



УДК 534.22

© 2002 г. **А.В. Бушманов**, канд. техн. наук
(Амурский государственный университет, Благовещенск)

МОДЕЛИРОВАНИЕ РАССЕЙВАНИЯ ЗВУКОВЫХ ВОЛН В КОСТНОЙ ТКАНИ

Рассматривается взаимодействие акустических волн с костной тканью.

Введение

Большинство процессов, анализ которых дает основной объем диагностической информации, имеет колебательный характер. Исследование взаимодействия между акустическими волнами и костной тканью является актуальной проблемой, так как акустические волны используются для неразрушающей оценки риска перелома.

Имитационное моделирование акустических процессов

Сложная микроархитектура кортикального (плотного) и трабекулярного (решетчатого) слоев костной ткани (рис.1), играет важную роль в биомеханических свойствах кости.

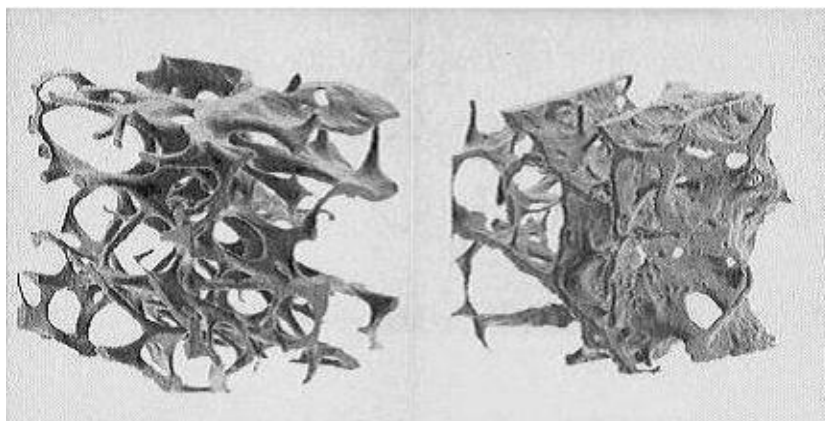


Рис. 1. Трехмерная микроструктура костной ткани.

До настоящего времени способность характеризовать микроархитектуру кости независимо от плотности минерала кости была довольно неуте-

пительной, так как трабекулярная сеть костной ткани обладает сильной анизотропией. Отношения количественных переменных ультразвуковых волн и микроархитектуры костной ткани были предметом многих независимых исследований [1 – 3].

Рассматривая костную ткань в виде смеси двух компонентов – твердой и жидкой составляющих, среднееквадратичное значение колебательной скорости можно определить [4]:

$$\langle \dot{\xi} \rangle = \phi(1-\phi) \left(1 - \phi + \left(\frac{c_b}{c_m} \right)^2 \right) \frac{(c_b - c_m)^2}{c_b^2}, \quad (1)$$

где ϕ – пористость; c_b – звуковая скорость в твердой составляющей костной ткани; c_m – звуковая скорость в жидкой составляющей ткани кости.

Для определения зависимости звуковых колебаний от пористости костной ткани принимаем значения звуковых скоростей в твердой составляющей равной 3300 мс^{-1} и в жидкой составляющей – 1470 мс^{-1} . Моделирование по формуле (1) и график зависимости, полученный с помощью вычислительной системы *MATLAB*, приведен на рис. 2.

