

УДК 534.222

**ВЛИЯНИЕ СЛОИСТОЙ СТРУКТУРЫ БИОТКАНИ
НА АКУСТИЧЕСКОЕ ПОЛЕ УЛЬТРАЗВУКОВОГО ИЗЛУЧАТЕЛЯ**

А.В. Леонова

Работа посвящена исследованию изменения поля мощного фокусирующего пьезопреобразователя при взаимодействии ультразвука с биотканями организма. Рассматривается задача формирования в биоткани акустического поля как слоистой структуры, образованной при прохождении звуковых волн через границы раздела вода–жировая ткань–мышечная ткань. Исследуется коэффициент прохождения в зависимости от параметров системы слоев и от параметров источника мощного ультразвука.

Ключевые слова: ультразвук, биоткань, коэффициент прохождения, фокусное пятно.

Введение

Неинвазивный метод лечения мочекаменной болезни, а именно метод дистанционной ударно-волновой литотрипсии, имеет очевидные преимущества по сравнению с оперативным вмешательством. Достаточно сказать, что сеанс дистанционной ударно-волновой литотрипсии проходит без повреждения тканей организма, а раздробленные в процессе литотрипсии конкременты выходят естественным путем. Создаваемые вне организма короткие импульсы энергии в виде ударных волн фокусируются на конкременте. Давление в зоне фокуса достигает 160 мПа (1600 бар), что и приводит к разрушению конкремента. Одним из основных компонентов литотриптера, который определяет конечный терапевтический эффект, является источник мощного ультразвука. В современных пьезоэлектрических литотриптерах в качестве источника мощного ультразвука применяется многоэлементный пьезоэлектрический фокусирующий излучатель ультразвуковых волн – силовая антенная решетка.

Использование поля мощных фокусирующих преобразователей в режиме излучения для целей медицинской хирургии и диагностики приводит к необходимости исследований влияния свойств различных биологических сред на распространение ультразвуковых волн. Так как область прохождения звука представляет собой слоистую структуру кожный покров–жировая ткань–мышечная ткань, то возникает вопрос о степени и характере влияния составляющих ее слоев на характеристики и параметры формируемого поля мощных фокусирующих преобразователей.

Постановка задачи

Диаметр зрачка ударно-волновой головки литотриптера колеблется от 300 мм до 400 мм, рабочая дистанция литотриптера, т.е. расстояние от среза зрачка до терапевтического фокуса, варьируется от 135 мм (для «худых» пациентов и детей) до 170 мм (для полных и тучных пациентов) [2]. При таких параметрах ударно-волновой головки литотриптера ультразвуковые ударные волны входят в ткани организма под углами в диапазоне от 0° до 45° (рис. 1).

В результате такой геометрии источника мощного ультразвука формируется фокальное пятно заданного размера (обычно 3–5 мм). Представляет интерес проследить, каким образом изменятся параметры поля в фокальной области в зависимости от угла вхождения ультразвуковых колебаний в тело человека. Задача формирования в биоткани акустического поля как слоистой структуры заключается в нахождении зависимости

пространственного распределения поля от параметров биоткани – жирового слоя. Искомое поле представляет собой сформированное в жировом слое поле, образованное исходной волной после прохождения полубезграничного пространства – воды. Такое поле можно представить в виде волны, образованной в результате многократных преломлений на границе слоя. Параметры искомого поля могут быть получены посредством введения соответствующих числовых значений коэффициентов прохождения.

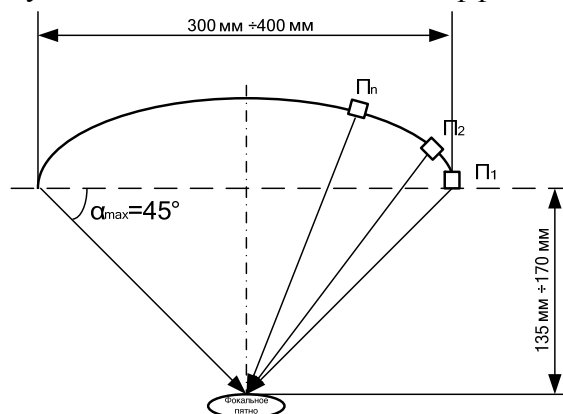


Рис. 1. Ударно-волновая головка пьезоэлектрического литотриптера

Решение задачи

Рассмотрим геометрию задачи прохождения звуковых волн через границы раздела воды, жировой и мышечной тканей (рис. 2). Полубесконечной среде, из которой падает плоская волна, присвоим номер 1, жировому слою – номер 2, а полубесконечной среде, в которую проходит волна – мышечной ткани – номер 3. Пусть на нижнюю границу слоя 2 под произвольным углом падает плоская волна. Плоскость падения волны будем считать совмещенной с плоскостью xz .

