

Міністерство освіти і науки України
Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут
імені Ігоря Сікорського»

Акустичні медичні прилади

Методичні вказівки

до виконання курсового проекту та розрахунково-
графічної роботи
для студентів напрямку підготовки 6.051003-«Приладобудування»,
програми професійного спрямування
«Медичні прилади і системи»

*Рекомендовано Вченою радою
приладобудівного факультету НТУУ «КПІ»*

Київ
НТУУ «КПІ»
2016

«Акустичні медичні прилади»: Метод. вказівки до викон. курсового проекту та розрахунково-графічної роботи для студ. напряму підготовки 6.051003-«Приладобудування» програми професійного спрямування «Медичні прилади і системи» /Уклад.: М.Ф.Терещенко, Г.С. Тимчик, І.О. Яковенко - К.: НТУУ «КПІ», 2016.- 174 с.

*Рекомендовано Вченою радою ПБФ НТУУ «КПІ»
(Протокол № від 11.2016 р.)*

Навчальне видання

Акустичні медичні прилади

Методичні вказівки

до виконання курсового проекту та розрахунково-графічної роботи для студентів напряму підготовки 6.051003-«Приладобудування», програми професійного спрямування «Медичні прилади і системи»

Укладачі: *Терещенко Микола Федорович*, канд. техн. наук, доцент
Тимчик Григорій Семенович, докт. техн. наук, професор
Яковенко Ірина Олександрівна, асистент

Відповідальний редактор *Антонюк Віктор Степанович*, д.т.н., проф.

Рецензент *Гераймчук Михайло Дем'янович*, д.т.н., проф.

*За редакцією укладачів
Надруковано з оригінал-макета замовника*

Темплан 2016, поз. _____
Підп. до друку _____ 12.2016. Формат 60x84¹/₁₆. Папір офс. Гарнітура – Times.
Спосіб друку – ризографія. Ум. друк. арк. 3,95. Обл.-вид.арк. _____
Наклад 50 Зам. _____ Лабораторія офсетного друку НТТУ «КПІ»

НТУУ «КПІ» ВПІ ВПК «Політехніка»
Свідоцтво ДК № 1665 від 28.01.2004 р.
03056, Київ, вул. Політехнічна, 14, корп. 15
тел./факс(044)241-68-78

ЗМІСТ

Вступ.....	6
1. ЗАГАЛЬНІ ПОЛОЖЕННЯ.....	7
1.1 Загальні вимоги щодо організації курсового проектування.....	7
1.2. Етапи виконання курсового проекту.....	8
1.3 Структура курсового проекту.....	10
1.4 Вимоги щодо оформлення курсового проекту.....	11
1.5 Порядок захисту курсового проекту.....	13
2. ФІЗИКА АКУСТИЧНИХ КОЛИВАНЬ.....	13
2.1. Загальні відомості про акустичні коливання	13
2.2. Ультразвукові хвилі.....	15
2.3. Швидкість ультразвуку в біологічних тканинах. Фізичні характеристики біологічних середовищ.....	20
2.4. Механізм фізіологічного та лікувального впливу ультразвуку.....	25
3. УЛЬТРАЗВУКОВІ ПРИЛАДИ ТА АПАРАТИ.....	27
3.1. Класифікація приладів і апаратів ультразвукової діагностики та терапії.....	27
3.2. Ультразвук в терапії.....	30
3.2.1. Класифікація апаратів для ультразвукової терапії.....	30
3.2.2. Випромінювачі ультразвуку.....	32
3.2.3. Методика проведення ультразвукової терапії.....	35
3.2.4. Апарат для ультразвукової терапії УЗТ-1.01 Ф.	36
3.3. Ультразвук в діагностиці.....	39
3.3.1. Класифікація ультразвукових приладів.....	39
3.3.2. Принцип роботи звукового сканеру.....	41
3.3.3. Режими дослідження біологічних тканин.....	45
3.3.4 Техніка і методика проведення процедур.....	48
3.3.5. Принципи побудови і робота приладів та систем ультразвукової діагностики.....	49
3.3.6. Будова та принцип роботи лінійного датчика для УЗ діагностики.....	52
4. АКУСТИЧНІ ДАТЧИКИ.....	53
4.1. Загальні відомості. Принцип дії.....	53
4.2. Вплив навколишнього середовища.....	63

4.3. Типи ультразвукових датчиків.....	65
4.4. Класифікація датчиків за областями медичного застосування..	68
4.5. Вдосконалення конструкції ультразвукового п'єзокерамічного випромінювача.....	69
4.6. Недоліки конструкції датчиків та їх усунення.....	71
5. РОЗРАХУНОК УЛЬТРАЗВУКОВОГО ПЕРЕТВОРЮВАЧА.....	73
5.1. Основні елементи ультразвукового перетворювача.....	73
5.2. Методика розрахунку акустичного тракту.....	75
5.3. Фізична модель акустичного тракту щитовидної залози.....	78
5.4. Вибір і обґрунтування робочої частоти п'єзоперетворювача....	79
5.5. Розрахунок кутів заломлення при проходженні ультразвуку через різні біологічні шари.....	80
5.6. Розрахунок значень акустичного опору (імпедансу).....	82
5.7. Розрахунок коефіцієнту проходження по інтенсивності.....	82
5.8. Розрахунок геометричних розмірів товщин п'єзоелемента та шарів.....	83
5.9. Розрахунок роздільної здатності.....	85
5.10. Розрахунок коефіцієнту послаблення акустичного тракту....	86
5.11. Розрахунок просвітлюючого шару.....	88
5.12. Розрахунок демпфера.....	89
5.13. Електроакустичний розрахунок напруги випромінювання....	89
5.14. Розрахунок затримок сканування для фазованих решіток п'єзоперетворювача.....	90
5.15. Розрахунок параметрів фокусування променів сканування....	91
5.16. Розрахунок параметрів генератора зондуючих імпульсів.....	92
5.17. Розрахунок енергетичних характеристик перетворювача.....	94
6. АУДІОМЕТРИ ТА СЛУХОВІ АПАРАТИ.....	96
6.1. Звукова аудіометрія.....	96
6.1.1. Загальні відомості.....	96
6.1.2. Тоновий аудіометр.....	98
6.1.3. Аудіограма.....	99
6.1.4. Аудіометр Бекеші.....	101
6.1.5. Аудіометрія мовна.....	103
6.1.6. Імпедансна аудіометрія.....	105
6.1.7. Імпедансний аудіометр.....	108

6.1.8. Рефлексна аудіометрія.....	114
6.2. Аудіометр поліклінічний «АП – 02».....	115
6.2.1. Технічні характеристики.....	115
6.2.2. Принцип роботи аудіометра поліклінічного «АП-02».....	117
6.3. Призначення та принципи побудови слухових апаратів.....	123
7. РОЗРАХУНОК АКУСТИЧНОГО ІМПЕДАНСУ СИСТЕМИ.....	125
8. ВІБРОАКУСТИЧНІ МЕДИКОТЕРАПЕВТИЧНІ АПАРАТИ.....	138
8.1. Інфразвук та вібротерапія.....	138
8.2. Вібротерапія.....	139
8.3. Біофізичні основи вібротерапії.....	140
8.4. Фізіологічна та лікувальна дія інфразвуку і вібротерапії....	143
8.5. Апарати для місцевої вібротерапії.....	148
8.6. Принципи побудови апаратів для загальної вібротерапії.....	153
Перелік літератури.....	158
Додаток А. Теми та індивідуальне завдання на роботу.....	160
Додаток Б. Основні параметри поширення ультразвуку в біологічному об'єкті.....	164
Додаток В. Випромінювачі та фізико-механічні властивості п'єзокерамік різних марок.....	165
Додаток Г. Розрахунок діаграми спрямованості.....	169
Додаток Д. Акустичний тракт. Приклади еквівалентних схем.....	170

Вступ

Дисципліна «Акустичні медичні прилади» складається з курсу лекцій, лабораторних і практичних робіт та курсового проект, курсової роботи чи розрахунково-графічної роботи.

Курсовий проект (КП), курсова робота (КР) чи розрахунково-графічна робота (РГР) виконується самостійно студентом і направлені на закріплення знань та продовження спеціальної професійної підготовки фахівців з вивчення та розробки принципів побудови приладів і систем, які використовують акустичні сигнали для діагностики та лікування живого організму людини, їх методології проектування та виробництва, використання і обслуговування та ремонт приладів в медичній практиці.

При розробці та проектуванні акустичних медичних приладів і діагностичних систем використовуються базові знання з лекційного курсу, досліджуються нові підходи та принципи побудови структурних, функціональних і принципіальних схем, розраховуються елементна база з використанням технічної літератури, патентних джерел з орієнтацією на передові, сучасні зразки новітніх приладів.

Нові системні принципи побудови і методи діагностики в медичній апаратурі та приладах досить різноманітні та багатогранні.

Курсовий проект виконується з наступної тематики: прилади і системи діагностики слуху людини і вимірювання параметрів звукових коливань, акустичні коливання і хвилі, акустика як фізика слуху, фонокардіографи та аналогічні прилади для діагностики організму людини в звуковому діапазоні частот, ультразвукові (УЗ) діагностичні прилади, сканери та датчики, прилади, які використовують інфразвук та вібрацію, акустичні фізіотерапевтичні прилади, акустичні датчики, лабораторні ультразвукові прилади, інгалятори та літотриптори.

1. ЗАГАЛЬНІ ПОЛОЖЕННЯ

Курсовий проект (розрахунково-графічна робота) з дисципліни «Акустичні медичні прилади» виконується згідно з індивідуальним завданням і є самостійною роботою студента, призначеною для закріплення, розширення, узагальнення і практичного використання знань, умінь та навиків, отриманих під час навчання. У процесі курсового проектування студенти практично розраховують, розроблюють і проектують датчики, вузли та блоки, з врахуванням фізичних і фізіологічних процесів в організмі людини для створення, експлуатації сучасних медичних апаратів, приладів та діагностичних систем.

1.1 Загальні вимоги щодо організації курсового проектування

Тематика курсових проектів (розрахунково-графічна робота) може бути типовою і спеціалізованою. Завдання на спеціалізовані курсові проекти незалежно від об'єкту розробки повинно передбачати розробку функціонального вузла, проведення всіх необхідних розрахунків, та бути узгодженим з керівником і консультантом курсового проекту чи розрахунково-графічної роботи. Відповідальність за правильність прийнятих рішень, обґрунтувань, розрахунків та якість оформлення несе студент — автор роботи.

Робота повинна задовольняти таким вимогам:

- 1) обсяг пояснювальної записки визначається кількістю годин СРС, які виділяються для дисципліни на курсовий проект навчальним планом та не перевищує 70 сторінок формату А4 текстової частини;
- 2) графічна частина може подаватися в тексті пояснювальної записки у вигляді відповідних креслень, рисунків або вноситись в додатки з обов'язковим конкретним зазначенням графічного матеріалу в індивідуальному завданні. Використання графічних редакторів обов'язкове;
- 3) у випадку повного збігу тем курсового проекту індивідуальне завдання має містити не тільки різні числові вихідні дані, але й передбачати самостійне викладення студентом тексту пояснювальної записки з метою уникнення використання електронного шаблону та плагіату.

Індивідуальне завдання в перелік змісту не вноситься та має бути другою сторінкою після титульного листа. Зразок індивідуального

завдання до курсового проекту наведено в додатку А.

Повне переписування матеріалів літературних джерел або електронних документів (електронних книг, INTERNET-сайтів) неприпустимо. Якщо студент вважає за необхідність наведення певної кількості описових матеріалів, то вони розміщуються у додатках з посиланням на джерело походження.

Всі креслення, схеми, рисунки, фотографії, що запозичені у інших авторів, повинні в назві містити посилання на літературне джерело, де була взята інформація.

Згідно із затвердженим графіком виконання студент зобов'язаний своєчасно подавати керівникові результати роботи над курсовим проектом.

1.2. Етапи виконання курсового проекту

Перед виконанням проекту чи РГР студент повинен визначитися з однією з рекомендованих тем чи запропонувати свою тему і отримати завдання на курсовий проект чи РГР у викладача. Самостійно ознайомитись з основними теоретичними положеннями по темі курсового проекту (РГР), провести аналіз діючих приладів, технічної літератури, патентний пошук по світовим патентним базам (України, Російської Федерації, США, Японії, Китаю, країн Європейського Союзу, СНД, колишнього СРСР до 1992 р.) та вибрати для конструкторського розділу огляд 3-5 діючих приладів в медичній практиці та кращі технічні рішення – 3-5 патентів.

Виконання курсового проекту чи РГР розбито на 4 **етапи** (30%, 50%, 100% об'єму та захист), які оцінюються.

На **першому етапі** (30 % проекту чи РГР) необхідно визначитись з темою курсового проекту (РГР), основними параметрами завдання, провести огляд технічної літератури, діючих приладів (3-5 типів) та 3-5 патентів, запропонувати класифікацію тих приладів, по яких виконується розробка. Визначитись з базовим приладом для розробки в курсовому проекті та представити всю технічну документацію по ньому (паспорт, технічний опис, альбом схем, інструкція по експлуатації, ремонту, обслуговуванні та налаштуванні та інші).

На **другому етапі** (50 % проекту чи РГР) з запропонованої класифікація приладів, по яких виконується розробка, провести аналіз

діючих приладів, виділивши їх перспективні сторони та недоліки.

В вибраному базовому приладі розглянути конструкцію приладу та його блоків і датчиків, його функціональну та структурну схеми. Вибрати блок, вузол, датчик чи сам прилад, по якому буде виконуватись складальне креслення та його деталювання. Провести основні розрахунки параметрів акустичного тракту. З початку вибирається фізична анатомічна модель проходження сигналу, будується її еквівалентна схема та розраховуються кути відхилення, коефіцієнти затухання інтенсивності проходження акустичного сигналу та значення допустимих напруг в електроакустичному тракті (Розділ 5). Розглядається загальна електрична схема приладу чи основних його блоків. Вибираються та розраховується елементи, вузли та блоки електричної принципової схеми приладу (три різні типи розрахунку, наприклад, блок живлення, підсилювач, фільтр).

На **третьому етапі** (100 % проекту чи РГР) пропонується виконати оптимальний вибір матеріалу, конструкції та параметрів основних елементів датчика чи випромінювача, виконується складальне креслення датчика, основного блоку, вузла чи приладу в цілому та його деталювання, розробляється та розраховується випробувальний стенд чи метрологічну схему повірки основних параметрів приладу, виконується розробку та розрахунок основних технологічних параметрів і характеристик, виконуються креслення структурно-функціональної, принципальної електричної та других схем, креслення приладу, випробувального стенду, схем метрологічної повірки, робляться висновки і приводиться список використаної літератури і патентів (згідно вимогам ВАК) та додатки.

В додатках приводяться алгоритми, програми, технологічні та схеми складання, електричні принципові схеми з переліком елементів, креслення, тексти патентів та їх переклади та інше.

Креслення виконуються згідно вимог стандартів ДСТУ 3008-95 на папері формату А1, А2, А3, А4 – загальним об'ємом 4 листа А1, чи на прозорій плівці формату А4 з використанням графічних редакторів.

На **четвертому етапі** проводиться публічний захист курсового проекту чи РГР з використанням електронних медіа-проекторів.

Після проходження перевірок, виправлення помилок та описок і публічного захисту та здачі виправлених друкованого і електронного варіантів КП чи РГР та його електронної презентації, виставляється підсумкова оцінка.

1.3 Структура курсового проекту

За змістом КП чи РГР має відповідати індивідуальному завданню на курсове проектування. КП чи РГР містить низку обов'язкових складових частин, перелік та вимоги до яких конкретизуються керівником. Кожну складову частину проекту необхідно починати з нового аркуша.

Порядок подання обов'язкових складових частин КП чи РГР та їх рекомендований обсяг:

А) Пояснювальна записка (ПЗ):

1. Титульний лист пояснювальної записки – 1 аркуш
2. Індивідуальне завдання та календарний план на КП (РГР) – 1 аркуш (додаток А)
3. Зміст
4. Анотацію – 1 аркуш
5. Вступ – 1-2 аркуша
6. Основна (технічна) частина та її розділи (40—60 стор.):
 - Теоретичний огляд, аналіз та тенденції сьогоденного стану розвитку даного типу приладів чи апаратів.
 - Огляд об'єктів інтелектуальної власності - патентний пошук.
 - Діючі прилади, їх технічні характеристики.
 - Класифікація приладів чи апаратів.
 - Вибір базового приладу для проектування.

В вибраному базовому приладі розглянути конструкцію приладу та його блоків і датчиків, його функціональну та структурну схеми. Вибрати блок, вузол, датчик чи сам прилад по якому буде виконуватись складальне креслення та його деталювання.

- Проектування та розробка конструкцій датчиків, вузлів, блоків та приладу в цілому.
- Складальне креслення та його деталювання.
- Розробка та розрахунок параметрів акустичного тракту.

Розглядається загальна електрична схема приладу чи основних його блоків. Вибираються та розраховується елементи, вузли та блоки електричної принципової схеми приладу (три різних розрахунку, наприклад, блок живлення, підсилювач, фільтр і т.д.)

- Структурно - функціональні, електричні принципові та інші схеми приладів.

- Функціональні та принципіальні схеми датчиків, блоків, вузлів.
 - Розрахунок параметрів. Шляхи покращення характеристик. Нові технічні рішення.
 - Технологічні, складальні схеми та характеристики.
 - Випробувальний стенд та схема метрологічної повірки.
7. Висновки – 1-2 аркуша
8. Література.
- Б) Додатки
- В) Графічна частина.

Кожний розділ ПЗ може складатися з підрозділів, пунктів, підпунктів і т.д. та містити достатню кількість рисунків, таблиць, формул тощо.

Обсяг ПЗ повинен складати 40-70 стор. машинописного тексту на аркушах формату А4, причому об'єм ссамостійної технічної частини повинен складати не менше 70 % всієї записки.

Курсові проекти, виконані не за своїм варіантом завдання, або не в повному обсязі чи з суттєвими помилками, виконані не самостійно (про що свідчить некомпетентність у рішеннях та матеріалах), до захисту не допускаються і направляються керівником роботи на доопрацювання та переробку.

1.4 Вимоги щодо оформлення курсового проекту

Оформлення пояснювальної записки (ПЗ) до курсового проекту здійснюється відповідно до вимог державних стандартів України та ГОСТ 2.105-95. Пояснювальна записка курсового проекту з врахуванням вимог до нормативно-технічних документів має подаватись на аркушах паперу формату А4 з рамками основного надпису форм 2, 2а (ГОСТ 2.104-68), причому на всіх аркушах форми 2а крім номера сторінки пояснювальної записки проекту обов'язково слід вказувати шифровий код проекту. При оформленні ПЗ до курсового проекту слід звернути увагу на такі особливості:

- відступи тексту від рамки зверху і знизу не менше 10 мм, зліва і справа не менше 5 мм, абзац — 5 пропусків (15 мм);
- нумерація сторінок ПЗ в графі 7 основного напису, починаючи зі змісту;
- зміст містить основний напис за формою 2, решта тексту ПЗ — за формою 2а;

- всі підрозділи ПЗ виконують з абзацу малими літерами, починаючи з великої, за винятком змісту і додатків, які виконують посередині рядка великими літерами. Запис літературних джерел «ЛІТЕРАТУРА».

Текст ПЗ виконується машинописним шрифтом (1,5 інтервали, шрифт Times New Roman, кегль № 14) з висотою букв і цифр не менше 2,5мм. На титульному аркуші номер не ставиться, хоча він і враховується при нумерації.

Пояснювальна записка відноситься до текстових документів, які подаються технічною мовою. Графічна інформація має подаватись у вигляді креслень, ілюстрацій (схеми, рисунки, графіки, діаграми тощо). Цифрова — у вигляді таблиць та графіків.

Структурними елементами основної частини ПЗ є розділи, підрозділи, пункти, підпункти, переліки. Кожен розділ рекомендується починати з нової сторінки. Заголовок розділу записують з абзацу (ГОСТ 2.105-95) великими буквами (верхній регістр) з більш високою насиченістю. Заголовки підрозділів записують з абзацу малими буквами (нижній регістр), починаючи з великої.

Розділи нумерують порядковими номерами в межах всього документа. Після номера крапку не ставлять, а пропускають один знак. Підрозділи нумерують у межах кожного розділу за формою: 5.1, 5.2, 5.2.1, 5.2.2 і т.д. Після номера крапку не ставлять, а пропускають один знак. Посилання в тексті на розділи виконується за формою: «... наведено в розділі 5».

У тексті ілюстрацію розміщують симетрично до тексту після першого посилання на неї або на наступній сторінці, якщо на даній вона не уміщується без повороту.

На всі ілюстрації в тексті ПЗ мають бути посилання. Посилання виконують за формою: «... показано на рисунку 3.1» або в дужках за текстом (рисунок 5.1). Посилання на раніше наведені ілюстрації дають зі скороченим словом «дивись» відповідно в дужках (див. рисунок 1.5). Між ілюстрацією і текстом пропускають один рядок (3 інтервали).

Всі ілюстрації в ПЗ називають рисунками і позначають під ілюстрацією симетрично до неї за такою формою: «Рисунок 5.5 — Найменування рисунка». Крапку вкінці не ставлять, знак переносу не використовують. Якщо найменування рисунка довге, то його продовжують

у наступному рядку починаючи від найменування.

Нумерують ілюстрації у межах розділів, вказуючи номер розділу і порядковий номер ілюстрації в розділі, розділяючи крапкою. Дозволяється нумерувати ілюстрації у межах всього документа.

Таблицю розміщують симетрично до тексту після першого посилання на даній сторінці, де над таблицею розміщують її номер і назву за формою: Таблиця (номер) —(Назва таблиці) - Графіки.

1.5 Порядок захисту курсового проекту

Допускаються до захисту КП чи РГР, виконані в повному обсязі згідно із затвердженим індивідуальним завданням, перевірені керівником і підписані ним «До захисту» на титульному аркуші. Перед захистом друкований та електронний варіанти КП чи РГР здаються на перевірку викладачу. Перевірка електронної версії КП і РГР проводиться з використанням програм «Антиплагіат».

Захист проектів проводиться публічно за встановленим графіком перед комісією з двох-трьох викладачів, склад якої затверджується завідувачем кафедри, при безпосередній участі керівника проекту у присутності студентів групи. Студент робить доповідь з теми до 5-10 хвилин з використанням ілюстративного матеріалу у вигляді електронної презентації або плакатів. Після доповіді члени комісії та присутні студенти ставлять питання за темою проекту.

За результатами захисту комісія визначає оцінку, яка потім оголошується студенту. У результаті захисту курсовий проект чи РГР оцінюється п'ятибальною оцінкою і відповідною їй модульною оцінкою за кредитно-модульною системою залежно від якості виконання та оформлення проекту і рівня відповідей на запитання при захисті проекту.

2. ФІЗИКА АКУСТИЧНИХ КОЛИВАНЬ

2.1. Загальні відомості про акустичні коливання

Акустичні (звукові) коливання можна описати рядом параметрів. Частота, період, амплітуда і інтенсивність визначаються джерелом акустичних коливань, швидкість поширення - середовищем, а довжина хвилі - джерелом звуку і середовищем. Звукові хвилі, у тому числі і ультразвукові (УЗ), характеризуються періодом коливання - часом, за який

молекула (частка) здійснює одне повне коливання, частотою - числом коливань в одиницю часу, довжиною - відстанню між точками однієї фази і швидкістю поширення, яка залежить, головним чином, від пружності і щільності середовища.

Довжина хвилі обернено пропорційна її частоті. Чим менше довжина хвиль, тим вище роздільна здатність ультразвукового апарату.

У системах медичної УЗ діагностики зазвичай використовують частоти від 2 до 15 МГц. Роздільна здатність сучасних УЗ апаратів досягає 1-3 мм. Будь-яке середовище, у тому числі і тканини організму, перешкоджає поширенню ультразвуку, тобто володіє різним акустичним опором - імпедансом. Досягнувши межі двох середовищ з різним акустичним опором, пучок УЗ хвиль зазнає суттєвих змін: одна його частина продовжує поширюватися в новому середовищі, в тій або іншій мірі поглинаючись ним, інша - відбивається. Коефіцієнт відбиття, що представлений в таблиці 2.1, залежить від різниці величин акустичного опору шарів тканин, що граничать: чим ця відмінність більша, тим більше відбиття і, відповідно, більша амплітуда зареєстрованого сигналу, а значить, тим світліше і яскравіше він виглядатиме на екрані апарату. Повним відбивачем (99,95%) є межа - повітряний прошарок між біологічними тканинами і випромінювачем.

Таблиця 2.1 Коефіцієнт відбиття ультразвукових хвиль на межах біологічних середовищ

Межа біологічних середовищ	$K_{\text{відб.}}$, %
Кров-мозок	0.3
Кров-м'язи	1.5
Кров-нирка	2.1
Кров-печінка	2.7
Кров-жир	7.9
Печінка-камені печінки	0-17.0
М'язи-жир	10.0
М'язи-кістка	64.0
Мозок-кістка черепа	66.0
Вода-м'яккі тканини	2.9-6.6
Вода-кістка черепа	68.4
Вода-мозок	3.2
Повітря-м'яккі тканини	99.95

При УЗ скануванні пацієнта необхідна обробка поверхні шкіри контактним гелем, який виконує роль перехідного середовища. Відбиття залежить від кута падіння УЗ променя, частоти УЗ коливань, щільності матеріалу та швидкості падаючого променя.

Для дослідження органів черевної порожнини, а також порожнини малого тазу використовуються частоти (2,5-3,5) МГц, для дослідження щитовидної залози використовуються частоти (5 -7,5) МГц. Особливий інтерес в діагностиці викликає використання ефекту Доплера. Суть ефекту полягає в зміні частоти звуку внаслідок відносного руху джерела і приймача звуку. Коли звук відбивається від рухомого об'єкту, частота відбитого сигналу змінюється (відбувається зсув частоти).

2.2. Ультразвукові хвилі

Акустичні хвилі з частотами нижче 16 Гц, які не сприймаються людиною, називають інфразвуком, хвилі з частотами (16 – 20000) Гц - звукові, а від 20000 Гц до 10^9 Гц - ультразвуком, а коливання з частотами вище, ніж 10^9 Гц, називають гіперзвуком.

УЗ діапазоном звичайно вважають діапазон частот від 20000 до декількох мільярдів Гц. Людське вухо не сприймає УЗ, проте деякі тварини, наприклад, кажани, можуть сприймати та генерувати УЗ коливання, що виникають при роботі двигунів автомобілів, станків та ракет.

В практиці для отримання УЗ звичайно застосовують електромеханічні генератори УЗ, дія яких заснована на здатності деяких матеріалів змінювати свої розміри під дією магнітного (магнітострикційні генератори) чи електричного поля (п'єзоелектричні генератори), видаючи при цьому звуки високої частоти. Через велику частоту (малу довжину хвиль) УЗ володіє особливими властивостями. Він сильно поглинається газами та слабкими рідинами. В рідині при дії УЗ утворюються пустоти в вигляді найдрібніших бульбашок з короткочасним зростанням тиску усередині них (кавітація). Крім того, УЗ хвилі прискорюють протікання процесів дифузії, суттєво впливають на розчинність речовини та в цілому на хід фізико-хімічних реакцій. Ці властивості УЗ та особливості його взаємодії з середовищем обумовлюють його широке технічне і медичне використання.

Ультразвукові електротехнологічні установки призначені для здійснення технологічних процесів з використанням ультразвуку, тобто пружних механічних коливань ультразвукової частоти, що збуджуються і поширюються в середовищі і представляють собою періодично чергуючи стиснення і розрідження частинок цього середовища. Діапазон ультразвукових частот простирається від 16 кГц і вище.

Ультразвукові хвилі – повздовжні хвилі, які являють собою періодичне чередування зон стиснення і розрідження частинок середовища (рис. 2.1).

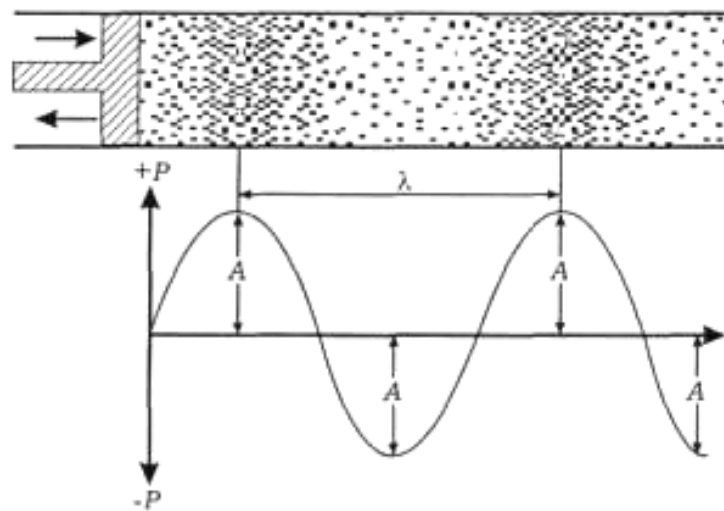


Рис. 2.1. Ультразвукова хвиля

Основні характеристики ультразвуку: частота ν , циклічна частота ω та, період T ($T=1/\nu$), швидкість v (с), довжина хвилі λ ($\lambda= v/\nu$), амплітуда A , інтенсивність I .

$$I = 2 \times \pi^2 \times \rho \times v^2 \times A^2 \times \nu, \quad (2.1)$$

де ρ — густина середовища), акустичний тиск P

$$P_{max} = 2 \times \pi^2 \times \rho \times v \times A \quad (2.2)$$

Ультразвук має ряд специфічних властивостей, які визначають його широке використання в різних сферах людської діяльності. Ці особливості зумовлені високою частотою і, відповідно, малою довжиною хвилі, що визначає променевий характер розповсюдження ультразвуку, а також можливість досягнення великих значень інтенсивності.

На відміну від звичайних звуків ультразвуки мають значно меншу довжину хвиль. Внаслідок цього вони дають **ультразвукові тіні** і їх можна одержати у вигляді вузьких пучків, які за аналогією із світловими

прийнято називати *ультравуковими пучками*. Таким чином, можна вважати, що ультразвук поширюється в однорідному середовищі прямолінійно, не огинає перешкод, розміри яких значно перевищують довжину хвилі.

З ультразвуком, як і з іншими видами хвиль, спостерігаються заломлення, відбивання, дифракція та поглинання.

При заломленні та падінні ультразвукових хвиль під кутом відбувається цікаве явище – утворення повздовжніх і поперечних хвиль одночасно.

Найкраще ультразвук *поглинається* газами, тілами з малою пружністю (пластмаси), пористими тілами (гума, корок), гірше – рідинами, найгірше – твердими тілами.

Ультразвук дуже широко використовується в технологіях. Існують ультразвукові різання, зварювання, паяння, лудіння, чищення, улавлювання пилю і туману, прискорення технологічних процесів, готування суспензій і емульсій, контроль якості, бачення, ехолокація і т.д. Використовується також ультразвук у хімії, металургії, електроніці та медицині. Далі йтиме мова тільки про використання в медицині.

Ультразвукові або звукові коливання характеризуються рядом параметрів. Один із них – довжина хвилі λ , тобто відстань, яку проходить хвиля за один період коливання.

