

DOI: 10.17725/rensit.2024.16.381

Экспериментальные исследования акустического поля поперечных волн в модели биологической ткани

¹Кравчук Д.А., ¹Чернов Н.Н., ²Переселков С.А., ¹Михралиева А.И.

¹Южный федеральный университет, Институт нанотехнологий, электроники и приборостроения, <https://www.sfedu.ru/>

Таганрог 347922, Российская Федерация

²Воронежский государственный университет, <https://www.vsu.ru/>

Воронеж 394006, Российская Федерация

E-mail: kravchukda@sfedu.ru, nchernov@sfedu.ru, pereselkov@yandex.ru, mihralieva.amaliya@yandex.ru

Поступила 08.04.2024, рецензирована 15.04.2024, принята 20.04.2024

Представлена действительным членом РАЕН В.В. Колесовым

Аннотация: Разработаны принципы проведения ультразвуковой диагностики при помощи технологии эластографии и представлена схема экспериментальной установки. Биологическая ткань смоделирована материалом силикон. Проведены исследования по определению продольной и поперечной составляющей скорости звука. Дальнейшие исследования позволят создать базу данных различных образцов патологических и здоровых тканей.

Ключевые слова: скорость звука, ультразвук, биологическая ткань, сжимаемость, импульс.

УДК: 534.8+57.087.1

Для цитирования: Кравчук Д.А., Чернов Н.Н., Переселков С.А., Михралиева А.И. Экспериментальные исследования акустического поля поперечных волн в модели биологической ткани. РЭНСИТ: Радиозлектроника. Наносистемы. Информационные технологии, 2024, 16(3):381-386. DOI: 10.17725/rensit.2024.16.381.

Transverse waves acoustic field experimental studies in a biological tissue model

Denis A. Kravchuk, Nikolay N. Chernov, Amaliya I. Mihralieva

Southern Federal University, Institute of Nanotechnologies, Electronics and Instrumentation
<https://www.sfedu.ru/>

Taganrog 347922, Russian Federation

E-mail: kravchukda@sfedu.ru, nchernov@sfedu.ru, mihralieva.amaliya@yandex.ru

Sergey A. Pereselkov

Voronezh State University, <https://www.vsu.ru/>

E-mail: pereselkov@yandex.ru

Received April 08, 2023, peer-reviewed April 15, 2023, accepted April 20, 2023

Abstract: This article develops the ultrasound diagnostics principles using elastography technology and presents the experimental setup diagram. Biological tissue is modeled using silicone material. Research has been carried out and the longitudinal and transverse sound speeds have been determined. Further research will create a database of pathological and healthy tissues various samples.

Keywords: sound speed, ultrasound, biological tissue, compressibility, impulse

PACS 43.35.Yb

For citation: Denis A. Kravchuk., Nikolay N. Chernov, Sergey A. Pereselkov, Amaliya I. Mihralieva. Transverse waves acoustic field experimental studies in a biological tissue model. *RENSIT: Radioelectronics. Nanosystems. Information Technologies*, 2024, 16(4):381-386e. DOI: 10.17725/j.rensit.2024.16.381

СОДЕРЖАНИЕ

1. ВВЕДЕНИЕ (382)
2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ (383)
3. МЕТОДИКА ЭКСПЕРИМЕНТА (384)
4. РЕЗУЛЬТАТЫ (384)
5. ЗАКЛЮЧЕНИЕ (385)

ЛИТЕРАТУРА (385)

1. ВВЕДЕНИЕ

Биологическая ткань часто описывается с точки зрения ее структурных и материальных свойств. Структурные свойства характеризуют ткань в ее неповрежденном виде. Важные структурные свойства представляются отношением между силой и деформацией, или напряжением и деформацией, и должны быть поняты, чтобы предсказать, как ткань будет вести себя *in vivo* [1].

