

ЧЕРЕЗ СТРУКТУРУ «КОЖА-МЫШЦА-КОСТЬ»

Зинвалюк А.В., Головенко В.М.

Харьковский национальный университет радиоэлектроники

61166, Харьков, пр. Ленина, 14, каф. биомедицинских электронных устройств и систем,
тел. (057) 702-13-64, E-mail: magnuslex@rambler.ru; факс (057) 702-11-13

This work is devoted to the problem of developing a model ultrasound waves passing through biological layered structure. Feature of this model is to calculate the parameters of ultrasound propagation through bone with the definition of the angular distribution transparency of the system.

Введение. Исследование структуры костной ткани *in vivo* является одним из наиболее важных показателей при оценке функционирования опорно-двигательной системы человека. Принято, что основным методом визуализации костных структур является рентгенография. Однако этот метод базируется на использовании ионизирующего излучения. Усилия исследователей всего мира направлены на разработку более безопасных для человека методов визуализации костных структур, при этом особое внимание уделяется анализу условий применения диагностического ультразвука (УЗ). Известно, что на границах тканей с различными акустическими свойствами (например на границе мышцы и надкостницы, на поверхности полых органов и т.д.) наблюдается существенное отражение ультразвука. Это не позволяет установить внутренние особенности анализируемых плотных тканей. Вместе с тем, известны УЗ-изображения костных структур кисти, экспериментально полученные проф. Абдуллаевым Р.Я. (рис.1).

Цель работы. Теоретический анализ процесса прохождения УЗ-волн через слоистые биологические структуры с существенными различиями акустических импедансов и определение физических условий получения диагностических УЗ-изображений кости *in vivo*.

Результаты исследования. Рассмотрена задача прохождения ультразвуковой волны через идеализированную систему слоев тканей, соответствующих анатомическому строению ладони. В системе «кожа - мышца - кость - костный мозг» каждый слой описывается своей удельной плотностью и скоростью распространения ультразвуковой волны, а также толщиной слоя (рис.2). Следует заметить, что из всех рассматриваемых слоев поперечные колебания распространяются только в костном, причем скорость звука для различных типов колебаний также различна.

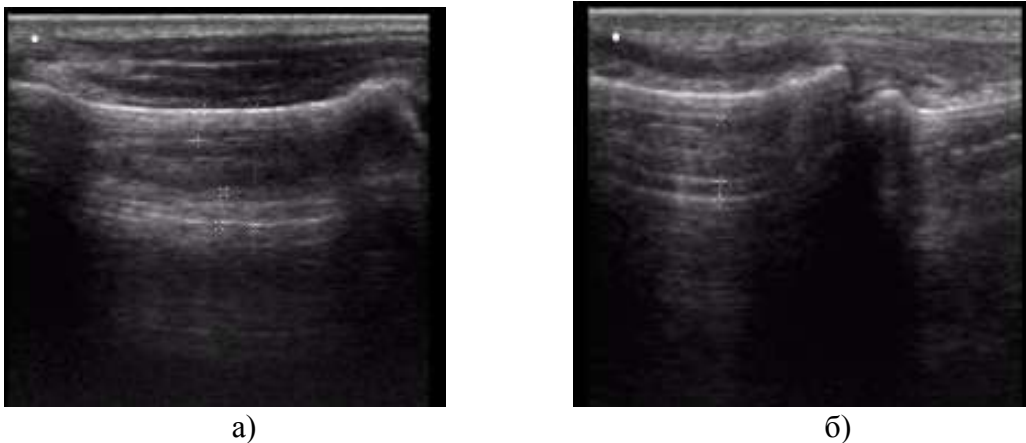


Рис.1. Результаты УЗ-визуализации коротких трубчатых костей и суставов кисти (получены проф. Абдуллаевым Р.Я.):
а - проксимальная фаланга безымянного пальца, б - дистальная фаланга

Анализ полученной модели был проведен с учетом следующих факторов УЗ-исследования: выбор ультразвукового датчика с определенной рабочей частотой; выбор угла инсонации; степень давления на мягкие ткани; место локализации датчика при проведении исследования. В соответствии с теорией дефектоскопии был получен коэффициент прозрачности кости, углы преломления определены с помощью закона Снеллиуса с учетом распространения продольной и поперечной составляющих УЗ-волн в рассматриваемых слоях.

