

РАЗРАБОТКА СТРУКТУРНОЙ СХЕМЫ УСТРОЙСТВА УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ДЕНСИТОМЕТРИИ

Ахмедов Р., студент; Гарелых А., студент; Тарасюк В.П., доц., к.т.н.
(ГВУЗ «Донецкий Национальный Технический Университет», г. Донецк, Украина)

Актуальность проблемы и постановка задачи исследования. На данный момент ультразвуковая денситометрия является прогрессивным, а главное – основным методом диагностики остеопороза. В отличие от рентгеновской денситометрии, ультразвук не оказывает пагубного влияния на организм человека и точность данного метода на порядок выше рентгенографии. Систематическое изменение плотности костной ткани уже на десятые доли процента могут свидетельствовать о ранних стадиях остеопении, а впоследствии и остеопороза. Учитывая это, а также быстрое развитие современной элементной базы и современных измерительных систем, становится актуальным вопрос о совершенствовании аппаратов данного типа, а именно: повышение точности измерений и повышение быстродействия измерительных систем.

Цель работы – разработка структурной схемы электронного устройства ультразвуковой денситометрии. Для достижения поставленной цели в работе решаются следующие задачи:

- рассмотреть особенности измерения плотности костной ткани с помощью ультразвука;
- разработать структурную схему электронного устройства ультразвуковой денситометрии;

Анализ существующих решений. На рис.1 приведена структурная схема ультразвукового денситометра. [4]

