Компенсация аберраций при фокусировке ультразвукового пучка в неоднородных мягких тканях с использованием данных компьютерной томографии.

А.С. Бобина¹, П.В. Юлдашев², В.А. Хохлова³ Істудент, 2доцент, д.ф.-м.н., 3ст.п., к.ф.-м.н. Московский государственный университет имени М.В. Ломоносова, физический факультет, Москва, Россия E-mail: ana06.97@mail.ru

На протяжении последних десятков лет активно развиваются и используются технологии, связанные с применением мощного фокусированного ультразвука (англ. HIFU-high intensity focused ultrasound) в неинвазивной хирургии. Относительно стандартного хирургического вмешательства мощный ультразвук обладает такими преимуществами как неинвазивность, отсутствие требования стерильной операционной и уменьшение риска заражения во время операции, а также возможно ускоренное восстановление пациента после операции [1,2]. Терапевтическое воздействие может быть направлено, например, на разрушение опухолей в различных органах тела человека, разрушение тромбов, остановку внутренних кровотечений, транспортировку лекарств в нужную область организма и другие применения [3]. Общая схема применения HIFU состоит в следующем: излучатель, расположенный вне тела человека, фокусирует ультразвуковой пучок в определенную область тела, например, почку. (Puc.1).



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

Терапевтический эффект осуществляется или за счет нагрева ткани, отчего возникает её тепловая денатурация, или посредством механического разрушения ткани, во многом связанного с кавитационными эффектами [4].

Одной из основных задач в неинвазивной ультразвуковой хирургии является создание безопасных и эффективных протоколов облучения терапевтического воздействия на биологоческую ткань. Для этого необходимо обладать количественной информацией о параметрах ультразвукового поля в теле человека. При этом нужно учитывать, что мягкие биологические ткани для акустических волн представляют собой слабо неоднородную среду с поглощением. В клинической ситуации экспериментальное определение параметров ультразвукового поля затруднительно или

не представляется возможным. Альтернативным путем оценки характеристик поля является использование методов численного эксперимента [5].

Для описания распространения ультразвука в неоднородной среде часто используется уравнение Вестервельта [6]:

$$\rho_0 \nabla \left(\frac{1}{\rho_0} \nabla p\right) - \frac{1}{c_0^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = \frac{\varepsilon}{\rho_0 c_0^4} \frac{\partial^2 p^2}{\partial t^2} + \frac{\delta}{c_0^4} \frac{\partial^3 p}{\partial t^3} + L_A(p) \tag{1}$$

Здесь p – акустическое давление, c_0 – скорость звука, ρ_0 – плотность, ε – нелинейный параметр, δ – коэффициент термовязкого поглощения среды. Линейный оператор $L_a(p)$ описывает частотно-зависимое поглощение вида $\alpha(f) = \alpha_0 (f/f_0)^{\eta}$ и соответствующую дисперсию, характерные для биологических тканей, α_0 – коэффициент поглощения на частоте f_0 . В данном уравнении все вышеперечисленные акустические параметры являются функциями пространственных координат. Для последующего решения уравнение переписывается в бегущей системе координат для безразмерного давления $U = (p / p_0) \sqrt{\rho_{00} / \rho_0}$:

$$\frac{\partial^2 U}{\partial \tau \partial z} = \frac{c_{00}}{2} \Delta U + \frac{c_0^2 - c_{00}^2}{2c_0^2 c_{00}} \frac{\partial^2 U}{\partial \tau^2} - \frac{c_{00}}{2} U \rho_0^{1/2} \Delta \rho_0^{-1/2} + \frac{\varepsilon c_{00} p_0}{2c_0^4 \sqrt{\rho_0 \rho_{00}}} \frac{\partial^2 U^2}{\partial \tau^2} + \frac{\delta c_{00}}{2c_0^3} \frac{\partial^3 U}{\partial \tau^3} + L_a \left(U \right)$$
(2)

Здесь c_{00} и ρ_{00} – референсные значения скорости звука и плотности среды. По сравнению со случаем однородной или плоскослоистой среды, в уравнении (2) появляются два дополнительных слагаемых, отвечающих за рефракцию на неоднородностях скорости звука и влияние неоднородностей плотности среды. Пространственные распределения акустических параметров, т.е. скорости распространения звука, плотности и коэффициентов поглощения и нелинейности, были получены из данных компьютерной томографии торса тела человека, имеющихся в открытом доступе [7]. Скорость звука и плотность вычислялись на основе линейной связи этих параметров с числом Хаунсфилда [8]. Для нахождения распределений коэффициентов нелинейности и поглощения была проведена сегментация КТ изображений по типам ткани: кожа, жир, мышцы, почка, кость на основе пороговых значений КТ числа [9]. Отсегментированным областям были присвоены значения коэффициентов нелинейности и поглощения исходя из табличных значений [10].