Швидкість розповсюдження хвилі – швидкість звуку c пов'язана з довжиною хвилі, періодом коливання T і частотою f наступним співвідношенням:

$$\lambda = cT = c / f \quad (2.3)$$

Швидкість звуку c залежить від властивостей середовища. Для газів вона визначається формулою

$$c = \sqrt{\nu p / \rho} = \sqrt{\nu RT / M}, \quad (2.4)$$

де ν – показник адіабати; ρ – густина середовища; p – тиск; R – універсальна газова стала; T – абсолютна температура; M – молекулярна маса.

Для рідини (мається на увазі вода та водні розчини при невеликих концентраціях, тисках і температурах)

$$c = \sqrt{1 / (\rho \beta_{ad})}, \quad (2.5)$$

де β_{ad} – адіабатичне стиснення.

Для органічних рідин з урахуванням факторів, що характеризують взаємодію молекул,

$$c = \sqrt{\frac{\nu RT}{M - b\beta_{ad}} \left(\frac{\frac{1}{3}M}{M - \rho\beta_{ad}} - 2 \right)}, \quad (2.6)$$

де b – стала Ван-дер-Ваальса.

В рідинах і газах ультразвукові хвилі є поздовжніми, так як напрямок коливання часток середовища співпадає з напрямом розповсюдження хвилі. В твердих тілах поряд з поздовжніми можуть виникати і поперечні хвилі, перпендикулярні напрямку розповсюдження хвилі. Можуть також в залежності від джерела ультразвуку мати місце крутильні і згинальні коливання.

Для твердих тіл швидкість розповсюдження поздовжніх хвиль

$$c = \sqrt{\frac{E(1-M)}{\rho(1+M)(1-2\mu)}}, \quad (2.7)$$

де E – модуль пружності (модуль Юнга); μ – коефіцієнт поперечного стискання (коефіцієнт Пуассона).

Під дією ультразвукових коливань частки середовища, в якій вони розповсюджуються, коливаються з прискоренням, що періодично змінюється. Між змінним звуковим тиском і зміщенням часток середовища існує певний зв'язок. При гармонічних коливаннях звуковий тиск

$$p = \rho c \omega A \cos(\omega t - kr), \quad (2.8)$$

де A -амплітуда коливання часток середовища; ω – кутова частота; $k = \omega/c$ – хвильове число; t – час; r – відстань від випромінювача.

Амплітуда звукового тиску

$$P = \rho c \omega A. \quad (2.9)$$

Зв'язок між розвиваючим в середовищі звуковим тиском і хвильовим опором середовища ρc можна представити у вигляді відношення, що називається коливальною швидкістю,

$$v = P / (\rho c) = 2\pi f A. \quad (2.10)$$

Розповсюдження ультразвукових хвиль пов'язано з переносом енергії. Густина енергії звукової хвилі, яка припадає на одиницю об'єму середовища, може бути виражена як

$$E_e = \rho v^2 / 2 = 2\pi^2 \rho f^2 A^2. \quad (2.11)$$

Енергію ультразвукових хвиль, що проходять крізь одиницю площі за одиницю часу, прийнято характеризувати інтенсивністю ультразвукових коливань. Коли хвиля падає перпендикулярно поверхні і хвиля плоска, то інтенсивність ультразвуку

$$I = 2\pi^2 \rho c f^2 A^2 = p^2 / (2\rho c). \quad (2.12)$$

Зазвичай інтенсивність виражається в $\text{Вт}/\text{см}^2$ або $\text{Вт}/\text{м}^2$.

Розглянуті співвідношення відносяться до розповсюдження ультразвуку невеликої інтенсивності, тобто до випадку, коли середовище володіє лінійними властивостями. При великій інтенсивності ультразвуку, що розповсюджується в рідинах, властивості середовища активно змінюються і поведінка звукових хвиль відрізняється від простого гармонічного коливання часток довкола положення рівноваги. При цьому в середовищі виникають специфічні ефекти, до яких відносяться звуковий радіаційний тиск, звуковий вітер, спотворення форми хвилі, поглинання і поверхневе тертя і, нарешті, кавітація, що грає важливу роль в техніці потужного ультразвуку і що інтенсивно впливає на фізико-хімічні процеси, які протікають в рідині. В рідині, що знаходиться під динамічним впливом, під час розрідження може відбутись її розрив, що супроводжується виникненням порожнин, які закриваються при стисканні з виділенням значної енергії.

У фізиці коливання під терміном «ультразвукові коливання» розуміють пружні коливання, що розповсюджуються у вигляді хвиль в газах, рідинах і твердих тілах.

Більшість закономірностей, характерних для звукових коливань справедливі і для ультразвукових і описуються в першому наближенні хвильовим рівнянням, загальним для всіх частот

$$\frac{\partial^2 W}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 W}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 W}{\partial z^2} = \frac{1}{c^2} \times \frac{\partial^2 W}{\partial t^2} \quad (2.13)$$

або в скороченому вигляді

$$\Delta W = \frac{1}{c^2} \times \frac{\partial^2 W}{\partial t^2} \quad (2.14)$$

де Δ – оператор Лапласа; W – зміна величини, що коливається, в часі

$$W = A \cdot \sin \frac{2\pi}{T} \left(\tau - \frac{x}{c} \right) \quad (2.15)$$

де τ – час, с; A – амплітуда хвилі, м; T – час, за який здійснюється

повний цикл коливань або період коливань, c ; x, y, z – координати джерела синусоїдальних коливань, м; x – напрям розповсюдження хвиль; c – швидкість звуку в середовищі розповсюдження УЗК, м/с

Відомо, що швидкість розповсюдження звуку пов'язана з довжиною хвилі λ і частотою коливань f співвідношенням $c = \lambda \nu$. Оскільки частота коливань обернено пропорційна періоду, тобто часу, необхідному для проходження хвилею відстані, рівної одній довжині хвилі, то $c = \lambda / T$. Отже $\lambda \nu = cT$.

Джерело коливань достатньо великої потужності не тільки приводить прилеглі до нього частинки того або іншого середовища в коливальний рух щодо їх положення рівноваги, але і викликає їх постійний зсув – постійний потік, який носить назву акустичного або звукового вітру.

Причина виникнення акустичного вітру обумовлена законом збереження кількості руху і полягає в тому, що переносиме звуковою хвилею кількість руху, пов'язана з коливаннями частинок середовища, при поглинанні хвилі передається середовищу, викликаючи її регулярний рух. Ефект акустичного вітру виявляється у вигляді сильних течій, що приводять до інтенсивного перемішуванні середовища і підсилюючих тепломасообмін.

Для незатухаючих гармонічних коливань зсув q і швидкість v можна визначити по формулах:

$$q = A \sin \omega t; \quad (2.16)$$

$$v = A \omega \cos \omega t, \quad (2.17)$$

де ω – кругова частота, Гц.

Рівняння зсуву для вільних затухаючих коливань

$$q = A e^{-\delta t} \sin \sqrt{\omega_0^2 - \delta^2} t \quad (2.18)$$

де δ – коефіцієнт загасання системи, рівний відношенню еквівалентного опору втрат в системі r (акустичний опір, кг/с) до її удвоєної маси.

2.3. Швидкість ультразвуку в біологічних тканинах. Фізичні характеристики біологічних середовищ

Для всіх видів біологічних тканин швидкість звуку в кожній з них практично не залежить від частоти (або довжини хвилі). У Додатку Б

приведені межі зміни швидкості звуку для ряду біологічних тканин людини. Окрім цього, для порівняння дано значення швидкості звуку в повітрі за нормальних умов і води, що дистилує, при температурі $+200^{\circ}\text{C}$.

Розкид значень швидкості звуку в тканинах одного вигляду пояснюється багатьма причинами, зокрема станом пацієнта, суб'єктивними особливостями організму, віком, відмінністю температур при проведенні вимірів і т.д. У ряді випадків виявлена залежність швидкості звуку від стану досліджуваної тканини (норма або патологія), що в принципі могло б бути використане для діагностики, якби удалося здолати труднощі, пов'язані з точним виміром швидкості звуку в окремих структурах.

Можна виділити три класи тканин: тканини легень з малою швидкістю звуку, що обумовлене високим рівнем газовмісту, кісткові тканини з високою швидкістю звуку і всі останні рідкі середовища і м'які тканини, швидкість звуку в яких відрізняється від швидкості звуку у воді не більше ніж на $\pm 10\%$. В цих останніх (водоподібних) тканин середня швидкість звуку складає 1540м/с , трохи відрізняючись від швидкості звуку у воді.

Відмінності в швидкості звуку в тканинах визначають характер відбиття на межі середовищ (рис.2.2).

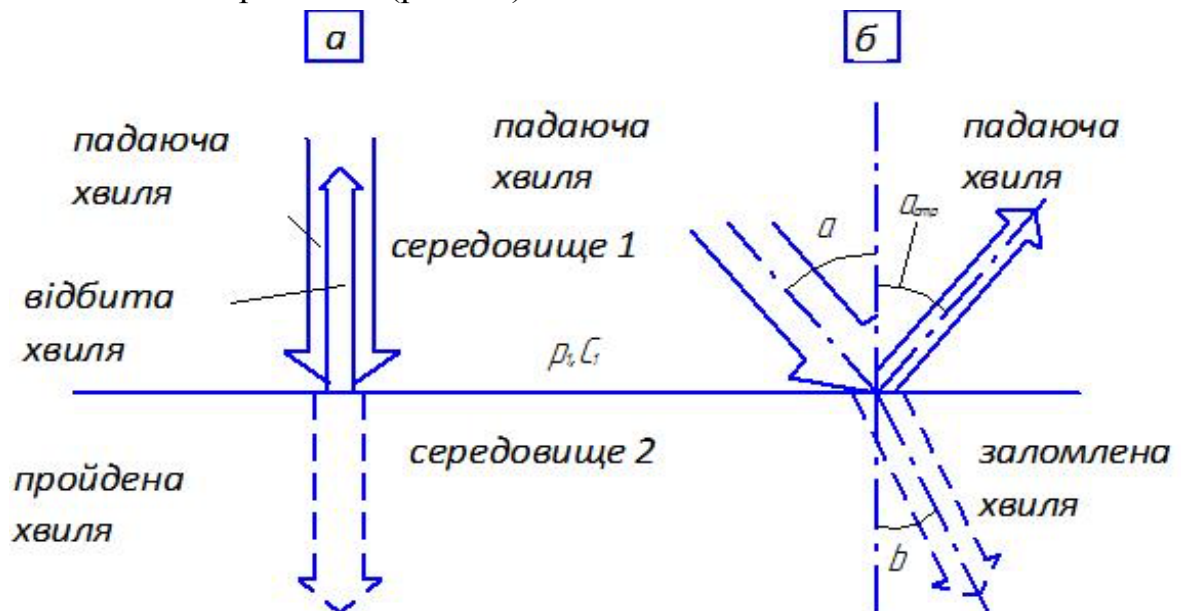


Рис.2.2. Відбивання і заломлення ультразвуку на границі середовищ

При перпендикулярному падінні звукової хвилі на плоский кордон середовищ минула хвиля не змінює свого напрямку відносно падаючої хвилі і відрізняється від неї зменшеною енергією, тому, що частина енергії

разом з відбитою хвилею переноситься в напрямі, протилежному до падаючої хвилі (рис.2.2а).

При косому падінні хвилі відносно плоского кордону середовищ відбита хвиля поширюється відповідно до закону геометричної оптики, згідно з якою кут віддзеркалення дорівнює куту падіння (рис.2.2б). При рівності швидкостей звуку в середовищах ($C_1=C_2$) хвиля, що пройшла не міняє свого напрямку відносно падаючого променя. Якщо швидкості звуку в середовищах не рівні, то має місце заломлення хвилі. Куту падіння α і заломлення β зв'язані між собою відомим співвідношенням Снелля:

$$\sin\beta/\sin\alpha = C_2/C_1 \quad (2.11)$$

при $C_2 < C_1$ кут β менше кута α (рис.2.2б)

при $C_2 > C_1$ кут β більше кута α

В ультразвукових діагностичних системах використовується ехолокаційний принцип здобуття інформації про органи і структури, при якому випромінюються акустичні сигнали і приймаються сигнали, відбиті від неоднорідностей біологічного середовища, і таким чином будується акустичне зображення.

Відбиті сигнали, які приймаються датчиком і використовуються для діагностики, називаються ехо-сигналами.

Відбиття – основне фізичне явище, на основі якого виходить інформація про тканини. При цьому використовуються ті відбиті хвилі, які можуть бути прийняті датчиком, тобто що поширюються убік, зворотний хвилям, випромінюючими датчиком в першу чергу.

Інформація, що отримується за допомогою відбитих хвиль, в істотній мірі залежить від ряду фізичних явищ, супроводжуваних поширення ультразвука в біологічних тканинах. У числі основних таких явищ необхідно назвати наступні:

Заломлення – зміна напрямку поширення хвиль при переході з одного середовища в інше, що може приводити до геометричних спотворень отриманого зображення.

Розсіяння - виникнення множинних змін напрямку поширення ультразвука, обумовлене дрібними неоднородностями біологічного середовища і, отже, багаточисельними відбиттями і заломленнями.

Поглинання - перехід енергії ультразвукових хвиль в інші види енергії, зокрема в тепло, що викликане в основному в'язкістю середовища.

Поглинання, розсіяння і відбиття ультразвукових хвиль в біологічних тканинах є причинами *загасання*, яке характеризує зменшення енергії ультразвукових хвиль при поширенні.

Тканини поглинають ультразвук нерівномірно. Слабке поглинання відбувається в підшкірній жировій клітковині, більше в м'язах, нервах і особливо в кістках. І тканини, що виконують функцію опори, і тканини, що отримують і передають механічне напруження, мають вищі значення поглинання, ніж тканини паренхіматозних органів.

Коефіцієнт поглинання ультразвуку для кісткової тканини у 12—15 разів вищий, ніж для м'язової тканини.

Глибина проникнення ультразвуку у кістку мінімальна і становить близько 0,3 см.

Максимально енергія ультразвуку поглинається на межі поділу різних тканин: шкіра — підшкірна жирова клітковина, фасція—м'яз, окістя — кістка. При патологічних процесах поглинання ультразвуку змінюється. Якщо патологічний процес супроводжується набряком тканин, то коефіцієнт поглинання ультразвукових хвиль зменшується. Інфільтрація тканин клітинними елементами веде до підвищення коефіцієнта поглинання.

Вважається, що в умовах цілісного організму ультразвук частотою 800—1000 кГц поширюється на глибину 5—6 см, а частотою 2500—3000кГц — на 1,5—2 см.

Оскільки амплітуда ультразвукових коливань поступово зменшується, то для оцінки глибини їх проникнення користуються величиною напівпоглинаючого шару. Вона вказує, на якій глибині інтенсивність коливань унаслідок поглинання тканинами зменшується вдвоє.

Величина напівпоглинаючого шару тим менша, чим більша в'язкість тканини і чим вища частота коливань. Так, при частоті 800 кГц величина цього шару для м'яких тканин (жирова і м'язова) дорівнює 4,9 см, а при частоті — 2400 кГц — 1,5 см. З урахуванням цього для лікування хвороб внутрішніх органів використовують частоту 880 кГц, а в дерматологічній практиці застосовують ультразвук із частотою коливань 2000—3000 кГц.

Основними дозиметричними параметрами ультразвукової терапії є потужність, інтенсивність, режим і тривалість дії.

Потужність — це кількість енергії, що випромінюється всією

поверхнею ультразвукової головки. У фізіотерапії частіше послуговуються поняттям «інтенсивність».

Інтенсивність — це кількість ультразвукової енергії, що проходить через 1 см^2 площі випромінювача протягом 1 с. Вона представлена у ватах на 1 см^2 (Вт/см^2). Утвердився поділ інтенсивності ультразвуку на малу ($0,01\text{—}0,5 \text{ Вт/см}^2$), середню ($0,6\text{—}0,9 \text{ Вт/см}^2$) і велику ($1,0\text{—}1,2 \text{ Вт/см}^2$).

Режим генерації ультразвуку може бути постійним (**неперервний ультразвук**) і імпульсним, коли коливання подаються окремими імпульсами з інтервалами (**імпульсний ультразвук**). При цьому частота модульованих імпульсів дорівнює 50 Гц, тривалість— 10, 4 і 2 мс, а скважність (відношення тривалості всього періоду до тривалості проходження імпульсу) відповідно дорівнює 2,5 і 10. В імпульсному режимі при одній і тій самій інтенсивності коливань за один і той самий проміжок часу енергії випромінюється в середньому менше, ніж при неперервному.

Ультразвуковий імпульс, що виробляється сканером має частоту 2-10 МГц. Імпульс триває 1 мкс, імпульси повторюються з частотою 1000 разів в секунду.

Різні тканини по-різному проводять ультразвук: деякі тканини повністю відбивають його, а інші розсіюють сигнал перш ніж він повертається до датчика.

Хвилі проводяться через тканини з різною швидкістю (наприклад для м'яких тканин – 1540 м/с)

Відбиті УЗ промені, що сприймаються приймачем(трансдусером), мають бути посилені у УЗ апараті. Відбиті сигнали від тканин, що знаходяться глибоко, затухають у більшій мірі ніж, ніж сигнали з поверхневих тканин, тому перші мають і посилюватися більше.

УЗ апарати мають пристрій, що змінює загальну чутливість, поріг чутливості апарата в тій мірі, в якій відбувається затухання відбитих ехосигналів з різної глибини.

При поверненні відбитого ехосигналу до датчика стає можливої двохвимірної (площинної) реконструкція зображення всіх тканин, через які пройшов ультразвуковий промінь. Інформація зберігається на комп'ютері і відтворюється у вигляді відео на телевізійному моніторі чи дисплеї. Сильно відбиті сигнали називаються високо інтенсивними і виглядають на екрані як яскраві білі точки.

2.4. Механізм фізіологічного та лікувального впливу ультразвука

На організм людини при проведенні УЗТ діють три фактори: масажно-механічний, тепловий і фізико-хімічний. Вплив цих факторів на організм людини показаний на рис.2.3.

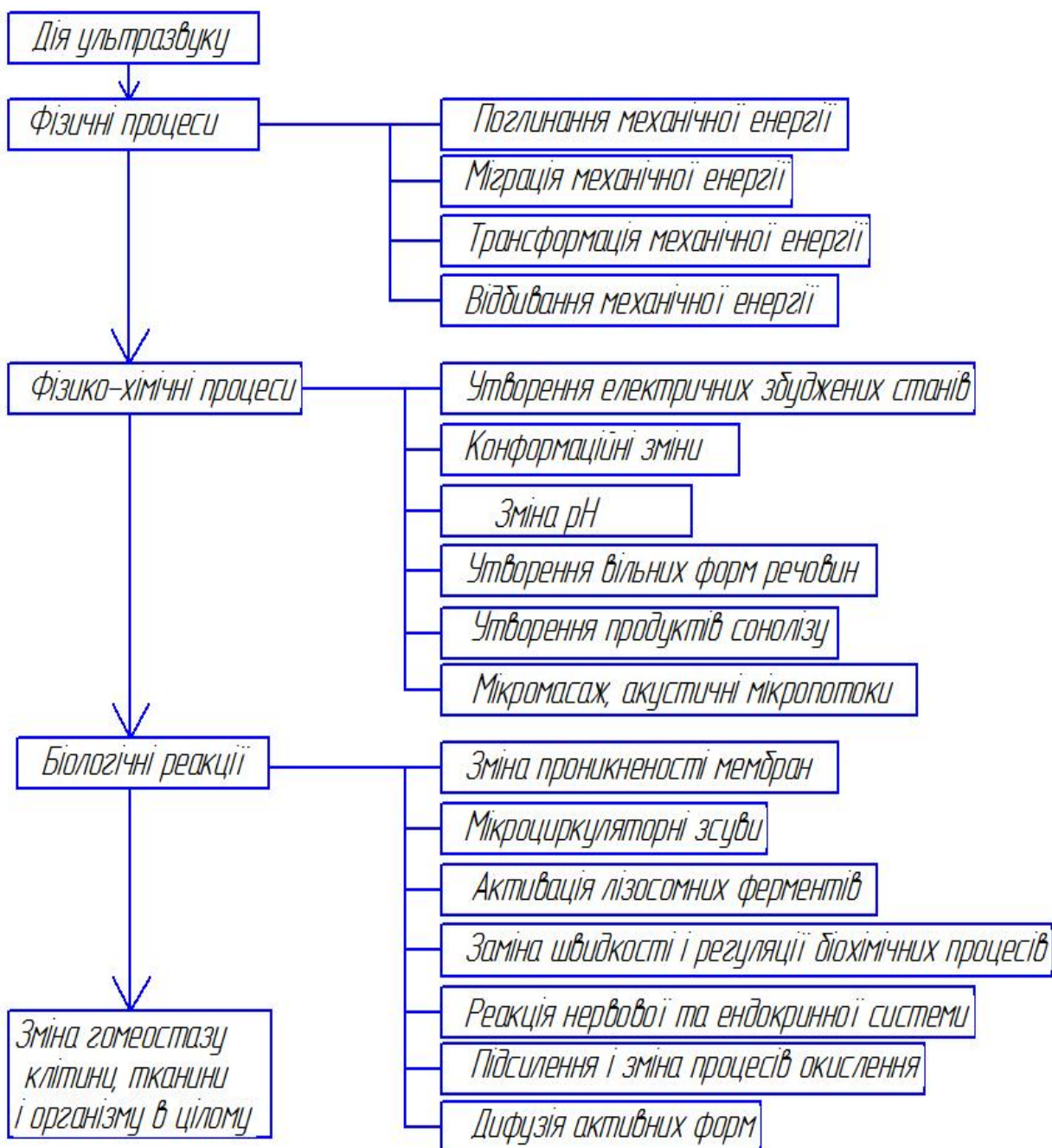


Рис.2.3. Дія ультразвуку на організм людини

Масажно-механічний фактор обумовлений змінним акустичним тиском внаслідок чергування зон стиснення і розрідження частинок речовини середовища, проявляється в вібраційному «мікромасажі» тканин на клітинному і субклітинному рівнях. При цьому відбувається підвищення проникності клітинних мембран, гістогематичні бар'єри, розрив слабких міжмолекулярних зв'язків, зміна мікроциркуляції та колагенової структури тканин, їх розпушення, підвищення функціональної активності клітин крові.

Тепловий ефект обумовлений трансформацією поглиненої механічної енергії УЗ хвиль в тепло. Підвищення температури призводить до зміни активності ферментів, швидкості біохімічних реакцій і дифузійних процесів, поліпшення мікро циркуляції.

Фізико-хімічний фактор проявляється в зміні фізико-хімічних, біохімічних та біофізичних процесів. УЗ стає їх своєрідним каталізатором. Це призводить до утворення вільних радикалів і біологічно активних речовин, стимуляції окисно-відновних процесів, зміни рН і ферментативної активності, підвищення дисперсності колоїдів клітини. Дія всіх трьох факторів тісно взаємопов'язана. У формуванні відповідей реакцій організму беруть участь і рефлекторні механізми (неврогенний фактор). Біологічна дія УЗ залежить від його дози, яка може бути для тканин стимулюючою, пригнічуючою або навіть руйнівною. Найбільш адекватними для лікувально-профілактичних впливів є невеликі дозування ультразвуку (до 1,2 Вт/см²), особливо в імпульсному режимі. Вони здатні викликати болезаспокійливу, антисептичну, судинорозширювальну, розсмоктуючу, протизапальну, десенсибілізуючу дію. При їх застосуванні в зоні впливу активується крово - і лімфообіг, підвищується фагоцитоз, активуються механізми загальної та імунологічної реактивності організму, прискорюються процеси репаративної регенерації, стимулюються функції ендокринних органів, перш за все наднирників. Відзначаються гіпотензивний і бронхолітичний ефекти, нормалізація функції зовнішнього дихання, поліпшення моторної, евакуаторної і всмоктувальної функцій шлунка та кишечника, збільшення діурезу. УЗ має деполімерізуючу дію на ущільнену і склерозовану тканину, у зв'язку з чим він використовується при лікуванні рубців, келоїдів, контрактур суглобів, підвищує судинну і епітеліальну проникність, що стало підставою для комбінованого використання фактору з лікарськими речовинами

3. УЛЬТРАЗВУКОВІ ПРИЛАДИ ТА АПАРАТИ

3.1. Класифікація приладів і апаратів УЗ діагностики та терапії

На рис. 3.1 представлена одна із класифікацій УЗ діагностичних і терапевтичних пристроїв, допоміжних і додаткових засобів.

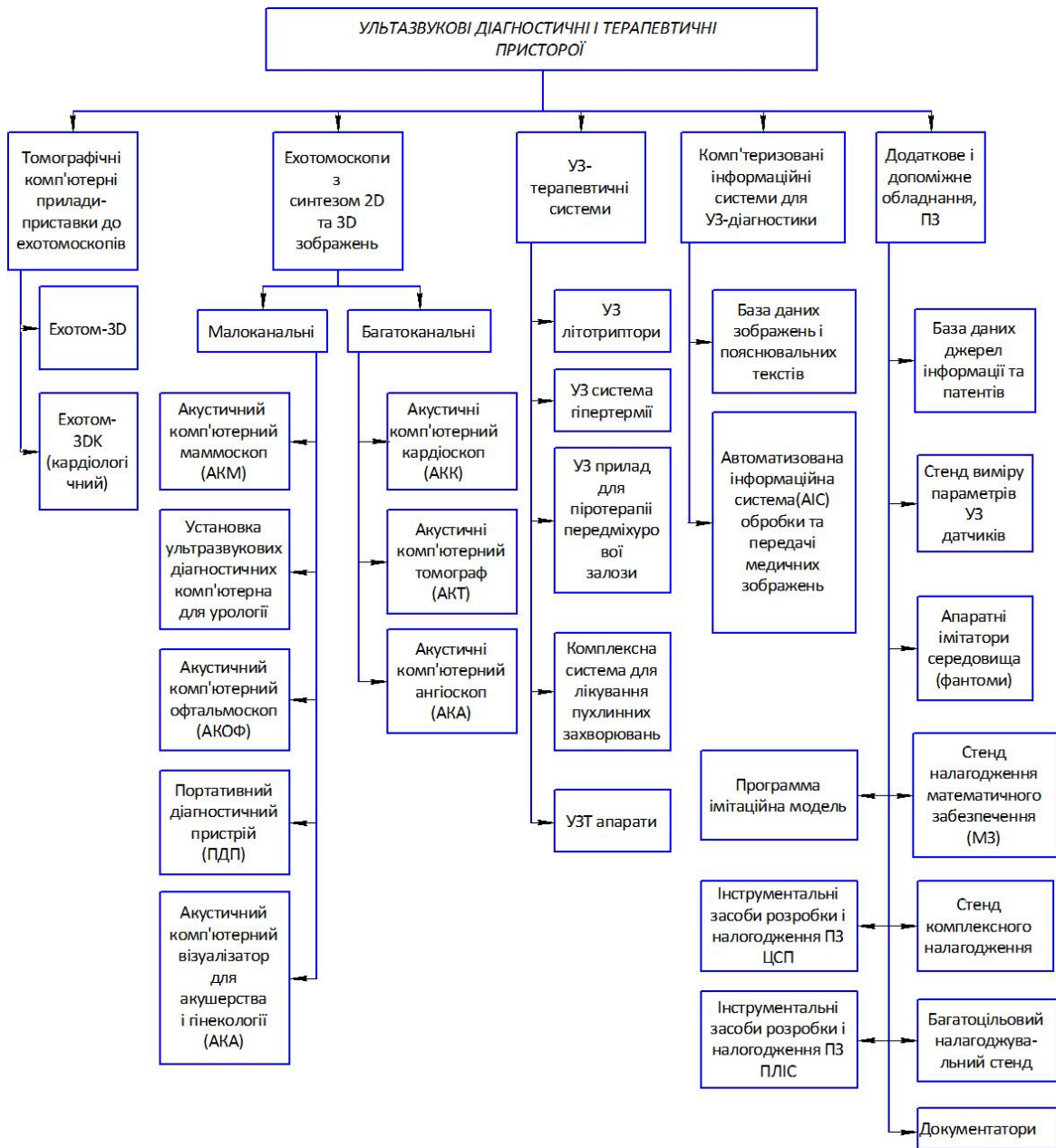


Рис. 3.1. Класифікація УЗ діагностичних і терапевтичних пристроїв, допоміжних і додаткових засобів

По функціональним можливостям і призначенню, можна виділити універсальні і спеціалізовані ультразвукові прилади. Універсальні

прилади можна розділити на три основні типи залежно від використовуваних в них режимів роботи (табл. 3.1).

Ультразвукові сканери. Прилади, призначені, перш за все для здобуття двомірного чорно-білого акустичного зображення.

Основні режими роботи :

- В (або 2D) - двомірне зображення;

- М (або ТМ) - одновимірна ехограма яскравості з розгорткою в часі.

Додаткові режими: В + В, В + М.

Ультразвукові сканери із спектральним доплером. Інколи вони називаються дуплексними приладами. Відрізняються від звичайних ультразвукових сканерів тим, що додатково мають можливість оцінювати спектр швидкостей кровотоку доплерівським методом.

Основні режими роботи: В (2D); М (ТМ); D. D - спектральний аналіз швидкостей кровотоку з використанням імпульснохвильового доплера (PW) і у ряді випадків неперивнохвильового доплера (CW).

Додаткові режими: В + В, В + М, В + D (дуплексний).

Табл.3.1.Класифікація універсальних УЗ приладів за режимами

Режими роботи	УЗ сканери	УЗ сканери з спектральним доплером	УЗ системи з кольоровим доплеровським картуванням
В(2D)	+	+	+
М(ТМ)	+	+	+
D		+	+
CFM			+
В+В	+	+	+
В+М	+	+	+
В+D		+	+
В+D+CFM			+
PD			+
TD			+
3D			+
Нативна гармоніка			+
4D			+

Ультразвукові системи з кольоровим доплерівським картуванням. Інколи вони називаються приладами з кольоровим доплером. Це прилади з максимальною кількістю функцій. Окрім режимів, які є в

сканерах із спектральним доплером, цей клас приладів має можливість відображення двомірного розподілу швидкостей кровотоку, що виділяються кольором на двомірному сірошкальному зображенні тканин.

Основні режими роботи: В(2D); М(ТМ); D(PW і CW);

-CFM - кольорове доплерівське картування кровотоку.

Додаткові режими: В + В, В + М, В + D (дулексний), В + D + CFM

Окрім перерахованих можуть використовуватися режими:

- PD - енергетичний доплер;
- TD - тканевий доплер;
- 3D - тривимірне зображення;
- 4D - тривимірне зображення в часі;
- Тканинна (нативна) гармоніка.

У найбільш досконалих моделях окремих фірм можуть застосовуватися і інші спеціальні режими.

До групи **спеціалізованих ультразвукових діагностичних приладів** відносяться прилади досить обмеженого медичного використання.

Офтальмологічні ультразвукові прилади (ехоофтальмометри та ехоофтальмоскопи). Це діагностичні прилади для візуалізації та виміру структур очі, що використовують двомірне і (або) одновимірне зображення.

