

УДК 517.95, 519.633.6.6

В. М. Филатова, В. В. Носикова

ЧИСЛЕННОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ЗАДАЧИ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ТОМОГРАФИИ

5

Работа посвящена задаче определения малых флуктуаций скорости звука в железистой ткани для специальной модели груди (2D). Используемый подход основан на визуализации акустической среды, а именно включений и неизвестной внутренней границы между жировой и железистой тканями, и определении скоростей звука во включениях с использованием кинематики волн. Результаты численного моделирования задачи (2D) представлены в работе.

The work is devoted to the problem of determining small sound speed fluctuations in glandular tissue for specific breast model (2D). Our approach is based on visualization of acoustical medium (inclusions and unknown inner boundary between fat and glandular tissues) and determination of sound speeds in inclusions using kinematic argument. The results of numerical simulation (2D) of the problem are presented in the paper.

Ключевые слова: ультразвуковая томография, миграция, численное моделирование.

Keywords: ultrasound tomography, migration, numerical modeling.

Введение

Медицинская ультразвуковая томография в контексте задачи раннего обнаружения рака груди имеет большие перспективы на фоне имеющихся методов медицинского исследования, таких как маммография, УЗИ, магнитно-резонансная и компьютерная томография. Эти перспективы обусловлены тем, что ультразвуковая медицинская томография имеет ряд преимуществ перед имеющимися методами исследования — например, отсутствие рентгеновского излучения и компрессии. Несмотря на разнообразие методов исследования, раннее выявление новообразований осложняется плотным фоном и сложной структурой тканей молочной железы.

Большую значимость для данного направления исследования представляют работы американских ученых под руководством Н. Дьюрик [4], которые описывают все аспекты — от медицинских подробностей до алгоритмов и технических особенностей разработанного данной группой прототипа. Также ведется разработка томографических установок и методов обработки данных научными группами из Германии Н. Руитер [5] и России (О.Д. Румянцева [6], А.В. Гончарский [7]). Научная группа,

в состав которой входят авторы статьи, занимается математическим моделированием задач ультразвуковой томографии, чему посвящен ряд статей [2; 3; 8].

В настоящем исследовании рассматривается модель акустической среды, имитирующая срез молочной железы (рис. 1). В модели присутствует сложная внутренняя граница, разделяющая жировую и железистую ткани. Известно, что образования, локализованные в железистой ткани, являются самым сложными для диагностики, так как имеют скорость звука, близкую к скорости звука в железистой ткани. В модель были помещены пять включений разного типа и формы, два из которых имеют сложную границу и имитируют злокачественные образования и три имеют овальную форму и имитируют кисты.

6

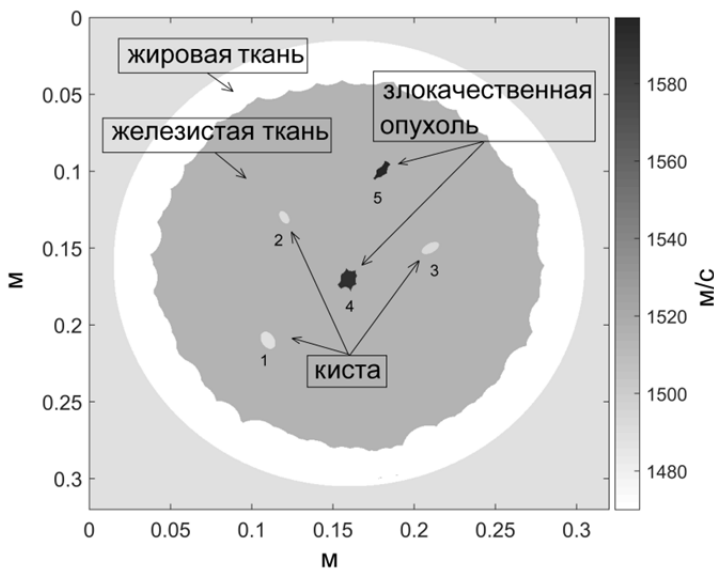


Рис. 1. Модель акустической среды

Метод решения задачи ультразвуковой медицинской томографии состоит в визуализации неизвестной акустической среды и определении скоростей звука во включениях по кинематике волн.

Постановка обратной задачи

Рассмотрим линейные акустические уравнения первого порядка с нулевыми данными Коши в $R^2 \times (0, T)$ (прямая задача):

$$\begin{cases} \frac{1}{c^2} p_t = \operatorname{div} v + \delta(x - x_s) r(t), \\ v_t = \nabla p, \\ p|_{t=0} = 0, v|_{t=0} = 0. \end{cases} \quad (1)$$



Здесь $p(x, t; x_s)$ – давление; $v(x, t; x_s)$ – векторное поле скорости частиц; $\delta(x - x_s)$ – функция Дирака, которая моделирует точечный источник, расположенный в точке $x_s \in \Gamma = \{x : |x - x_0| = R\}$; $r(t)$ – импульс Рикера, $r|_{t \leq 0} = 0$ (рис. 2); $c = c(x)$ – скорость звука. Функция c равна константе вне диска $\Omega = \{x : |x - x_0| \leq R\}$. Волны, инициированные граничным источником, отражаются / рассеиваются от внутренней границы «жировая – железистая ткани» и включений и записываются на Γ .