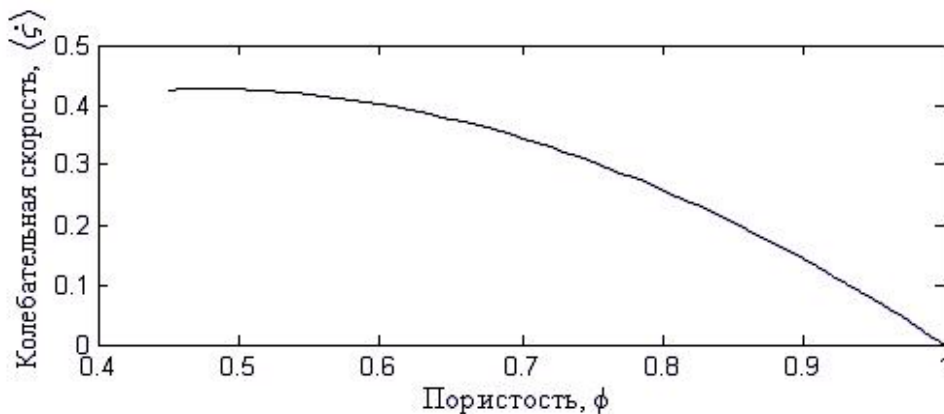


Рис. 2. Зависимость величины скорости звуковых колебаний от пористости.

С увеличением пористости костной ткани среднееквадратичное значение колебательной скорости уменьшается. При определенном соотношении твердой и жидкой составляющих костной ткани колебательная скорость имеет максимальное значение при $\phi = 0,47$. Ослабление среднееквадратичной колебательной скорости в большей степени происходит вследствие рассеяния акустических волн структурной составляющей костной ткани.

Для облегчения понимания часто оказывается эффективнее (с точки зрения затрат) исследовать математическую модель, дающую упрощенное представление об акустических характеристиках рассматриваемой конструкции.

Коэффициент рассеивания (α_{sc}) в среде в зависимости от размеров рассеивателя представим в виде [5]:

$$\alpha_{sc} = \frac{4\langle \zeta \rangle k^4 a^3}{(1+k^2 a^2)(1+9k^2 a^2)}, \quad (2)$$

где k – волновое число; a – размер рассеивателя.

Размер рассеивателя соответствует среднему размеру трабекул в костной ткани и при моделировании принимался равным: 0,1 мм; 0,3 мм; 0,6 мм; 0,9 мм; 1,2 мм. Коэффициент рассеивания представлен нелинейной функцией от частоты колебаний, значение которого в значительной мере определяется размером рассеивателя. Изменение коэффициента рассеивания в зависимости от частоты показано на рис. 3, где значение пористости принималось равным 70%.

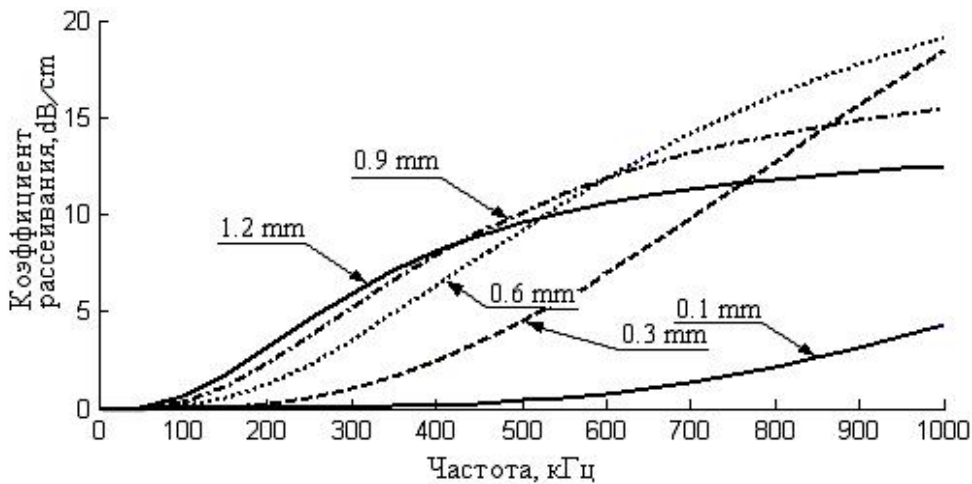


Рис. 3. Рассеивание звуковых волн.

Наиболее существенное влияние частоты колебаний проявляется в том, что коэффициент рассеивания увеличивается с ростом частоты колебаний. Видно, что изменение поглощающих свойств костной ткани в зависимости от частоты типично для материалов с высокими поглощающими характеристиками в диапазоне от 50 кГц до 1 МГц. Графики зависимости коэффициента рассеивания от величины пористости костной ткани по формуле (2), на постоянной частоте 600 кГц, представлены на рис. 4 и 5.

