

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ
РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

МОСКОВСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ
им. М.В. ЛОМОНОСОВА



XXIII МЕЖДУНАРОДНАЯ КОНФЕРЕНЦИЯ
СТУДЕНТОВ, АСПИРАНТОВ
И МОЛОДЫХ УЧЕНЫХ
ПО ФУНДАМЕНТАЛЬНЫМ НАУКАМ

МЕЖДУНАРОДНЫЙ МОЛОДЕЖНЫЙ НАУЧНЫЙ ФОРУМ

“ЛОМОНОСОВ-2016”

СЕКЦИЯ
“ФИЗИКА”

Сборник тезисов докладов
Том 1

ФИЗИЧЕСКИЙ ФАКУЛЬТЕТ МГУ
2016

XXIII Международная конференция студентов, аспирантов и молодых ученых по фундаментальным наукам «Ломоносов—2016». Секция «Физика». Сборник тезисов. — М. Физический факультет МГУ, 2016. 264 с.

ISBN 978-5-8279-0127-3

Оргкомитет секции:

Сысоев Н.Н. — декан физического факультета (председатель);
Федянин А.А. — заместитель декана (зам. председателя);
Федосеев А.И. — заместитель декана (зам. председателя);
Гапочка М.Г. — заместитель декана (зам. председателя);
Корнеева Ю.В. — председатель СМУ физического факультета
Лебедев А.С. — председатель профкома студентов физического факультета
Паршинцев А.А. — ответственный секретарь.

Экспертный совет секции:

Сысоев Н.Н. — профессор, декан физического факультета (председатель).

Андреев В.Г. — доцент;
Бушуев В.А. — профессор;
Гордиенко В.М. — профессор;
Доленко Т.А. — ст. науч. сотрудник;
Жуковский В.Ч. — профессор;
Засов А.В. — профессор;
Зубов В.Е. — профессор;
Казанский А.Г. — профессор;
Короленко П.В. — профессор;
Кульбачинский В.А. — профессор;
Максимочкин В.И. — профессор;
Митрофанов В.П. — профессор;
Наний О.Е. — профессор;
Орешко А.П. — доцент;
Ормонт М.А. — доцент;

Пирогов Ю.А. — профессор;
Плохотников К.Э. — ст. науч. сотрудник;
Потанин С.А. — доцент;
Савельев-Трофимов А.Б. — профессор;
Степанов М.Е. — доцент
Твердислов В.А. — профессор;
Тимошенко В.Ю. — профессор;
Уваров А.В. — профессор;
Форш П.А. — доцент;
Хомутов Г.Б. — профессор;
Хохлова В.А. — профессор;
Чуличков А.И. — профессор;
Шалыгина Е.Е. — профессор;
Широков Е.В. — доцент;
Ягола А.Г. — профессор.

Подписано в печать 25.03.2016.
Объем 22,5 п.л. Тираж 120 экз.
Заказ №

Физический факультет МГУ им. М.В. Ломоносова
119991 ГСП-1. г. Москва, Ленинские горы, д. 1, стр. 2.
Отпечатано в отделе оперативной печати физического факультета.

ISBN 978-5-8279-0127-3

© Физический факультет МГУ, 2016

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ДАННЫХ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ ДЛЯ ВОССТАНОВЛЕНИЯ АКУСТИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ ТКАНИ ПРИ РАЗРАБОТКЕ ПРОТОКОЛОВ ОБЛУЧЕНИЯ В НЕИНВАЗИВНОЙ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ХИРУРГИИ

Бобина А.С.¹, Хохлова В.А.², Юлдашев П.В.³

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

E-mail: ana06.97@mail.ru

В медицинской акустике в последнее десятилетие интенсивно развивается технология применения мощного сфокусированного ультразвука для неинвазивной хирургии (HIFU - от английского High Intensity Focused Ultrasound) [1]. Излучатель, расположенный вне тела человека, фокусирует ультразвуковой пучок в определенную область ткани. Основным эффектом состоит в том, что при поглощении ультразвуковой энергии в фокальной области пучка происходит нагрев ткани и ее тепловая денатурация. Кроме теплового воздействия ультразвука, существует и механическое воздействие, связанное с кавитационными эффектами и приводящее к механическому разрушению ткани.

Для разработки безопасных и эффективных протоколов хирургического воздействия ультразвука на ткань необходимо знать параметры ультразвукового поля *in situ*, как в области фокуса, так и в окружающем его объеме. Для теплового воздействия важны абсолютные значения и пространственные распределения интенсивности ультразвука, а для реализации кавитационных механизмов – пикового отрицательного давления. Большую роль в количественном описании параметров ультразвукового пучка в ткани играют методы численного моделирования [2]. Важно отметить, что биологическая ткань для распространяющегося в ней ультразвука представляет собой среду с различным типом неоднородностей. Так, скорость звука и плотность мягких тканей различных органов отличается на несколько процентов, а вот коэффициент поглощения на мегагерцовых частотах отличается гораздо сильнее [3]. Кроме того, костные ткани обладают как значительно большей скоростью звука и плотностью, так и большим поглощением по сравнению с мягкими тканями. Для получения числовых значений параметров ткани могут использоваться различные методы, одним из которых является рентгеновская компьютерная томография.