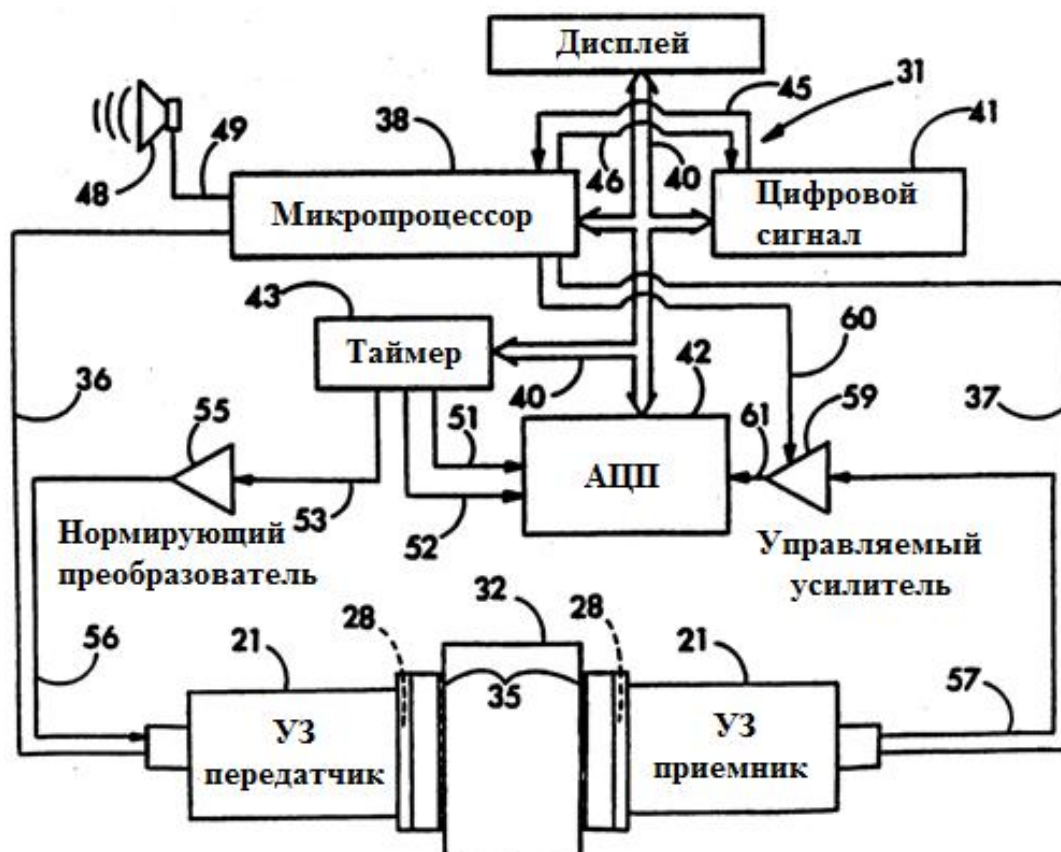


Рисунок 1 – Структурная схема ультразвукового денситометра

Данная схема была запатентована в США в 1992 году и является основой современных денситометров. Она содержит: ультразвуковой датчик-приемник (21), АЦП (42), нормирующие преобразователи (55, 59), микропроцессорные устройства (38, 41) и устройство индикации. Данная схема, а соответственно и современные устройства, обладает следующими недостатками – отсутствие устройства, осуществляющего фильтрацию информационного сигнала, а также отсутствие устройства калибровки, что требует ручной настройки прибора перед каждым использованием.

Основная часть. Изменения свойств костной ткани, связанные с изменением состава и структуры, отражаются и на ее акустических параметрах - на коэффициенте поглощения ультразвука и на скорости его распространения в кости. Ослабление ультразвука связано не только с содержанием минеральных веществ, но и со структурированностью костной ткани, расположенной на пути распространения ультразвука. Ослабление проходящего через кость ультразвука заметно зависит от частоты, и в ряде случаев для повышения информативности метода измерения проводят в широком диапазоне частот (рис. 2).[2]

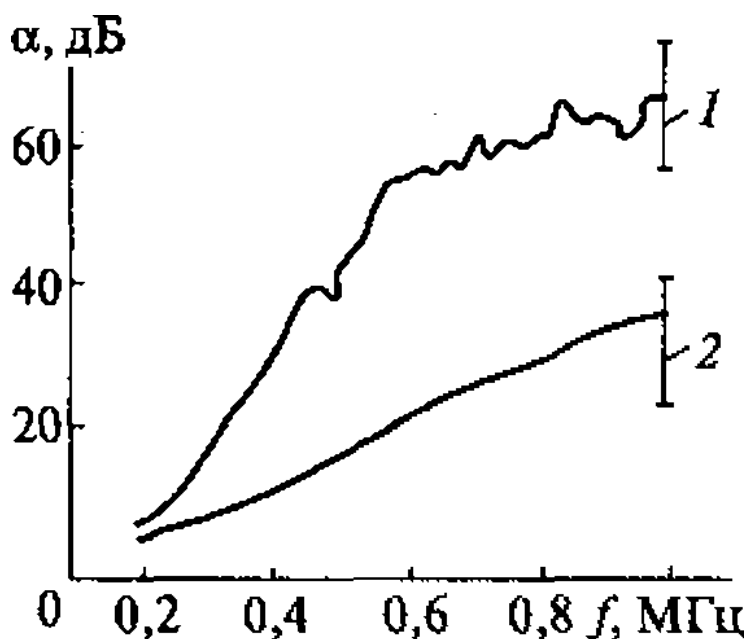


Рисунок 2 – зависимость поглощения ультразвука костной тканью от частоты: 1 – молодой организм, 2 – зрелый организм

Основную погрешность в измерения вводит мышечная ткань. Уровень отражения на границе мягкая ткань – костная ткань тоже может меняться в определенных пределах в зависимости от вида костной и мышечной тканей. Однако в большинстве случаев этот уровень велик, вследствие чего отраженная волна может быть большей мощности, чем волна, прошедшая далее. Помимо этого костная ткань в силу специфичности своего строения расфокусирует УЗ луч, проходящий через нее. В таблице 1 приведены коэффициенты отражения ультразвука на границах разных сред.[2]

Таблица 1 – Коэффициент отражения ультразвука на границе биологических сред

Граница сред	К _{отр} , %
Кровь – мышца	1,5
Мышца – жир	10,0
Мышца – кость	64,0
Воздух – мягкие ткани	99,95

На границе воздух-мягкие ткани УЗ волна отражается практически полностью, и дальше этой границы получить информацию невозможно. Поэтому для уменьшения погрешно-

сти, вносимой отражением УЗ волны, при обследовании пациента на рабочую поверхность датчика наносится акустический гель либо используют резервуары с водой, исключая воздушную прослойку и обеспечивающие акустический контакт между датчиком и телом пациента.