Основні режими роботи:

-В(2D);

- А - одновимірна ехограма з відображенням амплітуд сигналів на різних глибинах.

Основний режим роботи: D (PW і CW).

Фетальні монітори. Ультразвукові прилади, призначені для виміру частоти серцевих скорочень (ЧСС) плоду доплерівським методом.

Основні режими роботи: вимір ЧСС плоду і статистична оцінка параметрів зміни ЧСС.

Прибори для внутрішньосудинних досліджень. Прилади, що рідко випускаються, в яких використовуються спеціальні датчики для інвазивного обстеження судин, аналогічні тим, які інколи входять до складу універсальних ультразвукових сканерів.

Основні режими роботи: В (2D).

Прилади для транскраніальних обстежень (ехоенцефалоскопи).

Застосовуються для обстеження мозку (зазвичай через скроневу область черепа).

Основні режими роботи:

- А - одновимірна амплітудна ехограма;
- D (PW) - додатково до режиму А імпульснохвильовий доплер PW .

Прилади для обстеження носових і лобових пазух (синуськопи).

Основні режими роботи: А - одновимірна амплітудна ехограма.

Прилади для ветеринарії. Спеціально для ветеринарії прилади випускаються рідко. Зазвичай використовуються універсальні прилади із спеціалізованими датчиками для ветеринарії.

Основні режими роботи:

- В(2D); -М(ТМ).

Інколи можуть використовуватися режими D і CFM.

Прилади для літотрипсії. Це прилади, що входять до складу екстракорпоральних літотрипторів і забезпечують наведення фокусу ударної дії на конкременти, а також контроль за процесом руйнування конкрементів.

Основні режими роботи: В(2D); В + В (В/В).

3.2. Ультразвук в терапії

3.2.1. Класифікація апаратів для УЗТ

У лікувальній практиці апарати для ультразвукової терапії (УЗТ) класифікують за призначенням, робочою частотою, ефективною площею впливу та інтенсивністю (потужністю) (рис.3.2).

За робочою частотою використовують безперервні ультразвукові механічні коливання частотою 22-44 кГц, 880 кГц і 2640 кГц. Для імпульсної терапії застосовують серії низькочастотних імпульсів з частотами заповнення 1 і 3 МГц, 0,5-10 тривалістю мс і частотою імпульсів 16-100 імпульсів в секунду.

Імпульсні режими використовують для досягнення нетеплових ефектів. Співвідношення нетеплового і теплового компонентів лікувальної дії ультразвукових коливань визначається за інтенсивністю або режиму (безперервного або імпульсного) впливу.

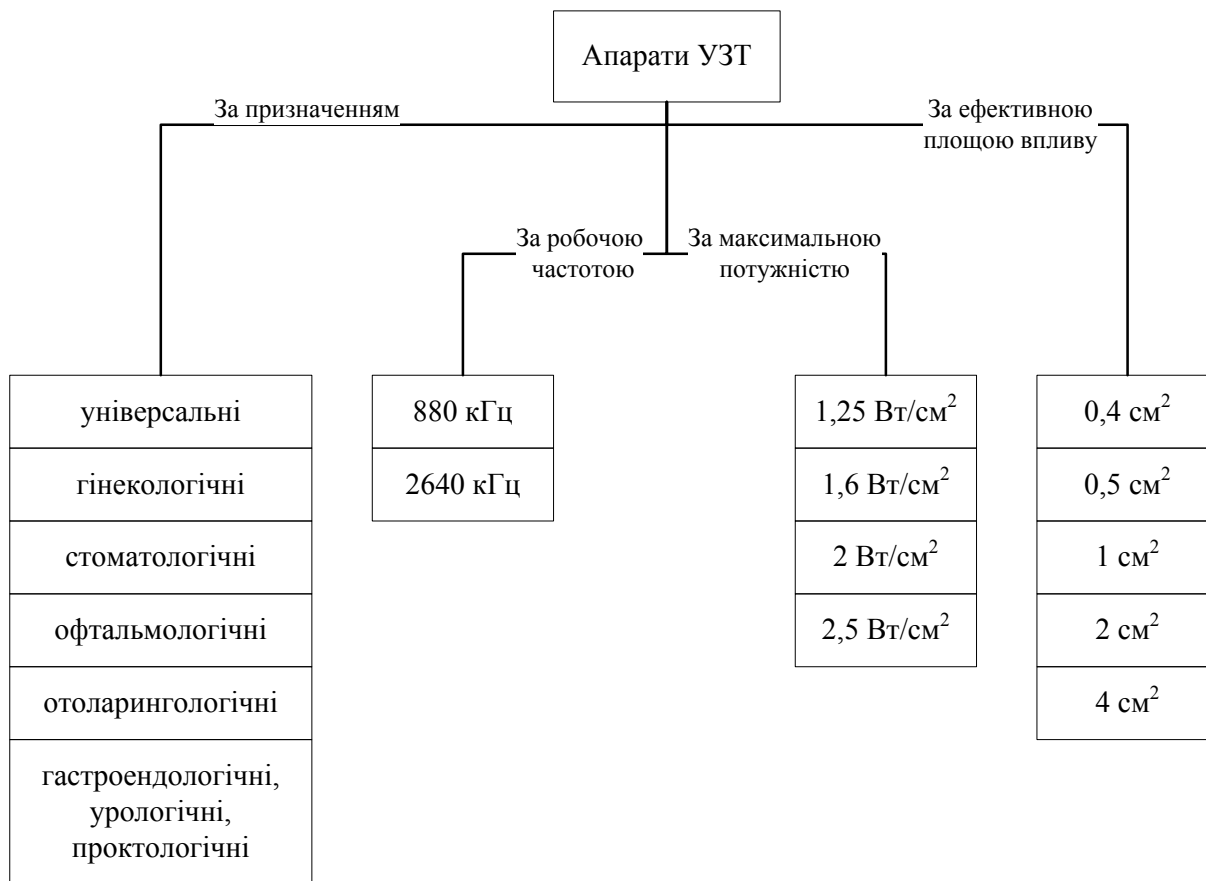


Рис. 3.2. Класифікація УЗТ апаратури

Інтенсивність генерування ультразвукових коливань в непереному режимі становить $(0,05-2) \text{ Вт/см}^2$, в імпульсному – $(0,1 - 2) \text{ Вт/см}^2$. Ефективну площу впливу коливається від $0,7$ до 4 см^2 .

У фізіотерапевтичній практиці для УЗТ використовуються, в основному, вітчизняні уніфіковані УЗТ апарати трьох серій:

- «УЗТ-1» («УЗТ-1.01», «УЗТ-1.02», «УЗТ-1.03» та ін.) - апарати працюють на частоті 880 кГц ;

- «УЗТ-3» («УЗТ-3.01», «УЗТ-3.02», «УЗТ-3.03», «УЗТ-3.06» та ін.) - робоча частота 2640 кГц ;

- «УЗТ-13», «Гамма» («УЗТ-13.01», «УЗТ-13.02» та ін.) - генерують УЗ на двох частотах - 880 і 2640 кГц .

Апарати працюють у безперервному та імпульсному режимах і можуть комплектуватися різним набором спеціалізованих УЗ випромінювачів (тип ІУТ), що відбивається в його назві відповідною літерою. Наприклад, наявність в аббревіатурі «УЗТ-1.01 Ф» літери «Ф»

вказує на переважне застосування апарату в області терапії, неврології та ін, літери «С» - у стоматології, літери «У» - в урології, літери «Г» - у гінекології, літери «Л» - у оториноларингології.

В медичній практиці України використовуються фізіотерапевтичні апарати серії «МИТ», що випускаються Науково-методичним центром «Медичні інноваційні технології», м. Київ. Серед них широко використовується апарат для фізіотерапії комбінований «МИТ-11» з низькочастотною (22 та 44 кГц) і середньочастотною (880 кГц) УЗТ.

В фізіотерапевтичних кабінетах використовуються апарати УЗТ «Барвінок» для лікування урологічних та гінекологічних захворювань низькочастотними коливаннями 22 кГц, а також апарати для високочастотної УЗТ «Стриж» (2640 кГц і 880 кГц).

Крім них у лікувальній практиці використовуються імпорتنі апарати імпульсної УЗТ «Sonostat», «Sonopuls», «Sonotur», «EECOSCAN».

3.2.2. Випромінювачі ультразвука

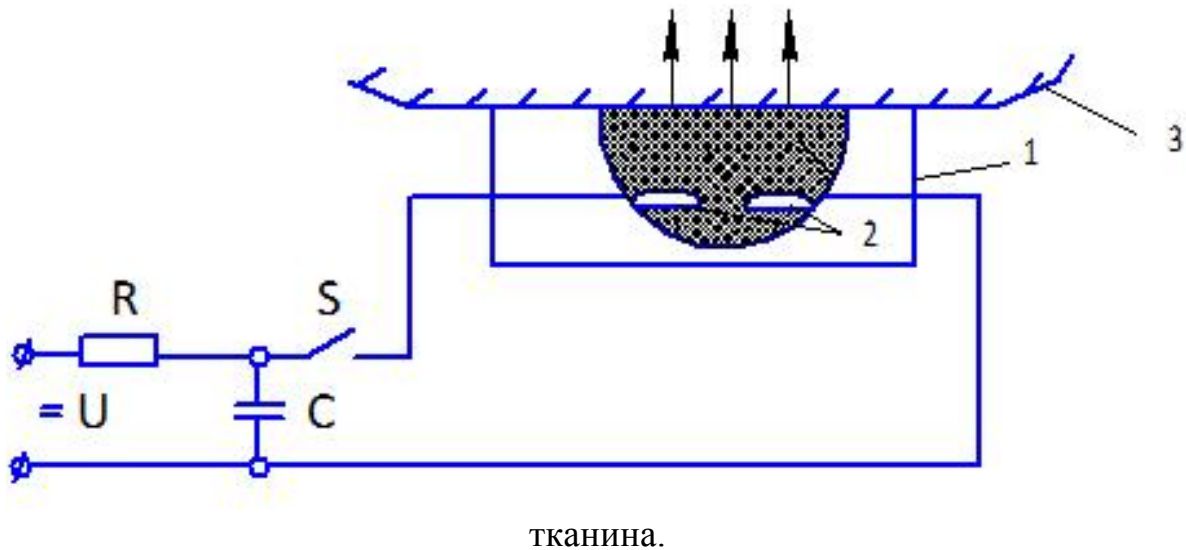
У загальному випадку апарат для лікування ультразвуком складається з генератора електричних коливань, до коливального контуру якого підключений п'єзоелектричний перетворювач, що виноситься в окрему головку (випромінювач), з'єднану кабелем з апаратом.

В основі генерації УЗ в терапевтичних апаратах лежить зворотний п'єзоелектричний ефект, тобто здатність п'єзокристалів здійснювати механічні коливання під впливом змінного електричного поля. Зворотний п'єзоефект залежить від механічної деформації тіл під дією електричного поля. Основною частиною такого перетворювача є пластина або стрижень з речовини яка має добре виражені п'єзоелектричні властивості (кварц, сегнетова сіль, керамічний матеріал на основі титанату барію і ін.). На поверхню пластини у вигляді провідних шарів (як правило, срібло) нанесені електроди, а до них припаиваються провідники - струмопроводи. Якщо до електродів прикласти змінну електричну напругу від генератора, то пластина завдяки зворотному п'єзоефекту починає вібрувати, випромінюючи механічну хвилю відповідної частоти.

Найбільший ефект випромінювання механічної хвилі виникає при виконанні умови резонансу (рис.3.3). Так, для пластин товщиною 1мм резонанс виникає для сегнетової солі на частоті 1,5 МГц, титанату барію -

2,75 МГц і кварцу -2,87МГц (Додаток В)

Рис.3.3.Схема отримання потужних сфокусованих акустичних імпульсів: 1 - сферичний випромінювач, 2 - електроди, 3 - біологічна



У момент замикання електричного ключа S між електродами виникає електричний розряд. Електроди розташовують так, щоб місце розряду перебувало у фокусі сфери. Виникає акустичний імпульс, відбиваючись від сферичної поверхні випромінювача, викликає деформацію біологічної тканини. Змінюючи значення струму електричного розряду між електродами, можна змінювати інтенсивність акустичного імпульсу, а змінюючи частоту розряду конденсатора C - частоту проходження імпульсів.

Незважаючи на різноманіття УЗ перетворювачів, в більшість з них входять одні й ті ж компоненти. Головка, схематично показана в розрізі на рис. 3.4, складається з циліндричного металевого корпусу 4, на основі 1 якого розміщено п'єзоелектричний перетворювач - пластина 6. Пластина тримається за допомогою тримача 3 і пружини 7. Під власником завжди є тонкий прошарок повітря, тому в бік ручки ультразвук не випромінює.

Амплітуда коливань пластини, а, отже, інтенсивність ультразвукової хвилі, що розповсюджується від передньої поверхні перетворювача, будуть максимальні при збігу власної резонансної частоти пластинки з частотою генератора. Ця умова виконується, якщо товщина пластинки дорівнює непарному числу півхвиль (при частоті 880 кГц товщина

кварцової пластинки, що дорівнює одній напівхвилі, становить близько 3,26 мм).

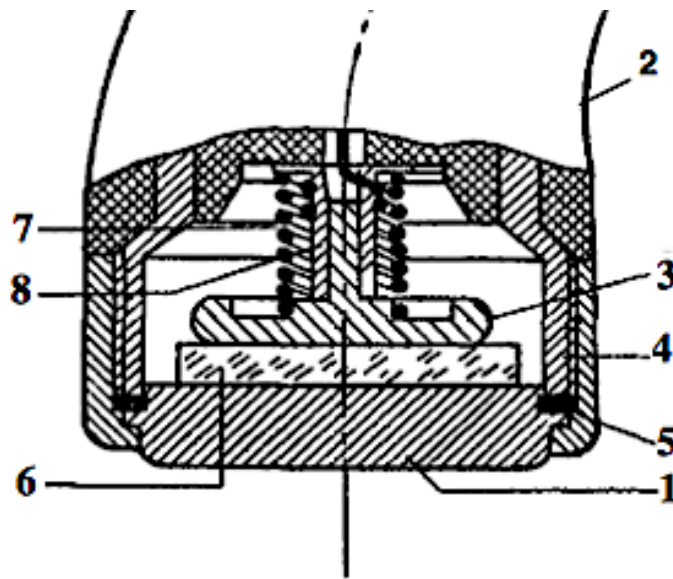


Рис.3.4. Схема випромінювача для ультразвукової терапії:
1 - основа; 2 - ручка; 3 - тримач; 4 - металевий корпус; 5 – накидна гайка; 6 – п'єзопластина; 7 - пружина; 8- втулка.

Основа 1 кріпиться до корпусу головки за допомогою накидної гайки 5. Для того, щоб ультразвукова хвиля проходила через основу (резонатор) без ослаблення, товщина його повинна складати ціле число півхвиль (зазвичай, одну чи дві).

Корпус головки укріплений в ручці 2, за допомогою якої її тримають під час процедури. Усередині ручки проходить провід живлення від генератора. Провід через втулку 8 з'єднаний з тримачем 3, який має електричний контакт з перетворювачем. Другим електродом служить корпус голівки, до якого приєднується кабель живлення.

На сьогоднішній день в ультразвукових терапевтичних апаратах широке застосування отримали п'єзоперетворювачі з кераміки титанату барію. Кераміка титаната барію представляє собою спечені при високій температурі дрібні кристали, що мають полікристалічну структуру. Перевагою її в порівнянні з кварцом є дешевизна і менша величина напруги, необхідна для збудження ультразвукових коливань (напруга на кварцовою платівці при частоті 880 кГц і інтенсивності 2 Вт/см² перевищує 1500 В, напруга ж на платівці з кераміки титанату барію при тій

же інтенсивності не більше 100 В). Це дозволяє спростити конструкцію і схему апарату, зокрема, застосувати для живлення головки гнучкий низьковольтний кабель.

Випромінювачі позначаються шифром: ИУТ-0,88-1-3, ИУТ-0,88-4-4 і т.д., який розшифровується як «излучатель ультразвуковой терапевтический». Цифри шифру вказують частоту ультразвукових коливань в МГц, площа головки випромінювача, номер клавiші на апараті для його включення. Мінімальний розмір і конструктивні особливості випромінювачів дозволяють використовувати їх не тільки для зовнішнього, але і для порожнинних впливів (урологія, гінекологія, стоматологія, офтальмологія і ін.).

3.2.3. Методика проведення ультразвукової терапії

Вплив УЗ проводять на обмежену частину тіла – паравертебрально на відповідні рефлексогенні зони, або на область ураження (навколо суглоба, по ходу нервових стовбурів, на больові точки і т.п.), або на шкірну проекцію органу. Площа впливу не перевищує 250 см² у дорослих і 100-150 см² у дітей. При порівняно великій зоні впливу її ділять на окремі поля і при перших процедурах озвучують 1-2 поля. Потім, при гарному стані пацієнта, можна збільшити обсяг озвучування до 3-4 полів. Не слід застосовувати УЗ на область мозку, шийних симпатичних вузлів, кісткових виступів, епіфізів зростаючих кісток, тканин з вираженим порушенням кровообігу, зон з порушенням чутливості, на живіт при вагітності, мошонку. З обережністю УЗ застосовують на ділянку серця, паренхіматозних та ендокринних органів. Перед призначенням УЗ бажано провести санацію вогнищ хронічної гнійної інфекції.

Вплив УЗ проводять через контактне середовище, яке попередньо наносять на озвучувану область. У якості контактних середовищ використовують вазелінове масло, гліцерин, ланолін, рослинні олії, гелі. При впливі на кисті, стопи, область ліктьового суглоба процедуру проводять у ванні з дегазованою водою або через гумовий мішечок з водою (субаквальне озвучення).

Інтенсивність ультразвукової терапії змінюють від 0,05 до 1(2) Вт/см². Малі дози - 0,05 - 0,4 Вт/см², середні - 0,5-0,8, великі - 0,9-1,2(2) Вт/см². Більш часто використовують малі або середні інтенсивності. При

стабільному озвучуванні доза не перевищує $0,6 \text{ Вт/см}^2$, при озвучуванні через воду інтенсивність збільшується в 1,5-2 рази. Режим генерації може бути безперервним і імпульсним (тривалість імпульсів 10, 4 і 2 мс). Імпульсний режим, як більш прийнятний, використовується для впливу на сегментарні зони в педіатричній та геріатричній практиці, при сильних болях, в гострий період захворювання. Тривалість дії на 1 поле - від 1 до 3-5 хв. Загальний час впливу за одну процедуру складає 10-15 хв. Курс лікування складається з 10-15 процедур, що проводяться щодня або через день. При необхідності курс УЗТ повторюють через 2-3 місяців.

3.2.4. Апарат для ультразвукової терапії УЗТ-1.01 Ф. Технічні характеристики та його конструкція

Апарат УЗТ -1.01 Ф, що представлений на рис 3.5. призначений для генерування ультразвукових коливань з метою впливу ними на різні ділянки тіла людини при лікуванні захворювань периферичної нервової системи і опорно-рухового апарату в умовах медичних установ.



Рис.3.5. Апарат «УЗТ -1.01 Ф» з випромінювачами

Передня панель з органами керування ультразвукового терапевтичного апарату (УЗТ) «УЗТ-1.01 Ф» приведений на рис. 3.6.

На передній панелі електронного блоку розміщені роз'єм (1) ВИХІД для підключення кабелю випромінювачів, індикатор вихідного сигналу (2), індикатор ввімкнення мережі живлення (3), процедурний годинник (8) та перемикачі: ВИПРОМІНЮВАЧІ (5), ІНТЕНСИВНІСТЬ Вт/см² (6), РЕЖИМ РОБОТИ (7).



Рис 3.6 Загальний вигляд УЗТ-1.01.Ф: 1- роз'єм «ВИХІД» для підключення кабелю випромінювача; 2- світловий індикатор вихідної напруги апарату; 3- світловий індикатор «МЕРЕЖА» включення апарату; 4 – кнопка «МЕРЕЖА»; 5- перемикач «випромінювач»; 6- перемикач «інтенсивності, Вт/см²»; 7 - перемикач «РЕЖИМ РОБОТИ»; 8 - процедурний годинник, за допомогою якого відбувається вмикання апарату в мережу.

Апарат УЗТ-1.01 Ф щодо захисту від ураження електричним струмом виконаний по класу захисту I, тип захисту В. Технічні характеристики приведені в таблиці 3.2. На рис.3.7 зображена функціональна схема апарату «УЗТ-1.01 Ф». Електронний блок призначений для отримання напруги збудження УЗ випромінювача в неперервному (синусоїдальному) та імпульсному режимах роботи. В неперервному режимі напруга збудження представляє собою гармонічні коливання з частотою 0,88 МГц, в імпульсному – послідовність високочастотних імпульсів з тією ж частотою заповнення, тривалістю 2, 4, та 10 мс і періодом слідування $T_n = 20$ мс. Коливання УЗ частоти генеруються в автогенераторі і через модулятор 2 подаються на вхід буферного каскаду 3, призначеного для ослаблення впливу послідовних

каскадів на параметри генеруємого сигналу. В імпульсному режимі модуляція здійснюється шляхом подачі на вхід 2 імпульсів позитивної полярності з виходу імпульсного генератора 7.

Таблиця 3.2. Технічні характеристики апарат УЗТ-1.01 Ф

Показники	Один. виміру	Значення
1	2	3
Номінальне значення частоти ультразвукових коливань	МГц	0,88
Інтенсивність ультразвукових коливань регулюється ступінчасто в п'ять ступенів	Вт/см ²	1,0; 0,7; 0,4; 0,2; 0,05
Інтенсивність ультразвукових коливань забезпечується при подачі на випромінювач типу ІУТ 0,88-4,04 Ф змінної напруги	В	20,6; 17,2; 13,0;9,2; 4,6
Відхилення інтенсивності випромінювання від встановленого значення не більше: <ul style="list-style-type: none"> • При 1,0 Вт/см² • При 0,7 Вт/см² • При 0,4 Вт/см² • При 0,2 Вт/см² • При 0,05 Вт/см² 	%	±45 ±50 ±50 ±50 ±50
Ефективна площа випромінювача типу ІУТ 0,88-4,04 Ф	см ²	4
Апарат працює в безперервному і імпульсному режимах. В імпульсному режимі тривалість імпульсів встановлюється дискретно	мс	2;4;10
Відхилення тривалості імпульсів від встановленого значення не перевищує	%	±20%
Частота проходження імпульсів	Гц	50±0,5
Час встановлення робочого режиму апарата після включення, не більше	с	30
Напруга мережі живлення з частотою 50±0,5 Гц	В	220±22
Потужність, споживана апаратом з мережі, не більше	ВА	50
Апарат забезпечує роботу в повторно-короткочасних режимах: - 15 хв в безперервному режимі випромінювання при інтенсивності 1,0 Вт/см ² - 10 хв перерва при відключенні апарату від мережі живлення; не менше	час	6
Умова для нормальної роботи апарата: Температура навколишнього середовища	°С	+10-+35
Відносна вологість при температурі + 25 °С, не більше	%	80
Повний установлений термін служби апарату, не менше	рік	3,5
Повний середній термін служби апарату, не менше	рік	7,0
Габаритні розміри електронного блоку апарата, не менше	мм	341×290× 142
Вага електронного блоку апарату, не більше	кг	7

* За цикл приймається послідовність операцій, які необхідно виконувати при підготовці апарату до проведення процедури і при її відсутності.

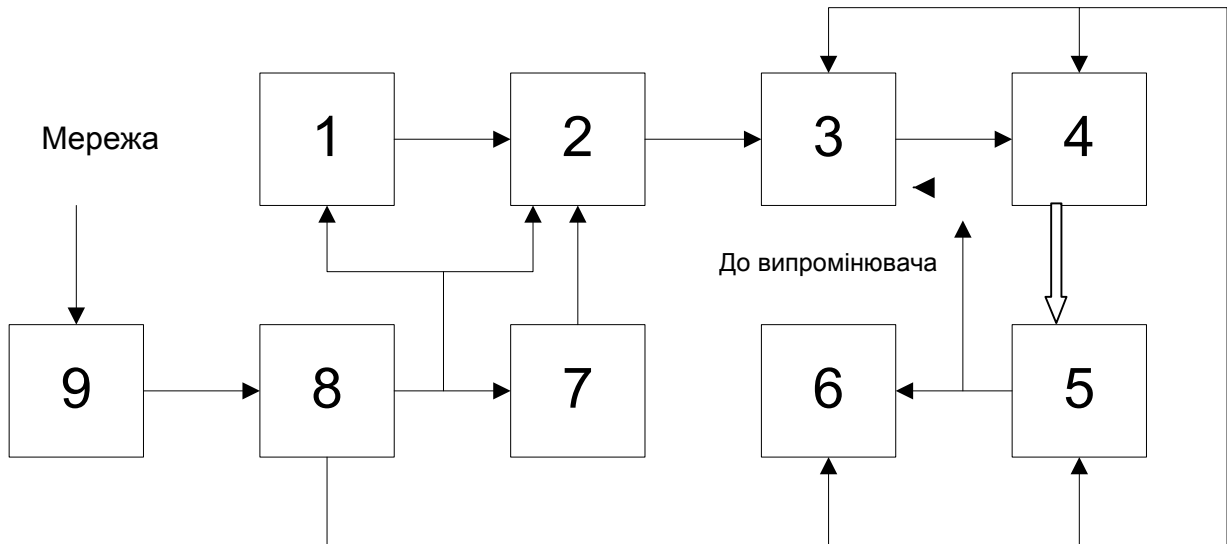


Рис. 3.7. Схема електрична функціональна електронного блоку апарату «УЗТ-1.01Ф»: 1- автогенератор, 2- модулятор, 3- буферний каскад, 4- попередній підсилювач, 5- підсилювач вихідний, 6-індикатор вихідної напруги, 7- імпульсний генератор, 8- блок живлення, 9- процедурний годинник

В неперервному режимі на вхід модулятора подається постійна напруга, що відповідає рівню логічної одиниці. В коло емітера транзистора буферного каскаду 3 ввімкнено ступінчатий регулятор інтенсивності, з виходу якого сигнал подається на вхід попереднього підсилювача 4, де підсилюється до рівня, необхідного для нормальної роботи вихідного підсилювача 5. Вихідний підсилювач 5 призначений для підсилення потужності заданої інтенсивності УЗ випромінювача. Наявність напруги на виході електронного блоку індикується по свічненню світлодіоду індикатора вихідної напруги 6. Апарат живиться від мережі змінного струму. Блок живлення 8 містить вузли стабілізованих випрямлячів напругою +5В та +50 В.

3.3. Ультразвук в діагностиці

3.3.1. Класифікація ультразвукових приладів

Існуючі види УЗ приладів можна систематизувати залежно від різних ознак, як представлено на рис.3.8.

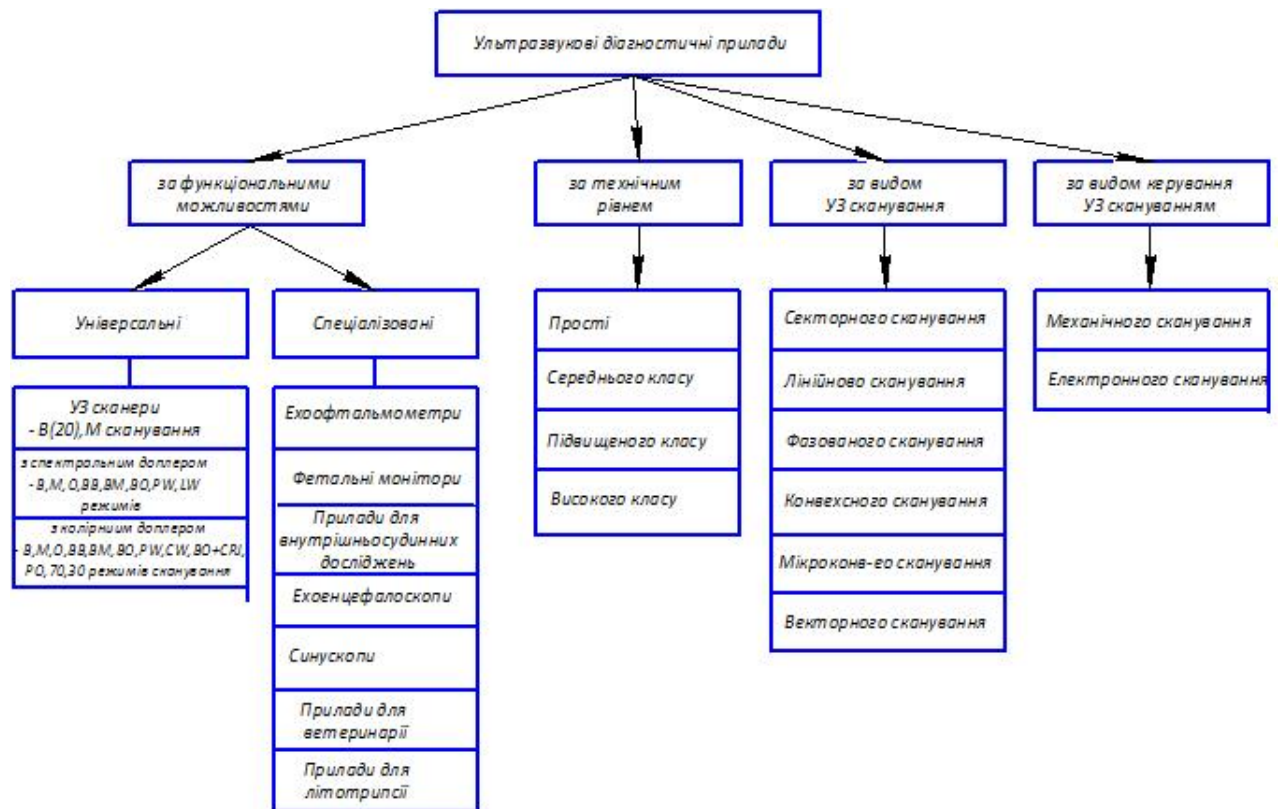


Рис 3.8. Класифікація види ультразвукових приладів

Спосіб сканування датчика як класифікаційний ознака УЗ-приладів заснований на тому, що зона сканування лінійних датчиків має форму прямокутника, конвексного - трапеції, секторного - сектора.

Датчики можуть бути зовнішніми і внутрішньопорожнинних, останні називають також зондами. При цьому як зовнішні, так і внутрішньопорожнинні датчики можуть виконувати різні види сканування.

Розрізняють датчики: загального призначення та спеціалізовані. До останніх відносяться датчики: неонатальні й педіатричні (зовнішні), інтраопераційні, лапароскопічні, трансвагінальні, трансуретральні, трансректальне, доплерівські і ін. Багато з них мають спеціальну насадку для пункцій і біопсій.

Відповідно до принципу дії УЗ-прилади підрозділяють на: 1) ехоімпульсного, які служать для визначення анатомічних структур, їх візуалізації і вимірювання; 2) доплерівські, що дозволяють отримати кінематичну характеристику швидко протікаючих процесів - кровотоку в судинах, скорочень серця; 3) комбіновані.

За функціональним призначенням виділяють універсальні і спеціалізовані прилади. Більшість відомих приладів відносяться до

універсального типу і призначені для застосування в самих різних областях медицини (в акушерстві та гінекології, хірургії, педіатрії, кардіології, урології, при абдомінальних дослідженнях).