Под механическими свойствами биологических тканей понимают две их разновидности [2]. Как технический объект биологическая ткань – это композиционный материал, он образован объемным сочетанием химически разнородных компонентов. Механические свойства биологической ткани отличаются от механических свойств каждого компонента, взятого в отдельности. Методы определения механических свойств биологических тканей аналогичны методам определения этих свойств у технических материалов.

Жесткость материала представляет собой способность материала сопротивляться деформации. Жесткость обычно характеризуется наклоном линейной области кривой напряжение-деформация, также называемой модулем

Юнга при испытании на растяжение. В зависимости от типа нагрузки могут существовать различные типы модулей (например, модуль сдвига, модуль сжатия). Чем больше жесткость, тем больше сила, необходимая для возникновения заданной деформации. Если напряжение в материале прямо пропорционально деформации для деформаций до предела упругости, материал называется материалом Гука.

Биологические ткани являются вязкоупругими материалами; их поведение является одновременно вязким, то есть зависящим от времени и истории, а также эластичным. Вязкоупругий материал обладает характеристиками релаксации напряжений, ползучести, чувствительности к скорости деформации и гистерезиса.

Объемный модуль упругости, который влияет на распространение ультразвука, практически однороден в различных биологических тканях и не зависит от эластичности тканей [3]. Эластография, развитие которой началось около 20 лет назад, направлена на визуализацию жесткости (или упругости) тканей, что дает дополнительную и клинически значимую информацию. Отображение жесткости может быть оценено либо из анализа деформации в ткани под напряжением (квазистатические методы), либо путем визуализации сдвиговых волн, механических волн, распространение которых определяется жесткостью ткани, а не ее объемным модулем.

Целью работы является разработка биотехнической системы для эластографии и проведение экспериментальных исследований скорости звука.

2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

На **Рис. 1** изображена схема принципа проведения ультразвуковой диагностики при помощи технологии эластографии.

Генератор УЗ волн порождает сигнал с определенными частотными характеристиками для того, чтобы можно было оценить относительную деформацию изучаемых тканей (упругость) на основе величины модуля Юнга. Этот сигнал будет передан на излучатель.

Излучатель получает сигнал от генератора и преобразует его в ультразвуковую волну, направляемую непосредственно в исследуемую область (область интереса).

Зона интереса – орган пациента, который необходимо обследовать.

Квазистатическое воздействие (компрессия) воздействует на изучаемую ткань, чтобы можно было оценить ее относительную степень упругости (измерения делают при разной компрессии, чтобы оценить относительную деформацию тканей).

Приемник – устройство для получения отраженных сигналов (эхосигналов).

Усилитель сигнала – необходим, чтобы усилить полученный с приемника сигнал перед дальнейшей обработкой. Блоки "Приемник" и "Усилитель" восприимчивы к слабому эхосигналу, но перед дальнейшей работой сигнал необходимо усилить.

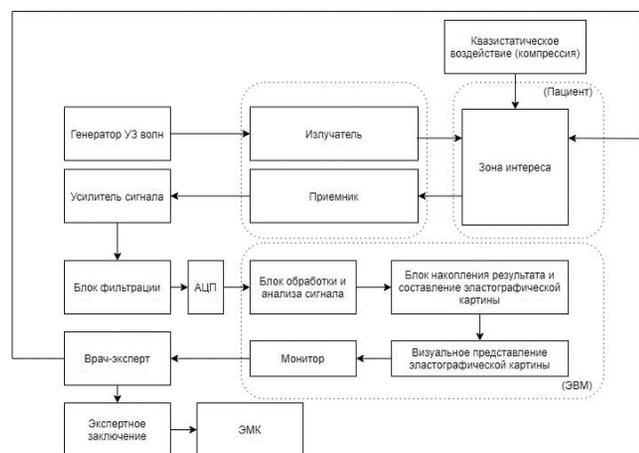


Рис. 1. Структурная схема эластографии.

Блок фильтрации – убирает из сигнала большую часть шумов, которые неизбежно появляются на этапах работы "Приемника" и "Усилителя". Затем улучшенный сигнал попадает в следующий блок.