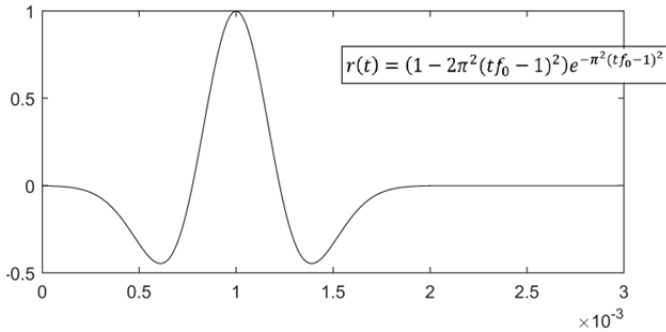


Рис. 2. Импульс Рикера (f_0 – доминирующая частота, $f_0 = 1\text{MHz}$)

Пусть T^* – акустический радиус диска Ω , то есть минимальное время, необходимое для заполнения диска Ω волнами, инициированными всеми граничными источниками (время заполнения). Далее мы будем предполагать, что время регистрации T больше, чем T^* .

Задача медицинской ультразвуковой томографии (обратная задача) – восстановить скорость звука по граничным измерениям давления для различных положений источников (данные обратной задачи):

$$p_0(x, t; x_s) = p(x, t; x_s), \quad x, x_s \in \Gamma, \quad t \in [0, T].$$

Скорости звука в жировой и железистой тканях предполагаются известными из медицинских данных.

Параметры численного эксперимента

Численный эксперимент проводился на прямоугольной сетке, вычислительная область представляет собой квадрат $0,32 \times 0,32 \text{ м}$ с шагом $\Delta x = 10^{-4} \text{ м}$. Трансдюсеры расположены равномерно на окружности радиуса $r = 0,15 \text{ м}$, $N_{tr} = 256$ (трансдюсер – объединенное название для источников и приемников). Временной шаг $\Delta t = 10^{-5} \text{ мс}$. Доминирующая частота импульса Рикера составляет 1 МГц. Численное решение прямой задачи и задачи в обратном времени выполнялось явным условно сходящимся методом конечных разностей со сдвинутой сеткой. Использовался 12-й порядок аппроксимации по пространственным переменным и 2-й порядок по времени.



Комбинированный метод

Комбинированный метод [2; 3] решения задачи медицинской ультразвуковой томографии состоит из двух этапов: 1) визуализация акустической среды; 2) определение скорости звука во включениях. Первый шаг основан на хорошо известном в геофизике методе Energy Reverse Time Migration (Energy RTM) [9]. Основная идея Energy RTM — это трехэтапная процедура: а) решение прямой задачи для известной скоростной модели; б) распространение в обратном времени измеренных данных (данных обратной задачи) через ту же модель; в) суперпозиции обоих полей с использованием условия визуализации. Подробнее процедура визуализации описана в [2]. Для процедуры RTM важную роль играет скоростная модель, задаваемая в начале процедуры, ее еще называют фоновой скоростью звука. Для более качественной визуализации среды авторами статьи было предложено сначала восстановить внутреннюю границу жировой — железистой тканей. Применялась процедура Energy RTM для небольшого времени наблюдения и фоновой скорости звука, соответствующей скорости в жировой ткани (рис. 3). Далее, восстанавливалось изображение включений с помощью той же процедуры Energy RTM, но для всего времени наблюдения T и модели фоновой скорости, построенной на основе полученной формы внутренней границы и значений скорости звука в жировой и железистой тканях (рис. 4).

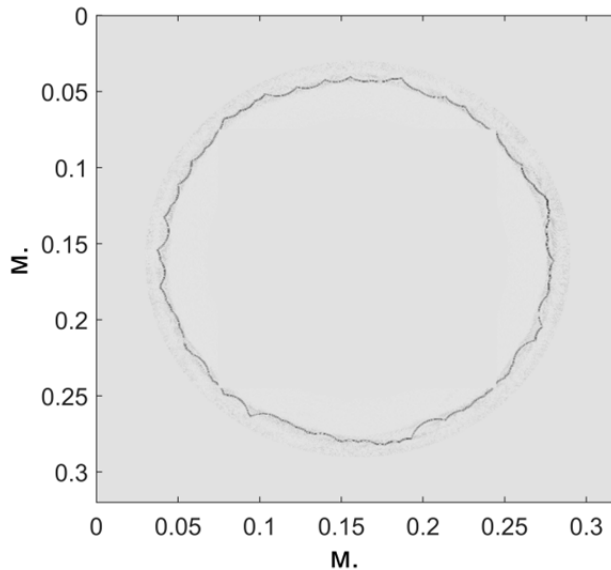


Рис. 3. Восстановленное изображение внутренней границы жировой — железистой тканей