До спеціалізованих відносяться прилади для дослідження певних органів і систем, в тому числі ехокардіографія (дослідження серцево-судинної системи), ехоофтальмоскопи, ехооф-тальмометри (дослідження органу зору), ехоенцефалографії, ехоенцефалоскопію (дослідження головного мозку) та ін.

Відповідно до способу реєстрації ехосигнала УЗ-прилади групуються на апарати з одновимірної реєстрацією сигналу, двовірної індикацією і з ефектом Допплера, причому більшість сучасних УЗ-приладів універсальні, тобто можуть працювати в декількох режимах: одновимірному, двовірному, доплеровском.

В останні роки УЗ медична техніка зазнала значних вдосконалення - це колірне кодування УЗ-доплеровської інформації і картування, швидкісні процеси. За прогнозами західних експертів продажу УЗ-апаратури будуть в найближчі роки випереджати темпи зростання іншої апаратури.

3.3.2. Принцип роботи звукового сканеру

Функціональна схема роботи УЗ сканеру приведено на рис. 3.9. На схемі зображено основні вузли та системи приладу, що використовуються для побудови та обробки зображення органів та систем серцево-судинної системи людини. Генератор неперервних УЗ коливань генерує електричні сигнали для проведення сканування. Він працює в імпульсному режимі, посылаючи близько 1000 імпульсів за секунду.

Тактовий генератор визначає тривалість УЗ-хвилі, що посилається в об'єкт контролю (ОК). Комутатор забезпечує синхронність спрацювання тактового генератора та генератора електричних імпульсів, що і формує основні параметри УЗ-сигналу.

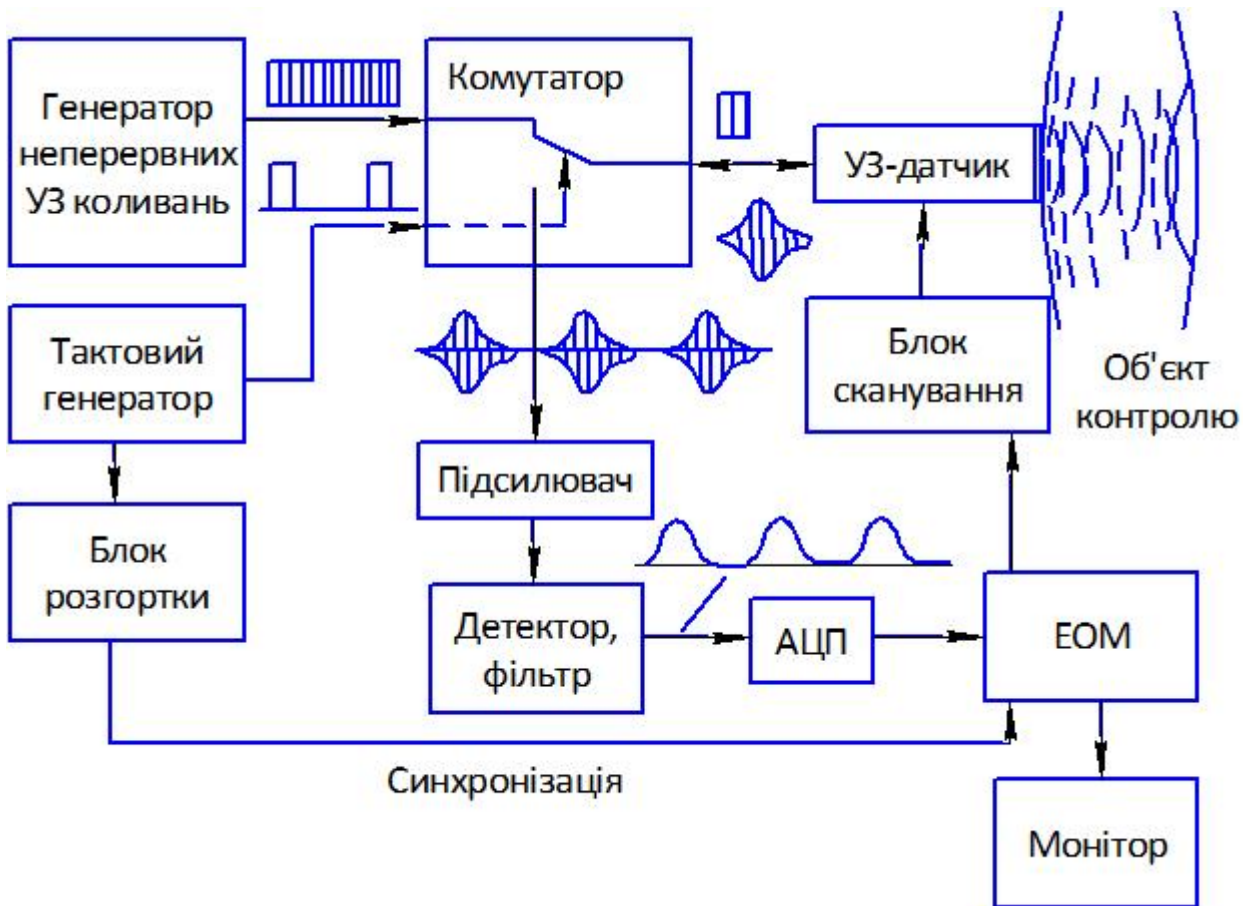


Рис. 3.9. Функціональна схема роботи УЗ сканеру

Після комутатору в момент спрацювання електричний сигнал поступає на датчик. В якості детектора (трансдюсора) застосовується складний датчик, що складається з декількох сотень дрібних п'єзокристалів, що працюють в однаковому режимі, або в датчик може бути вмонтована фокусуюча лінза, що дає можливість створити фокус на визначеній глибині. При подачі на п'єзоелемент змінного електричного заряду в кристалах виникають механічні коливання з випромінюванням УЗ хвиль. У проміжках між генеруванням УЗ хвиль п'єзодатчик фіксує відбиті сигнали. При деформації монокристалів за рахунок акустичного тиску на них віддзеркаленої від об'єкта контролю УЗ-хвилі на поверхні кристалів виникають протилежні по знаку електричні заряди.

Таким чином, один і той же п'єзоелемент може бути поперемінно то приймачем, то джерелом УЗ хвиль. В момент, коли на комутатор не надходить імпульс дозволу спрацювання від тактового генератору, проводиться передача прийнятого віддзеркаленого від ОК імпульсу на

підсилювач. Після цього проводиться обробка підсиленого сигналу. Сигнал проходить через фільтр нижніх частот, після чого відбувається його перетворення у цифровий вигляд і передача даних на електронно-обчислювальну машину (ЕОМ). Також на ЕОМ подаються параметри імпульсів, що утворюються тактовим генератором. Це необхідно для синхронізації роботи елементів та встановлення залежності форми прийнятого імпульсу від глибини розташування об'єктів контролю. Результати сканування виводяться на монітор.

Якість зображення на різних глибинах залежить від ширини УЗ променя, яка визначає поперечну роздільну здатність приладу. Найменша ширина променя і, відповідно, найкраща якість зображення знаходиться в зоні фокусу. Процес отримання зображення включає в себе випромінювання і прийом ехосигналів, при якому формується приймальний строб. Високу якість зображення можна отримати лише у випадку, коли зони фокусування приймального і передаючого променів співпадають. Для діагностики структур використовується система з кутом огляду 60° . Виходячи з цього, маємо кут відхилення променя $\pm 30^\circ$. Кут компенсації визначає напрям А-режиму у секторі сканування. Для того, щоб дослідити близько розташовані структури, використовуємо лінійне фокусування.

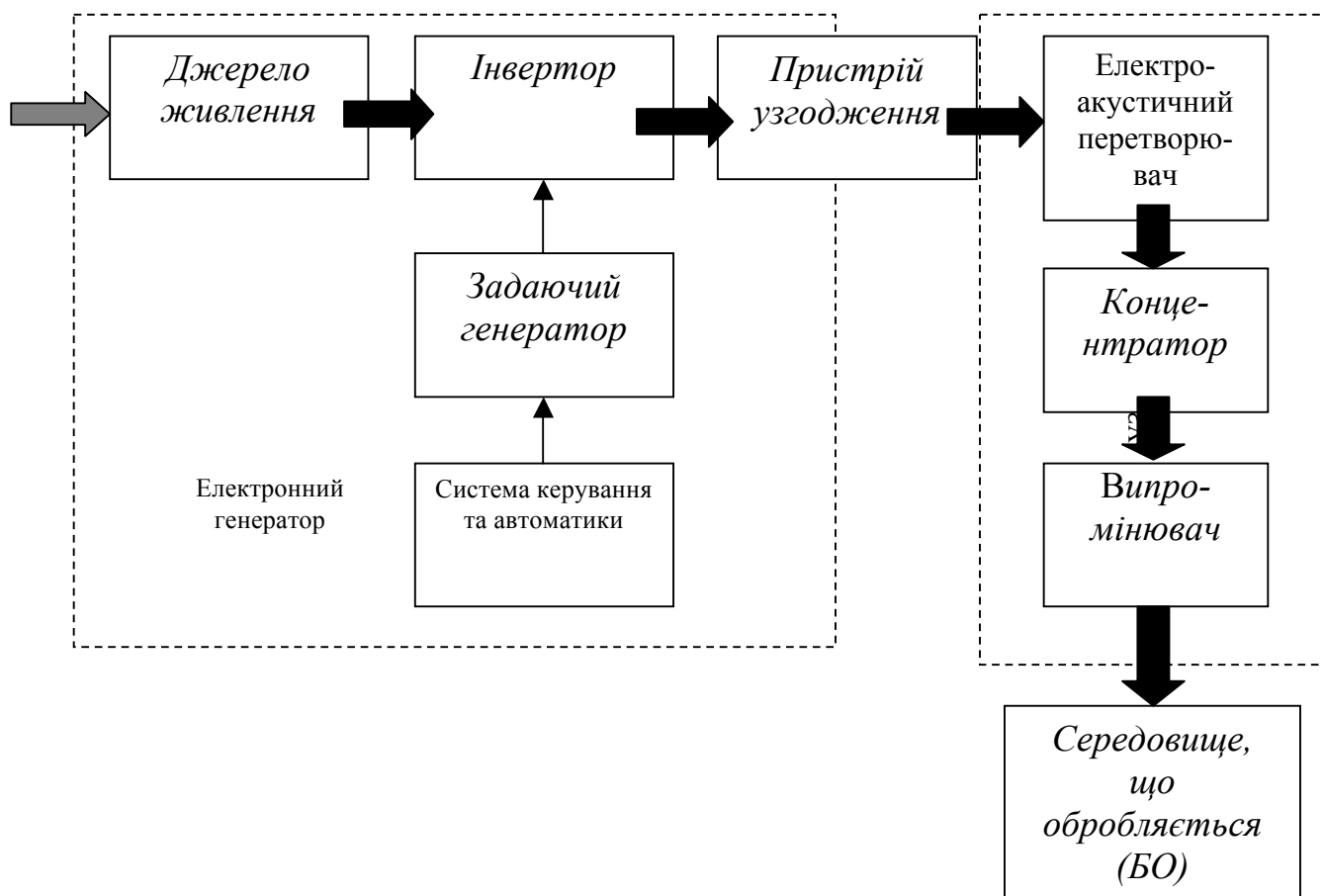
На рис.3.10 представлена структурна схема УЗ генератора, який складається з мережевого джерела живлення, транзисторного підсилювача (інвертора), що задає УЗ частоти, пристрої контролю та управління, пристрої узгодження, УЗКС - УЗ коливальної системи (п'єзопретворювача і концентратора), біологічного середовища.

УЗ електронні генератори - призначені для перетворення струму промислової частоти в струм високої частоти і застосовуються для живлення електроакустичних перетворювачів.

В даний час УЗ генератори виконуються на напівпровідникових приладах - транзисторах і тиристорах. Застосування тиристорних інверторів обмежена через низькі частотних властивостей тиристорів і складності схеми управління. Найбільш широко в даний час застосовуються УЗ генератори на транзисторах. Так як параметри транзисторів безперервно поліпшуються, вони є найбільш перспективними приладами і для нових розробок УЗ генераторів.

За схемного рішенням генератори можуть бути з незалежним

збудженням, з самозбудженням, з електричною або акустичною автоподстройкою частоти.



- Енергія постійного струму
- Енергія електричної мережі
- Енергія змінного струму УЗ частоти
- Енергія акустичних коливань

Рис 3.10. Структурна схема УЗ генератора

За своїми технічними можливостями УЗ апарати можуть бути універсального застосування і спеціалізовані.

Універсальні розраховані на роботу з різними біологічними середовищами, допускають широку варіацію вихідних параметрів (потужності, частоти, напруги і т.п.) і умов узгодження з навантаженням.

Спеціалізовані апарати розраховані на роботу в одному або декількох режимах та мають вузькоспеціалізоване використання. Ці генератори мають незмінні вихідні параметри (робочу частоту, вихідну потужність і т.д.). Універсальні генератори призначені для використання в

клініках, в приладах та апаратах експерт-класу

Характеристики апаратів, як електричні, так і неелектричні обумовлені, характеристиками ультразвукового перетворювача.

Наявність взаємовпливу параметрів середовища і перетворювача призводить до впливу їх на електричні параметри УЗ коливальних систем і електронних генераторів. Це пояснюється тим, що УЗ коливальна система, будучи частиною ультразвукового терапевтичного апарату, одночасно входить до складу генератора електричних коливань, будучи його електронно-акустичним навантаженням.

УЗ коливальна система являє собою електромеханічну резонансну систему, до основними параметрами якої відносяться резонансна частота і добротність. Параметри такої системи дуже чутливі до впливу на неї різних факторів. У зв'язку з цим будь-який вплив на коливальну систему змінює її основні характеристики, що призводить до зміни параметрів генератора. Таким чином, на роботу генератора електричних коливань УЗ частоти впливає зміна параметрів коливальної системи.

Ультразвукова коливальна система (УЗКС) являє собою пристрій, що забезпечує перетворення енергії електричних коливань, що надходять від генератора, в пружні коливання резонансної коливальної системи і введення сформованих коливань в біологічне середовище.

УЗКС є основним вузлом будь-якого ультразвукового терапевтичного апарату, оскільки забезпечує не тільки формування УЗ коливань, але і їх посилення до величин, необхідних для реалізації різних режимів.

3.3.3. Режими дослідження біологічних тканин

Існує декілька режимів відображення сигналів, які широко використовуються:

A-режим - режим сканування (рис.3.11.), який дозволяє реєструвати ехо-сигнали у вигляді піків, амплітуда яких пропорційна інтенсивності сигналу, а відстань між піками відповідає відстані між об'єктом дослідження та датчиком в масштабі приладу.

В-режим - режим, при якому на екрані отримують двовірне зображення серця або судин, що частіше досягається шляхом швидкої зміни напрямку УЗ променя в межах певного сектора (від 60° до 90°).

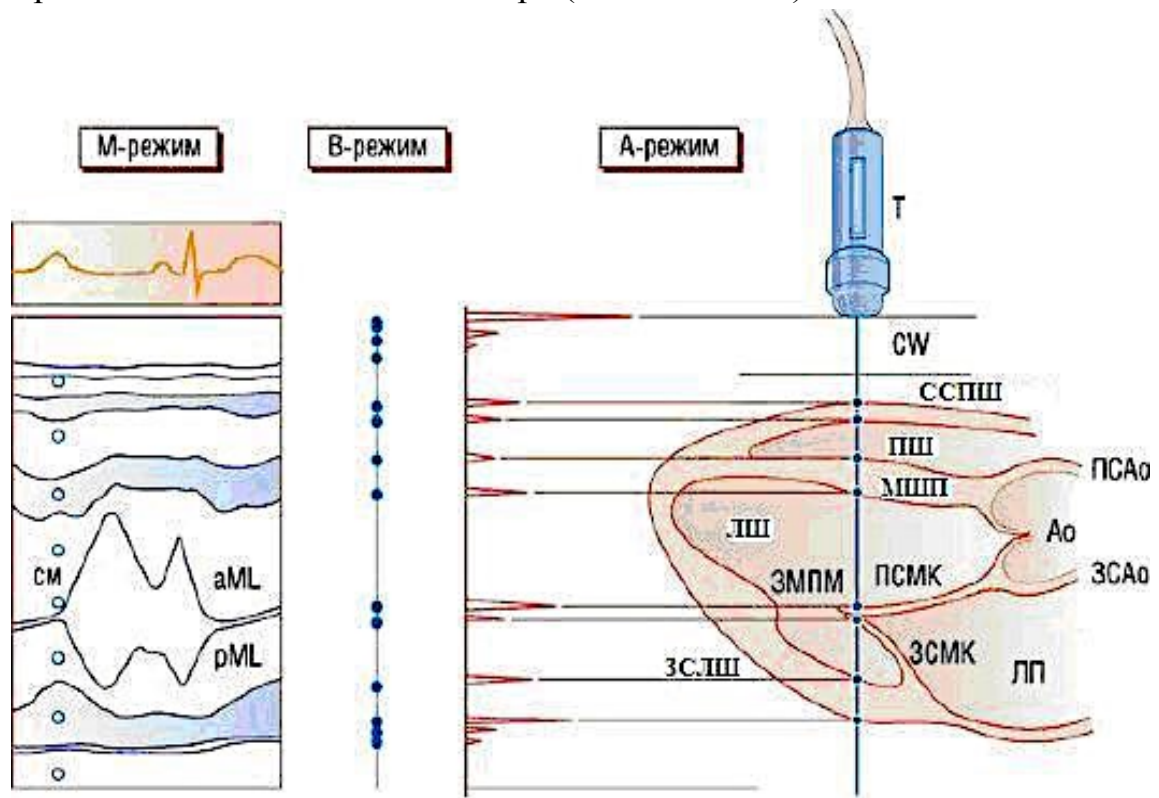


Рис.3.11. Двовірне А-зображення

М-режим – режим дослідження представлений на рис.3.12, при якому на екрані дисплея зображується часова розгортка положення по відношенню до датчика ехокардіографії всіх рухомих структур серця і судин, які пересікає УЗ промінь.

У цьому режимі по вертикальній осі відкладається відстань від структури серця до датчика ехокардіографії, а по горизонтальній осі – час. Головний недолік методу - одновірність.

Режим двовірного зображення серця називається режимом зображення в реальному масштабі часу і є розвитком В-модального режиму.

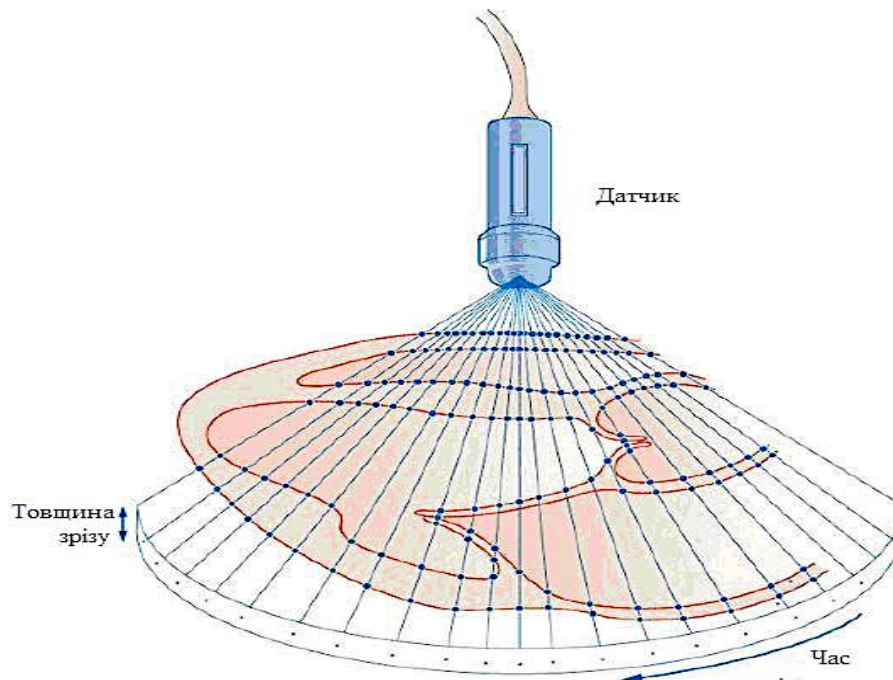


Рис. 3.12. Діаграма формування М-режиму для ехокардіографії

3D-режим – представлений на рис.3.13 та дозволяє отримати унікальну додаткову інформацію про трьохвимірну будову серця, наявність внутрішньосерцевих утворень, стан клапанного апарату серця, розміри дефектів та ін.

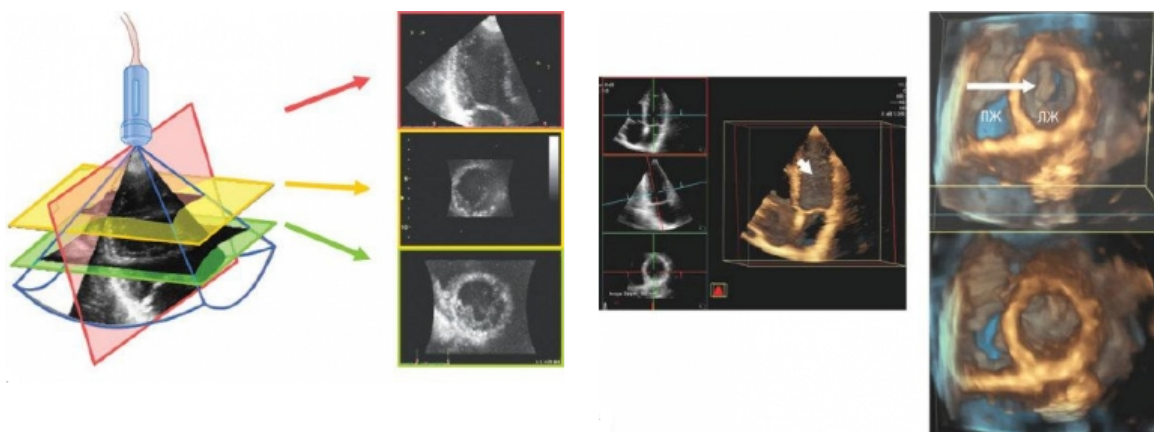


Рис. 3.13. Трьохвимірна ехокардіографія

Доплерівський режим представлений на рис.3.14, дозволяє за величиною, так званого, доплерівського зсуву частот зареєструвати зміну в часі швидкості руху досліджуваного об'єкту.

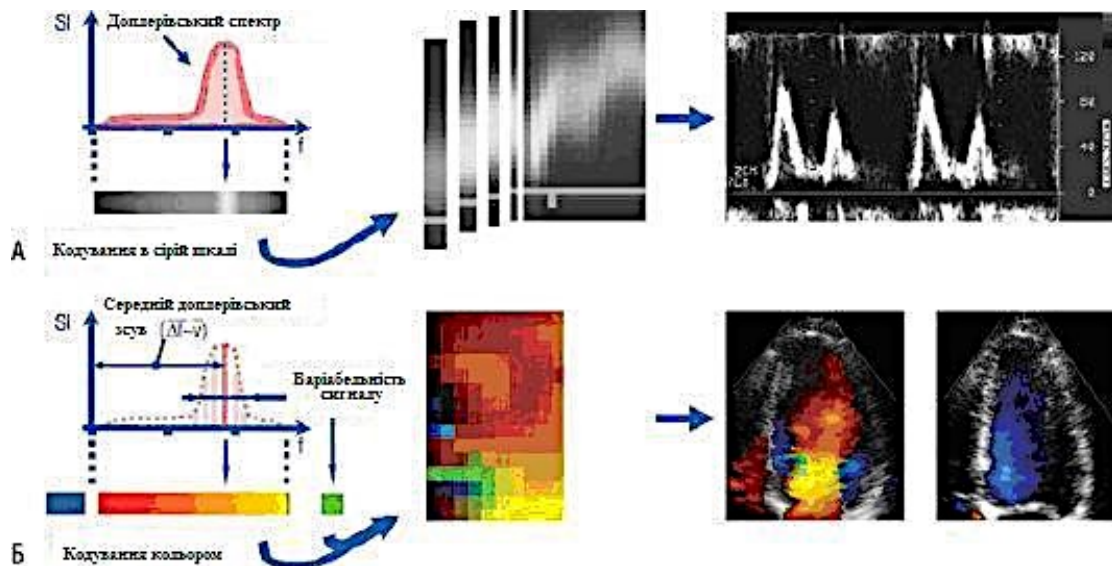


Рис. 3.14. Доплерівський ефект:
 А – спектральний доплерівський аналіз, Б – кольорова доплерографія.

3.3.4 Техніка і методика проведення процедур

Відбиті ехосигнали надходять в підсилювач і спеціальні системи реконструкції, після чого з'являються на екрані телевізійного монітора у вигляді зображення зрізів тіла, що мають різні відтінки чорно-білого кольору. Оптимальним є наявність не менше 64 градієнтів кольору чорно-білої шкали. При позитивній реєстрації максимальна інтенсивність ехосигналів проявляється на екрані білим кольором (ехопозитивні ділянки), а мінімальна - чорним (ехонегативні ділянки). При негативній реєстрації спостерігається зворотне положення. Вибір позитивної або негативної реєстрації не має значення. Зображення, що одержуються при дослідженні, можуть бути різними у залежності від режимів роботи сканера. Виділяють такі режими:

- **В-режим** дає інформацію у вигляді двовірних серошкальних томографічних зображень анатомічних структур в масштабі реального часу, що дозволяє оцінювати їх морфологічний стан.
- **М-режим** дає інформацію у вигляді одновимірного зображення, друга координата замінена тимчасовою. По вертикальній осі відкладається відстань від датчика до досліджуваної структури, а по горизонтальній - час. Використовується режим для дослідження серця, дає інформацію про вид кривих, що відображають амплітуду та швидкість руху кардіальних структур.

3.3.5. Принципи побудови і робота приладів та систем ультразвукової діагностики.

Принцип побудови приладу, структурна, електрична схеми, конструкція ехотомоскопу

Розглянемо детальніше та проаналізуємо роботу діючого УЗ секторного сканера «ЕТС-ДМУ-02» (ехотомоскоп «ЕТС-ДМУ-02») (рис. 3.15).



Рис.3.15. Загальний вигляд ехотомоскоп «ЕТС-ДМУ-02»

«ЕТС-ДМУ-02» - переносний УЗ прилад з кутовим механічним скануванням. Призначений для отримання двовимірних ехограм органів черевної порожнини, серця, малого тазу. Використовується для діагностики захворювань: печінки, в урології, педіатрії, кардіології, акушерстві та гінекології. Можливості приладу:

- збільшення зображення для детального вивчення в режимі ковзаючого вікна;
- фіксація миттєвого зображення в режимі стоп-кадр;
- отримання позитивного і негативного зображення простим перемиканням;
- запам'ятовування чотирьох зображень у відео пам'яті з можливістю їх подальшого багаторазового перегляду;

- вимірювання розмірів елементів зображення, обведення контурів зображення, обчислення периметра і площі фігур;
- акушерсько-гінекологічна програма діагностики терміну вагітності за вимірними розмірами елементів плоду і гінекологічних органів;
- кардіологічна програма, що дозволяє отримати М-ехограму у обраному напрямку руху візирної мітки з подальшим автоматичним обчисленням гемодинамічних параметрів середовища;
- введення текстово - графічної інформації у відео кадр для документування;
- підключення відеопринтера і відеомагнітофона для документування;
- підключення зовнішніх маніпуляторів - миші і педалі;
- підключення до IBM-PC.

В табл. 3.3 наведені основні технічні характеристики ехотомоскопа «ЕТС-ДМУ-02».

Табл. 3.3. Основні технічні характеристики ехотомоскопа «ЕТС-ДМУ-02»

Датчики	3 МГц 5 МГц	
	Глибина локації (тип скользяче вікно), мм	3МГц 10 – 110 25 – 125 35 – 135 50 – 150 0 – 200
Ємність цифрової пам'яті	(256x256x4 біт) x 4	
Частота кадрів	8 кадрів max	
Зображення	Екран з одним зображенням	
Сіра шкала	16 рівнів	
Відеопам'ять	чотирьох кадрове запам'ятовування зображення	
Обробка відео зображення	Стоп-кадр, цифрове логарифмування, негативне та позитивне зображення	
Службова та графічна інформація на екрані	Дата, час, датчик, П.І.П. пацієнта, буквено – цифрова індикація	
Розмір телемонітору, см	16	
Клавіатура	Буквено – цифрова	
Живлення	180-250В, 50Гц, 150 Вт	
Габарити, мм	170x444x508	
Маса (нето), кг	17	

На рис. 3.16 представлена структурна схема ехотомоскопа «ЕТС-ДМУ-02».

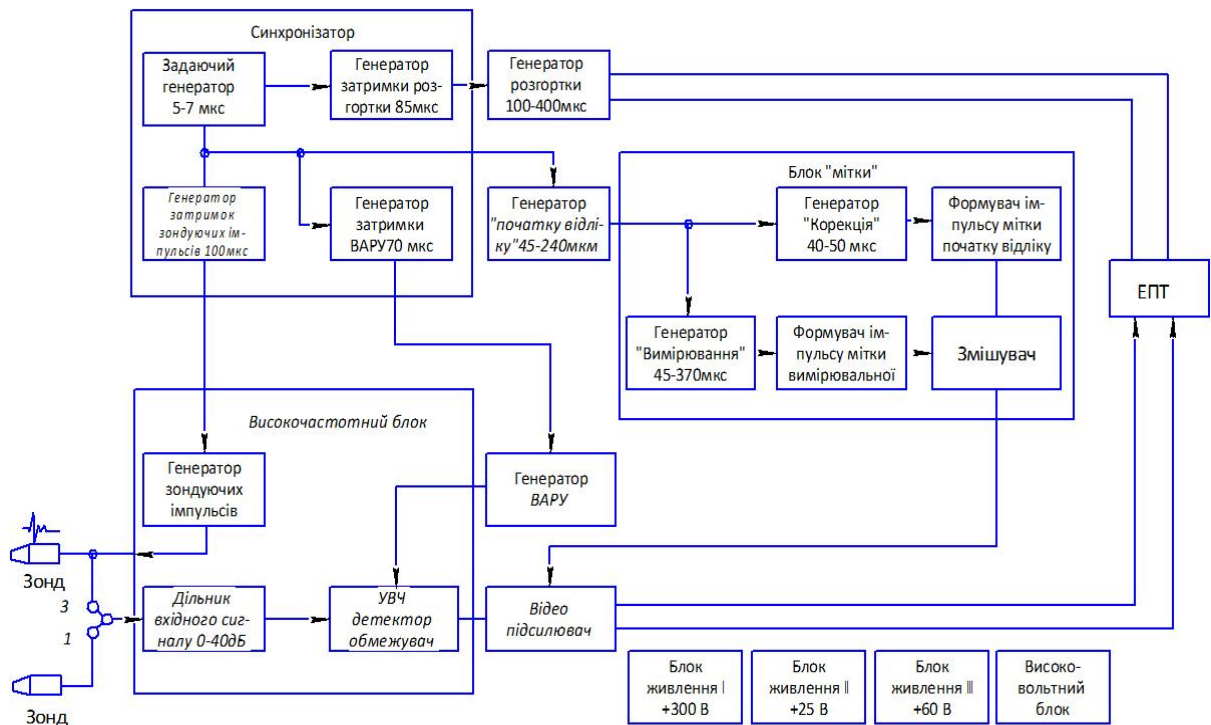


Рис. 3.16. Структурна схема ехотомоскопа «ЕТС-ДМУ-02»

Для більш точного визначення розмірів досліджуемого об'єкта використовується режим «Мітки», структурна схема цього блоку у взаємодії з вимірювальними блоками показана на рис.3.17.