АЦП (анало-цифровой преобразователь) – устройство, преобразующее аналоговый сигнал в цифровой. АЦП необходим, т.к. последующие блоки работают с цифровым сигналом.

Блок обработки и анализа сигнала – получает сигнал от АЦП. Во время обработки и анализа сигнала должны быть получены данные в удобном виде для хранения и дальнейшей работы с ними.

Эластографическая картина исследуемой области составляется на основе многих измерений с разной степенью компрессии участков ткани. Составление эластографической картины происходит за счет данных о распределении деформации в зоне интереса. Эти данные хранит блок накопления результатов и составления эластографической картины. Визуальное представление эластографической картины происходит за счет раскраски картины изучаемой области. Как правило используются разные цвета (или оттенки) для маркировки упругости тканей в исследуемой зоне.

Монитор – выводит полученное изображение, являясь устройством оперативной визуальной связи пользователя с устройством. Врач-эксперт – контактирует с пациентом и аппаратом, проводит ультразвуковое исследование, анализирует увиденные результаты. Экспертное заключение составляет "Врач-эксперт" на основе полученной картины исследуемой области. ЭМК (электронная медицинская карта) – заносятся результаты проведенного обследования, диагноз.

3. МЕТОДИКА ЭКСПЕРИМЕНТА

Измерение скорости упругих волн в образцах модели биоткани проводилось на установке УЗИС ЛЭТИ, принцип измерения которой основан на сравнении времени прохождения ультразвуковых импульсов в исследуемом образце и в эталонной жидкости с известной скоростью ультразвука.

Структурная схема УЗИС ЛЭТИ [4] и временная диаграмма электрических сигналов показаны на **Рис. 2**.

Задающий мультивибратор генерирует прямоугольные импульсы переменной длительности с частотой повторения около 500 Гц.

Передний фронт этих импульсов запускает генератор высокочастотных сигналов. Вырабатываемый генератором сигнал одновременно возбуждает ультразвуковые колебания излучающих пьезопластин жидкостной эталонной (ЭЛ) и измерительной (ИЛ) линий.

На экране осциллографа наблюдаются два импульса: импульс, прошедший через жидкостную эталонную линию, и импульс, прошедший через измерительную линию. При совмещении импульсов, делают два отсчета, первый – без образца в измерительной линии (n_1), второй – с образцом (n_2). Таким образом, время прохождения ультразвукового импульса в образце будет равно времени прохождения импульса в столбе эталонной жидкости высотой ($n_2 - n_1$):

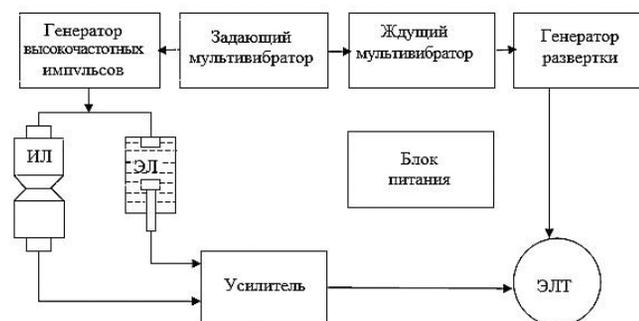


Рис. 2. Структурная схема УЗИС ЛЭТИ

$$t = \frac{l}{v} = \frac{n_1 - n_2}{v_w}, \quad (1)$$

где v_w – скорость ультразвука в эталонной жидкости; l – длина образца; v – искомая скорость ультразвука в образце. Тогда:

$$v = v_w \frac{l}{n_2 - n_1}. \quad (2)$$

4. РЕЗУЛЬТАТЫ

На **Рис. 3** показана экспериментальная установка. Моделью биоткани служил образец силикона. На **Рис. 4а,б** приведены экспериментально полученные осциллограммы импульсов, прошедшие через жидкостную эталонную линию и через измерительную линию, соответственно.