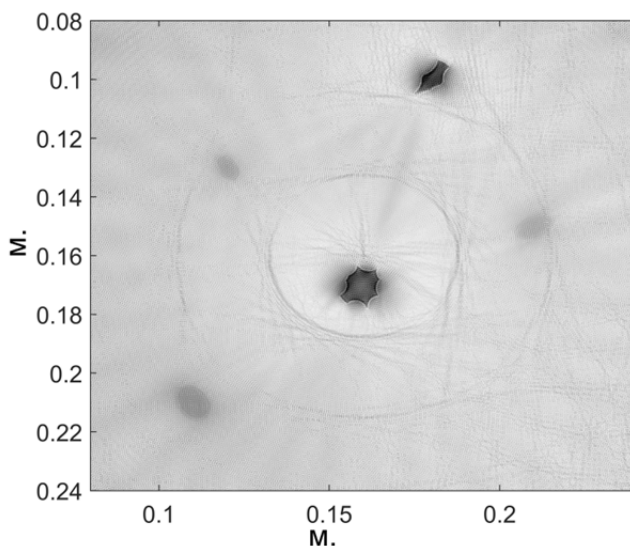


Рис. 4. Восстановленное изображение включений

Значения скорости звука во включениях определялась по кинематическим данным, как в [3]. Для фиксированного включения были построены лучи, соединяющие источники на окружности Γ , проходящие через центр этого включения и не пересекающие другие включения. Реальное время прохождения луча между трансдьюсерами вычисляется из данных обратной задачи. Скорости звука в жировой и железистой тканях, размеры включения и их расположение известны из изображений, полученных после Energy RTM. На заключительном этапе определялся функционал невязки для времени прохождения луча через включение. В результате минимизации полученного функционала невязки относительно значения скорости звука во включении был получен окончательный результат (рис. 5).

Номер включения	1	2	3	4	5
Значение скорости звука	1.488 m/ms	1.490 m/ms	1.493 m/ms	1.591 m/ms	1.597 m/ms
Восстановленное значение	1.519 m/ms (2.1%)	1.506 m/ms (1.14%)	1.542 m/ms (3.3%)	1.604 m/ms (0.87%)	1.574 m/ms (1.46%)

Рис. 5. Восстановленные значения скорости звука во включениях

Работа выполнена за счет гранта Российского научного фонда (проект №16-11-10027 «Теоретическое и численное исследование задач волновой и лучевой томографии»).



Список литературы

1. Duric N., Littrup P., Poulo L. et al. Detection of breast cancer with ultrasound tomography: First results with the Computed Ultrasound Risk Evaluation (CURE) prototype // *Medical Physics*. 2007. Vol. 34 (2). P. 773–785.
2. Filatova V.M., Nosikova V.V., Pestov L.N. Application of Reverse Time Migration (RTM) procedure in ultrasound tomography, numerical modeling // *Eurasian Journal of Mathematical and Computer Applications*. 2016. Vol. 4 (4). P. 5–13.
3. Filatova V.M., Nosikova V.V. Determining sound speed in weak inclusions in the ultrasound tomography problem // *Eurasian Journal of Mathematical and Computer Applications*. 2018. Vol. 6 (1). P. 11–20.
4. Duric N., Littrup P., Roy O. et al. Breast imaging with ultrasound tomography: Initial results with SoftVue // *IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)*. 2013. P. 382–385.
5. Jirik R., Peterlik I., Ruitter N. et al. Sound-speed image reconstruction in sparse-aperture 3-D ultrasound transmission tomography // *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control*. 2012. Vol. 59 (2). P. 254–264.
6. Burov V.A., Zotov D.I., Rumyantseva O.D. Reconstruction of the sound velocity and absorption spatial distributions in soft biological tissue phantoms from experimental ultrasound tomography data // *Acoustical Physics*. 2015. Vol. 61 (2). P. 231–248.
7. Гончарский А.В. и др. Обратные задачи интерпретации экспериментальных данных 3D ультразвуковых томографических исследований // *Вычислительные методы и программирование*. 2019. Т. 20, №3. С. 254–269.
8. Filatova V.M., Nosikova V.V., Pestov L.N., Rudnitskii A.G. Breast ultrasound tomography problem, simulation with noisy model // *Days on Diffraction (DD)*. 2018. P. 106–111.
9. Rocha D., Tanushev N., Sava P. Acoustic wavefield imaging using the energy norm // *SEG Annual Meeting*. 2015. P. 49–68.

Об авторах

Виктория Михайловна Филатова — канд. физ.-мат. наук, ст. науч. сотр., Балтийский федеральный университет им. И. Канта, Россия.
E-mail: ViFilatova@kantiana.ru

Вера Вячеславовна Носикова — ассист., Балтийский федеральный университет им. И. Канта, Россия.
E-mail: VNosikova@kantiana.ru

The authors

Dr Viktoriia M. Filatova, Senior Researcher Fellow, Immanuel Kant Baltic Federal University, Russia.
E-mail: ViFilatova@kantiana.ru

Vera V. Nosikova, PhD Student, Immanuel Kant Baltic Federal University, Russia.
E-mail: VNosikova@kantiana.ru