



УДК 534.7

**МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОХОЖДЕНИЯ
УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ВОЛНЫ ЧЕРЕЗ БИОЛОГИЧЕСКИЕ ТКАНИ***М.В. Лагута, laguta@sfedu.ru, Н.Н. Чернов, nnchernov@sfedu.ru,*

Южный Федеральный университет, г. Таганрог

Рассмотрен процесс прохождения ультразвуковой волны через нелинейные биологические ткани без учета диссипации. Проведены расчеты изменения параметров при прохождении через биологические ткани с различным нелинейным параметром. Рассмотрена имитационная модель, состоящая из жировой, мышечной и патологических тканей. Рассчитано изменение колебательной скорости второй гармоники прошедшей через биологические слои с различными размерами. Результаты проведенного моделирования позволяют получить распределение нелинейного коэффициента по поверхности выбранного сечения и могут быть использованы при разработке методики построения изображения в нелинейной акустической томографии.

Ключевые слова: биологические ткани, нелинейный параметр, вторая гармоника.

**MATHEMATICAL MODELING OF THE PASSAGE OF ULTRASONIC
WAVES THROUGH BIOLOGICAL TISSUE***M.V. Laguta, N.N. Chernov*

Southern Federal University, Taganrog

The process of ultrasonic wave passing through nonlinear biological tissues without dissipation is considered. The calculations of the parameters changes during the passage through biological tissues with different nonlinear parameters are carried out. The simulation model consisting of fat, muscle and pathological tissues is considered. The variation of the vibrational velocity of the second harmonic passing through biological layers with different sizes is calculated. The results of the simulation allow us to obtain the distribution of the nonlinear coefficient on the surface of the selected section and can be used in the development of imaging techniques in nonlinear acoustic tomography.

Key words: biological tissues, nonlinear parameter, second harmonic.

Изучение взаимодействия акустической волны с биологическими тканями представляет особый интерес из-за возникающих нелинейных эффектов, вызывающих образование гармонических составляющих в сигнале и влияющих на изменение характеристик гармоник при распространении. Эти нелинейные эффекты обуславливаются свойствами самих тканей и поэтому могут быть использованы для визуализации внутренних структур [1,2].

Распространение акустического излучения в биологических тканях на малых расстояниях, где затухание мало, можно описать уравнением для плоской волны, бегущей в положительном направлении [1,3-6]:

$$\varphi = \Phi \left[t - \frac{r}{c_0} \right]. \quad (1)$$

В данной работе рассматривается образование и распространение второй гармоники акустической волны, прошедшей через биологическую неоднородную среду. Проведены математические расчеты изменения амплитуды колебательной скорости второй гармоники при различной толщине патологического слоя. В основе лежит уравнение для плоской волны, решенной методом последовательных приближений с граничными условиями $x = 0$, $v = v_0 \sin \omega t$ [2-4,7-9]:

$$u^{(2)} = \frac{\varepsilon}{2c_0^2} \omega u_0^2 r \sin(2\omega t), \quad (1)$$



где c_0 – фазовая скорость звука, u_0 – начальное значение колебательно скорости первой гармоники, $\varepsilon = \frac{(\gamma+1)}{2}$ – нелинейный параметр, $\omega = 2\pi f$ – циклическая частота первой гармоники, $\tau = t - \frac{r}{c_0}$ – время в сопровождающей системе координат.

На рисунке 1 представлено расположение патологических слоев.

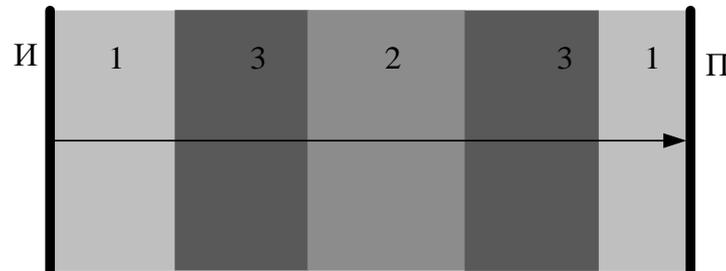


Рис. 1 – Расположение слоев биологических тканей: 1 – жировая ткань, 2 – патологическая ткань, 3 – мышечная ткань

При проведении расчетов, размер патологического слоя менялся в пределах от 10 до 30 мм, общая толщина биообъекта составляет 20 см. Результаты расчетов приведены на рисунке 2.