Получено угловое распределение коэффициента прозрачности для упругой костной пластины толщиной 5 мм при частоте сканирования 5 МГц (рис.3). На примере данного распределения очень хорошо видны особенности, связанные с прохождением различных типов колебаний. У границы мышечной и костной ткани наблюдается два критических угла полного внутреннего отражения по причине различия в скоростях распространения продольных и поперечных колебаний: 20° для продольных волн и $45,8^\circ$ - для поперечных. Оба эти угла хорошо дифференцируются. Угол в 20° является характерной точкой для полученного распределения: в данной точке находится локальный минимум распределения, не зависящий от варьируемых параметров исследуемой системы. Он зависит исключительно от соотношения скоростей распространения колебаний в кости и

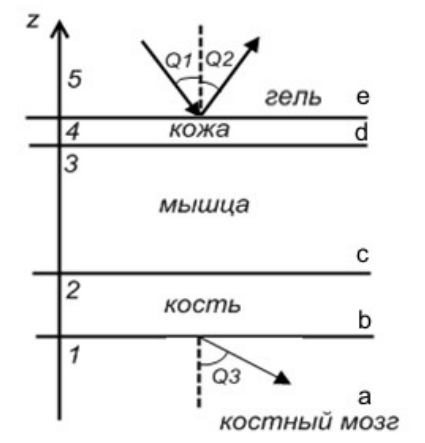


Рис. 2. Схема моделируемой структуры

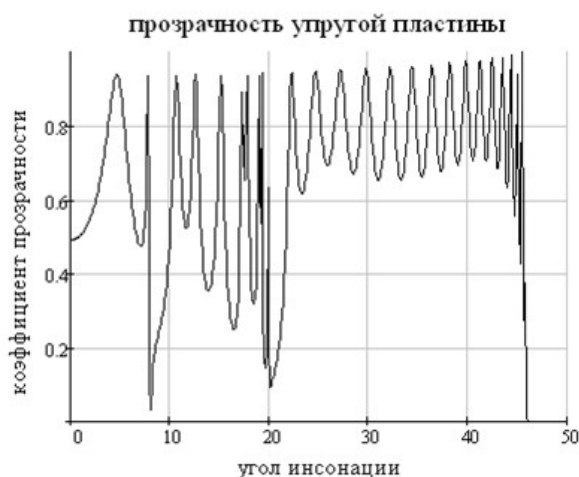


Рис.3. Угловое распределение зон акустической прозрачности костной пластины

входной по отношению к ней среде.

Сопоставив угловое распределение прозрачности для полной исследуемой системы и типичный рабочий диапазон для современной диагностической аппаратуры, можно прийти к следующему выводу. Существуют определенные области углового распределения УЗ-волны, в которых отражательные характеристики рассматриваемой модели адаптированы к нормальным условиям работы существующих УЗ-диагностических комплексов (достигают 94 % прозрачности, 6 % отражения), а, значит, возможна УЗ-визуализация *in vivo* внутренних структур, морфологически соответствующих данной модели.

Выводы. Результаты проведенного моделирования процесса прохождения УЗ через слоистые биологические структуры с существенными различиями акустических импедансов доказали существование «окон прозрачности» при строго определенных углах инсонации, что позволяет обеспечить физические условия для получения диагностических УЗ-изображений кости *in vivo*. Очевидно, что в случае попадания зондирующего пучка в подобное «окно прозрачности» становятся различимыми мягкие ткани, находя-