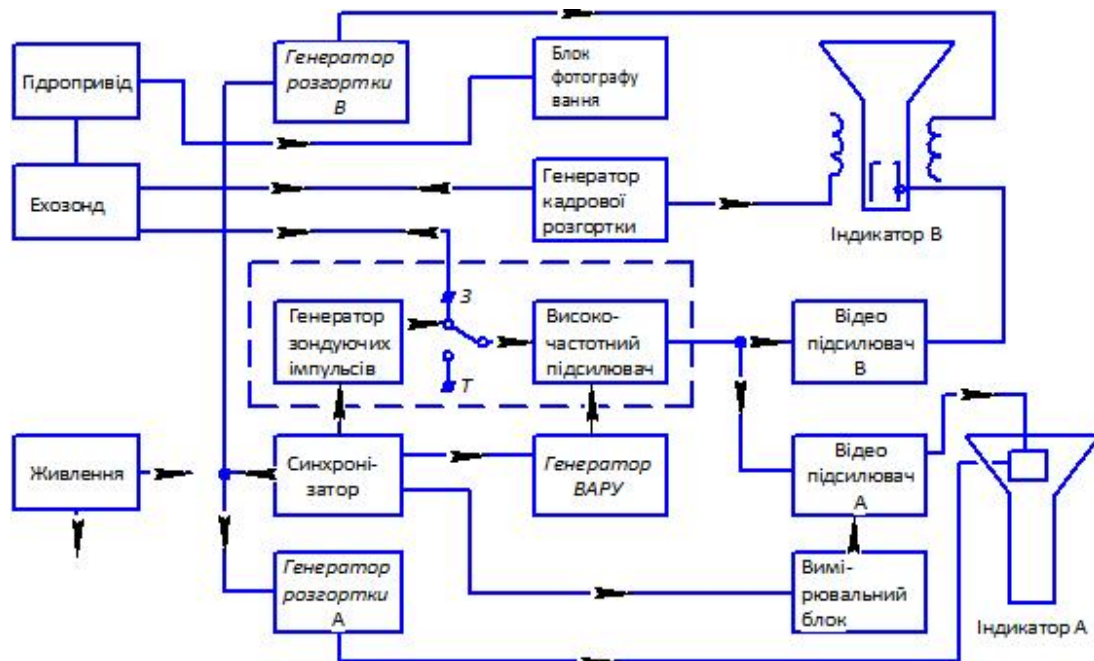


Рис.3.17. Структурна схема ехотомоскопа з блоком мітки

3.3.6. Будова та принцип роботи лінійного датчика для УЗ діагностики

Датчик - одна з найважливіших частин УЗ приладу. Саме від датчика залежить, які органи і на якій глибині можуть бути досліджені. Так, наприклад, датчик, призначений для дітей, буде недостатньо потужним для дослідження органів дорослих пацієнтів і навпаки.

Розглянемо більш детально призначення та конструкцію лінійного датчика (рис.3.18). Робоча частота 5-15 МГц. Глибина сканування невелика (до 10 см). Даний тип датчиків забезпечує повну відповідність досліджуваного органу положенню трансдюсора. Недоліком є складність забезпечення рівномірного прилягання датчика до тіла пацієнта. Нерівномірність прилягання призводить до спотворення зображення по краях.

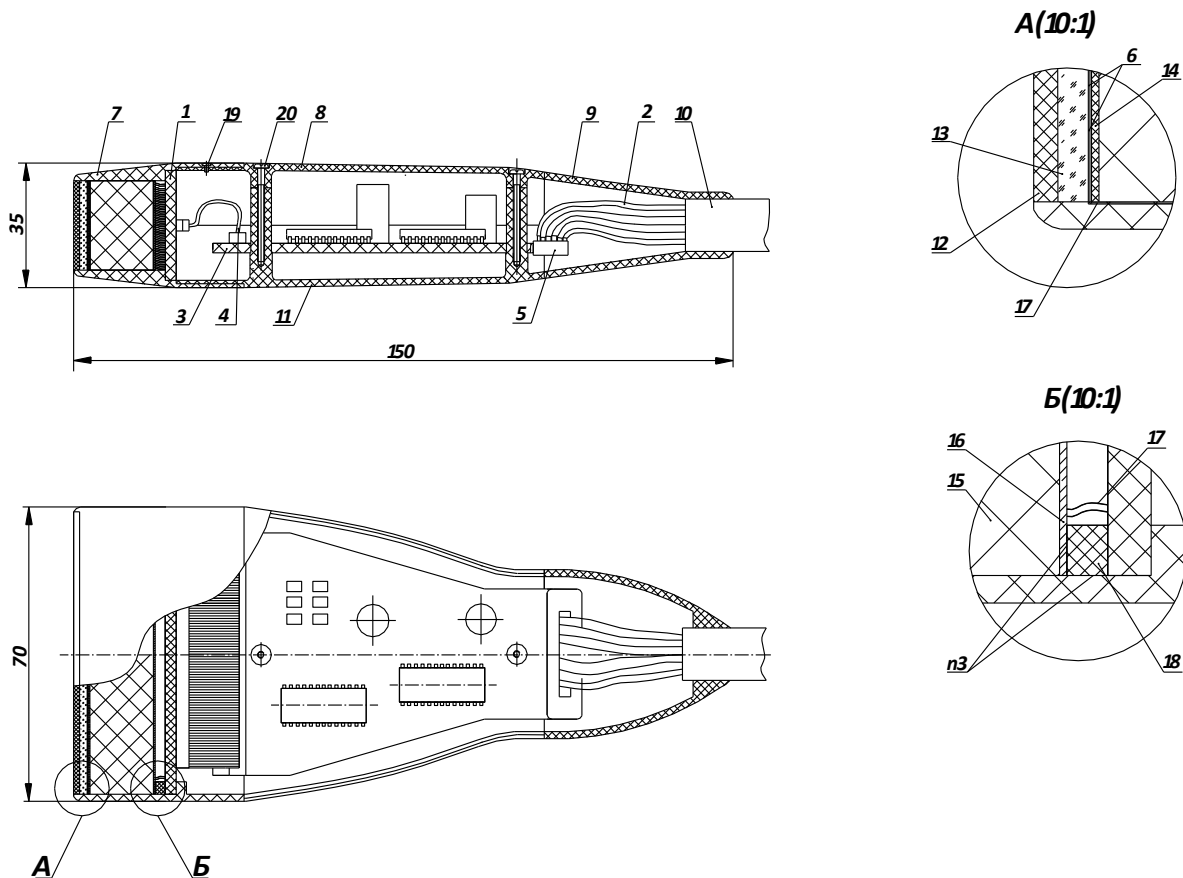


Рис.3.18. Конструкція лінійного датчик: 1-друкована плата, 2-провідник, 3-друкована плата, 4-шлейф; 5-розєм, 6-узгоджувачий шар, 7-головка датчика, 8-нижня кришка, 9-разтруб, 10-трубка, 11- верхня кришка, 12- п'єзоелектричний модуль датчика, 13- акустичної лінзи, 14- п'єзопластина, 15- 16 - демпфер, тримач, 18-прокладка, 19,20-гвинти.

Лінійні УЗД датчики можуть використовуватися для дослідження поверхнево розташованих органів, м'язів і невеликих суглобів, судин.

Генератором ультразвукових коливань лінійного датчика є п'єзопластина 14, яка одночасно грає роль приймача відбитих ехосигналів. Генератор працює в імпульсному режимі, посиляючи біля 1000 імпульсів за секунду. В проміжках між генеруванням ультразвукових коливань п'єзодатчик фіксує відбиті сигнали. В якості детектора або трансдюсера використовується складний датчик, що складається з 512 дрібних п'єзокристалів, працюючих в однаковому режимі.

Демпфер 15 перешкоджає поширенню випромінювання в напрямку протилежному об'єкту контролю.

Між п'єзоелементами знаходиться матеріал, що поглинає акустичне випромінювання – гумовий порошок. Отже, випромінювання поширюється тільки в напрямку сканування.

Весь п'єзоелектричний модуль, для підтримання стабільності конструкції, кріпиться на тримач 16.

4. АКУСТИЧНІ ДАТЧИКИ

4.1. Загальні відомості. Принцип дії

Акустика коливань, що рухаються зі швидкістю 344 м/с в повітряному середовищі, така ж сама, що і чутного звуку. Оцінюючи швидкість звуку і його робочий цикл, можна визначити точну відстань до предмета. Ультразвукові (УЗ) датчики працюють з п'єзоелектричним перетворювачем, який є як звуковим випромінювачем, так і приймачем. Перетворювач посиляє пакет звукових імпульсів і перетворює імпульс відлуння в напругу. Інтегрований контролер обчислює відстань за часом відлуння та швидкості звуку.

Тривалість випромінюваного імпульсу Δt і час загасання t_{zam} звукового перетворювача є причиною для формування сліпої зони, в якій УЗ датчик не може виявити предмет (рис. 4.1).

УЗ частота для датчиків випромінювання (терапія) знаходиться між 22 кГц і 400 кГц, залежно від типу датчика; частота проходження імпульсів між 14 Гц і 140 Гц.

Активний діапазон УЗ датчика позначається як робочий діапазон

виявлення. Діапазон виявлення - відстань, у межах якої УЗ датчик виявляє об'єкт, незалежно від того, наближаються об'єкти до чутливого елемента в осьовому напрямку або рухаються через звуковий конус в поперечному напрямку.

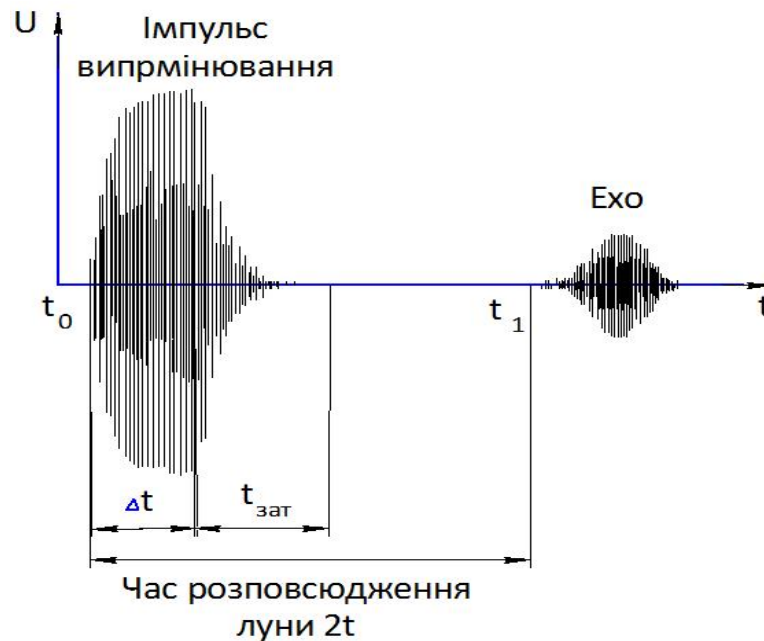


Рис. 4.1. Схема проходження імпульсу ультразвукового випромінювача

Принцип дії. Ультразвуковий датчик обчислює час, що потрібний звуку для руху від датчика до об'єкта і назад до датчика (дифузійний режим роботи) або перевіряє, чи був отриманий посланий сигнал окремим приймачем (опозитний режим роботи).

Опозитний режим роботи. На рис. 4.2. зображена схема опозитного режиму роботи УЗ датчика.

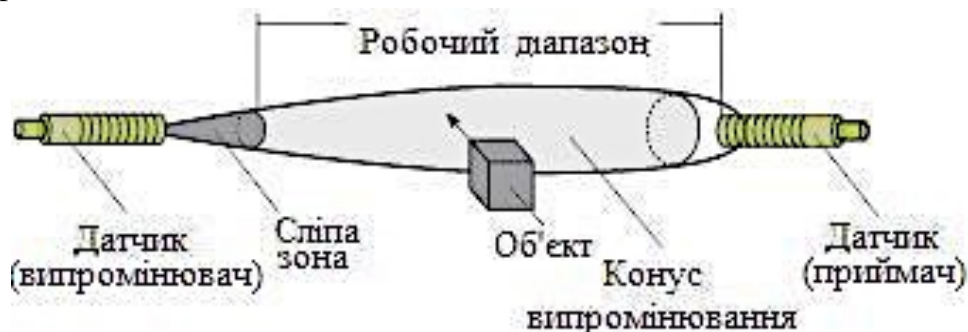


Рис. 4.2. Схема опозитного режиму роботи ультразвукового датчика

Передавач і приймач є окремими пристроями і монтуються один напроти одного. Вихід вимикача активізується, якщо УЗ пучок

переривається об'єктом.

Особливості:

- широкий діапазон, так як УЗ пучок проходить сигнальну відстань один раз;
- менш сприйнятливий до інтерференції, підходить для роботи у важких умовах;
- уже швидкі перемикання;
- підвищена вартість монтажу, так як повинні бути підключені два датчики (випромінювач і приймач).

Дифузійний режим роботи. На рис. 4.3. зображена схема дифузійного режиму роботи УЗ датчика.



Рис. 4.3. Схема дифузійного режиму роботи ультразвукового датчика

Передавач і приймач знаходяться в одному корпусі. Це мінімізує вартість монтажу, так як необхідно монтувати і підключити тільки один прилад. Час спрацювання більший, ніж у датчиків в опозитному режимі.

Перемикаючий вихід, точка перемикання. У датчиків з двома незалежними точками перемикання кожен вихід стає активним, коли об'єкт знаходиться в діапазоні перемикання 1 і 2. Ці точки перемикання можуть бути довільно налаштованими в робочому діапазоні.

Двійкове виявлення предмета. Робочий цикл звукових імпульсів визначає відстань до об'єкта. Точка перемикання або вікно переключення визначається з точністю до міліметра позиціонування за допомогою попереднього навчального налаштування або програмування. Відстань до об'єкту від датчика, порівнюється з точкою перемикання або вікном перемикання, вихідні перемикачі включаються або вимикаються в залежності від результату цього порівняння (рис. 4.4).



Рис. 4.4. Схема двійкового виявлення предмета

При навчальному налаштуванні датчика за допомогою двох потенціометрів, кнопок або програматора (залежно від моделі датчика) встановлюються початок першого діапазону перемикання 1 і кінець другого діапазону перемикання 2. Кінець діапазону перемикання 1 одночасно є початком діапазону перемикання 2.

Контроль області. Ультразвуковий датчик контролює оціночне вікно (рис. 4.5). Вихід переключється тільки в тому випадку, якщо об'єкт виявлений у вікні. Луни, крім ех з оціночного вікна, ігноруються програмним забезпеченням датчика.



Рис. 4.5. Схема контролю оціночного вікна

Особливості:

- діапазон виявлення залежить від властивостей поверхні і кута падіння на об'єкт;
- проста установка, повноцінний датчик в одному блоці.

Як правило, виявлення об'єктів представлено двійковим сигналом в перемикачі виходу або аналоговим сигналом відстані в аналоговому виході (4 ... 20 мА або 0 ... 10 В).

Рефлекторний режим роботи. На рис. 4.6. зображена схема рефлекторного режиму роботи ультразвукового датчика.

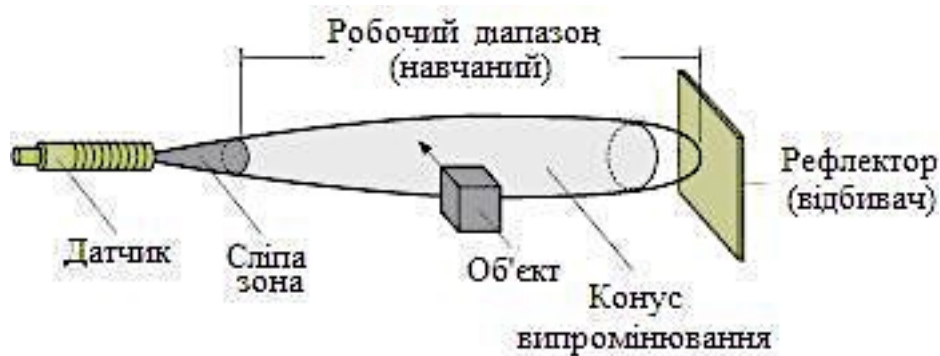


Рис. 4.6. Схема рефлекторного режиму роботи

Випромінювач і приймач встановлюються в одному і тому ж корпусі. УЗ промінь відбивається назад на приймач від фону (рефлектора). Об'єкти, що входять в діапазон виявлення, виявляються:

- шляхом зміни у вимірюваній відстані;
- шляхом втрати у відбитому сигналі через поглинання або відбиття.

Вихід УЗ датчика включається в наступних випадках:

- датчик отримує відлуння від маленького об'єкта в звуковому конусі і від опорного рефлектора;
- датчик виявляє великий об'єкт і більше не отримує відлуння від опорного рефлектора;
- датчик не отримує луни, так як похилий предмет відхиляє звук.

Положення опорного рефлектора не повинно змінюватися.

Особливості:

- висока надійність виявлення складних об'єктів (звукопоглинальні предмети або предмети з кутовими поверхнями);
- менш сприйнятливі до інтерференції; підходять для застосування у важких робочих умовах.

Датчик виробляє та приймає УЗ, тому в його схему включено передавач та приймач.

Схема УЗ передавача показана на рис. 4.7 (значення розмірності конденсаторів в мкФ) і використовується для передачі УЗ коливань, що були спеціально підібрані відповідно до динамічного і частотного діапазонів УЗ приймача.

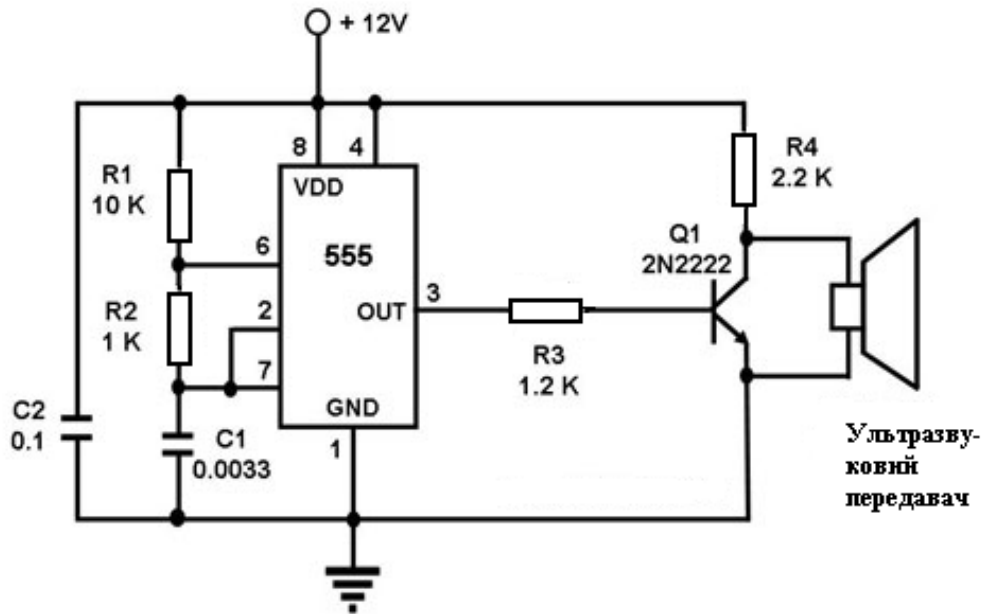


Рис. 4.7. Схема ультразвукового передавача коливань

Схема використовує мікросхеми 555 серії Таймер ІС, що налаштований як нестабільний мультівібратор, тобто він генерує безперервний сигнал певної частоти.

УЗ датчик, що використовується в цій схемі, виготовлений у вигляді динамічної котушки і розроблений для випромінювання коливань на певній частоті, тому резистор і значення конденсатору схеми були підібрані таким чином, щоб мікросхема 555 серії генерувала сигнал, частота якого буде відповідати динамічній котушці УЗ передавача.

Вихідний сигнал з мікросхеми підсилюється транзистором Q1, який керує УЗ перетворювачем. Датчик, вібрація якого створює коливання з необхідною частотою, генерує хвилі цієї ж частоти.

Частота УЗ, який генерується, може змінюватися регулюванням R1. Його треба налаштувати на максимальну продуктивність. Оскільки УЗ хвилі високоняправлені, то під час роботи УЗ перетворювача передавача повинен бути розміщений в напрямку УЗ перетворювача приймача для правильного функціонування.

Приймач може живитися від випрямляча і завжди знаходиться у включеному положенні.

УЗ хвилі випромінюються багатьма природними джерелами. Тому схема може помилково спрацювати, коли в схемі використовується триггер

і відсутні засоби захисту.

Схема на рис. 4.8 використовується для отримання УЗ хвиль, які передані відповідним УЗ передавачем, що знаходиться в іншому місці.

У схемі УЗ приймача використовується УЗ датчик приймача, щоб приймати УЗ сигнали.

Так як УЗ приймач, що використовується в цій схемі, розроблений сприймати коливання на певних частотах, передавач у парі з цим приймачем повинен також передавати хвилі цієї частоти. Коли відбиті хвилі (ехо-сигнали) доходять до приймача, приймач сприймає ці коливання і виробляє електричні імпульси відповідної частоти.

Ці електричні сигнали підсилюються двома операційними підсилювачами в ланцюзі, підсилюючий вихід яких подається у мікросхему 567NE серії. Декодер тонів виводить сигнал, якщо виявляє вхідні сигнали, які були налаштовані на свій набір частот.

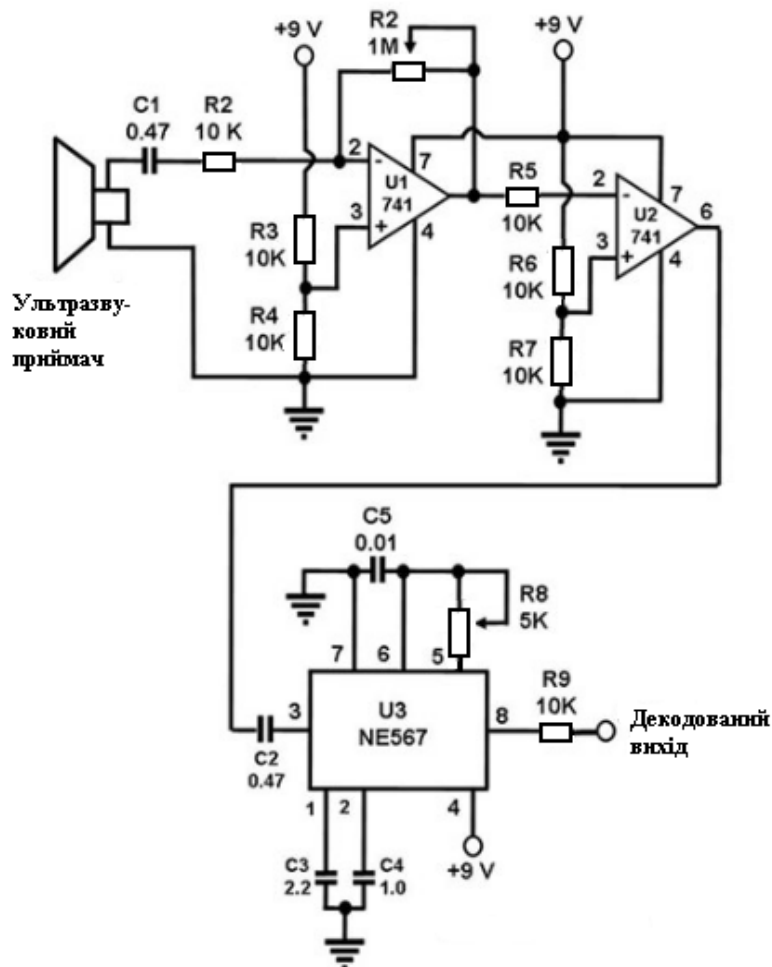


Рис. 4.8. Схема ультразвукового приймача коливань

Електричні еквівалентні схеми передатчика і приймача ультразвукових коливань приведена на рис. 4.9.

На рис. 4.9 (а) представлена електрична еквівалентна схема передатчика УЗ коливань. Сигнал напруги ($>10,0$ В) згенерований зліва джерелом з опором (5-50) Ом, передається через (0,1-2) - метровий мікрокоаксіальний кабель до перетворювача. Конденсатор і резистор представляють спрощену модель для п'єзоелектричного перетворювача. Резистор є електричним еквівалентом перетворювача з опором тіла людини. В УЗ системі присутні шуми, які резистор за ідеальних умов повинен усунути. Елементи п'єзоелектричного передатчика перетворюють електричну енергію в акустичний тиск коливань, які випромінюються.

На рис. 4.9 (б) представлена електрична еквівалентна схема приймача УЗ коливань. Акустичний тиск перетворюється на електричний сигнал перетворювачем. Кабель у вигляді електричної ємності заряджає перетворювач і зазвичай намагається налаштувати його на входну котушку індуктивності.

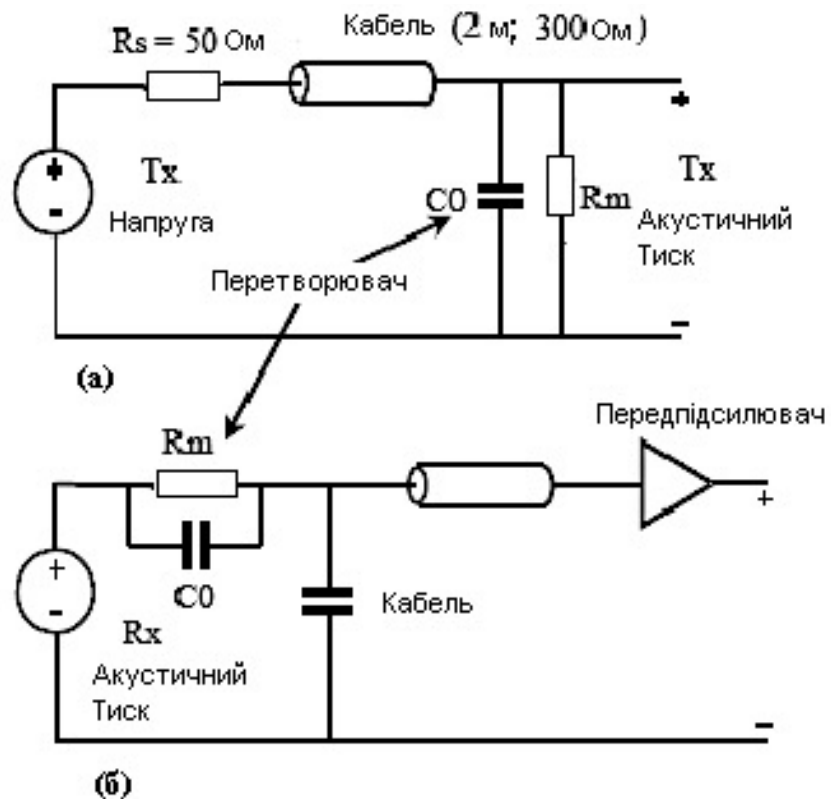


Рис. 4.9. Електричні еквівалентні схеми передатчика (а), приймача (б) ультразвукових коливань

Але оскільки це вузька зона, а УЗ сигнали широкополосні, необхідно

встановити резистор – резонатор, що налаштовується та складається з кабеля і котушки індуктивності.

Найкраще це працює з вхідним попереднім підсилювачем, щоб мінімізувати вплив шумів в приймачі коливань. Однак, якщо ємність кабелю не може бути налаштована, то краще не встановлювати вхідний опір низькочастотного підсилювача, бо це створює додаткові шуми.

Випромінювачі (датчики) УЗ відіграють дуже важливу роль в роботі ультразвукової медичної апаратури в цілому. Будова звичайного одноелементного датчика УЗ зображена на рис. 4.10.

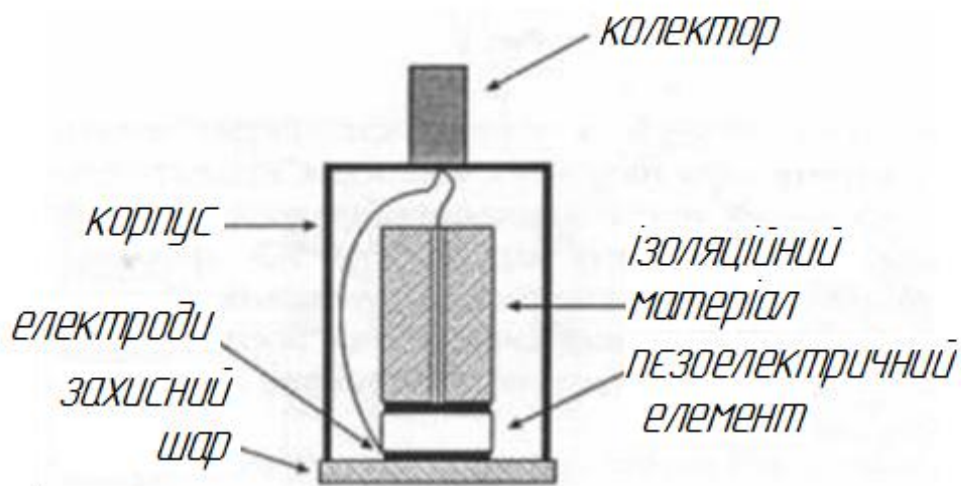


Рис. 4.10. Звичайний одноелементний датчик

Ультразвукові хвилі, які випромінюються звичайним датчиком, розповсюджуються на певній відстані у вигляді вузького паралельного пучка променів (рис. 4.11). На відстані УЗ-промені починають відхилятися на деякий кут θ із-за акустичного опору середовища.

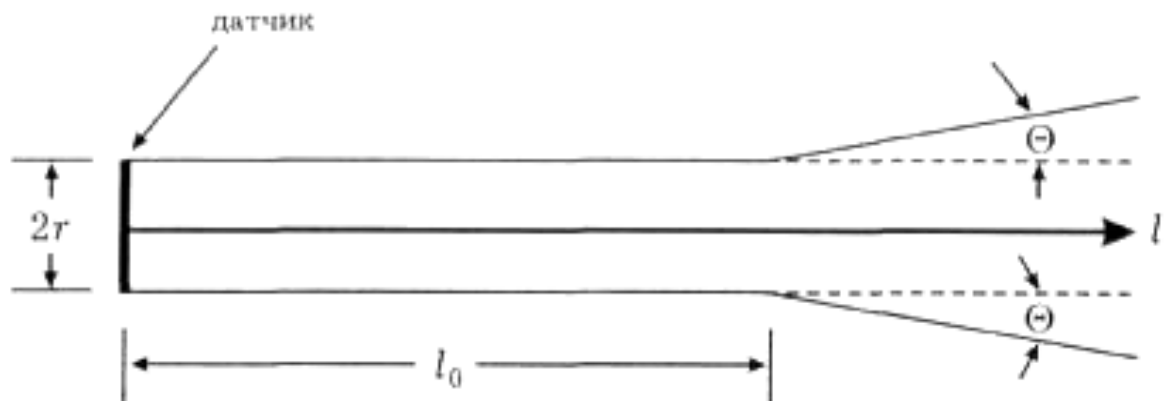


Рис. 4.11 Розповсюдження УЗ пучка

Відстань l_0 залежить від радіуса датчика і довжини хвилі:

$$l_0 = \frac{r}{\lambda} \quad (4.1)$$

Так, наприклад, при використанні звичайного датчика діаметром 12 мм і частоти ультразвуку 2,22 МГц промені залишаються паралельними на відстані 6 см.

