

### **3. Лабораторна робота 3**

**Фізичні основи акустичних методів дослідження в медицині.**

**Ультразвукова діагностична системи.**

**Прилади для ультразвукової терапії.**

**Мета роботи:** вивчити фізичні основи звукових методів дослідження в медицині. Вивчити принципи побудови приладів для ультразвукової терапії.

#### **3.1. Теоретичні відомості про ультразвук і особливості його поширення в біологічних тканинах.**

**Швидкість ультразвуку в біологічних середовищах, відображення і переломлення.**

Для усіх видів біологічних тканин швидкість звуку чи ультразвуку(УЗ) у кожній з них практично не залежить від частоти (чи довжини хвилі). У табл. 3.1 приведені межі зміни швидкості звуку для ряду біологічних тканин людини [2, 3]. Крім цього, для порівняння приведені значення швидкості звуку в повітрі при нормальних умовах і в дистильованій воді при температурі +20<sup>0</sup>С. На рис. 3.1 показано принцип поширення і відображення УЗ хвиль.

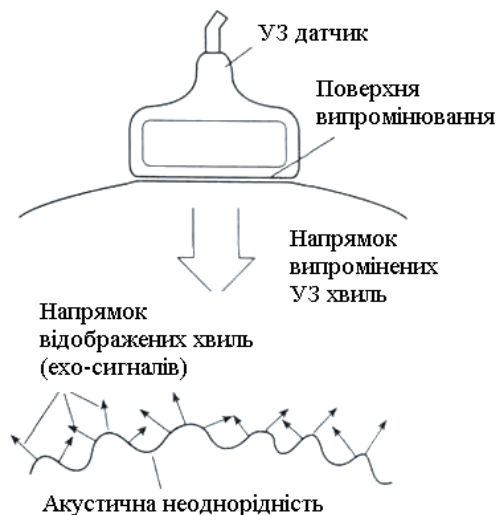


Рис. 3.1. Поширення і відображення УЗ хвиль.

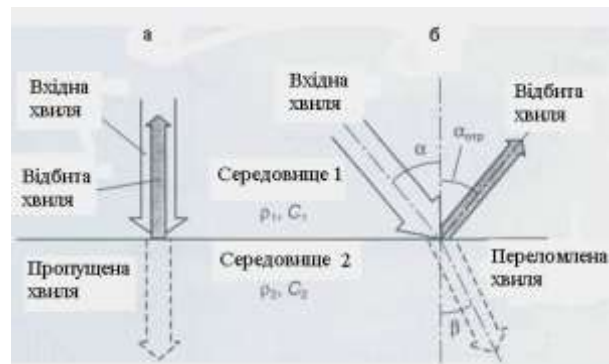


Рис 3.2 Відбиття і переломлення ультразвуку на межі середовищ

Розкид значень швидкості звуку в тканинах одного виду обумовлений багатьма причинами, зокрема, станом пацієнта, суб'єктивними особливостями організму, віком, розходженням температур при проведенні вимірів і т.д. У ряді випадків виявлена залежність швидкості звуку від стану досліджуваної тканини (норма чи патологія), що в принципі могло б бути використане для діагностики, якби удалося перебороти труднощі, зв'язані з точним виміром швидкості звуку в окремих структурах *in vivo*.

На основі даних табл. 3.1 можна виділити три класи тканин: **тканини легенів з малою швидкістю звуку**, що обумовлено високим рівнем газонаповнення, **кісткові тканини з високою швидкістю звуку** і **всі інші рідкі середовища і м'які тканини**, швидкість звуку в який відрізняється від швидкості звуку у воді не більше ніж на  $\pm 10\%$ . У цих останніх (водо подібних) тканин середня швидкість звуку складає **1540 м/с**, мало відрізняючись від швидкості звуку у воді. При відтворенні акустичного зображення використовується допущення про сталість швидкості звуку в м'яких тканинах і рідких середовищах організму. Таке допущення дозволяє з визначеною

точністю розрахувати глибину розташування неоднорідності за часом приходу відбитого від неї сигналу. Розходження у швидкості звуку в тканинах визначають характер відображення на границі середовищ (рис.3.2). При перпендикулярному падінні звукової хвилі на плоску границю середовищ відбита хвиля не змінює свого напрямку, щодо падаючої хвилі і відрізняється від неї, зменшеною енергією, тому, що частина енергії разом з відбитою хвилею переноситься у напрямку, протилежному падаючої хвилі (рис. 3.2а).

