического анализа степени механических разрушений, полученных методом гистотрипсии с кипением в ткани свиной печени. Данный метод в дальнейшем планируется использовать для развития возможностей автоматизации гистологического анализа механических разрушений путем комбинации ручной сегментации с обучением нейронных сетей.

Работа поддержана грантом фонда «БАЗИС» 20-2-10-10-1.

Литература

1. Siddaiah-Subramanya M., et al. A new era of minimally invasive surgery: Progress and development of major technical innovations in general surgery over the last decade // *Surg. J.* 2017. V. 3. P. 163–166.
2. Khokhlova V.A., et al. Effects of nonlinear propagation, cavitation, and boiling in lesion formation by high intensity focused ultrasound in a gel phantom // *J. Acoust. Soc. Am.* 2006. V. 119 (3). P. 1834–1848.
3. Khokhlova T.D., et al. Controlled tissue emulsification produced by high intensity focused ultrasound shock waves and millisecond boiling // *J. Acoust. Soc. Am.* 2011. V. 130 (5). P. 3498–3510.
4. Khokhlova V.A., et al. Histotripsy methods in mechanical disintegration of tissue: towards clinical applications // *Int J Hyperthermia.* 2015. V. 31(2). P. 145–162.

5. Khokhlova T.D., et al. Dependence of boiling histotripsy treatment efficiency on HIFU frequency and focal pressure levels // *Ultrasound Med. Biol.* 2017. V. 43 (9). P. 1975-1985.
6. Wang Y.N., et al. Histological and biochemical analysis of mechanical and thermal bioeffects in boiling histotripsy lesions induced by high intensity focused ultrasound // *Ultrasound Med. Biol.* 2013. V. 39. P. 424-438.
7. Ponomarchuk E.M., et al. Ultrastructural analysis of volumetric histotripsy bio-effects in large human hematomas // *Ultrasound Med. Biol.* 2021. V. 47. P. 2608-2621.

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ЛУЧЕВОГО ПРИБЛИЖЕНИЯ ДЛЯ КОМПЕНСАЦИИ АБЕРРАЦИЙ ПРИ ФОКУСИРОВКЕ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ ВОЛН ЧЕРЕЗ КОСТИ ЧЕРЕПА

Солонцов О.В., Чупова Д.Д.

МГУ им. М.В. Ломоносова, физический факультет, Москва, Россия

E-mail: solov1938@gmail.com

При планировании транскраниальных операций с использованием мощного фокусированного ультразвука в клинической практике используются трехмерные акустические модели головы человека, построенные на основе данных рентгеновской компьютерной томографии (КТ) [1–6]. Эти модели используются для расчета фаз на элементах излучателя, необходимых для компенсации aberrаций, вызванных неоднородностями внутренней структуры, непостоянной толщиной костей черепа, неоднородностями геометрии его поверхностей, а также сильным различием акустических свойств черепа и окружающих тканей. КТ-изображения позволяют получить количественную информацию о распределении плотности и скорости звука в коже, черепе и тканях мозга. При этом, операция производится под контролем МРТ, которое дает лишь геометрическое описание структур. Таким образом, проведение операций осложняется необходимостью совмещать предварительно построенную модель головы пациента с ее реальным положением во время облучения. Из-за этого возникает вопрос о возможности построения модели головы по данным МРТ в режиме реального времени.

Для построения трехмерной акустической модели на основе данных МРТ использовалась пороговая сегментация срезов [1]. Целью данной работы являлся расчет набегов фаз на элементах решетки в лучевом приближении при фокусировке через модель черепа, построенную по данным МРТ. Рассматривалось два варианта лучевого приближения: с учетом и без учета преломления на границах различных сред.

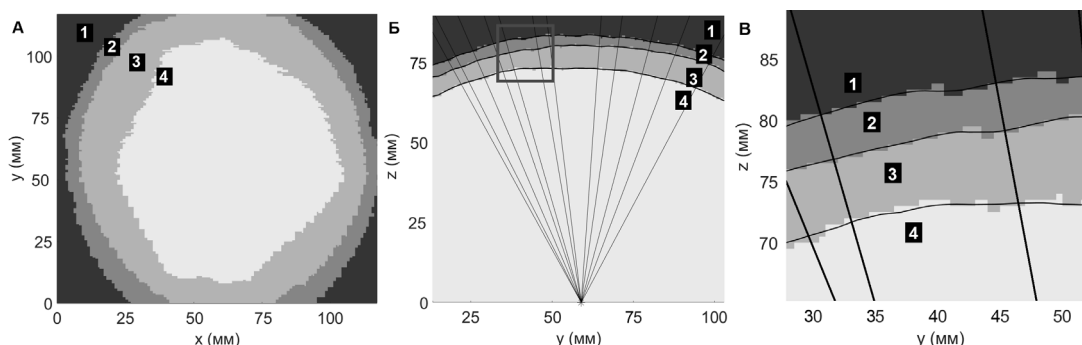


Рис.1 а) Пример горизонтального среза отсегментированных данных МРТ. б), в) Результат сглаживания границ между различными средами: 1 – вода, 2 – кожа, 3 – череп, 4 – мозг.

Для расчета набега фазы по лучам поводилось сглаживание границ сред, полученных путем пороговой сегментации (рис. 1а) [1]. Сглаживание производилось с по-