Рис.2 Постановка задачи фокусировке ультразвукового пучка в неоднородной биологической ткани, параметры которой определялись путем сегментации КТ изображений по типу ткани. Фокусное расстояние излучателя - 9 см, глубина фокуса в ткани – 5 см.

Ранее на основе уравнения (2) и представленной модели неоднородной среды был проведен численный эксперимент для случая фокусировки ультразвукового пучка в область почки [9]. В численной модели использовался излучатель радиусом 5 см с фокусным расстоянием 9 см, работающий на частоте 1 МГц. Глубина фокуса в ткани относительно поверхности тела составляла около 5 см (Рис.2). Моделирование было выполнено в линейном режиме, т.е. коэффициент є был равен нулю. Результаты моделирования показали, что из-за рефракции на неоднородностях фокальный максимум смещается, и его форма искажается относительно фокального максимума при фокусировке в однородной среде. При этом эффективность и точность терапевтического воздействия снижается. Возникает естественная задача компенсации искажений, вносимых неоднородной средой.

Для компенсации рефракционных искажений необходимо [11] определить разность между набегом фазы от фокуса до точек излучателя в однородной и неоднородной среде. Тогда при задании фазы на излучателе, обратной по знаку рассчитанной фазе, при распространении обратно к фокусу аберрации будут компенсироваться. Ясно, что такой подход может быть реализован только с применением многоэлементных фазированных антенных решеток. Однако в данной работе в качестве первого приближения фазовая поправка рассчитывалась на поверхности одноэлементного излучателя, описанного выше. Для учета набега фаз был реализован наиболее простой метод, а именно интегрирование функции медленности излучателя $A_{\rm c}$ к фокусу $A_{\rm F}$:

$$\varphi = \omega \int_{A_{s}}^{A_{F}} \left(\frac{1}{c_{0}(x, y, z)} - \frac{1}{c_{00}} \right) ds \,.$$
(3)

Здесь координата *s* отсчитывает расстояние вдоль луча. Интеграл рассчитывался численно с использованием трилинейной интерполяции значений скорости звука, заданной на дискретной сетке $c_0(x_i, y_j, z_k)$, на точки, находящиеся на луче. Полученное распределение фазы показано на Рис. 3.



Рис. З Разность набега фаз на элементах излучателя в однородной и неоднородной среде



Рис. 4 Амплитуда давления в осевой плоскости излучателя без фазовой компенсации (а) и при ее наличии (б)

Данное распределение фазы использовалось для компенсации искажений, вызванных неоднородностями биологической ткани. На рис. 4 показан результат расчета амплитуды поля в осевой плоскости излучателя без фазовой компенсации (а) и при ее наличии (б). Видно, что при наличии компенсации форма фокального максимума стала более регулярной, а амплитуда в фокальном максимуме увеличилась на 15 % по сравнению со случаем без компенсации. Компенсация также привела к тому, что фокус вернулся в свое номинальное положение – точку с координатами (0,0,90) мм, соответствующую фокусировке в однородной среде.

Работа поддержана грантом РНФ № 14-12-00974.

ЛИТЕРАТУРА

1. Хилл К., Бэмбер Дж., тер Хаар Г. (ред.). "Ультразвук в медицине. Физические основы применения"// М.: Физматлит. 2008.

2. Гаврилов Л.Р. Фокусированный ультразвук высокой интенсивности в медицине // М.: Фазис, 2013.

3. Dorenberg E.J., Courivaud F., Ring E. Et al. // Minim. Invasive Therapy and Allied Technol. 2013. V. 22(2). P. 73-79.

4. Бэйли М.Р., Хохлова В.А., Сапожников О.А., Каргл, С.Г., Крам Л.А. // Акуст. журн. 2003. Т. 49. № 4. С. 437–464.

5. J. Gu and Y. Jing // IEEE. Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control, vol. 62, no. 11, pp. 1979–1992, 2015.

6. Westervelt P. J. // J. Acoust. Soc. Am. 1963. V. 35. № 4. P. 535-537.

7. Открытая база данных КТ изображений:

https://www.osirix-viewer.com/resources/dicom-image-library/

8. Mast T.D. et al. // ARLO 1(2), Oct 2000

9. Бобина А. С., Хохлова В. А., Юлдашев П. В. // Сборник трудов XVI Всероссийской школы-семинара Физика и применение микроволн имени профессора А.П. Сухорукова (Волны-2017). — 2017. — С. 7–10.

10. Duck F.A., et al. // Ch.4, Academic Press, London, 1990.

11. Masoy S., Varslot // J. Acoust. Soc. Am., Vol. 117, No. 1, January 2005, p. 450-461