Таблиця 3.1. Швидкість УЗ хвиль в різних середовищах та акустичні опори середовищ

Середовище	Швидкість звуку, м/с	Густина відносно води, $\rho_c/\rho_v$	Акустичний опір відносно води, $Z_c/Z_v$
Повітря (за нормальних умов)	343	$1,2 \times 10^{-3}$	$0,3 \times 10^{-3}$
Дистильована вода (при +20°C)	1480	1,0	1,0
Легені	400-1200	-	-
Жирова тканина	1350-1470	0,95	0,86-0,94
Мозок	1520-1570	1,03	1,06-1,09
Кров	1540-1600	1,06	1,04-1,08
Печінка	1550-1610	1,06	1,11-1,14
М'язова тканина	1560-1620	1,07	1,13-1,18
Нирка	1560	1,07	1,13
М'які тканини (середнє значення)	1540	1,06	1,11
Кісткова тканина	2500-4300	1,2-1,8	2,2-5,0
Каміння печінки	1400-2200	-	0,8-1,6

## 3.2. Ультразвукові діагностичні прилади.

### Основні режими роботи: режим В , режим А и режим М.

**Режим В (2D).** З усіх можливих способів одержання діагностичної інформації про біологічні структури за допомогою ультразвуку найбільше поширення має спосіб одержання двомірного зображення.

Датчик (зонд) забезпечує випромінювання УЗ сигналів у визначених напрямках і прийом відбитих ехо-сигналів з цих же напрямків. Змінюючи напрямок випромінювання-прийому, датчик здійснює сканування, тобто послідовний "перегляд" обстежуваної області. Для того щоб уникнути втрат потужності УЗ сигналів при проходженні через повітря, у якому загасання сигналів різко зростає, між поверхнею обстежуваного об'єкта (тіла пацієнта) і робочою поверхнею датчика наноситься шар спеціального гелю, який добре проводить ультразвук.

Випромінювання і прийом УЗ сигналів у процесі сканування здійснюється періодично, при цьому щораз в обмеженій області простору, що називається УЗ променем.

На початку чергового циклу сканування пристрій керування скануванням забезпечує установку променя датчика в положення 1 ( рис. 3.3). Пристрій передачі-прийому сигналів формує короткий передавальний електричний імпульс, який надходить на датчик. У датчику електричний імпульс перетворюється в зондувальний акустичний імпульс, що випромінюється в напрямку осі променя. Зондувальний імпульс починає рух усередину біологічного об'єкта, поширюючись зі швидкістю, близької до швидкості звуку у воді ( $C = 1500$  м/с). За межами променя 1 зондувальний імпульс швидко зменшується по потужності, і тільки в межах границь його рівень досить великий. В міру руху в межах зондувальний імпульс

зменшується по потужності в наслідок відображення, розсіювання і поглинання частини його енергії.

Відразу ж по закінченні випромінювання зондувального імпульсу, датчик разом із пристроєм передачі-прийому переходить з режиму передачі в режим прийому сигналів. При цьому можна говорити про прийомний промінь датчика, що визначає просторову область, у якій датчик має максимальну чутливість на прийом. Промінь на випромінювання (передачу) і прийомний промінь збігаються по напрямку і близькі по виду, але в загальному випадку не обов'язково однакові за формою, що певним чином впливає на акустичне зображення.



Рис. 3.3 Структурна схема отримання двомірного зображення в УЗ приладі

Акустичне зображення з досить високою точністю відтворює геометричні форми внутрішніх структур, за рахунок того, що взаємне розташування акустичних рядків на екрані монітора у визначеному масштабі точно відтворює взаємне розташування осей відповідних променів, що переключаються в процесі сканування. Положення що відбивають неоднорідність уздовж акустичного рядка може бути обчислена за допомогою виміру часу приходу ехо-сигналів від них відносно початку зондування. Тут

використовується та обставина, що швидкість поширення ультразвукового імпульсу в м'яких тканинах не сильно варіює в залежності від типу тканин (як правило, у межах  $\pm 5\%$ ) і близька до швидкості ультразвуку у воді. Тому глибину розташування утворення, що відбиває, по осі променя (акустичному рядку) можна обчислити по формулі

$$L = f/2C,$$

де  $L$  - відстань відбивача до датчика,  $f$  - інтервал часу між початком зондування і моментом приходу ехо-сигналу,  $C$  - усереднена швидкість ультразвуку в м'яких тканинах (звичайно приймається  $C = 1540$  м/с).