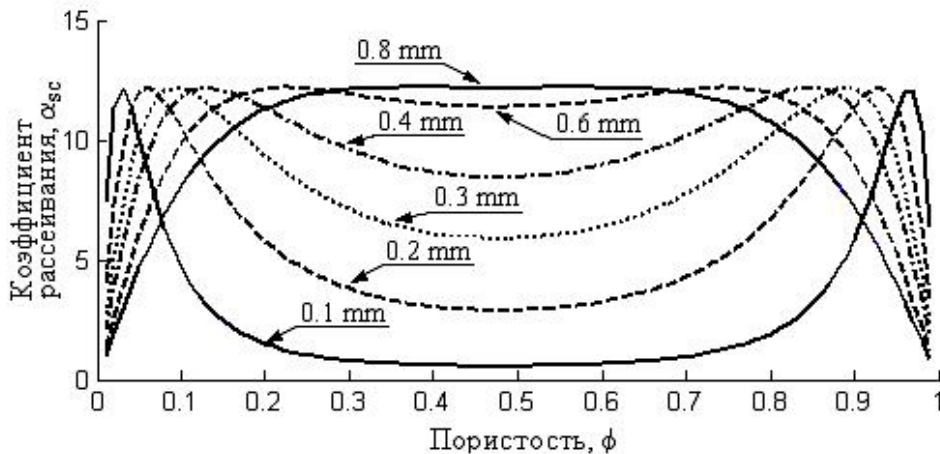


Рис. 4. Моделирование коэффициента рассеивания.

На рис. 5 показаны графики зависимости коэффициента рассеивания от пористости при изменении размера рассеивателя от 0,8 мм до 1,2 мм. Причем на рис. 4 показаны графики зависимости коэффициента рассеивания от пористости при изменении размера рассеивателя от 0,1 мм до 0,8 мм. При размерах рассеивателя в пределах 0,8 – 0,9 мм достигается максимальное значение коэффициента рассеивания звуковых колебаний в костной ткани.

Таким образом, из рис. 4 и 5 видно, что при дальнейшем увеличении размеров рассеивателя, а значит изменении соотношения твердой и жидкой составляющих костной ткани значение коэффициента рассеивания уменьшается. Жидкая составляющая костной ткани существенно снижает активность звуковых волн. Необходимо отметить, что демпфирующее состояние жидкой фазы зависит от многих факторов, – например, таких как плотность жидкости и скорости распространения звука в ней. В рассматриваемой модели эти зависимости задаются лишь скоростью звука в жидкой составляющей.

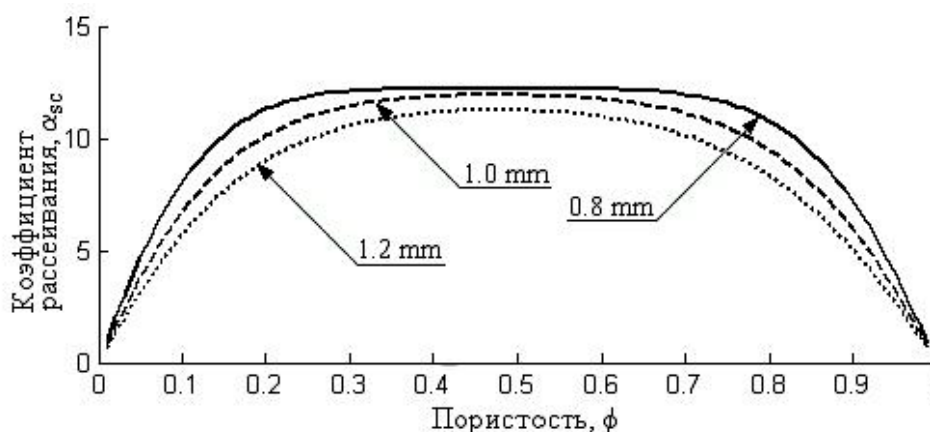


Рис. 5. Моделирование коэффициента рассеивания.