На рис. 3 представлены графические зависимости коэффициента затухания от частоты.[3]

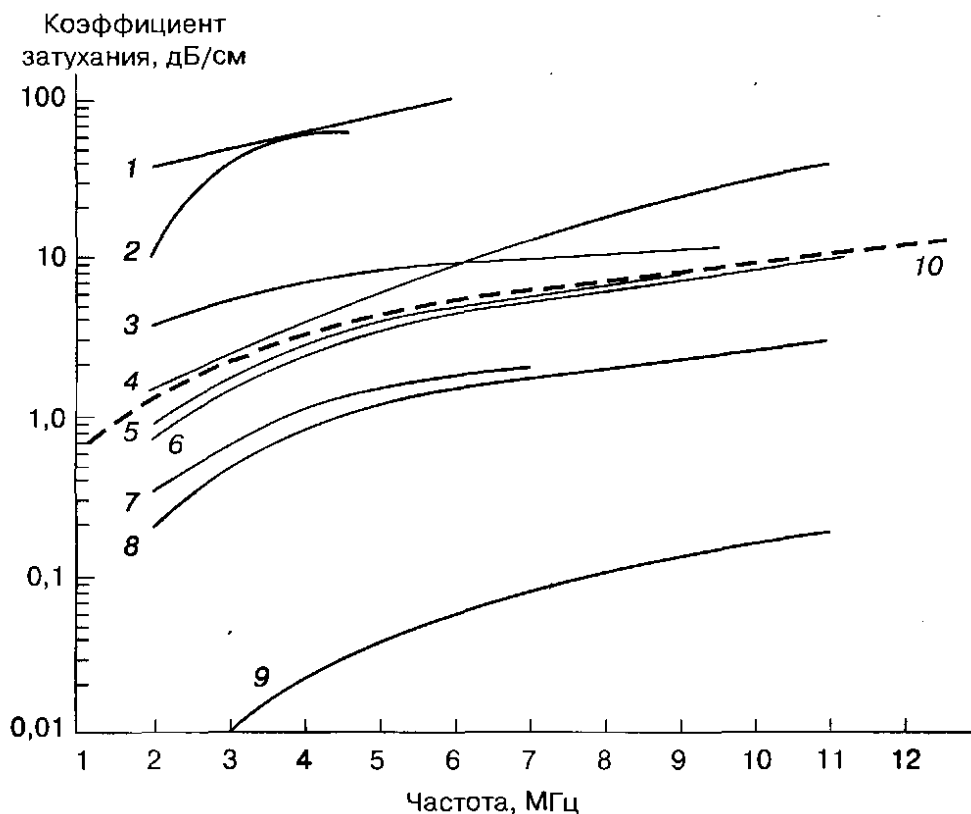


Рисунок 3 – Зависимость затухания ультразвука от частоты в биологических тканях: 1 - легкие, 2 - кости черепа, 3 - кожа, 4 - мышца, 5 - мозг взрослого, 6 - мозг ребенка, 7 - печень, 8 - кровь, 9 - вода, 10 - среднее значение для мягких тканей.

Для расчета коэффициента затухания необходимо рассчитать потери энергии при прохождении границы всех сред: вода – кожа, кожа – жировая ткань, жировая ткань – мышечная ткань, мышечная ткань – костная ткань. Акустическое сопротивление сред при частоте 1МГц составляет [2]: Вода – 1,48 кг/м²с; Кожа – 1,4 кг/м²с; Жировая ткань – 1,38 кг/м²с; Мышечная ткань – 1,7 кг/м²с; Кость – 7,8 кг/м²с.