Розподіл на 2 враховує, що за час  $t$  спочатку відстань  $L$  проходить зондувальний сигнал, а потім ехо-сигнал проходить той же шлях назад. Час  $t$  може бути досить точно визначено, швидкість  $C$  є відомою, тому величина  $L$  визначається в приладі для кожного ехо-сигналу, і відповідно до результату цього обчислення яскрава оцінка відображається на акустичному рядку. У приладах високого класу використовується режим  $B + B$ , у який друге зображення є збільшена в масштабі частина першого зображення, виділена дослідником. Режим збільшення в масштабі виділеної частини зображення називається **zoom**.

**A-режим.** Це найпростіший вид відображуваної інформації, для одержання якої не потрібно сканування. Зондування здійснюється при незмінному напрямку акустичного променя, і на екрані монітора відображається A-ехограма у вигляді різних по яскравості амплітудних значень ехо-сигналів від неоднорідності, що знаходяться на різних глибинах у межах променя.

**M-режим.** M-режим роботи використовується для реєстрації зміни просторового положення рухливих структур у часі. Звідси і назва режиму - від слова motion - рух (іноді ТМ - від слів time motion - рух у часі). Найбільше часто режим використовується для дослідження руху структур серця.

У М-режимі зондування періодично повторюється в тому самому напрямку акустичного променя. При формуванні М-ехограми в кожному зондуванні амплітудна інформація про ехо-сигнали з різних глибин відображається у виді оцінок різної яскравості уздовж вертикальної лінії на екрані (акустичного рядка). Наступному зондуванню відповідає своя лінія, розташована правіше попередньої, і в процесі переміщення стовпця з кожним новим зондуванням формується двомірна М-ехограма.

### 3.3. Ультразвукові перетворювачі.

Одним з основних вузлів будь-якого ультразвукових (УЗ) діагностичного приладу є ультразвуковий перетворювач (ultrasound transducer). Він входить до складу датчика, і від нього в істотній мірі залежить якість одержуваної інформації.

УЗ перетворювач виконує наступні функції:

- перетворить електричні сигнали в механічні (ультразвукові) коливання з наступним випромінюванням їхньої у біологічні тканини,

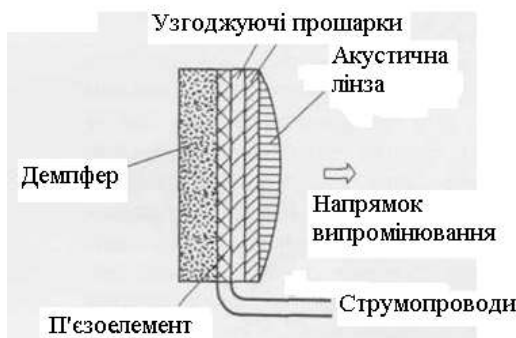


Рис. 3.4 Ультразвуковий перетворювач.



Рис. 3.5 Конфігурація п'єзоелементів в різноманітних типах датчиків.

- приймає ультразвукові ехо-сигнали, відбиті неоднорідністю в біологічних тканинах, і перетворює ці сигнали в електричні, для подальшого підсилення й обробки;

- забезпечує формування УЗ променями необхідної форми, як у режимі випромінювання, так і в режимі прийому;

- виконує сканування, тобто переміщення УЗ променя в обстежуваній області за допомогою спеціальних перемикачів (комутаторів) і керуючих сигналів. Різноманіття УЗ перетворювачів велике, однак у більшість із них входять ті самі компоненти (рис. 3.5).

### **3.4. Ехотомоскоп ЕТС-ДМУ-02. Призначення приладу**

Ехотомоскоп ЕТС-ДМУ-02 являється медичним ультразвуковим діагностичним ехоімпульсним приладом динамічного типу із кутовим механічним скануванням, призначений для отримання інформації про розташування, форму та структуру органів та тканин та зміни лінійних розмірів біооб'єктів методом ультразвукової локації.

Прилад призначений для використання в кабінетах функціональної діагностики медичних закладів для первинної діагностики абдомінальних органів.