Коэффициент обратного рассеивания, или коэффициент отражения (σ), представляет собой часть звуковых волн, рассеиваемую под углом 180° к направлению распространения. Моделируем зависимость коэффициента отражения от пористости при задаваемых размерах рассеивателя по формуле [5]:

$$\sigma = \frac{\langle \xi \rangle k^4 a^3}{2\pi} \left[\frac{1}{(1 + k^2 a^2)^2} + \frac{3}{(1 + 9k^2 a^2)^2} \right]. \quad (3)$$

График зависимости коэффициента отражения звуковых волн от величины пористости костной ткани показан на рис. 6.

Анализ результатов моделирования показал, что при увеличении размера рассеивателя происходит уменьшение коэффициента обратного рассеивания. Таким образом, с уменьшением количества контактных слоев двух составляющих костной ткани меняется величина коэффициента отражения.

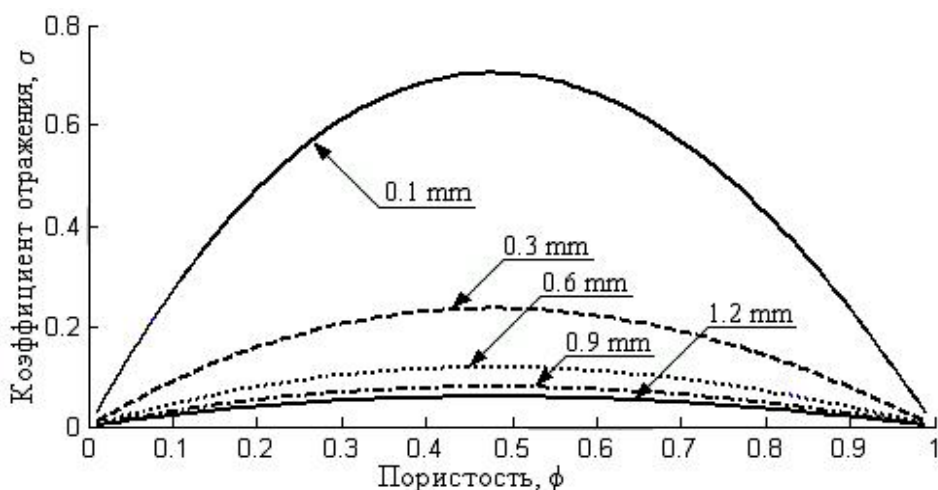


Рис. 6. Моделирование изменения коэффициента.

Заключение

Представленные результаты показывают, что приведенные рассеивающие модели качественно определяют влияние структурного фактора костной ткани на зависимые от пористости взаимодействия между акустическими волнами и костной тканью. Проблема изучения механизма прохождения акустических волн через такую сложную систему как костная ткань является актуальной для диагностики, требует дальнейшего внимания и исследований.

ЛИТЕРАТУРА

1. *Gluer C. C., Wu C. Y., Genant H. K.* Broadband ultrasound attenuation signals depends on trabecular orientation: An in vitro study // *Osteopor.* 1993. № 3. P.185–191.
2. *Gluer C., Wu C., Jergas M., Goldstein S., Genant H. K.* Three quantitative ultrasound parameters reflect bone structure // *Calcif Tissue.* 1994. № 55. P.46–52.
3. *Hans D., Arlot M. E., Schott A. M., Roux J. P., Kotzki P. O., Meunier P. J.* Do ultrasound measurements on the os calcis reflect more the bone microarchitecture than the bone mass? A two-dimensional histomorphometric study // *Bone.* 1995. № 16. P.295–300.
4. *Sehgal C.M.* Quantitative relationship between tissue composition and scattering of ultrasound // *Journal of the Acoustical Society of America.* 1952. 94. P.19-44.
5. *Sehgal C.M., Greenleaf J.F.* Scattering of ultrasound by tissues // *Ultrasonic Imaging.* 1984. 6. P.60-80.