Потери энергии получим из формулы коэффициента пропускания [1] из одной в среды в другую с последующим переводом полученных значений в децибелы

$$\tau_{\text{проп}} = \frac{4 \cdot Z_1 \cdot Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2},$$

$$dB_{B-K} = 10 \log_{10} \left(\frac{4 \cdot Z_1 \cdot Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2} \right) = 10 \log_{10} \left(\frac{4 \cdot 1.48 \cdot 1.4}{(1.48 + 1.4)^2} \right) = -3.35 \cdot 10^{-3} \text{ Дб},$$

где Z_1 – акустическое сопротивление воды, Z_2 – акустическое сопротивление кожи.

$$dB_{K-J} = 10 \log_{10} \left(\frac{4 \cdot Z_2 \cdot Z_3}{(Z_2 + Z_3)^2} \right) = 10 \log_{10} \left(\frac{4 \cdot 1.4 \cdot 1.38}{(1.4 \cdot 1.38)^2} \right) = -2.25 \cdot 10^{-4} \text{ Дб},$$

где Z_2 – акустическое сопротивление кожи, Z_3 – акустическое сопротивление жировой ткани.

$$dB_{B-K} = 10 \log_{10} \left(\frac{4 \cdot Z_3 \cdot Z_4}{(Z_3 + Z_4)^2} \right) = 10 \log_{10} \left(\frac{4 \cdot 1.38 \cdot 1.7}{(1.38 + 1.7)^2} \right) = -0.05 \text{ Дб} ,$$

где Z_3 – акустическое сопротивление жировой ткани, Z_4 – акустическое сопротивление мышечной ткани.

$$dB_{B-K} = 10 \log_{10} \left(\frac{4 \cdot Z_4 \cdot Z_5}{(Z_4 + Z_5)^2} \right) = 10 \log_{10} \left(\frac{4 \cdot 1.7 \cdot 7.8}{(1.7 + 7.8)^2} \right) = -2.09 \text{ Дб} ,$$

где Z_4 – акустическое сопротивление мышечной ткани, Z_5 – акустическое сопротивление костной ткани.

Нахождение потерь энергии эхо сигнала производится по коэффициенту отражения[1] который также будет переведен в децибелы:

$$R = \frac{(Z_2 - Z_1)^2}{(Z_1 + Z_2)^2}$$

Энергия $dB_{\text{эхо}}$ эхо-сигнала при отражении от всех акустических границ, относительно приемника контактирующего с водой:

$$dB_{B-\text{эхо}} = \sum_{i=2}^n 10 \log_{10} \left(\frac{(Z_i - Z_1)^2}{(Z_1 + Z_i)^2} \right) = 10 \log_{10} \left(\frac{(1.4 - 1.48)^2}{(1.4 + 1.48)^2} \right) + 10 \log_{10} \left(\frac{(1.38 - 1.48)^2}{(1.38 + 1.48)^2} \right) +$$

$$+ 10 \log_{10} \left(\frac{(1.7 - 1.48)^2}{(1.7 + 1.48)^2} \right) + 10 \log_{10} \left(\frac{(7.8 - 1.48)^2}{(7.8 + 1.48)^2} \right) = -86.9 \text{ Дб}$$

В идеальном случае излучаемый и принимаемый сигналы имеют синусоидальную форму, ввиду отсутствия искажений за счет отражения и поглощения УЗ волны мягкими тканями организма (рис. 4). Спектр такого сигнала показан на рисунке 5.[3] Как видно, он состоит из основной или несущей частоты и малого числа боковых, не вносящих погрешности.