Для зменшення ступеня розходження променів використовують також фокусовані датчики з *ультразвуковими лінзами* (рис. 4.12).



Рис. 4.12 Датчик з ультразвуковою лінзою

Використання УЗ-лінз з різною кривизною поверхні дозволяє створювати фокусну зону на різних відстанях від датчиків.

Один і той самий датчик використовується для випромінювання УЗ і для прийняття відбитих від об'єкту УЗ променів. Збудження п'єзоелементів при цьому досягається імпульсними електричними сигналами, які складаються з високочастотних посилок і пауз між ними. В режимі посилок сигналів датчик випромінює УЗ, а в режимі паузи реєструє відбиті промені.

Важливою характеристикою ультразвукових приладів є їх *роздільна здатність*, яка визначається границею роздільності. *Границя роздільності* – мінімальна відстань між двома відбиваючими структурами, від яких можна роздільно зареєструвати два відбитих сигнали. Роздільна здатність залежить від частоти ультразвукових коливань.

Ультразвуковий промінь, який генерується датчиком, має максимальну інтенсивність в центрі пучка (рис. 4.13). В результаті цього роздільна здатність датчика різна по центру пучка і по його периферії. В медичній практиці використовуються датчики, які генерують різні частоти УЗ (1-10 МГц), мають різний діаметр (0,7-2 см) і фокусну відстань від 6 до 12-14 см.

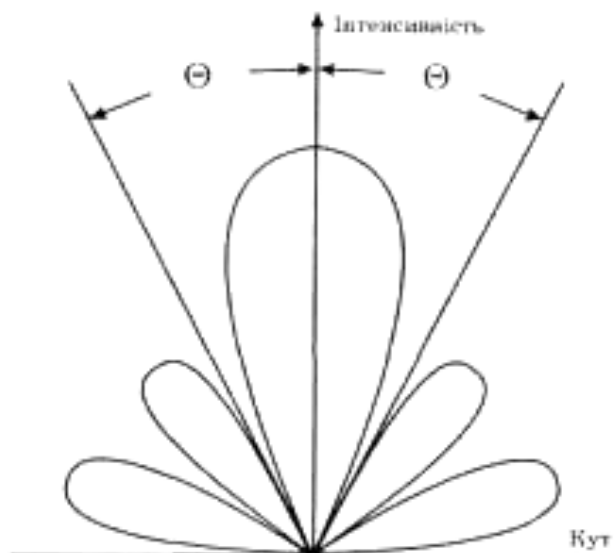


Рис. 4.13 Розподіл інтенсивності ультразвуку в пучку

Класифікація ультразвуку

- За способом передачі від джерела до людини ультразвук поділяють на:
 - повітряний, що передається через повітряне середовище;
 - контактний, що передається на біологічний об'єкт через тверде чи рідке середовище.
- За спектром ультразвук поділяють на:
 - низькочастотний, коливання якого передаються людині повітряним та контактним шляхом (від $1,2 \cdot 10^4$ до 10^5 Гц);
 - високочастотний, коливання якого передаються людині тільки контактним шляхом (від 10^5 до 10^9 Гц).

4.2. Вплив навколишнього середовища

Температура і вологість повітря впливають на швидкість поширення звука. Збільшення температури повітря на 20°C змінює відстань спрацьовування від $+3\%$ до $+8\%$, при цьому відстань до об'єкта здається меншою. З ростом вологості повітря швидкість звуку підвищується також приблизно на 2% для насиченого вологою повітря по відношенню до сухого.

Звичайні коливання атмосферного тиску $\pm 5\%$ на фіксованому місці викликають зміну відстані спрацьовування приблизно на $\pm 0,6\%$.

Повітряні течії впливають на швидкість звуку. Вплив швидкостей

потоків до 10 м/с на роботу датчиків дуже малий. При наявності турбулентності, наприклад, над високотемпературним об'єктом, застосування УЗ датчиків не рекомендується. Зміщення звукових хвиль можуть призвести до похибок в реєстрації ехосигналів.

Атмосферні опади (дощ чи сніг) при нормальній щільності опадів не роблять впливу на роботу.

Поздовжні ультразвукові хвилі мають найбільш високою швидкістю поширення, яка визначається адіабатичною стисненістю β і щільністю ρ середовища:

$$C = \frac{1}{\sqrt{\beta \cdot \rho}} \quad (4.2)$$

Для твердих середовищ замість адіабатичної стисненості частіше використовується зворотна їй величина - модуль об'ємної пружності β . Тоді вираз (4.2) модифікується в такий спосіб:

$$C = \sqrt{\frac{B}{\rho}} \quad (4.3)$$

Для переважної більшості технічних середовищ швидкість поздовжніх ультразвукових хвиль є частотно незалежною величиною.

Швидкість звуку залежить від температури біологічного об'єкту, причому температурний коефіцієнт швидкості позитивний для тканин і органів, що не містять жир, і негативний для жирової тканини. З усіх м'яких тканин лише в жирі швидкість звуку менше, ніж у воді. Виняток становить тканина легень, швидкість звуку, в якій близька до швидкості звуку в повітрі і залежить від ступеня наповнення легенів повітрям.

Забарвлення об'єкта не робить ніякого впливу на відстань спрацьовування, також прозорі об'єкти зі скла або оргстекла визначаються надійно. Температура об'єкта впливає на робочий діапазон: гарячі поверхні відбивають звук гірше, ніж холодні.

Поверхні рідин відображають звук подібно твердим, гладким тілам. Слід звертати увагу на правильну орієнтацію датчика. Тканини, пористі пластмаси, вата поглинають звук, тому робочий діапазон стає менше.

При застосуванні декількох УЗ датчиків слід враховувати їх **взаємний вплив** один на одного. Для виключення взаємного впливу можна застосовувати синхронізацію датчиків, мультиплексний режим їх роботи або забезпечувати мінімально допустиму відстань між датчиками.

Синхронізація ультразвукових датчиків забезпечує одночасне

випромінювання приладами УЗ імпульсів. Для виключення взаємних перешкод синхронізацію слід рекомендувати тільки в тому випадку, коли датчики встановлені поруч один з одним і випромінюють приблизно в одному напрямку. В результаті синхронізації декілька датчиків представляються, як би одним датчиком, з розширеним конусом променевого випромінювання. Якщо включається синхронізований УЗ датчик, то об'єкт, що визначається перед включеним датчиком, може знаходитися і перед іншим УЗ датчиком, що синхронно працює з першим. Типовим застосуванням синхронізації УЗ датчиків є вимірювання рівня рідин з більш ніж двома точками перемикання.

Мультиплексний режим роботи ультразвукових датчиків. Ультразвукові датчики, які випромінюють імпульси по черзі, працюють повністю, незалежно один від одного, тому їх взаємний вплив виключається. Чим більше датчиків працює в мультиплексному режимі, тим нижче частота комутації.

4.3. Типи ультразвукових датчиків

Типи датчиків та їх назви можна визначити зі способа сканування і виду перетворювача. За типом перетворювача датчики поділяються на:

- **сектосекторні механічні** - з одно - чи багатоелементними кільцевими решітками («ASU-35CWD-2», «ASU-35-3», «ASU-35WL-7,5», «ASU-35WL-10»);
- **лінійні** - з багатоелементними лінійними решітками («UST-5512U-7,5», «UST-5710-7,5», «UST-5545»);
- **конвексні і мікроконвексні** - з відповідними решітками («UST - 934N - 3,5», «UST - 979 - 3,5», «UST - 9123», «UST - 9126», «UST-9111-5»);
- **фазовані** - з багатоелементними лінійними решітками («UST-5299»; «UST-5297»).

Робоча частота є найважливішою характеристикою датчика. Датчики працюють на стандартних частотах - 3,5; 5; 7,5 , 10 і 15 МГц. Треба прагнути використовувати датчики з більшою частотою, так як вони забезпечують більш високу якість зображення, однак слід пам'ятати, що при цьому зменшується глибина дослідження. Тому вибір частоти датчика обумовлений глибиною розташування органів і структур, що

досліджуються лікарем-діагностом.

На рис. 4.14 показані основні типи датчиків для зовнішнього обстеження. Робоча поверхня датчиків, що контактує з тілом пацієнта зображена більш темною.

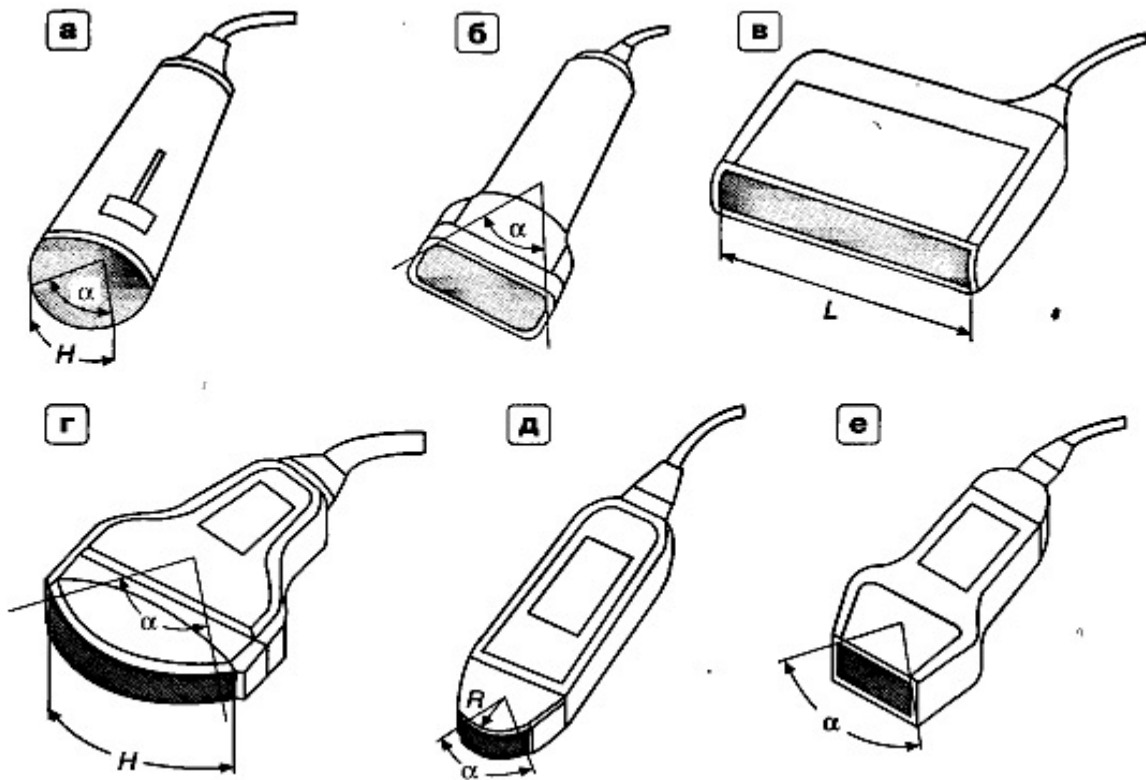


Рис. 4.14. Типи ультразвукових датчиків для зовнішнього обстеження:
а, б- секторні механічні (а - кардіологічний, б - з водною насадкою);
в - лінійний електронний; г - конвексний; д - мікроконвексний;
е - фазований секторний

У **секторних механічних датчиках** робоча поверхня (захисний ковпачок) закриває об'єм, в якому знаходиться одноелементний або кільцевий УЗ перетворювач, що переміщається по куту (рис. 4.14 (а), (б)). Обсяг під ковпачком заповнений акустично прозорою рідиною для зменшення втрат при проходженні УЗ сигналів. Основною характеристикою **секторальних механічних датчиків** крім робочої частоти є кутовий розмір сектора сканування α , який вказується у маркуванні датчика (іноді додатково дається довжина відповідної дуги H робочої поверхні). Приклад маркування: 3,5 МГц/90 °.

В **лінійних, конвексних, мікро-конвексних і фазованих (секторних) датчиках** електронного сканування робоча поверхня збігається з випромінюючої поверхнею УЗ перетворювача, яка називається апертурою, і рівна їй за розмірами. Характерні розміри апертури використовуються у маркуванні датчиків і допомагають визначитися при виборі датчика.

В **лінійних датчиках** характерною є довжина апертури L (рис. 4.14 (в)), так як вона визначає ширину прямокутної зони огляду. Приклад маркування лінійного датчика: 7,5 МГц/42 мм.

Ширина зони огляду в **лінійному датчику** завжди менше на 20-40% довжини апертури. Таким чином, якщо вказано розмір апертури 42 мм, ширина зони огляду - не більше 34 мм.

У **конвексних датчиках** зона огляду визначається двома характерними розмірами - довжиною дуги H (іноді її хорди), що відповідає опуклій робочій частині, і кутовим розміром сектора сканування α в градусах (рис. 4.14 (г)). Приклад маркування конвексного датчика: 3,5 МГц / 60° / 60 мм. Рідше для маркування використовується радіус R кривизни робочої поверхні, наприклад: 3,5 МГц/60R (радіус - 60 мм).

У **мікроконвексних датчиках** характерним є R - радіус кривизни робочої поверхні (апертури), іноді додатково дається кут дуги α , що визначає кутовий розмір сектора огляду (рис. 4.14 (д)). Приклад маркування: 3,5 МГц/20R (радіус - 20 мм).

Для **фазованого секторного датчика** (рис. 4.14 (е)) дається кутовий розмір сектора електронного сканування в градусах. Приклад маркування: 3,5 МГц/90°. Зображені на рис. 4.14 датчики використовуються для зовнішнього обстеження. Крім них існує велика кількість внутрішньопорожнинних і вузькоспеціалізованих датчиків, в яких використовуються ті ж види УЗ перетворювачів.

Оптимальним датчиком для загального застосування (рис.4.15) є конвексний датчик з частотою 3.5 МГц з фокусуванням на відстані 7-9 см.

УЗ дослідження в акушерстві. На ранніх строках вагітності – 5 МГц, у пізні строки – 3.5 МГц.

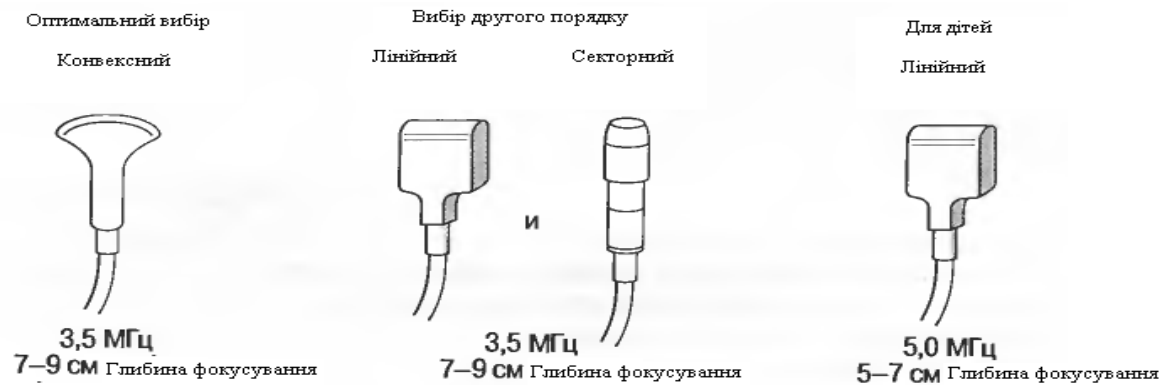


Рис. 4.15. Датчики для загального застосування

УЗ дослідження в педіатрії. 5 МГц з глибиною фокусування на 5-7 см. При дослідженні мозку новонародженого використовується секторний датчик з частотою 7.5 МГц і фокусуванням на 4-5 см.

4.4. Класифікація датчиків за областями медичного застосування

Існує ще одна класифікація датчиків за областю медичного застосування, що поділяються їх на:

1). Універсальні датчики для зовнішнього дослідження («UST-934N-3,5»; «UST-979-3,5»; «UST-9126»). Застосовуються для обстеження абдомінальної області і органів малого таза у дорослих і дітей. Використовуються конвексні датчики з робочою частотою 3,5 МГц (для дорослих) або 5 МГц (для педіатрії), ріже 2,5 МГц (для глибоко розташованих органів). Кутовий розмір сектора сканування: 40°-90° (ріже - до 115°), довжина дуги робочої поверхні - 36-72 мм.

2). Датчики для поверхнево розташованих органів («UST-5512U-7,5»; «UST-5710-7,5»; «UST-5545»): щитовидної залози, периферичних судин, суглобів і т.п.). Робоча частота - 7,5 МГц, іноді 5 або 10 МГц. Тип датчика - лінійний розміром 29-50 мм, інколи конвексний, мікроконвексний або секторний механічний з водною насадкою з довжиною дуги 25-48 мм.

3). Кардіологічні датчики («UST-944B-3,5»; «UST-978-3,5»; «UST-5266-3,5»; «UST-5299»; «UST-5293»; «UST-5297»; «UST-5280-5»; «UST-52101»; «UST-5280-5»). Для дослідження серця використовуються датчики секторного типу, що пов'язано з особливістю спостереження

через міжреберну щілину. Застосовуються датчики механічного сканування (одноелементні або з кільцевою решіткою) і фазовані електронні. Робочая частота - 3,5 або 5 МГц. Іноді для кардіології використовуються мікроконвексні датчики з частотою 3,5 (5) МГц і радіусом кривизни від 10 до 20 мм, останнім часом для обстеження серця в приладах високої якості застосовується черезстравохідний (трансезофагеальний) датчик.

4). Датчики для педіатрії («UST-935N-5»; «UST-9103-5»; «UST-992-5»; «UST-5294-5») відрізняються більшою частотою (7,5 МГц), що дозволяє отримати більш високу якість зображення. Для обстеження головного мозку новонароджених через джерельце використовується секторний або мікроконвексний датчик з частотою 5 або 6 МГц.

5). Внутрішньополостні датчики, розрізняються за областями медичного застосування: транзв'язальні («UST-945B-5»; «UST-984-5»; «UST-9124»; «UST-9118»); трансректальні («UST-657-5»; «UST-670P-5»; «UST-657-5»; «UST-660-7,5»; «UST-675P»; «UST-676P»); інтраопераційні («UST-995-7,5»; «UST-9118»; «UST-9104-5»; «UST-9116P-5»; «UST-5526L-7,5»; «UST-5531»); трануретральні («ASU-65B»); черезстравохідні («UST-5293»; «UST-5280-5»); внутрішньосудинні.

6). Біопсійні (пункційні) датчики («UST-9113P-3,5»; «UST-5045P-3,5»). Використовуються для точного наведення біопсійних або пункційних голків.

7). Вузькоспеціалізовані датчики: офтальмологічні; для транскраніальних досліджень; для діагностики синуситів, фронтитів і гайморитів; для ветеринарії.

8). Широкоплосні і багаточастотні датчики використовують широкополосний УЗ перетворювач.

9). Доплерівські датчики використовуються тільки для отримання інформації про швидкість або про спектр швидкостей кровотоку в судинах/

10). Датчики для отримання 3D - зображень.

11) Датчики для отримання 4D - зображень.

4.5. Вдосконалення конструкції ультразвукового п'єзокерамічного випромінювача

Вдосконалення полягає в розробці корпусу, втулки та прокладки під готовий перетворювач.

Ультразвуковий п'єзокерамічний випромінювач (рис.4.16), що являє собою ультразвуковий перетворювач, містить з'єднані шпилькою 11 відображуючу накладку 6, активну зону з п'єзокерамічних кільцевих пластин 12, розділених контактними пластинами 10, і хвилевід 5 з накладками 9 і насадкою 2.

Хвилепровід в зборі впирається у втулку 7 з прокладкою 8, які знаходяться в корпусі.

Корпус складається з кришки передньої 4 та кришки задньої 3, які з'єднані шурупами 15.

Електричний кабель 16 припаяний до електродів 10 та проходить через боковий отвір втулки 6 і затискається вводом кабелю 12. До іншого кінця кабелю припаюється штекер XLR3 13.

Випромінювач працює наступним чином.

На кабель 16 надходить електричний сигнал ультразвукової частоти і передається на обидві сторони п'єзокерамічних дисків 12.

За рахунок зворотнього п'єзоелектричного ефекту в п'єзокерамічному диск 12 виникають механічні коливання під дією електричного поля, яке створюється між контактними прокладками 10, які відбиваються від відображуючої накладки 6 і проходять по хвилеводу 6, який є концентратором, до насадки 2.

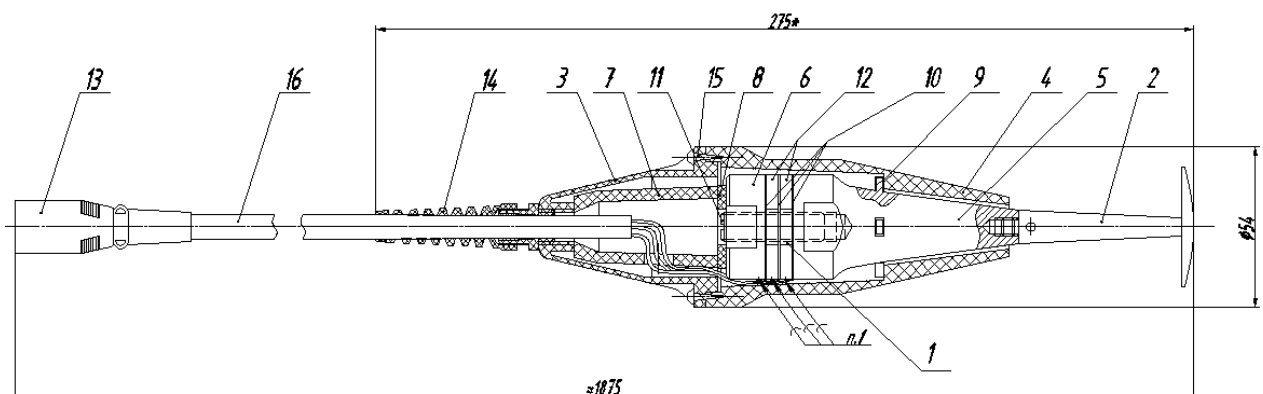


Рис.4.16 Ультразвуковий п'єзокерамічний випромінювач апарата «МИТ-11»: 1-втулка, 2-насадка, 3-кришка задня, 4-кришка передня, 5-хвилевід, 6-гайка, 7-втулка, 8-прокладка, 9-накладка, 10-контактні пластини, 11-шпилька, 12-кільце п'єзокерамічне, 13-штекер XLR3, 14-Ввід кабелю SKINTOP, 15-шуруп, 16- кабель ПВС

Хвилевід не контактує напряму з матеріалом корпусу і обмежений з ним ізолюючими гумовими прокладками 10 та 11, тому відсутня можливість втрати потужності ультразвуку через корпус.

Вдосконалення полягає в розробці корпусу, втулки та прокладки під готовий перетворювач.

Корпус та втулка виготовлені із АБС пластику (повна назва акрилонітрилбутадієнстирол) марки АБС-С ТУ 2214-004-05762347-96, який має підвищену стійкість до горіння та застосовується для виготовлення корпусів приладів, теле- і радіоапаратури, виробів технічного призначення і ТНС, які контактують з харчовими продуктами.

Прокладка виготовляється з гуми марки Пластина 1Ф-І-ТМКЩ-С₂-3 ГОСТ 7338-90 середньою твердістю, яка пом'якшує навантаження на хвилевід та дозволяє його жорстко зафіксувати в корпусі.

4.6. Недоліки конструкції датчиків та їх усунення

В залежності від вимог до точності і діапазонів роботи кожен може обрати датчик, який задовільнятиме поставленим вимогам, проте у більшості із датчиків є суттєвий недолік, який проявляється після певного часу використання, а саме перегинання кабеля біля протектора (рис. 4.17). Є кілька шляхів вирішення цієї проблеми:

- зміцнення матеріалу кабеля;
- продовження протектора;
- заміна нееластичного матеріалу.

Проте ущільнення матеріалу кабеля може привести до зменшення його гнучкості, що не є позитивним, особливо у портативних сканерах, прикладом якого є «AlokaSSD-500».

Продовження протектора не є зручним рішенням для діагностики, адже він обмежує вільний хід руки лікаря-діагноста.

Оригінальним матеріалом протекторів датчиків «AlokaUST-5669» є ABS-сополімер (акрилонітрилбутадієнстирол) та має характеристикам:

- підвищена ударостійкість та еластичність;
- нетоксичність;
- довговічність;
- стійкість до лугів і миючих засобів;
- вологостійкість;

- маслостійкість;
- кислотостійкість;
- теплостійкість 103 ° С (до 113 ° С у модифікованих марок);
- широкий діапазон експлуатаційних температур (-40 °С до +90 °С).

Однак еластичність АБС пластику значно уступає еластичності каучуку СКИ-3, який володіє наступними характеристиками:

- високий опір роздиранню і стиранню;
- діапазон робочих температур - в межах від -55 ° С до 80 ° С;
- висока еластичність по відскоку;
- висока водостійкість;
- висока електроізоляційна стійкість;
- вкрай низька стійкість до бензинів, розчинників і масел.

Порівнявши характеристики АБС-пластику із каучуком СКИ-3, можна зробити висновок, що протектор датчику може бути виконаний із СКИ-3, що знизить вірогідність згину кабеля, враховуючи, що він не потрапляє під дію бензинів, вуглецевих розчинників та масел, а є зовнішньою деталлю.

В останніх розробках датчиків товщина п'єзоелектричного елемента дорівнює 1/4 випромінюваної довжини хвилі переданої частоти. Така конструкція, безперечно, поліпшила ефективність та чутливість датчика.

Конструкції датчиків продовжують вдосконалюватися, що в більшій мірі визначає подальше покращення зображення в сучасних приладах.

Опір одного елемента перетворювача може змінюватися від 50 Ом до 10кОм, а для перетворювача загальний опір становить від 50 до 300 Ом.

Оптимальна відстань між елементами повинна бути менша, ніж половина довжини хвилі $\lambda/2$ (тобто 250 мм в при 3 МГц).

Збільшення частоти перетворювача, довжини хвилі і, відповідно, зменшення площі приводить до збільшення імпедансу елементів (зниження ємності).

У збільшенні імпедансу елементів є сильні недоліки, що ускладнюють зв'язок перетворювача з кабелем.

Для переходу від кабелю до перетворювача необхідне велике ємнісне зменшення, яке можна досягти декількома способами: зменшенням імпедансу елемента; використанням попереднього підсилювача в ручці перетворювача; використанням більш чутливого низькочастотного підсилювача.

5. РОЗРАХУНОК УЛЬТРАЗВУКОВОГО ПЕРЕТВОРЮВАЧА

5.1. Основні елементи ультразвукового перетворювача

Ультразвуковий перетворювач - це один з основних вузлів будь-якого УЗ приладу. Він входить до складу датчика і від нього суттєво залежить якість інформації, що отримується (рис. 5.1).

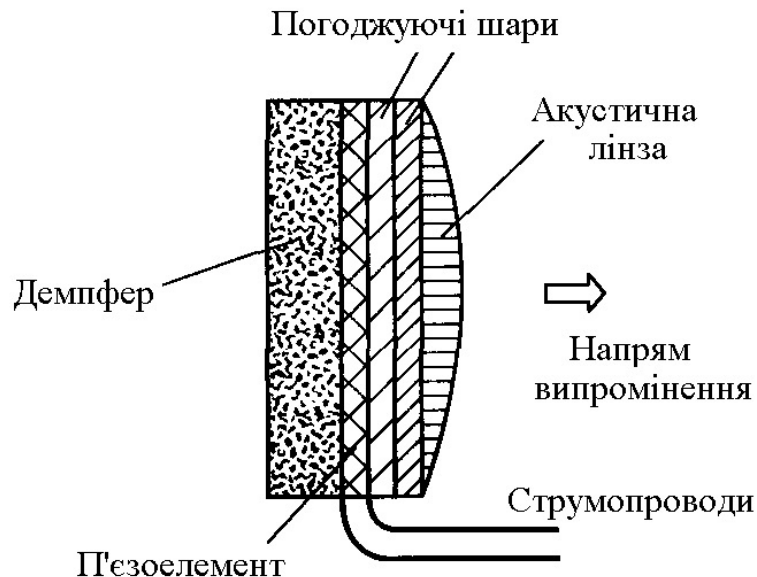


Рис. 5.1. Структурна схема ультразвукового перетворювача

УЗ перетворювач виконує такі функції:

- перетворення електричних сигналів в механічні коливання з послідовним випромінюванням їх в БТ;
- приймає УЗ ехосигнали, що відбиті неоднорідностями в БТ, та перетворює сигнали в електричні для подальшого підсилення та обробки;
- забезпечує формування УЗ променя потрібної форми, як в режимі випромінювання, так і в режимі прийому.

П'єзоелемент виготовляється зі спеціального матеріалу (часто п'єзокераміки), що володіє властивістю п'єзоефекта. Здатність перетворювати механічні (в тому числі УЗ) коливання в електричну напругу називається **прямим п'єзоефектом**. Зміна розмірів елемента під дією електричної напруги і пов'язана з цим здатність перетворювати коливання електричної напруги в механічні (УЗ) коливання називається **зворотним п'єзоефектом**. П'єзоелементи перетворюють електричні

сигнали, що поступають з електронного блоку приладу, в УЗ сигнали (зворотний п'єзо ефект). Це відбувається при випромінюванні сигналів. В процесі прийому ехо-сигналів п'єзоелементи перетворюють УЗ сигнали, що приходять до датчика, в електричні сигнали (прямий п'єзо ефект). На випромінювану поверхню п'єзоелемента і на протилежну (тильну) поверхню наносяться електроди - тонкі шари струмопровідного метала (як правило, мідь, срібло), а до них припаюються провідники - струмопроводи. По ним поступають електричні сигнали збудження в режимі випромінювання, і з них в режимі прийому знімаються ехо-сигнали, що перетворені в електричні. Від матеріала і якості виготовлення п'єзоелемента залежить така характеристика приладу, як чутливість. П'єзокераміка, з якої виготовляються п'єзоелементи, дуже крихкий матеріал, тому датчики вимагають дбайливого ставлення до себе.

У сучасних приладах все частіше знаходять застосування п'єзоелементи, що виготовлені з п'єзокомпозитів - матеріалів, окрім п'єзокераміки, що включають в свій склад органічні наповнювачі. Ці матеріали дозволяють досягти більш високих характеристик чутливості і роздільної здатності. Крім того, вони більш технологічні у виготовленні.