Компьютерная томография (КТ) является одним из наиболее успешных методов неразрушающего послойного исследования внутренней структуры объекта. Метод основан на измерении и компьютерной обработке разности ослабления рентгеновского излучения различными по плотности тканями [4]. Получаемые пространственные распределения плотности тканей могут также использоваться для восстановления распределений скорости звука, т.к. эти два акустических параметра сильно коррелируют друг с другом [5]. Однако, другие акустические параметры ткани, такие как коэффициенты поглощения и нелинейности, не показывают значительной корреляции с плотностью. Поэтому необходимы другие способы определения этих характеристик ткани. Например, возможна сегментация КТ изображения с определением типа ткани в каждой точке с последующим присвоением данному объему ткани известных из литературы характеристик.

Целью данной работы было развитие некоторого рационального способа сегментации КТ изображений в автоматическом или полуавтоматическом режимах для последующего использования при моделировании HIFU полей. Для этого из трехмерного массива данных томографии были выбраны изображения торса человека в поперечной плоскости. На Рис. 1 представлен пример такого изображения для скорости звука, на котором видны сечения почек, печени, позвоночника, мышц спины и органов брюшной полости. Размер пикселя изображения составляет 0.55 мм вдоль каждой координаты. Схематично изображен источник мощного ультразвука, сфокусированный на почку. Для каждого изображения применялся алгоритм сегментации, суть которого состоит в следующем.

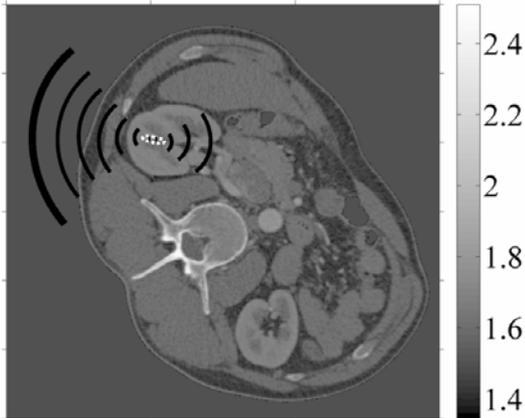


Рис.1 Распределение скорости звука, восстановленное по данным компьютерной томографии человека.

Кожный покров обладает повышенными значениями плотности и скорости звука относительно воды и жира и является тонкой оболочкой толщиной несколько миллиметров. Поэтому выделение кожи проводилось путем поиска значений контраста изображения со скоростью звука большей, чем в воде, начиная от точек изображения, расположенных вне тела. Далее, на любой линии поиска три пикселя вглубь тела отмечались как принадлежащие кожному покрову, что соответствует толщине кожи в 1.7 мм. Результат работы алгоритма, выполненный для левой стороны изображения рисунка 1, показан на Рис.2а.

Жировая ткань характеризуется наиболее низкими значениями плотности и скорости звука, поэтому жировые прослойки были получены выделением всех пикселей, в которых скорость звука была меньше, чем пороговое значение равное 1478 м/с [3,5]. Выделенные сегменты жировой ткани показаны на Рис.2б. Аналогичная процедура была проделана для костной ткани, в которую включались все пиксели со скоростью распространения звука свыше 1800 м/с (Рис.2в).

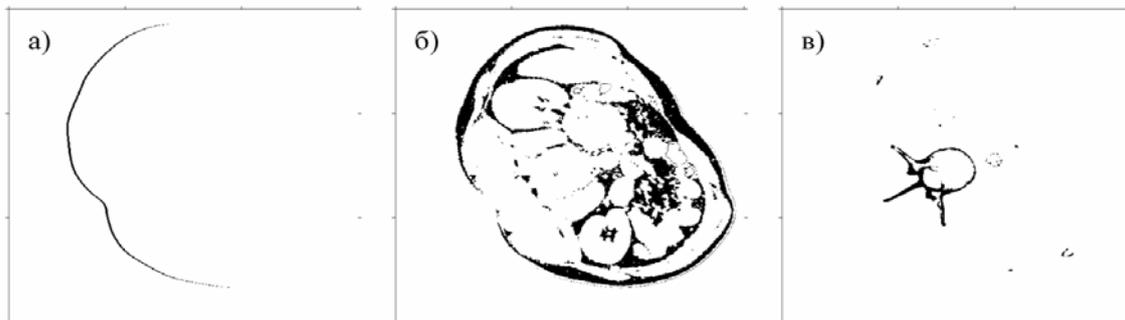


Рис.2 .Пример сегментации сечения КТ изображения по типу ткани: (а) – кожа, (б) – жировая ткань, (в) – костная ткань.

В дальнейшем предполагается разработка алгоритмов для выделения других тканей и органов, например, почек. Здесь трудность состоит в том, что часто типовые значения плотности и скорости звука разных тканей пересекаются, что не позволяет провести простую отсечку по пороговым значениям. Полученные данные сегментации будут использованы для выполнения реалистичного моделирования распространения ультразвука в теле человека.

Работа поддержана грантом РФФ № 14-12-00974.

Литература

1. Бэйли М.Р., Хохлова В.А., *et al.* Физические механизмы воздействия терапевтического ультразвука на биологическую ткань // *Акустический журнал.* 49(4), 2003, С. 437-464.
2. Jaros J., *et al.* Full-wave nonlinear ultrasound simulation on distributed clusters with applications in high-intensity focused ultrasound, arXiv:1408.4675.
3. Duck F.A., *et al.* Physical properties of tissue: a comprehensive reference book // Ch.4, Academic Press, London, 1990.
4. Schneideryx U., *et al.* The calibration of CT Hounsfield units for radiotherapy treatment planning // *Phys. Med. Biol.* 41(1996) 111–124.
5. Mast T.D., *et al.* Empirical relationships between acoustic parameters in human soft tissues // *ARLO* 1(2), Oct 2000