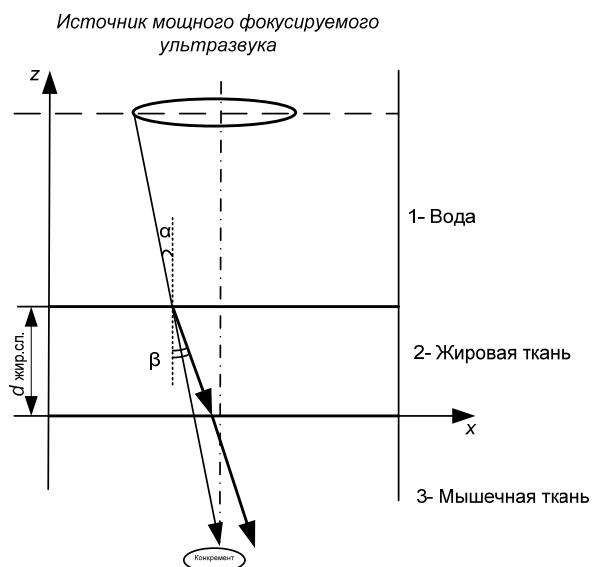


Рис. 2. Геометрия задачи – прохождение ультразвуковой волны через слой

Найдем коэффициент прохождения при произвольном угле падения плоской волны на границы раздела. Обозначим коэффициент прохождения или прозрачности через W . Предполагаем, что временная зависимость дается множителем $\exp(-i\omega t)$. Тогда

выражения для преломленной волны в нижней среде запишется в виде (для сокращения множитель $\exp(-i\omega t)$ опускаем)

$$P_{\text{прош}} = WAe^{ik_j z}, \quad (1)$$

где $k = \omega/c = 2\pi/\lambda$ – волновое число, k_j – волновое число для j -го слоя. Величина W определяется из граничных условий, которые заключаются в непрерывности p и v_z – нормальной к границе компоненты скорости частиц среды.

Коэффициент прохождения для произвольного числа слоев, по определению равный отношению амплитуд звукового давления в прошедшей и падающей волнах, задается формулой [1]:

$$W = A_1/A_{n+1} = \prod_{j=1}^n (Z_{\text{вх}}^{(j)} + Z_j)/(Z_{\text{вх}}^{(j)} + Z_{j+1})e^{i\varphi_j}, \quad (2)$$

где $Z_{\text{вх}}^{(j)}$ – «входной» импеданс на верхней границе слоя, а $j = 1, 2, \dots, n$ – номер слоя.

Импеданс плоской волны в j -ой среде находим по формуле

$$Z_j \equiv \omega \rho_j / k_{jz} = \rho_j c_j / \cos \alpha_j. \quad (3)$$

Входной импеданс j -го слоя $Z_{\text{вх}}^{(j)}$ задается следующей формулой [1]:

$$Z_{\text{вх}}^{(j)} = \frac{Z_{\text{вх}}^{(j-1)} - iZ_j \operatorname{tg}(k_{jz} d_j)}{Z_j - iZ_{\text{вх}}^{(j-1)} \operatorname{tg}(k_{jz} d_j)} Z_j. \quad (4)$$

Толщина слоя d_j пересчитывается по формуле

$$d_j = \frac{d_{\text{жир.сл.}}}{\cos(\alpha_2)},$$

где $d_{\text{жир.сл.}}$ – толщина жирового слоя. Углы падения связаны между собой через закон преломления Снеллиуса

$$\frac{\sin \alpha_1}{\sin \alpha_2} = \frac{c_1}{c_2}. \quad (6)$$

Коэффициент прохождения для системы вода–жировой слой–мышечная ткань представлен в виде

$$W = A_1/A_3 = \left[(Z_{\text{вх}}^{(1)} + Z_1)/(Z_{\text{вх}}^{(1)} + Z_2)e^{i\varphi_1} \right] \times \left[(Z_{\text{вх}}^{(2)} + Z_2)/(Z_{\text{вх}}^{(2)} + Z_3)e^{i\varphi_2} \right], \quad (7)$$