Демпфер. Основне призначення демпфера відповідає його назві - це часткове пом'якшення (демпферування) механічних коливань п'єзоелемента. Робиться це для того, щоб максимально розширити смугу УЗ частот, що випромінюються і приймаються датчиком, що підвищує роздільну здатність приладу. Інший обов'язок демпфера - поглинання випромінювання тильної сторони п'єзоелемента (зворотна робочій сторона, що контактує з тілом пацієнта).

Погоджуючі шари. Наносяться на робочу (випромінюючу і приймаючу сигнали) поверхню п'єзоелемента поверх електроду. Служать для узгодження акустичних опорів матеріалу п'єзоелемента і БТ, що абсолютно необхідне для того, щоб забезпечити передачу з мінімальними втратами акустичних (УЗ) сигналів від п'єзоелемента в біологічне середовище і навпаки, а отже, підвищити чутливість датчика.

Акустична лінза виготовлена з матеріалу із спеціально підібраними властивостями, фокусує УЗ промінь, тобто забезпечує мінімальну ширину променя в певному діапазоні глибини і покращує роздільну здатність. Одночасно акустична лінза виконує роль протектора - захисного шару, що захищає п'єзоперетворювач від пошкоджень в процесі роботи.

Для виготовлення УЗ перетворювача використовуються високоякісні матеріали і складне сучасне технологічне устаткування. Через це УЗ перетворювачі - це достатньо дорогі вироби, і в світі можна буквально перерахувати фірми, які уміють їх робити на необхідному рівні. Тому багато виробників УЗ приладів застосовують в своїх приладах датчики з УЗ перетворювачами, що виготовлені спеціалізованими фірмами.

Абсолютна більшість виробників УЗ діагностичної техніки використовує у своїх приладах датчики, які можуть застосовуватися в приладах тільки цієї фірми, хоча по основним характеристикам датчики різних фірм дуже близькі або просто однакові, але відрізняються конструкцією, формою, електричним роз'ємом і т.п.

Не дивлячись на загальні принципи побудови УЗ перетворювачів, існує велика кількість різних конфігурацій п'єзоелементів, які застосовуються у відповідних типах датчиків.

Можна виділити наступні основні типи п'єзоелементов:

- одноелементний;
- багатоелементна кільцева решітка;
- багатоелементні одновимірні решітки: лінійна; конвексна, або опукла;
- мікроконвексна, або опукла з малим радіусом кривизни;
- багатоелементна плоска двомірні решітка;
- багатоелементна конвексна двомірні решітка.

Перераховані вище конфігурації використовуються у датчиках, що відрізняються між собою видами сканування, режимами та роздільною здатністю.

5.2. Методика розрахунку акустичного тракту

Акустичний тракт – це шлях ультразвукової (УЗ) хвилі від випромінюючого перетворювача до біологічної тканини. При цьому ми знехтуємо заломленнями, обумовленими проходженням ультразвуку через контактний провід, безпосередньо приєднаний до п'єзоелемента, протектор, нижню частину корпусу, оскільки товщина вище перелічених елементів дуже мала і заломлення незначне.

Також у розрахунку не враховується заломлення УЗ хвиль при проходженні їх через контактне середовище. Це пов'язане з тим, що контактна рідина вибирається з міркувань якнайменшого заломлення

ультразвуку в ній.

Основним результатом розрахунку акустичного тракту є коефіцієнт послаблення акустичного тракту:

$$K_{AT} = \frac{P_{\Pi}}{P_{\text{в}}}, \quad (5.1)$$

де P_{Π} і $P_{\text{в}}$ – акустичний тиск в приймальному та випромінюючому перетворювачах, який виникає в ході випромінювання – прийому.

Коефіцієнт акустичного тракту – числова величина. Формула акустичного тракту враховує променеву картинку, характеристики спрямованості випромінювання–прийому та структурну схему акустичного тракту (акустичні характеристики та розміри середовищ, через які проходить акустичний промінь).

Оптимізація акустичного тракту полягає в отриманні такого співвідношення між сигналом, що випромінюється (частота, характеристика спрямованості, довжина зондуючого імпульса та ін.) і характеристиками акустичного тракту (згасання звуку в об'єкті контролю, матеріал перетворювача, узгоджуючі шари, характеристики акустичного контакту, границі розподілу, розміри і характер дефектів та ін.), при якому коефіцієнт акустичного тракту досягає максимального значення, при цьому не погіршуються похибка вимірювання та вірогідність контролю.

Розрахунку акустичного тракту передуює розробка його еквівалентної схеми, в яку входить розробка променевої картини, тобто хода променів в об'єкті контролю від випромінювача до приймача з урахуванням типу хвиль, усіх границь розподілу, характеристик граничних середовищ та відбивача (дефекту). Схема акустичного тракту залежить від методу контролю, типу хвиль, характеристик середовищ проходження та від самого відбивача, від заданої похибки вимірювання та вірогідності контролю.

Розрахунок акустичного тракту зводиться до наступної моделі. В результаті електричного збудження випромінювача в ньому виникає внутрішня механічна напруженість, яка розглядається як акустичний тиск $P_{\text{в}}$ в перетворювачі. Хвиля акустичного тиску, що виникла в перетворювачі, через границі розподілу розповсюджується в об'єкті контролю відповідно до характеристики спрямованості випромінювача. Дефект (відбивач), що знаходиться в акустичному полі випромінювача, стає вторинним випромінювачем зі своїм акустичним тиском

характеристикою спрямованості. Тепер роль приймача виконує первинний випромінювач. Знаходження P_{II} або $K_{A.T.}$ є головною метою розрахунку акустичного тракту. Остаточні розрахункові співвідношення коефіцієнта послаблення акустичного тракту залежать від розміру дефекту та його положення в характеристиці спрямованості випромінювання.

Еквівалентна схема акустичного тракту має такий вигляд (рис. 5.2):

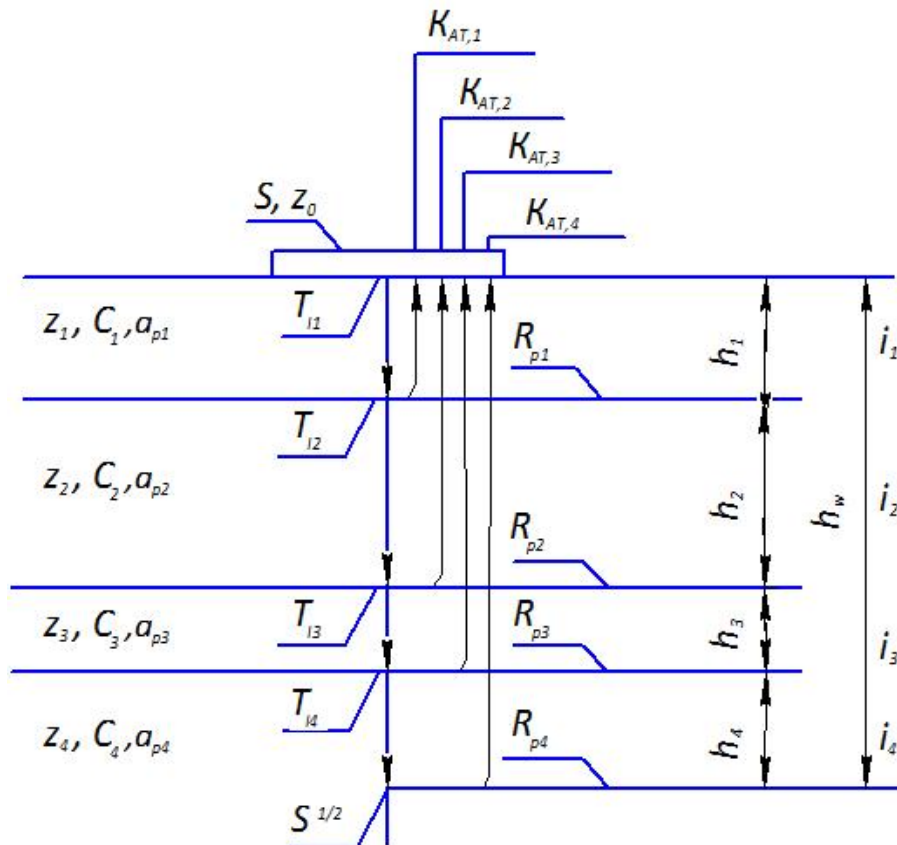


Рис. 5.2. Еквівалентна схема акустичного тракту: z_i -акустичний опір (імпеданс) i шару чи матеріалу п'єзоперетворювача, c_i -швидкість проходження ультразвуку в i шарі біологічного середовища, α_p - коефіцієнтів загасання по тиску, T_i - коефіцієнти проходження по інтенсивності в межах поділу середовищ, S - площа пластини п'єзоперетворювача, K_{AT} - коефіцієнт акустичного тракту, R_{pi} - коефіцієнти відбиття по тиску від меж поділу i - шару середовища, h_i - товщина i шару, h_w – глибина (товщина) ефективного проходження акустичного променя, $S^{1/2}$ - половинна мінімальна площа досліджуваного об'єкта (роздільна здатність сканера)

Для розрахунку акустичного тракту береться фізична модель акустичного тракту т.е фактичний зріз шарів біологічного середовища, які

входять в зону діагностики, при проходженні акустичного променя та їх відбитті (ехо-сигнали) і побудувати еквівалентну схему. Провести розрахувати кутів падіння при проходженні ультразвуку через різні біологічні шари, розрахувати імпеданс, знайти коефіцієнт проходження по інтенсивності.

Розглянемо розрахунок акустичного тракту на прикладі діагностики щитовидної залози.

5.3. Фізична модель акустичного тракту при дослідженні щитовидної залози

Одним із основних параметрів при скануванні є характер акустичного тракту, тобто як буде себе вести ультразвукова хвиля при проходженні через різні біологічні шари. В нашому випадку мова йде про дослідження щитовидної залози тому для розрахунку акустичного тракту вибрано фізичну модель, що складається з 4 основних шарів (5.3):

- шкіра
- жировий прошарок
- м'язова тканина
- щитовидна залоза

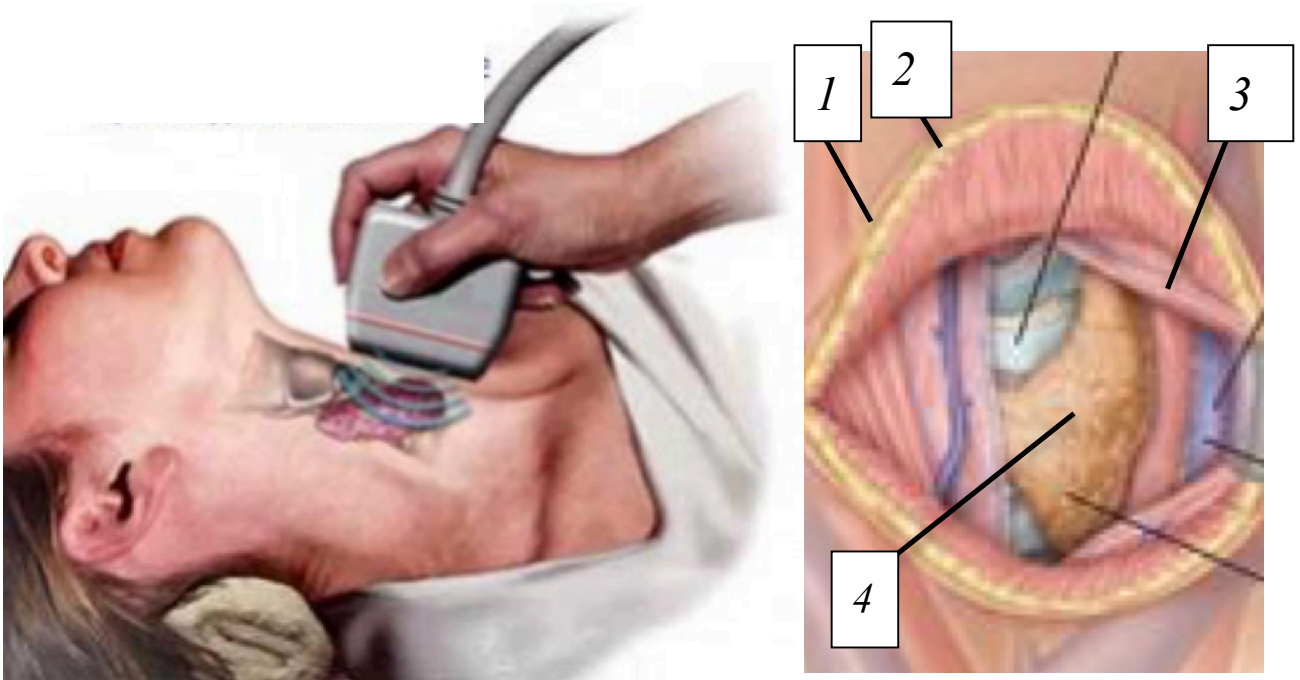


Рис 5.3. Фізична модель акустичного тракту щитовидної залози:
1- шкіра, 2- жирова тканина, 3 – м'язова тканина, 4- щитовидна залоза

Щитовидна залоза розташована на передній поверхні шиї і формою нагадує метелика. Вона охоплює спереду трахею і хрящі гортані, розташовуючись трохи нижче за щитовидний хрящ, який як щит закриває гортань. Із-за цього сусідства залоза і отримала свою назву щитовидна. У нормі щитовидна залоза у жінок має об'єм від 9 до 18 мл, а у чоловіків до 25 мл. Середня вага щитовидної залози дорослої людини складає (15-30) гр. Об'єм органу можна досить легко зміряти за допомогою сканера ультразвукового діагностичного (СУЗД).

Еквівалентна фізична модель зображена на рисунку 5.4.

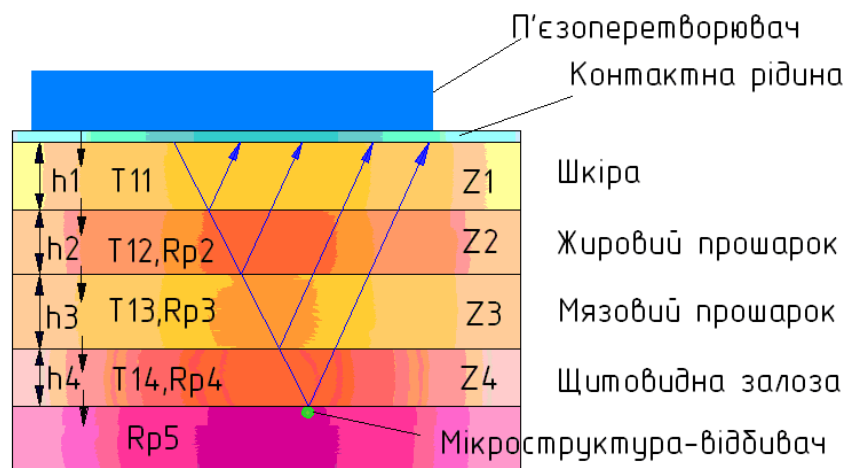


Рис. 5.4 Еквівалентна фізична модель акустичного тракту щитовидної залози: h_i - товщини шарів; z_i - імпеданси шарів; T_{li} - коефіцієнти проходження по інтенсивності; R_{pi} - коефіцієнти відбиття по тиску.

5.4. Вибір і обґрунтування робочої частоти п'єзоперетворювача

Кінцеве значення діаметру перетворювача обумовлює наявність дифракційного розподілу інтенсивності ультразвукової хвилі по аналогії з апертурною дифракцією в оптиці. В області ближнього поля пучок має практично циліндричну форму, відповідну геометрії випромінювача, і його розширення мале. Проте розподіл інтенсивності в пучку неоднорідний, оскільки тут виникають численні інтерференційні максимуми і мінімуми. В області дальнього поля пучок розходить, причому інтенсивність УЗ хвилі в пучку змінюється обернено пропорційно до квадрата відстані від

перетворювача.

Виходячи з мети (цілі) дослідження, робоча частота розроблюваного лінійного датчика для дослідження щитовидної залози дорослої людини, що знаходиться на глибині 4 см повинна бути $f_p=7,5$ МГц. Вибір такої частоти дає нам досить високу роздільну здатність в оцінці структури біологічного матеріалу щитовидної залози (ЩЗ) та достатньо невеликий коефіцієнт затухання на контрольованій глибині.

Так, як щитовидна залоза це орган, утворений м'якими тканинами, густина яких знаходиться на рівні $\rho=1060$ кг/м³, то в подальших розрахунках будемо використовувати швидкість розповсюдження ультразвуку в щитовидній залозі $c=1560$ м/с.

Розрахуємо довжину хвилі ультразвукових коливань середовища ЩЗ:

$$\lambda_{uz} = \frac{C_{uz}}{f_p}, \quad (5.2)$$

де $C_{uz} = 1,56 \cdot 10^3$ м/с - швидкість розповсюдження УЗ хвилі в щитовидній залозі. Тоді довжина хвилі буде дорівнювати 0,208 мм.

5.5. Розрахунок кутів заломлення при проходженні ультразвуку через різні біологічні шари

Еквівалентна схема акустичного тракту не враховує заломлень УЗ хвиль на межі розподілу двох середовищ.

За законом Снеліуса розрахуємо кути заломлення θ , під якими УЗ хвилі проходять через кожний шар згідно схеми акустичного тракту.

Швидкості поширення УЗ хвиль в різних біологічних середовищах (додаток) наведено в таблиці 5.1.

Таблиця 5.1. Швидкість поширення УЗ в різних біологічних середовищах

Біологічне середовище	Швидкість ультразвуку, м/с
Шкіра	1540
Жировий шар	1420
М'язи	1580
Щитовидна залоза	1560

Входження ультразвуку в біологічні тканини здійснюється приблизно під кутом від 30° до 45°. Це кути оптимального дослідження ЩЗ.

Розрахуємо на прикладі $\theta_1 = 45^\circ$ кута заломлення на межу розподілу поверхні перетворювача і шкіри (без врахування контактної рідини).

Межа перетворювач - шкіра

Кут падіння на межу: $\theta_1 = 45^\circ$.

При проходженні УЗ коливань від перетворювача до шкіри заломлення не відбувається, тому що між ними знаходиться шар контактного гелю.

Тобто: $\theta_{шкіра} = 45^\circ$

Кут заломлення на межі визначається за формулою:

$$\frac{c_n}{c_m} = \frac{\sin \theta_n}{\sin \theta_m} \quad (5.3)$$

де c_n - швидкість проходження ультразвуком n середовища;
 c_m - швидкість проходження ультразвуком m прошарку;
 θ_n і θ_m - кути відхилення ультразвуку від уявної осі перетворювача до заломлення (n) і після заломлення (m).

Межа шкіра - жировий прошарок

Кут заломлення на межі: $\theta_{шкіра} = 45^\circ$

$$\frac{c_{шкіра}}{c_{жир.прошар.}} = \frac{\sin \theta_{шкіра}}{\sin \theta_{жир.прошар.}}$$

де $c_{шкіра}$ - швидкість проходження ультразвуком шкіри;

$c_{жир.прошар.}$ - швидкість проходження ультразвуком жирового прошарку;

$\theta_{шкіра}$ і $\theta_{жир.прошар.}$ - кути відхилення ультразвуку від уявної осі перетворювача до заломлення (у шкірі) і після заломлення (у жировому прошарку).

$$\theta_{жир.прошар.} = \arcsin \left[\frac{c_{жир.прошар.}}{c_{шкіра}} \sin \theta_{шкіра} \right] = \arcsin \left[\frac{1420}{1540} \sin 45 \right] \approx 40,9^\circ$$

$$\theta_2 = 40,9^\circ$$

Межа жировий прошарок - м'язовий прошарок

Кут заломлення на межі: $\theta_{жир.прошар.} \approx 40,9^\circ$

$$\frac{c_{жир.прошар.}}{c_{мязов.прошар.}} = \frac{\sin \theta_{жир.прошар.}}{\sin \theta_{мязов.прошар.}}$$

$$\theta_{\text{мязов.прошар.}} = \arcsin \left[\frac{c_{\text{мязов.прошар.}}}{c_{\text{жир.прошар.}}} \sin \theta_{\text{жир.прошар.}} \right] = \arcsin \left[\frac{1585}{1420} \sin 40,9 \right] \approx 46,66^\circ$$

$$\theta_3 = 46,66^\circ$$

Межа м'язовий прошарок — щитовидна залоза

Кут заломлення на межі: $\theta_{\text{мязов.прошар.}} = 46,66^\circ$

$$\frac{c_{\text{мязов.прошар.}}}{c_{\text{щитовидна_залоза}}} = \frac{\sin \theta_{\text{мязов.прошар.}}}{\sin \theta_{\text{щитовидна_залоза}}}$$

$$\theta_{\text{щитовидна_залоза}} = \arcsin \left[\frac{c_{\text{щитовидна_залоза}}}{c_{\text{мязов.прошар.}}} \sin \theta_{\text{мязов.прошар.}} \right] = \arcsin \left[\frac{1560}{1585} \sin 46,66 \right] \approx 45,76^\circ$$

$$\theta_4 = 45,76^\circ$$

Отримані в результаті розрахунку приведені в таблиці 5.2.

Таблиця 5.2. Розрахунок кутів падіння

Межа	Кут заломлення ультразвуку
Первинний перетворювач - шкіра	$\theta_1 = 45^\circ$
Шкіра-жировий прошарок	$\theta_2 = 40,9^\circ$
Жировий прошарок - м'язовий прошарок	$\theta_3 = 46,66^\circ$
М'язовий прошарок – щитовидна залоза	$\theta_4 = 45,76^\circ$

5.6. Розрахунок значень акустичного опору (імпедансу)

Імпеданс розраховуємо за формулою:

$$Z = \rho \cdot c \quad (5.4)$$

де ρ – питома щільність, кг/м^3 , c – швидкість ультразвуку, м/с .

$$z_{\text{цтс}} = \rho c = 3,3 \cdot 10^3 \cdot 7,74 \cdot 10^3 = 25,54 \cdot 10^6 \text{ кг/м}^2 \text{ с};$$

$$z_{\text{води}} = \rho c = \text{кг/м}^2 \text{ с} = 1 \cdot 10^3 \cdot 1,48 \cdot 10^3 = 1,48 \cdot 10^6$$

$$z_{\text{шкіра}} = \text{кг/м}^2 \text{ с} = 1,1 \cdot 10^3 \cdot 1,5 \cdot 10^3 = 1,69 \cdot 10^6$$

$$z_{\text{жир.прошар.}} = \text{кг/м}^2 \text{ с} = 0,95 \cdot 10^3 \cdot 1,42 \cdot 10^3 = 1,35 \cdot 10^6$$

$$z_{\text{мязов.прошар.}} = \text{кг/м}^2 \text{ с} = 1,07 \cdot 10^3 \cdot 1,585 \cdot 10^3 = 1,7 \cdot 10^6$$

$$z_{\text{щитовидна_залоза}} = \text{кг/м}^2 \text{ с} = 1,07 \cdot 10^3 \cdot 1,56 \cdot 10^3 = 1,67 \cdot 10^6$$

Отримані результати занести до таблиці.

5.7. Розрахунок коефіцієнту проходження по інтенсивності

Відношення інтенсивності заломленого променя до інтенсивності променя, який падає на границю розділу шарів біологічної тканині, називається **коефіцієнтом проходження по інтенсивності**. Оскільки людське тіло складається з 80% води, то для знаходження коефіцієнту проходження по інтенсивності буде використовувати наступну формулу:

$$T_{I_цтс-протектор} = \frac{4 \cdot z_1 \cdot z_2}{(z_1 + z_2)^2} = \frac{4 \cdot 25,54 \cdot 10^6 \cdot 6,19 \cdot 10^6}{(25,54 \cdot 10^6 + 6,19 \cdot 10^6)^2} = 0,628$$

$$T_{I_протектор-шкіра} = \frac{4 \cdot z_1 \cdot z_2}{(z_2 + z_1)^2} = \frac{4 \cdot 6,19 \cdot 1,69}{(6,19 + 1,69)^2} = 0,674$$

$$T_{I_шкіра-жиров.прошар.} = \frac{4 \cdot z_1 \cdot z_2 \cdot \cos \theta_1 \cdot \cos \theta_2}{(z_2 \cdot \cos \theta_1 + z_1 \cdot \cos \theta_2)^2} = \frac{4 \cdot 1,69 \cdot 1,35 \cdot \cos 45 \cdot \cos 40,9}{(1,35 \cdot \cos 45 + 1,69 \cdot \cos 40,9)^2} = 0,981$$

$$T_{I_жиров.прошар.-мязов.прошар.} = \frac{4 \cdot z_1 \cdot z_2 \cdot \cos \theta_1 \cdot \cos \theta_2}{(z_2 \cdot \cos \theta_1 + z_1 \cdot \cos \theta_2)^2} = \frac{4 \cdot 1,35 \cdot 1,7 \cdot \cos 40,9 \cdot \cos 46,66}{1,7 \cdot \cos 40,9 + 1,35 \cdot \cos 46,66} = 0,977$$

$$T_{I_мязов.прошар.-цит.зал.} = \frac{4 \cdot z_1 \cdot z_2 \cdot \cos \theta_1 \cdot \cos \theta_2}{(z_2 \cdot \cos \theta_1 + z_1 \cdot \cos \theta_2)^2} = \frac{4 \cdot 1,7 \cdot 1,67 \cdot \cos 46,66 \cdot \cos 45,76}{(1,67 \cdot \cos 46,66 + 1,7 \cdot \cos 45,76)^2} = 0,996$$

Отримані дані зведемо в таблицю 5.3.

Таблиця 5.3 Розрахунок коефіцієнту проходження по інтенсивності

Межа	Значення коефіцієнту проходження
$T_{цтс-протектор}$	0.628
$T_{протектор-шкіра}$	0.674
$T_{шкіра-жир.прошарок}$	0.981
$T_{жир.пр.-м'яз.тк}$	0.977
$T_{м'яз.тк-цитовидна залоза}$	0.996

5.8. Розрахунок геометричних розмірів товщин п'єзоелемента та шарів

П'єзоелемент має форму прямокутної пластинки.
швидкість розповсюдження ультразвуку в п'єзоелементі: $c_{цтс} = 3300 \text{ м/с}$;
товщини шарів, що проходить УЗ хвиля:

$$h_{шкіри} = 0,4 \cdot 10^{-3} \text{ м}$$

$$h_{жир.прошар.} = 1 \cdot 10^{-2} \text{ м}$$

$$h_{мязов.прошар.} = 2 \cdot 10^{-2} \text{ м}$$

$$h_{\text{цит.залога}} = 0,4 \cdot 10^{-2} \text{ м}$$

Визначимо товщину п'єзоелемента.

Висота елементів решітки визначається з розрахунку резонансного розміру цих елементів на першій гармоніці робочої частоти:

$$h = \frac{\lambda_{\text{ПЕ}}}{2} = \frac{C_{\text{ПЕ}}}{2f} \quad (5.5)$$

Робоча частота перетворювача у даному випадку дорівнює 7,5 МГц. Тому товщина п'єзопластини, що використовується для сканування, має бути:

$$h = \frac{3300 \text{ м/с}}{2 \cdot 7,5 \cdot 10^6 \text{ Гц}} = 0,22 \text{ (мм)},$$

де $\lambda_{\text{сер}}$ - середнє значення довжини хвилі у шкірі ($\lambda_{\text{шкіри}}$),

жировому прошарку ($\lambda_{\text{жир.прошар.}}$),

м'язовий прошарок ($\lambda_{\text{мязов.прошар.}}$) щитовидній залозі ($\lambda_{\text{цит.залога}}$).

$$\lambda_{\text{сер}} = \frac{\lambda_{\text{шкіри}} + \lambda_{\text{жир.прошар.}} + \lambda_{\text{мязов.прошар.}} + \lambda_{\text{цит.залога}}}{4} \quad (5.6)$$

Щоб обчислити $\lambda_{\text{сер}}$, визначимо значення вказаних довжин хвиль за таким співвідношенням:

$$\lambda_i = \frac{c_i}{f} \quad (5.7)$$

де c_i - швидкість ультразвуку в і-тому середовищі;

f - робоча частота.

$$\lambda_{\text{шкіри}} = \frac{1540}{7,5 \cdot 10^6} = 205 \cdot 10^{-6} \text{ (м)}$$

$$\lambda_{\text{жир.прошар.}} = \frac{1420}{7,5 \cdot 10^6} = 189 \cdot 10^{-6} \text{ (м)}$$

$$\lambda_{\text{мязов.прошар.}} = \frac{1585}{7,5 \cdot 10^6} = 211 \cdot 10^{-6} \text{ (м)}$$

$$\lambda_{\text{цит.залога}} = \frac{1560}{7,5 \cdot 10^6} = 208 \cdot 10^{-6} \text{ (м)}$$

$$\text{Тоді: } \lambda_{\text{сер}} = \frac{(205 + 189 + 211 + 208) \cdot 10^{-6}}{4} = 203,3 \cdot 10^{-6} \text{ (м)}$$

Довжина ближньої зони має бути таким, щоб зона діагностики не виходила за його межі. Обчислимо максимальну глибину сканування:

$$h_{\text{сер}} = h_{\text{шкіри}} + h_{\text{жир.прошар.}} + h_{\text{мязов.прошар.}} + h_{\text{цит.залога}} = (0,04 + 1 + 2 + 0,4) \cdot 10^{-2} = 3,44 \cdot 10^{-2} \text{ (м)}$$

Період решітки п'єзоелементів розраховується (для виключення

побічних максимумів) за формулою:

$$d_n = \frac{\lambda_{ш}}{2} = \frac{C_{ш}}{f_p} = \frac{0.208 \text{ мм}}{2} = 0.104 \text{ (мм)}$$

Знаючи кількість елементів решітки перетворювача, яка рівна 512, ми можемо знайти довжину решітки:

$$L = N \cdot d_n = 512 \cdot 0.104 \text{ мм} = 53 \text{ (мм)}$$

Отже, маємо такі розміри фазованої решітки (рис. 5.5):

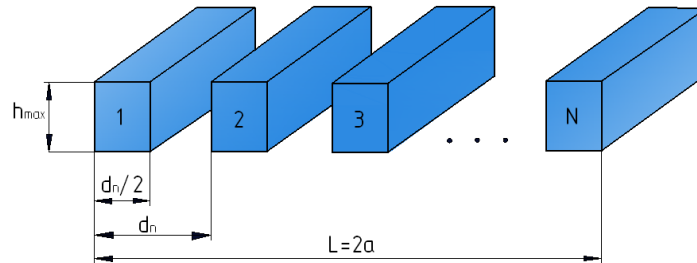


Рис.5.5. Фазована решітка

Визначимо площу пластини п'єзоперетворювача:

$$S = L \cdot a = 53 \text{ мм} \cdot 2 \cdot 5 \text{ мм} = 53 \text{ (мм}^2\text{)}.$$

Площа пластини буде 53 мм². В додатку Г приведений розрахунок діаграми спрямованості.

5.9. Розрахунок роздільної здатності

Фронтальна роздільна здатність - це мінімальна відстань Δl між двома однаковими за розмірами точковими відбивачами, що знаходяться на однаковій глибині, які сприймаються роздільно. Фронтальна роздільна здатність у ближній зоні ($h < 2.5r_{\text{обл}}$) для прямокутного перетворювача:

$$\Delta l = 0.8 \cdot 2a$$

$$\Delta l = 0.8 \cdot 2 \cdot 5 \text{ (мм)} = 8 \text{ (мм)}$$

Отже, мінімальна відстань між відбивачами має бути не менш ніж 8 мм.