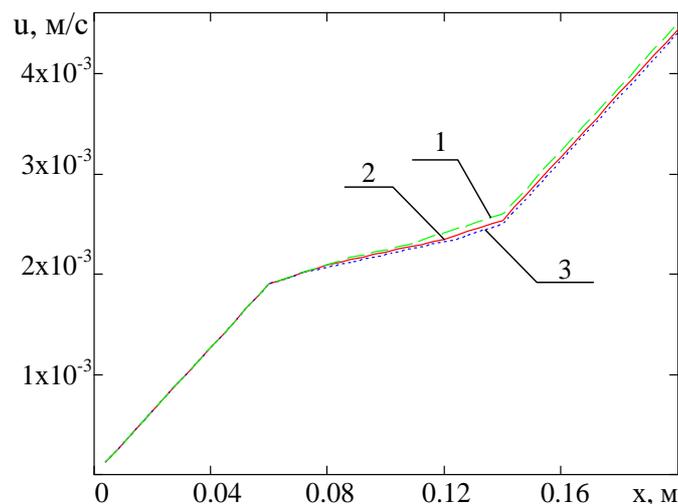


Рис. 2 – Изменение амплитуды колебательной скорости второй гармоники при различной толщине патологического слоя: 1 – толщина патологического слоя равна 30 мм, 2 – 20 мм, 3 – 10 мм

На рисунке 3 показаны результаты изменения значения амплитуды колебательной скорости второй гармоники на выходе из неоднородного биообъекта при толщине патологического слоя (1) от 10 до 33 мм с шагом 4 мм.

Проведенные расчеты показали, что при изменении толщины патологического слоя изменяется скорость роста амплитуды второй гармоники акустической волны, что влияет на ее значение при измерении на выходе из тканей. Значение нелинейного параметра патологических тканей по отношению к окружающим, будет определять тенденцию изменения амплитуды колебательной скорости второй гармоники на выходе из тела.

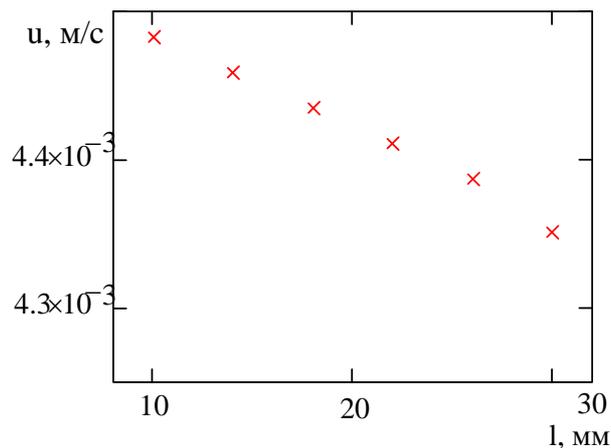


Рис. 3 – Амплитуда колебательной скорости второй гармоники на выходе из биологической ткани при разных значениях патологического слоя

Таким образом, можно сделать вывод, что амплитуда колебательных скоростей волн вторых гармоник на выходе из биотканей, облученных под множеством углов, может быть использована для получения проекционных данных для построения акустического томографического изображения.

Работа выполнена при финансовой поддержке гранта РФФИ №16-07-00374.

Список цитируемой литературы

1. Вареникова А.Ю., Чернов Н.Н. Исследование прохождения акустической волны в биологических жидкостях с высокой нелинейностью. V Всероссийская молодежная школа-семинар «Инновации и перспективы медицинских информационных систем ИПМИС-2016», 19-22 декабря 2016, г. Таганрог. – с. 69-72.
2. Лагута М.В., Чернов Н.Н. Исследование влияния нелинейности биологических тканей на процесс прохождения ультразвуковой волны. Сборник трудов XIV Всероссийской научно-технической конференции «Медицинские информационные системы МИС-2016», 19-22 декабря 2016, г. Таганрог. – с. 187-196.
3. Chernov N.N., Zagray N.P., Laguta M.V., Varenikova A.Yu. Research of appearance and propagation of higher harmonics of acoustic signals in the nonlinear media. Journal of Physics: Conference Series 2018 г. 1015(3),032081.
4. Заграй Н.П. Нелинейные взаимодействия в слоистых и неоднородных средах. Монография, Таганрог: Изд-во ТРТУ, 1998, –433 с.
5. Kim D.Y., Lee J.S., Kwon S.J., Song T.K. Ultrasound second harmonic imaging with a weighted chirp signal // IEEE Ultrasonics symposium. – 2001. – P. 1477-1480.
6. Zhang D., Chen X., Gong X. Acoustic nonlinearity parameter, tomography for biological tissues via parametric array from a circular piston source. Theoretical analysis and computer simulations // J. Acoust. Soc. Amer. – 2001. – Vol. 109, No. 3. – P. 1219-1225.
7. Лагута М.В., Гривцов В.В. Использование динамических характеристик акустической волны для целей визуализации внутренних структур биотканей. Известия ЮФУ. Технические науки Izvestiya SFEDU. Engineering sciences. №8. 2017 г. с. 70-77.
8. Буров В.А., Зотов Д.И., Румянцева О.Д. Восстановление пространственных распределений скорости звука и поглощения в фантомах мягких биотканей по экспериментальным данным ультразвукового томографирования. Акустический журнал. Том 61, № 2. 2015 г. – с. 254–273.
9. Береза С.А., Буров В.А., Евтухов С.Н. Модельные эксперименты по акустической томографии нелинейного параметра // Акустический журнал, 2008, т. 54, № 4, с. 522-534.