Прилад передбачає роботу в режимах:

„В” (відтворення секторних ехограм);

„М” (відтворення лінійних ехограм осьової лінії сектора);

„В/М” (сполучення режимів „В” і „М”); та дисплейний

Переважною областю використання приладу в медицині являється уронефрологія.



## Основні технічні характеристики.

Ділянка ультразвукового огляду приладу характеризується наступними значеннями параметра:

глибина зондування, мм  $180\pm 18$ ; протяжність мертвої зони, мм, не більше 20; кут сканування, град.  $87\pm 2$ ;

Прилад забезпечує лінійне збільшення зображення ехограми на глибині зондування із коефіцієнтом збільшення = 2.

Власна частота ультразвукового датчика складає  $(3\pm 0,6)$  МГц.

Аксіальна роздільна здатність приладу не гірше 2 мм.

Азимутальна роздільна здатність приладу не гірше 4 мм.

Відхилення вимірювання приладу не повинно перевищувати:

- $\pm 2$  мм при вимірюванні лінійних розмірів;
- $\pm 4$  мм при вимірюванні периметра;
- $\pm 40$  мм<sup>2</sup> при вимірюванні площі;
- $\pm 0,2$  мс. при вимірюванні часових інтервалів;

Прилад забезпечує автоматичну індикацію наступної службової інформації:

- глибина зондування;
- частота ультразвукового датчика;
- результати вимірювання;
- масштабні, дистанційні та часові відмітки;

Прилад забезпечує клавіатурне управління та індикацію наступної службової інформації:

- дата проведення обстеження;

- прізвище та ініціали пацієнта;
- місцезнаходження зони зондування на тілі пацієнта;
- межі проводжуваних вимірювань
- місце розташування зони зондування на тілі пацієнта;
- границі проведених вимірів;

Динамічний діапазон електроакустичного тракту приладу складає не менш 60 дБ.

Число рівнів квантування ехо-сигналу - 16.

Розміри робочого поля індикатора приладу складає по горизонталі не менш 60 мм, по вертикалі не менш 80 мм.

Число градацій, по яскравості, відтворених екраном, не менш 12.

Потужність, споживана приладом від мережі, складає 120 Вт.

Прилад зберігає працездатність при відхиленнях напруги живильної мережі  $\pm 10\%$  від номінального значення.

Час установлення робочого режиму не перевищує 5 хв.

### **Будова та принцип роботи.**

В основі дії приладу як медико-технічного засобу для незалежного внутрішньо порожнинного обстеження лежить метод виборчого акустичного лоцирування, що полягає в спрямованому випромінюванні ультразвукових імпульсів, що скануються, і наступної реєстрації ними ехо-сигналів, що виникають унаслідок часткового відображення ультразвуку від границь опромінених середовищ, що опромінюються, що розрізняються по щільності. Тверда тимчасова прив'язка ехо-сигналів до фронту зондувальних імпульсів і до періоду їхнього карного сканування дозволяє на основі цього методу

відтворити акустичне зображення (ехограму), адекватне реальному анатомічному перетиніві в порожнині зондування.

## 1. Конструкція приладу.

Конструктивно прилад являє собою футляр прямокутної форми, усередині якого розташовані усі функціональні блоки і блоки приладу, за винятком блоку клавіатури, що у робочому стані винесений за межі футляра, а в зібраному виді є кришкою, що закриває лицьову панель.

Усередині приладу розташовані наступні функціональні блоки: блок живлення, індикаторна секція, апаратна секція.

На передній панелі розташовані наступні органи керування й індикації: ручка «BRIGHT» (ЯСКРАВІСТЬ) – призначена для регулювання інтенсивності світіння екрана; ручка «CONTRAST» (КОНТРАСТ) – для регулювання насиченості екрана; ручка «COMPRESS» (КОМПРЕСІЙ) – для регулювання відтворюваності на екрані ехо-сигналів різної інтенсивності; ручка „ENERGY OUTPUT” (ВИХІДНА ЕНЕРГІЯ)—для регулювання амплітуди імпульсного збудження; ручка „NEAR” (БЛИЖНЯ ЗОНА)— для регулювання амплітуди ехо-сигналів ближньої зони; ручка „FAR” (ДАЛЬНЯ ЗОНА)—для регулювання ехо-сигналів дальньої зони; ручка „GAIN” (ПОСИЛЕННЯ)—для загального регулювання інтенсивності ехо-сигналу і його інверсії; кнопка і світло діод „POWER”—вимикач і індикатор джерела живлення; роз’єм „TRANSDUCER” (ДАТЧИК)—призначений для підключення ультразвукового датчика; на задній панелі приладу розміщені: два запобіжника для захисту від коротких замикань; гніздо „VIDEO OUT” (ВИХІДНИЙ ВІДЕОСИГНАЛ)—для підключення зовнішнього монітору; джгут з вилкою для ввімкнення у мережу 220 В.