Измерительная линия как на **Рис. 4** представляет собой два цилиндрических стержня из титана 1, которые используются как постоянные ультразвуковые линии задержки.

Верхний стержень может перемещаться вертикально, при этом оставаясь с нижним стержнем соосным. Образец подлежащий исследованиям 2, который имеет форму короткого цилиндра, располагают между двумя титановыми стержнями 1, к торцам стержней 1 приклеены пьезопластины 3.

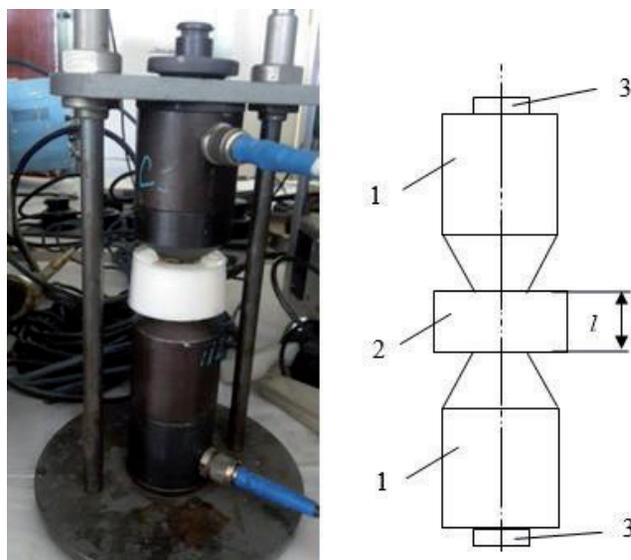


Рис. 3. Экспериментальная установка.

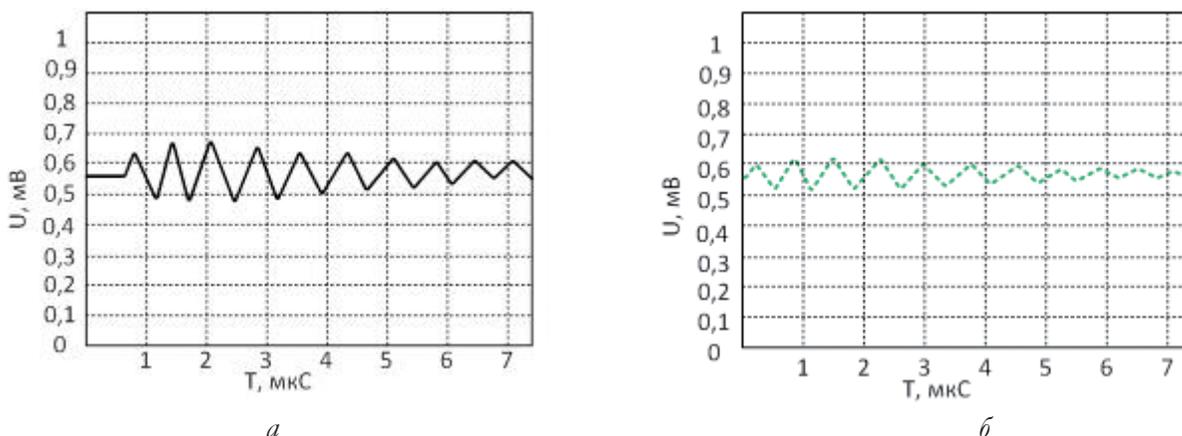


Рис. 4. а) Импульс, прошедший через жидкостную эталонную линию. б) Импульс, прошедший через измерительную линию.

Необходима длина образца такая, чтобы время прохождения ультразвукового импульса в нем было больше длительности самого импульса.

Данное исследование позволило измерить скорость распространения продольных и поперечных упругих волн в модельном образце силикона, который в данном эксперименте заменял биологические ткани.