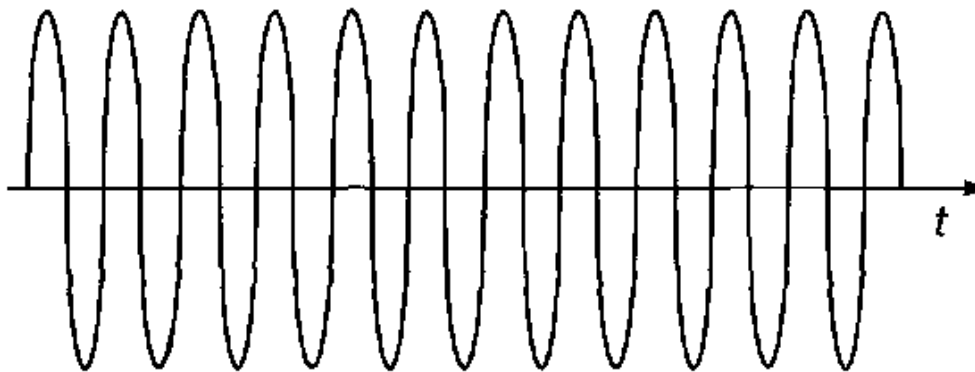


Рисунок 4 – Форма идеального принимаемого сигнала.

Реальный сигнал значительно отличается от идеального за счет наличия ультразвукового эхо, отражения волны и ее частичное поглощение. На рисунке 6 показана форма реального сигнала. Его спектр (рис. 7) сильно сдвинут относительно основной частоты и имеет большое количество боковых составляющих, что вносит погрешность в результаты измерений. В связи с этим становится актуальной задача фильтрации и восстановления сигнала в соответствии с его идеальными параметрами.