## Призначення клавіш

Управління режимами роботи приладу і ввід в нього службової інформації здійснюється за допомогою клавіатури. Клавіші клавіатури діляться на три основних групи:

- а) група клавіш алфавітно-цифрових символів;
- б) група клавіш спеціальних керуючих символів і клавіш редагування;
- в) група клавіш управління режимами роботи приладу.

### **Порядок використання приладу**

Регулятори “BRIGHT”, “CONTRAST”, “COMPRESS”, “NEAR”, “FAR” установити в середнє положення, регулятори “GAIN” і “ENERGYOUTPUT” - в крайнє лїве положення.

Включити прилад і після освітлення екрану індикатора нажати клавішу “RES”. При цьому на екрані повинна з’явитися інформація попередньої установки. Обертаючи регулятори “BRIGHT” і “CONTRAST” необхідно отримати відтворення максимально можливої кількості градацій контрольної шкали сірого при чіткому зображенні по всьому полю екрана.

Нанести контактний акустичний гель (гліцерин, вазелїн чи косметичний крем для рук) на робочу частину датчика і досліджувану ділянку тіла пацієнта.

Прикласти датчик робочою поверхнею до поверхні досліджуваної ділянки тіла пацієнта. Вибрати режим відображення.

#### **Режим “В”**

Для роботи в цьому режимі необхідно нажати клавішу “В” із групи управління режимами. На екрані індикатора приладу повинно з’явитися зображення плоского секторного перетину, що відповідає зображеному.

Змінюючи положення датчика шляхом його переміщення по тілу

пацієнта, обертання і вибору кута нахилу, отримують потрібний ракурс спостереження області, яка цікавить.

#### Режим “М”

Режим “М” в даному приладі реалізується послідовним часовим розкладом осьової лінії секторної ехограми, тобто з частотою кутового сканування. Для роботи в цьому режимі необхідно натиснути клавішу “М” із групи управління режимами. В цьому випадку на екрані індикатора повинна з’явитися шлейфова інформація. Підбираючи положення датчика, встановлюють осьову лінію в потрібному напрямку досліджуваної області.

#### Режим “В/М”

Цей режим використовується в тому випадку, коли по зображенню М-ехограми важко визначити дійсний напрямок осьової лінії в досліджуваній області. Він являється сполученням перших двох описаних режимів і дозволяє одночасно спостерігати як М-, так і В-ехограми. Для роботи в цьому режимі необхідно натиснути клавішу “В/М” із групи управління режимами.

#### Дисплейний режим

Спостереження динамічних ехограм в режимах “В”, “М”, “В/М”, вибраних і випадковим методом, дозволяє оцінити структуру і життєдіяльність біологічного об’єкту в реальному часі, але на якісному рівні. Для того, щоб можна було оцінити кількісні характеристики отриманого акустичного зображення. Ехограму “заморожують”, тобто запам’ятовують у відео пам’яті приладу шляхом натискання клавіші “FRZ”. Після цього можна проводити вимірювання отриманої статистичної ехограми та ідентифікувати пацієнта.

“COMPRESS” (Компресія) – використовується для зміни діапазону ехо-сигналу і перетворення амплітудної характеристики підсилювача. Широкий динамічний діапазон дозволяє відтворити більш м’які зображення, в той час коли більш вузький дає різкий контраст. Положення регулювання задається

посилаючись на зорові властивості спостерігача, характер досліджуваної ділянки і рівень фонового підсвічування екрану індикатора.

“NEAR” (Ближня зона) – використовується для регулювання підсилення ехо-сигналу в ближній зоні лоціювання. Оптимальне значення задається при забезпеченні однорідності відтворення ехограми в частині сектора спостерігача.

“FAR” (Дальня зона) – використовується для регулювання підсилення ехо-сигналу в дальній зоні лоціювання. Вимоги до оптимальності ті ж самі, але застосовується до розходження частини сектора спостереження.