а входной импеданс для жирового слоя задается формулой

$$Z_{\text{вх}}^{(2)} = \frac{Z_1 Z_2^2 + Z_1 Z_2^2 \operatorname{tg}^2(\varphi_2)}{Z_2^2 + Z_1^2 \operatorname{tg}^2(\varphi_2)} + i \frac{Z_1^2 Z_2 \operatorname{tg}(\varphi_2) - Z_2^3 \operatorname{tg}(\varphi_2)}{Z_2^2 + Z_1^2 \operatorname{tg}^2(\varphi_2)}. \quad (8)$$

Тогда коэффициент прохождения для системы двух слоев может быть представлен в явном виде :

$$W = A_1/A_3 = \left[2Z_1/(Z_1 + Z_2)e^{i\varphi_1} \right] \times \left[\frac{Z_1 - iZ_2 \operatorname{tg}(\varphi_2)}{Z_2 - iZ_1 \operatorname{tg}(\varphi_2)} Z_2 + Z_2 \right] / \left[\frac{Z_1 - iZ_2 \operatorname{tg}(\varphi_2)}{Z_2 - iZ_1 \operatorname{tg}(\varphi_2)} Z_2 + Z_3 \right] e^{i\varphi_2}. \quad (9)$$

Моделирование

Проследим зависимость коэффициента прохождения от угла падения. Для формирования короткого импульса, используемого в литотрипсии, частота колебаний должна быть в пределах от 1 до 3 МГц. Значения импедансов сред и скорости распространения в них звука даны в табл. 1.

№	Среда	Импеданс в среде, кгм ⁻² ·с ⁻¹	Скорость звука в среде, м/с
1	Вода	1,52·10 ⁶	1496
2	Жировая ткань	1,38·10 ⁶	1450
3	Мышечная ткань	1,68·10 ⁶	1575

Таблица. Характеристики сред

График зависимости коэффициента прохождения от угла падения для частот 1 МГц, 1,5 МГц, 2 МГц, 3 МГц представлен на рис. 3.

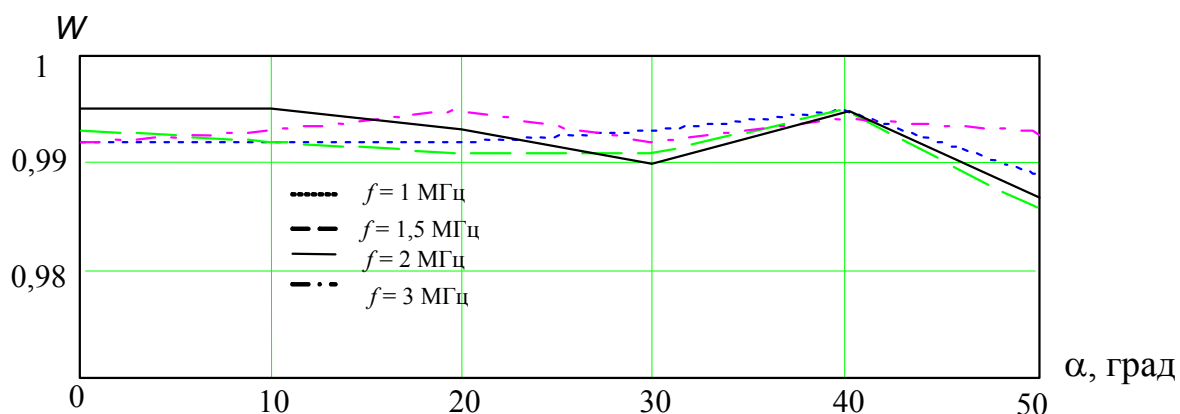


Рис. 3. Зависимость коэффициента прохождения от угла падения

Из рис. 3 видно, что коэффициент прохождения при изменении угла ввода изменяется нелинейно, имея свои максимумы и минимумы, характер изменения коэффициента прохождения в зависимости от частоты излучателя слабо выражен.

Учитывая коэффициенты преломления сред, были учтены особенности фокусировки акустической волны внутри биологического объекта. На рис. 4 представлена модель фокусирующей системы.