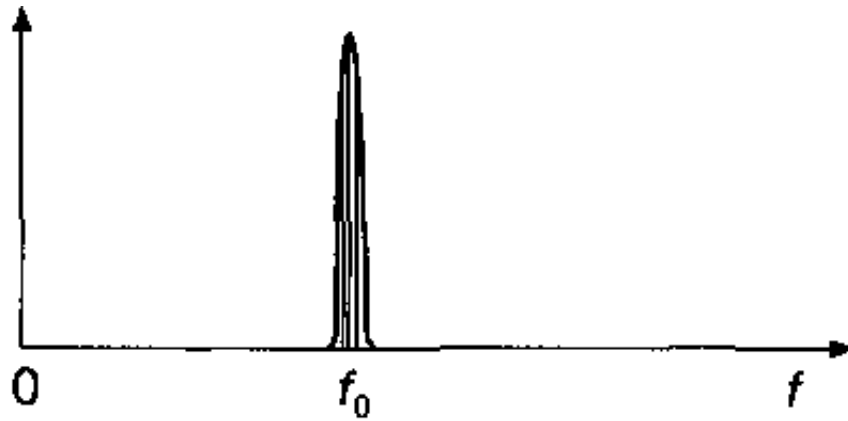


Рисунок 5 – Амплитудный спектр сигнала



Рисунок 6 – Форма реального УЗ сигнала

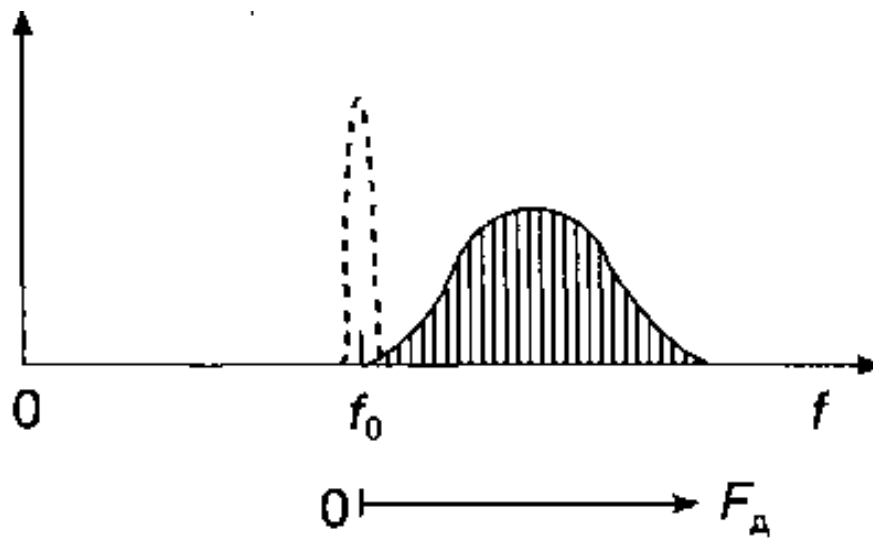


Рисунок 7 – Амплитудный спектр реального сигнала

Исходя из вышесказанного, можно предложить следующую структурную схему устройства (рис. 8):

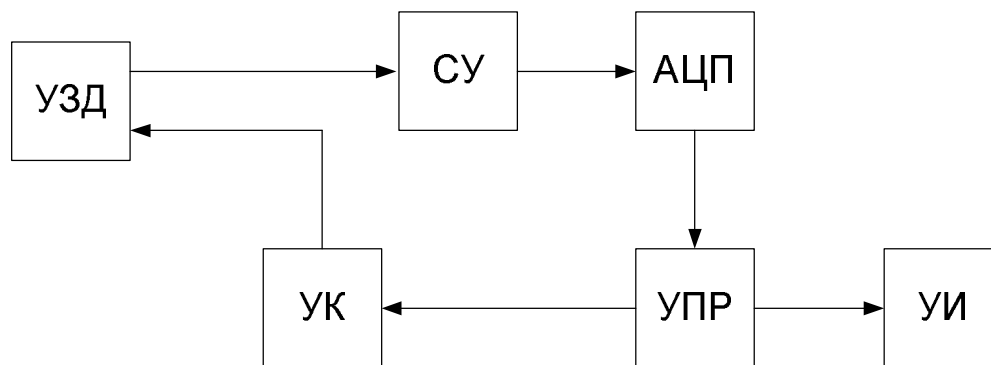


Рисунок 8 – Структурная схема электронного устройства ультразвуковой денситометрии

В данной схеме сигнал, полученный от ультразвукового датчика, поступает на вход согласующего устройства (СУ), которое преобразует полученный сигнал и передает его в аналого-цифровой преобразователь (АЦП). АЦП преобразует сигнал в двоичный код и подает его на вход устройства принятия решения (УПР), которое осуществляет обработку полученных данных и затем отображает результат на устройстве индикации (УИ). Устройство калибровки (УК) производит первоначальную настройку.

Выводы:

1. В результате рассмотрения особенностей измерения плотности костной ткани с помощью ультразвука были установлены основные источники погрешности измерений, а именно отражение ультразвука от мягких тканей, расфокусировка УЗ волны и отражение волны на границе разделения сред.

2. Предложена структурная схема электронного устройства ультразвуковой денситометрии, которая учитывает необходимость фильтрации сигнала, принимаемого от датчика и начальную калибровку устройства для выбора оптимальной мощности и частоты ультразвуковой волны в автоматическом режиме.

Перечень ссылок

1. Ультразвук. Основы теории распространения ультразвуковых волн[<http://engineering-solutions.ru/ultrasound/theory>];
2. Web-версия книги Щукин С.И., Акопян Б.В., Ершов Ю.А. «Основы взаимодействия ультразвука с биологическими объектами» [<http://euromedcompany.ru/ultrazvuk/osnovy-vzaimodejstvija-ultrazvuka-s-biologicheskimi-obektami>];
3. Web-версия книги Осипов Л.В., «Ультразвуковые диагностические приборы» [<http://euromedcompany.ru/ultrazvuk/ultrazvukovye-diagnosticheskie-pribory>];
4. U.S. PATENT DOCUMENTS, 5.099.849 Rossman et al. – «ULTRASONIC DENSITOMETR DEVICE AND METHOD», Mar. 31, 1992.