“GAIN” (Загальне підсилення) – застосовується для вибору оптимального, з точки зору спостерігача, підсилення ехо-сигналу по всій його глибині. Крім того, дозволяє змінювати полярність сигналу, перетворивши позитивне зображення (більш світле на границях поділу двох середовищ) в негативне. Мінімальне підсилення забезпечується в середньому положенні органа регулювання.

“ENERGYOUTRUT” (Вихідна енергія) – задає амплітуду імпульсу. На характері зображення відображається аналогічно регулюванню “GAIN” з тією різницею, що в першому випадку необхідний рівень сигналу отримують в результаті підсилювальних властивостей приладу, а в іншому – в результаті випромінювання на досліджувану ділянку великої енергії. При використанні приладу в педіатрії амплітуду імпульсів рекомендують обмежити.

### Ідентифікація

Після включення приладу і натискання клавіші “RES”, а також в дисплейному режимі після натискання клавіші “OR” можна вказати час обстеження, прізвище та ініціали пацієнта шляхом набору і вводу на екран у відповідному йому місці потрібних повідомлень за допомогою клавіш алфавітно-цифрових символів. Крім того, можливо у символічному вигляді вказати місцезнаходження досліджуваної області на тілі пацієнта, де отримана

ехограма. Для цього необхідно натиснути клавішу “POS” та, повторюючи натискання, обрати досліджувану частину тіла людини. Далі, натискаючи послідовно в потрібному порядку клавіші переміщення “ ”, ” ”, ” ”, ” ”--“та обертання “ ” ( при необхідності разом із клавішею реверса “DLE”) перемістити і зорієнтувати по напрямку символ датчика на зображенні символу тіла в потрібному місці.

Прилад передбачає визначення таких характеристик статистичної ехограми, як відстань між двома довільно обраними точками, площа і периметр еліптичної фігури, час між довільно обраними відгуками. Виміри проводяться в дисплейному режимі.

Для виміру відстані на В-ехограмі і М-ехограмі необхідно натиснути клавішу “DIST”. При цьому на зображенні ехограми, у її центрі, повинний з'явитися хрестоподібний маркер, що за допомогою клавіш переміщення покажчиків необхідно помістити в необхідну точку виміру. Фіксація цієї першої відлікової точки здійснюється натисканням клавіші “FIX”. Після цього, діючи аналогічним образом за допомогою клавіш переміщення покажчиків, варто визначити другу точку відліку. Після другого натискання клавіші “FIX” на екрані індикатора в позиції D1 повинний з'явитися результат виміру.

Натискання клавіші “MARK” дозволяє висвітити другим хрестоподібний маркер, який можна використовувати для проведення другого аналогічного виміру для двох інших довільних точок. Повторне натискання клавіші “DIST” скасовує результати попереднього виміру і стирає його зображення.

Для виміру параметрів плоских еліптичних фігур на ехограмі потрібно натиснути клавішу “AREA”. Після посилення на зображення маркера, необхідно розмітити дві точки на зображенні. При цьому друге натискання клавіші “FIX” викличе на зображенні еліпса, орієнтованого великою віссю уздовж зазначених точок за допомогою клавіш переміщення покажчиків ” ” і

” “ можна розширити чи звузити другу вісь еліпса, підігнавши його конфігурацію під визначений розмір. Результат виміру з'являється після натискання клавіші “MARK” у позиції L (периметр) і A (площа).

Повторне натискання клавіші “AREA” скасовує результати виконаного виміру і видаляє його зображення.

Вимір інтервалів часу на М-ехограмі аналогічно виміру відстані і виконується автоматично разом з описаною процедурою. Результати вимірів фіксуються в позиції T.

### **Протокол і порядок виконання лабораторної роботи. Вимоги до звіту.**

Ультразвукові сигнали та їх поширення в живих тканинах.

Акустичний опір м'яких тканин та кісток.

Градації прозорості біологічних тканин.

Структурні схеми ультразвукових діагностичних (УЗД) та терапевтичних (УЗТ) приладів.

Діючі параметри УЗ сигналу при його відбитті на межі середовищ .

Протокол дослідження: Ехограма лодоні.

Висновки.

### **Контрольні питання.**

1.Що таке акустодіагностика?

2.Параметри ультразвукових коливань.

3.Аналіз структурно-функціональних схем блоків та приладів УЗД і УЗТ.