Полученное в результате эксперимента значение продольной скорости звука составило

$$v = \frac{10}{(16.06 + 5.26)} 1590 = 1472 \text{ м/с.}$$

Экспериментальное значение 1472 м/с количественно совпадает с приведенным в справочном материале значением продольной скорости звука в силиконе 1485 м/с [5].

4. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Если и дальше проводить измерения скорости распространения поперечных упругих волн в биологических тканях, в различных образцах патологических и здоровых тканей, то можно создать базу данных эталонных значений скоростей прохождения ультразвуковых волн, которая может быть использована для ранней диагностики различных патологий [6-9]. В настоящей работе измерена

скорость распространения продольных и поперечных упругих волн в биологических тканях. Если и дальше проводить измерения скорости распространения поперечных упругих волн в биологических тканях в различных образцах патологических и здоровых тканях, можно создать базу данных эталонных значений скоростей прохождения ультразвуковых волн, которая может быть использована для ранней диагностики различных патологий.

ЛИТЕРАТУРА

1. Pal S. *Design of Artificial Human Joints & Organs, Ch. 2*. Springer Science+Business Media, New York, 2014. DOI 10.1007/978-1-4614-6255-2_2.
2. Березовский ВА, Колотилов НН. *Биофизические характеристики тканей человека. Справочник*. Киев, Наукова думка, 1990, 224 с.
3. Sarvazyan AP, Skovoroda AR, Emelianov SY, Fowlkes JB, Pipe JG, Adler RS, Buxton RB, Carson PL. Biophysical bases of elasticity imaging. *Acoustical imaging*, 1995, 21:223-240.
4. Шукейло ЮА, Степанов СК, Белова ЕЮ, Липьяйнен ТС, Лысков АИ. *Методы определения механических свойств материалов*. СПб, СПбГЭТУ "ЛЭТИ", 2017, 32 с.

5. Material Sound Velocities [электронный ресурс]; <https://www.olympus-ims.com/ru/ndt-tutorials/thickness-gauge/appendices-velocities/> (дата доступа 28.05.2020).
6. Руденко ОВ, Сафонов ДВ, Рыхтик ПИ, Гурбатов СН, Романов СВ. Физические основы эластографии. Часть 1. Компрессионная эластография. *Радиология – практика*, 2014, 46(3):41-50 с.
7. Руденко ОВ, Сафонов ДВ, Рыхтик ПИ, Гурбатов СН, Романов СВ. Физические основы эластографии. Часть 2. Эластография на сдвиговой волне. *Радиология – практика*, 2014, 46(4):62-72.
8. Михралиева АИ, Заграй НП, Чернов НН, Аль-Саман АХ. Определение упругих свойств биологических слоистых сред на основе нелинейного взаимодействия акустических волн. *Инженерный вестник Дона*, 2016, 42(3):13.
9. Михралиева АИ, Карстин ВА, Заграй НП, Чернов НН. Исследование распространения поперечных упругих волн в биологических тканях. *Моделирование, оптимизация и информационные технологии*, 2018, 6(4):53-60.

Кравчук Денис Александрович

д.т.н.

Южный федеральный университет, Институт нанотехнологий, электроники и приборостроения
2/Е, ул. Шевченко, г. Таганрог 347922, Россия

E-mail: kravchukda@sfedu.ru

Чернов Николай Николаевич

д.т.н.

Южный федеральный университет, Институт нанотехнологий, электроники и приборостроения
2/Е, ул. Шевченко, г. Таганрог 347922, Россия

E-mail: nnchernov@sfedu.ru

Переселков Сергей Алексеевич

д.ф.-м.н.

Воронежский государственный университет
1, Университетская пл., Воронеж 394018, Россия

E-mail: pereselkov@yandex.ru

Михралиева Амалия Исмиевна

аспирант

Южный федеральный университет, Институт нанотехнологий, электроники и приборостроения
2/Е, ул. Шевченко, г. Таганрог 347922, Россия

E-mail: mihralieva.amalya@yandex.ru.