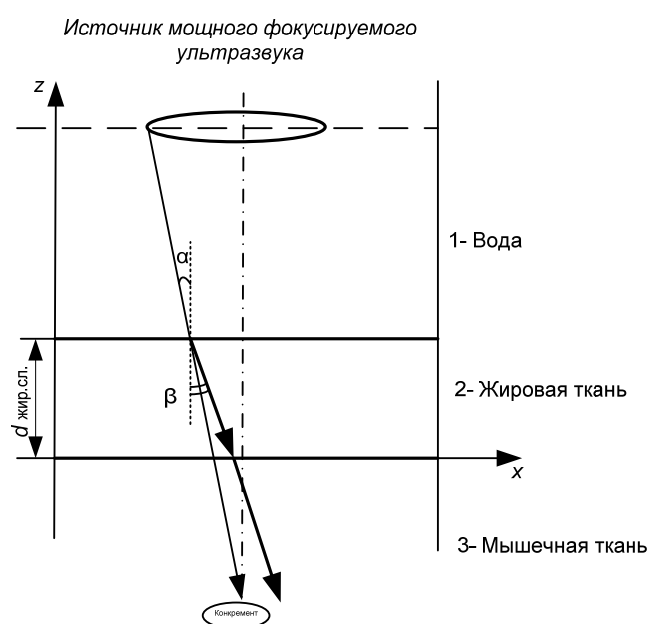


Рис. 4. Модель фокусирующей системы

На рис. 5 представлена зависимость координаты точки фокусировки от угла падения волны. Так как координата положения точки фокусировки зависит еще и от толщины слоя (толщина жирового подкожного слоя среднестатистического человека колеблется от 1 мм до 7 мм), то были построены зависимости для значений толщин жирового слоя 1 мм, 5 мм, 7 мм.

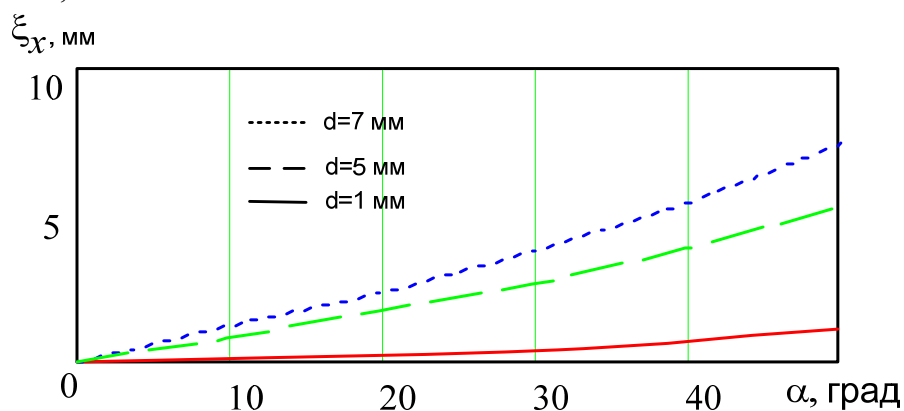


Рис. 5. Зависимость координаты точки фокусировки от угла падения

Из рис. 5 видно, что в зависимости от угла ввода акустический луч смещается относительно начального положения, соответствующего нормальному падению в биоткань. Толщина жирового слоя значительно влияет на изменение координаты точки фокусировки. Если при малых толщинах (порядка 1 мм) жирового слоя такое смещение незначительно, то уже при толщине 5 мм смещение достигает размеров больших, чем фокусное пятно. Таким образом, при различных углах вхождения, а также в зависимости от толщины слоя имеет место расфокусировка ультразвукового луча, в результате чего происходит размывание фокусного пятна. Учитывая, что диаметр фокусного пятна соответствует диаметру конкремента и варьируется в пределах 3–5 мм, допускать такую расфокусировку невозможно, так как появляется опасность не только не разрушить конкремент, но и повредить прилегающие к нему ткани организма.

Заключение

В работе представлена модель решения задачи прохождения акустического луча через слоистые среды. Использование модели позволит проводить корректировку сфокусированного терапевтического луча и тем самым повысить точность диагностики заболеваний и визуализации внутренних органов.

Литература

1. Разработка пьезоэлектрического генератора ударно-волновых импульсов для комплекса «Литотриптер-Медолит». Отчет о НИР № ГР 01200800986. Договор № 13649 от 1.09.2007. – Таганрог: ТТИ ЮФУ, 2008. – 115 с.
2. Бреховских Л.М. Волны в слоистых средах. – М.: АН СССР, 1973. – 504 с.

Леонова Антонина Валерьевна

– Технологический институт Южного федерального университета в г. Таганроге (ТТИ ЮФУ), аспирант, antonina_tsure@mail.ru