Для більш точного виявлення близько розташованих дефектів використовуємо фокусування.

З метою отримання високої поздовжньої роздільної здатності по віддаленості, п'єзоелементи решітки збуджуються одиничними електричними імпульсами, що забезпечує найбільш короткі ультразвукові імпульси. Залежність від часу тиску ультразвукового імпульсу після його збудження одиничним імпульсом, називається імпульсною характеристикою ультразвукової АФАР. Просторова довжина імпульсу

відповідає часовому інтервалу τ_N і фактично визначає поздовжню роздільну здатність. Для збільшення поздовжньої роздільної здатності треба зменшувати τ_N , тобто збільшувати частоту (рис. 5.6).

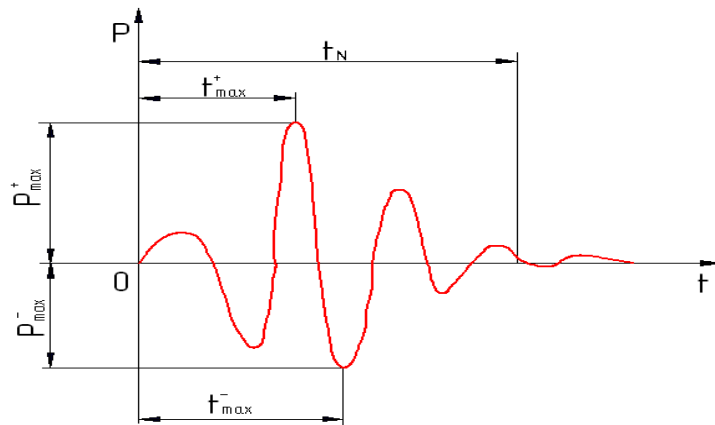


Рис.5.6. Поздовжня роздільна здатність

Виберемо поздовжню роздільну здатність $\delta D = 0,5$ мм, тоді, виходячи з умови:

$$\delta D \geq \frac{c \cdot \tau_i}{2} \quad (5.8)$$

розрахуємо $\tau_{\diamond} \leq \frac{2\delta D}{c} = \frac{2 \cdot 5 \cdot 10^{-3}}{1540} = 0,6 \cdot 10^{-6} (c) = 0,6$ (мкс)

5.10. Розрахунок коефіцієнту послаблення акустичного тракту

Формула розрахунку коефіцієнта послаблення акустичного тракту для ближньої зони має вигляд:

$$K_{a.m.} = \frac{S_{цит.} \cdot S_{перетв.} \cdot T_{I1} \cdot T_{I2} \cdot T_{I3} \cdot T \cdot R_p \cdot e^w}{\lambda_{сер} \cdot (h_1 + h_2 + h_3 + h_4)}, \quad (5.9)$$

$$e^w = e^{-2(\alpha_{p1} \cdot h_1 + \alpha_{p2} \cdot h_2 + \alpha_{p3} \cdot h_3 + \alpha_{p4} \cdot h_4)}, \quad (5.10)$$

h_i - товщина шарів; α_i - коефіцієнт загасання;

$$z = \rho_i \cdot c_i$$

Для цього розрахуємо коефіцієнт відбиття по тиску кожного із шарів та загального для всього акустичного тракту

$$R_{Р_{цит.зал-мяз.прош.}} = \frac{|z_2 - z_1|}{|z_2 + z_1|} = \frac{|1.67 - 1.7|}{|1.67 + 1.7|} = 0.03$$

$R_{Р_{цит.зал-мяз.прош.}}$ - коефіцієнт відбиття по тиску;

Загальна формула для знаходження товщини шарів, через які проходить ультразвук

$$h_i = h'_i / \cos \alpha_i, \quad (5.11)$$

де h'_i - товщина i -го шару;

α_i - кут, під яким падає ультразвук в i -тому шарі;

$h_1 = 0,04$ см - шкіра;

$h_2 = 1$ см - жирова тканина;

$h_3 = 2$ см - м'язова тканина;

$h_4 = 0,4$ см – передня стінка щитовидної залози;

$h_{\text{сум}} = (0,04 + 1 + 2 + 0,4) \cdot 10^{-2} = 3,44 \cdot 10^{-2}$ см

Визначимо загасання акустичного променя в біологічних шарах .

Коефіцієнт загасання ультразвукових хвиль при фіксованій частоті зазвичай виражається в логарифмічних одиницях - децибелах або Непером на одиницю відстані. У табл. 5.4 наведені середні значення коефіцієнта загасання ультразвуку в біологічних середовищах на частоті 1МГц.

Для біологічних середовищ важливим параметром акустичних хвиль є також гранична допустима інтенсивність ультразвуку, при якій не виявляються які пошкоджують біоефектов. Численними дослідженнями встановлено, що безпечними для біологічних об'єктів є середня інтенсивність ультразвуку менш $0.1 \text{ Вт} \cdot \text{см}^{-2}$ і енергія опромінення, що не перевищує $50 \text{ Дж} \cdot \text{см}^{-2}$.

Таблиця 5.4 Коефіцієнт загасання ультразвуку в біологічних середовищах

Біологічна канина	$K_{\text{заг}}$, дБ/см
Сиворотка	0.03
Кров	0.09
Жирова тканина	0.6
Мозок	0.9
Печінка	1.0
Стінки прямої кишки	1.2
Мязи	0.7-1.4
Серцевий м'яз	2.0
Нирка	2.5
Шкіра	3.5
Кістка	Більше 8.0
Тканини легень	30.0

Приведемо коефіцієнти загасання в залежності від виду біологічних тканин:

$$\alpha_{p1} = 400 \cdot 10^{-3} \text{ Hn/м}$$

$$\alpha_{p2} = 80 \cdot 10^{-3} \text{ Hn/м}$$

$$\alpha_{p3} = 500 \cdot 10^{-3} \text{ Hn/м}$$

$$\alpha_{p4} = 24 \cdot 10^{-3} \text{ Hn/м}$$

Визначимо коефіцієнт проходження по інтенсивності.

$$T_1 = T_{11} \cdot T_{12} \cdot T_{13} \cdot T_{14}$$

$$T_1 = 0,674 \cdot 0,981 \cdot 0,977 \cdot 0,996 = 0,643;$$

$$K_{a.m.} = \frac{0,01 \cdot 2,405 \cdot 10^{-6} \cdot 0,643 \cdot 0,03}{1,526 \cdot 10^{-4} \cdot 3,8 \cdot 10^{-2}} \cdot e^w = 8 \cdot 10^{-5} \cdot e^w;$$

$$e^w = e^{-2 \cdot 10^{-3} \cdot 10^{-2} (0,4 \cdot 400 + 1 \cdot 80 + 2 \cdot 500 + 0,4 \cdot 24)} = e^{-0,025} = 0,975;$$

$$K_{a.m.} = 7,8 \cdot 10^{-5}.$$

Залежність коефіцієнту акустичного тракту від глибини проникнення $K_{a.m.}$ показано на рис.5.7.

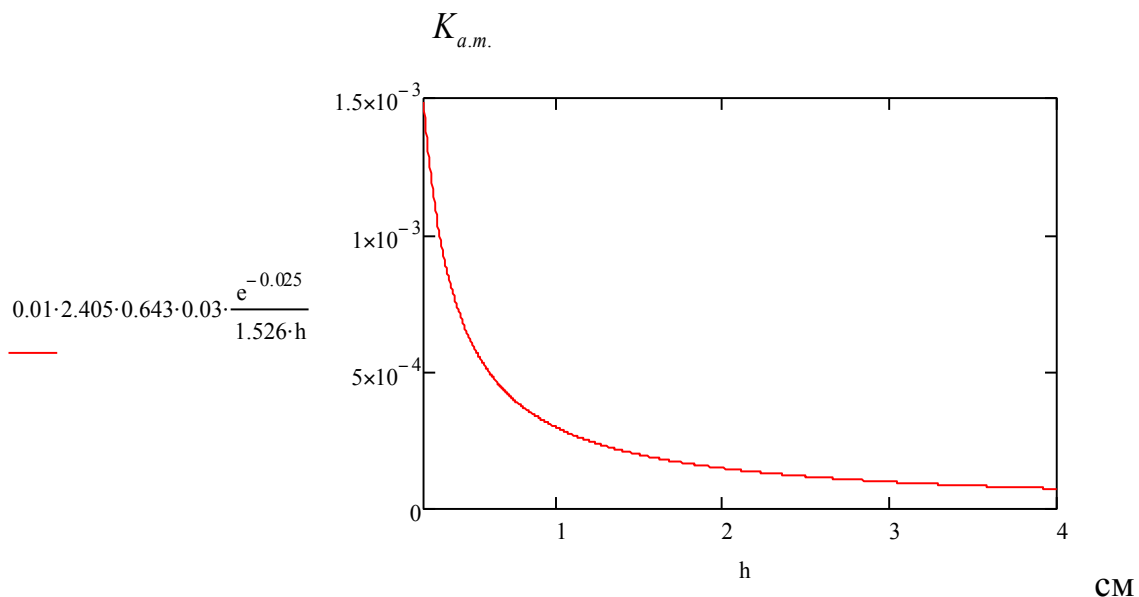


Рис.5.7. Залежність коефіцієнту загасання акустичного тракту від глибини проникнення

5.11. Розрахунок просвітлюючого шару

В якості просвітлюючого шару в конструкції передавача буде використано протектор, який водночас захищає пластину п'єзоперетворювача від пошкодження та стирання.

$$z_{цгс} = 25,54 \cdot 10^6 \text{ кг} / \text{м}^2 \text{ с}$$

$$z_{води} = 1,48 \cdot 10^6 \text{ кг} / \text{м}^2 \text{ с}$$

$$z_{пш} = \sqrt{z_{цгс} \cdot z_{води}} = \sqrt{25,54 \cdot 10^6 \cdot 1,48 \cdot 10^6} = 6,19 \cdot 10^6 \text{ кг} / \text{м}^2 \text{ с}$$

Вибираємо матеріал, який має даний імпеданс для виготовлення просвітлюючого шару сплави.

$$\lambda_{шару} = \frac{c_{шару}}{f} = 1,44 \cdot 10^{-3} (\text{м})$$

(5.12)

5.12. Розрахунок демпфера

Задачею демпфера являється гасіння енергії акустичного коливання з неробочої сторони пьезоперетворювача.

Схематичне зображення демпфера представлено на рис.5.8.

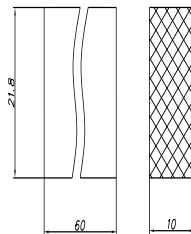


Рис.5.8. Демпфер розроблюваного лінійного датчика

Розрахунок геометричних розмірів демпфера проводиться за наступною формулою:

$$e^{-2\alpha_p \cdot h} < 0.01$$

$$h_{\max} = \frac{\ln(0.01)}{-2 \cdot \alpha_p}, \quad (5.13)$$

$$h = \frac{\ln(0.01)}{-2 \cdot 0,25} = 10 (\text{мм})$$

5.13. Електроакустичний розрахунок напруги випромінювача

Значення напруги датчика розраховується з урахуванням відбитих та прийнятих ехосигналів випромінювача:

$$U_{\Pi} = U_B gK_{AT} gK_{ПШВ} \quad (5.14)$$

U_{II} - приймальна напруга ехосигналу;

U_{III} – напруга шумової складової (шуму) відбитого ехосигналу

U_B - напруга випромінювання датчика ;

K_{AT} - коефіцієнт акустичного тракту;

$K_{ПВ}$ - коефіцієнт перетворення (для п'єзокераміки ЦТС) – 0,2...0,4;

$$\frac{U_{II}}{U_{III}} > 5;$$

$$U_{II} = 500 \text{ г} 0^{-6} \text{ В};$$

$$U_{III} = 5 \text{ г} 0^{-6} \text{ В};$$

$$K_{AT} = 7.8 \text{ г} 0^{-5}$$

$$U_B = \frac{U_{II}}{K_{AT} \text{ г} K_{ПВ}} = \frac{500 \text{ г} 0^{-6}}{7.8 \text{ г} 0^{-5} \text{ г} 0.4} = 16 \text{ В}$$

Таким чином вибираємо номінальне значення напруги випромінювання датчика $U_B = 16 \text{ В}$.

5.14. Розрахунок затримок для сканування для фазованих решіток п'єзоперетворювача

Кут огляду при обстеженні щитовидної залози, виходячи з технічного завдання складає 80^0 , отже кут відхилення променя $\pm 40^0$. Кут компенсації визначає напрям А-скану у секторі сканування. Для кожного кута компенсації потрібна своя часова затримка.

Часова затримка визначається за формулою:

$$\Delta \tau = \frac{d_n}{C_{ш}} \text{ Sin } \theta \quad (5.15)$$

для N-того елемента:

$$\Delta \tau_N = (N - 1) \cdot \Delta \tau \quad (5.16)$$

В досліджуване середовище випромінюється плоска хвиля, відхилена на кут θ_k від нормалі. Введення відповідних затримок окремих елементів решітки створює необхідний фронт хвилі (рис. 5.9).

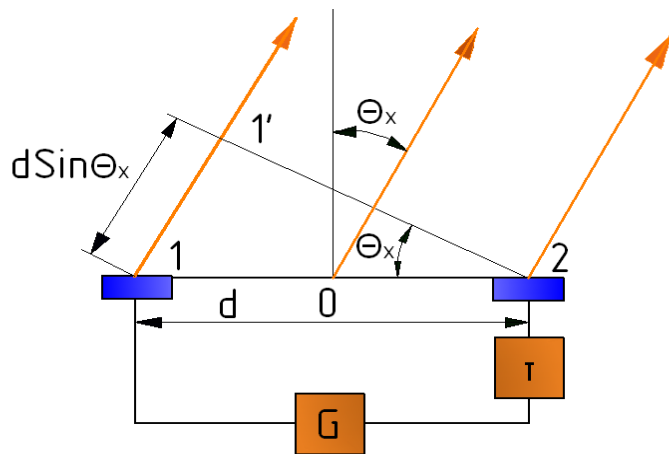


Рис. 5.9. Принцип формування фронту за допомогою решітки

Затримки для 512 елементів розраховується за формулами:

$$\Delta\tau = \frac{d_n}{C_{ш}} \cdot \sin \Theta$$

$$\Delta\tau_N = (N - 1) \cdot \Delta\tau$$

5.15. Розрахунок параметрів фокусування променів сканування

Кут огляду при обстеженні (рис.5.10), виходячи з технічного завдання складає 80° , отже кут відхилення променя $\pm 40^\circ$. Кут компенсації визначає напрям В-сканування в секторі сканування. Для більш точного виявлення близько розташованих дефектів використовуємо фокусування.

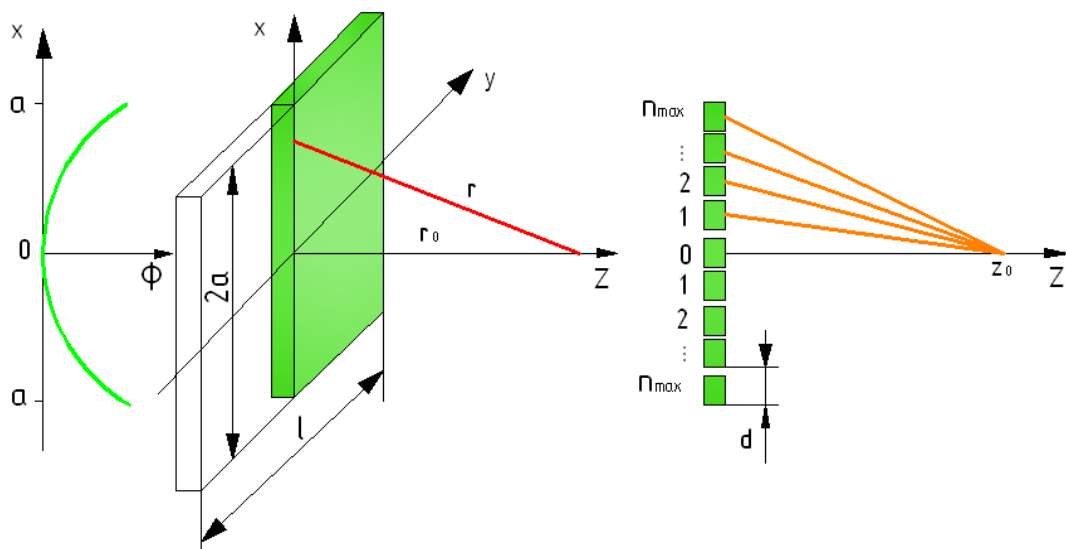


Рис.5.10. Лінійна матриця випромінювачів

Фокусування для N-того елемента визначається за формулою:

$$\Delta\tau = \frac{h^2 \cdot (N_{\max}^2 - N^2)}{2 \cdot R_N \cdot C_{\text{ш}}} \quad (5.17)$$

де R_N – фокусна відстань;

Для прикладу розглянемо наступні значення R_N :

$R_1=30$ мм, $R_2=50$, мм $R_3=80$ мм;

$C_{\text{ш}} = 1.56 \cdot 10^3$ м/с - швидкість розповсюдження УЗ хвилі в ЦЗ

Фокусування для кожного з 512 елементів розраховано за допомогою програми Excel та наведено в таблиці 5.6.

Таблиця 5.6. Фокусування УЗ хвиль для кожного з 512 елементів

N	$R_1=30$ мм	$R_2=50$ мм	$R_3=80$ мм
	$\Delta\tau$	$\Delta\tau$	$\Delta\tau$
1	137,313	82,3878	51,49238
2	137,3114286	82,38685714	51,49179
3	137,3088095	82,38528571	51,4908
4	137,3051429	82,38308571	51,48943
5	137,3004286	82,38025714	51,48766
.....
511	0,535857143	0,321514286	0,200946

5.16. Розрахунок параметрів генератора зондуючих імпульсів

На рис.5.11 показано еквівалентну схему генератора зондуючих імпульсів.

Розраховуємо максимальне значення напруги, що можна подавати на перетворювач, користуючись формулою:

$$U_{\text{MAX}} = 0.3 \cdot E_{\text{MAX}} \cdot h = 0,3 \cdot 3000 \cdot 0,2 = 180(B),$$

де E_{MAX} - максимальна пробивна напруга для п'єзокераміки ЦТС-19,
 h - висота перетворювача

Значення напруги, яке необхідно подавати на генератор ударного збудження, розраховується за формулою:

$$E = \frac{U_{\text{ВИПР}}}{0,4} = \frac{16B}{0,4} = 40B$$

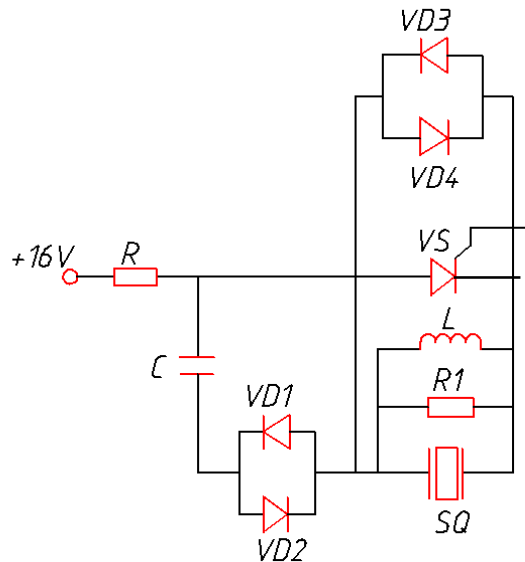


Рис.5.11. Еквівалентна схема генератора зондуючих імпульсів

$U_{\text{ВИПР}} \leq 0,4E$, тому що частково напруга конденсатора C перерозподіляється між елементами ланцюга. Для того, щоб не вивести перетворювач з ладу, необхідне виконання умови: $E < U_{\text{MAX}}$. Маємо $40B < 180B$ - умова виконується.

Для того, щоб можливо було проводити сканування на всю глибину об'єкта контролю, період заряду має бути не менше, ніж $\tau_{\text{зарядж}} > \tau_{ci} = 0,02 \cdot 10^{-6} (с)$

Для того, щоб процес зарядки виконувався за необхідний час, потрібно розрахувати значення резистора R . Значення ємності C рекомендується приймати невеликим. Виберимо значення ємності $C=4\text{мкФ}$.

$$R = \frac{\tau_{\text{зарядж}}}{C} = \frac{0,02 \cdot 10^{-6}}{4 \cdot 10^{-6}} = 0,005 (Ом)$$

Час розрядження ємності повинен бути набагато менше часу зарядження:

$$\tau_{\text{розрядж}} \ll \tau_{\text{зарядж}}$$

Час розряду залежить від паралельно з'єднаних ємностей п'єзоперетворювача C та прямого опору тиристора VS .

Ємність п'єзоперетворювача розраховується за наступною формулою:

$$C_{\text{ПЕП}} = \varepsilon_0 \cdot \varepsilon_{\text{ЦГС-19}} \frac{S}{h} = 8.85 \cdot 10^{-12} \cdot 1700 \frac{(1060 \cdot 10^{-6})}{2 \cdot 10^{-4}} = 80(\text{нФ})$$

де $S=L \cdot l$, h – площа та лінійні розміри п'єзоперетворювача типу фазова антенна ґратка (ФАГ).

Загальна ємність складе:

$$C_{\text{ФАГ}} = \frac{C_1 \cdot C_{\text{ПЕП}}}{C_1 + C_{\text{ПЕП}}} = \frac{4 \cdot 80}{4 + 80} = 3.81(\text{нФ})$$

Прямий опір тиристора $R_{VS} = 10(\text{Ом})$.

Час розряду

$$\tau_{\text{розрядж}} = C_{\text{ФАГ}} \cdot R_{VS} = 3.81 \cdot 10 = 38.1(\text{нс})$$

Відношення часу заряду, до часу розряду складає:

$$\frac{\tau_{\text{зарядж}}}{\tau_{\text{розрядж}}} = \frac{0,02 \cdot 10^{-6}}{38.1 \cdot 10^{-6}} = 0.00053$$

Робоча частота п'єзодатчика складає 7,5МГц і відповідно дорівнює:

$$f_p = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot \sqrt{L \cdot C_{\text{ПЕП}}}}, \text{ звідки знайдемо індуктивність котушки } L \text{ для заданної}$$

частоти:

$$L = \frac{1}{4\pi^2 \cdot f_{\text{ПЕР}}^2 \cdot C_{\text{ПЕП}}} = \frac{1}{4 \cdot 3,14^2 \cdot 7.5 \cdot 10^6 \cdot 80 \cdot 10^{-6}} = 0,043(\text{Гн})$$

Таким чином, ми визначили всі основні елементи та параметри генератора зондуючих імпульсів.

5.17. Розрахунок енергетичних характеристик перетворювача

Відповідно до ГОСТ 26831-86 інтенсивність УЗ коливань, що застосовуються в діагностиці, не повинна перевищувати 50 мВт/см². При такій інтенсивності випромінювання акустична потужність випромінювача буде дорівнювати:

$$W_{\text{акуст}} = W_{\text{питом}} \cdot S_n = 50 \cdot 10^{-3} \cdot 2,5 = 0,125 \text{ Вт}$$

де $W_{\text{питом}}$ - акустична потужність випромінювання, S_n - площа п'єзоблока.

Знайдемо коефіцієнт електромеханічної трансформації (для поперекового п'єзоефекту):

$$N = d_{31} \cdot E_{\text{ю1}}^E \cdot w = 1 \cdot 10^{-10} \cdot 6,4 \cdot 10^8 \cdot 0,026 = 1,7 \cdot 10^{-3}$$

де d_{31} - п'єзомодуль, $E_{Ю1}^E$ - модуль Юнга, w - питома акустична потужність випромінювання

Знайдемо еквівалентну масу:

$$M_{\dot{a}} = \frac{\rho \cdot S_{nc} \cdot l}{2} = \frac{6000 \cdot 0,1 \cdot 10^{-4} \cdot 0,034}{2} = 1,02 \cdot 10^{-3} \text{ кг,}$$

де ρ - густина п'єзокераміки, S_{nc} - площа поперекового перерізу п'єзопластини, l - довжина п'єзоблока.

Опір випромінювання:

$$Z_n = \rho \cdot v \cdot S = 6000 \cdot 3120 \cdot 8,84 \cdot 10^{-4} = 1,65 \cdot 10^4 \text{ Ом,}$$

де v - швидкість розповсюдження хвилі в 1-й п'єзоналадці, S - площа випромінювання.

Опір механічних втрат:

$$r_{\text{мв}} = \frac{2 \cdot \pi \cdot f_p \cdot M}{Q} = \frac{2 \cdot \pi \cdot 2 \cdot 10^6 \cdot 0,2 \cdot 10^{-2}}{50} = 502,4 \left(\frac{\text{кг}}{\text{с}}\right)$$

де f_p - робоча частота перетворювача, M - маса перетворювача, Q - добротність п'єзокераміки.

Добротність перетворювача:

$$r_{\text{мв}} = \frac{2 \cdot \pi \cdot f_p \cdot M}{Q} = \frac{2 \cdot \pi \cdot 2 \cdot 10^6 \cdot 0,2 \cdot 10^{-2}}{50} = 502,4 \left(\frac{\text{кг}}{\text{с}}\right)$$

Смуга пропускання:

$$2\Delta f = \frac{f_p}{Q_n} = \frac{2 \cdot 10^6}{0,4} = 5 \cdot 10^6 \text{ Гц.}$$

Електрична напруга збудження, необхідна для отримання заданої питомої акустичної потужності при резонансі:

$$U = S_{nc} \cdot \sqrt{\frac{a_p(\rho c)_B \cdot P_{a \text{ пит}}}{2 \cdot N \cdot \eta}} = 0,1 \cdot 10^{-4} \cdot \sqrt{\frac{1,02 \cdot 1050 \cdot 1540 \cdot 250}{2 \cdot 1,7 \cdot 10^{-3} \cdot 0,5}} = 4,92 \text{ В}$$

де a_p - радіус пластини, c - швидкість звука в пластині, $P_{a \text{ пит}}$ - питома акустична потужність випромінювання при резонансі, η - коефіцієнт корисної дії електромеханічний.

Таким чином, ми встановили, що енергетичні характеристики розроблюваного нами п'єзоперетворювача не перевищують допустиму інтенсивність УЗ коливань в 50 мВт/см^2 . На цьому акустичний розрахунок досліджуемого тракту завершується.

6. АУДІОМЕТРИ ТА СЛУХОВІ АПАРАТИ

До акустичних медичних приладів, що визначають стан та параметри звукосприйняття людиною відносяться аудіометри – прилади, що вимірюють стан слухової системи людини та слухові апарати, що покращують слух людини. Наука, що вивчає стан та параметри звукосприйняття людиною називається аудіометрією.

6.1. Звукова аудіометрія

6.1.1. Загальні відомості

Звукова аудіометрія визначає стан та параметри звукосприйняття людиною за допомогою звукових тестів.

Розрізняють глухоту - це повна або часткова втрата слуху. Якщо слух втрачається у визначеній смузі частот (наприклад, на частотах, вищих за 4 кГц), говорять про **недочутливість**.

Ступінь недочутливості у медичній практиці оцінюють за відстанню, з якої хворий розуміє голосну мову або шепотіння. Для практики важливо чути голосну мову на відстані. Якщо людина сприймає голосну мову лише на відстані 6 м, або розуміє шепотіння на відстані 4 м, то говорять про **малу недочутливість**.

При **середньо-тяжкій недочутливості** відстань від джерела голосної мови скорочується до 2-4 м. Якщо людина погано чує на відстані, меншій ніж 2 м, говорять про **тяжку недочутливість**. Якщо хворий не розуміє слова, які йому кажуть прямо до вуха, мова йде про **практичну глухоту**. При **повній глухоті** людина не чує і екстремально сильні звуки.

Інколи при дослідженнях, особливо у верхній частині акустичної смуги, для тестів використовують дзвін ключів, шум сірників, шум сторінок у книзі, шум води, яку наливають до склянки тощо. При таких тестах необхідно, щоб пацієнт не бачив джерела звуку. Такі дослідження проводять у випадку **тимпанофобії** (вушні шелести, гудіння у вухах).

Слухові вади за їх локалізацією поділяють на:

- 1) **передаточні** - вада на шляху від зовнішнього звуководу до овального віконця;
- 2) **перцепційні** - вади роботи волоскових клітин та волокон слухового нерва;
- 3) **центральні** - вади у центральних сходинок слухового шляху

центральної нервової системи.

Пацієнти з передаточною глухотою гірше сприймають звук, коли він переноситься повітрям, у той час як звук, що переноситься кістками (кісткова провідність), чують значно краще. Людина з нормальним слухом звук, що передається кістками, не чує, бо він маскується звуком, що переноситься повітрям. Для порівняння кісткового та повітряного сприйняття звуку використовують тест Рійне. Базу збудженого камертона прикладають до processus mastoideus (кістка, що лежить за зовнішнім звуководом вуха) і чекають, поки камертон замовкне. Після цього над звуководом знов збуджують камертон, і пацієнт визначає, у якому випадку він довше чув звук.

В нормі звучання при повітряному переносі є приблизно у два рази довшим, ніж при кістковому (цей результат позначають як «Рійне позитивний»). Якщо тривалість слухового сприйняття більша при кістковому введенні, наслідок називають «Рійне негативний». Вирішальним фактором при даному тесті є тривалість звучання, а не різниця в гучностях камертона. Якщо пацієнт визначає тривалість звучання однаково, то **тест Рійне** дає невизначений результат.

При **тесті Вебера** збуджений камертон (частота 256 або 440 Гц) базою (п'яткою) прикладається до чола або темені. Раніше п'ятка також прикладалася до зубів у відкритому роті. Людина зі здоровим слухом має симетричне слухове сприйняття. При передаточній ваді звук буде голоснішим у хворому вусі, а при перцепційній ваді - у вусі здоровому або чутливішому.

При **аудиометричному дослідженні** використовують стимул в області порогу, тобто визначають межу між ще не чутним і тільки-но вже чутним звуками. Для вимірювань порогових кривих слуху необхідно мінімізувати як звукові сигнали ззовні (транспорт тощо), так і від досліджувального пристрою (за допомогою акустичної ізоляції). Тому оптимальною є двокімнатна система, коли пацієнт знаходиться із слухавками або репродукторами в одній кімнаті, а оператор з пристроями досліджень - в іншій. Контакт між пацієнтом і лікарем-оператором здійснюється за допомогою звукоізованого вікна або телефонним каналом. Максимально допустимий фон (Фн) у кімнаті з пацієнтом становить 20 Фн у діапазоні частот від 10 до 200 Гц; 10 Фн - для смуги від 200 до 500 Гц; для вищих частот - 5 Фн.

6.1.2. Тоновий аудіометр

Звуковий аудіометр повинен забезпечувати генерування чистого тону (без гармонік) з регулюванням його частоти, причому гучність звуку або підстроюється «вручну», або змінюється програмно.

При визначенні часових характеристик слухового сприйняття встановлюється вибрана частота, і пацієнт порівнює тривалість вимірюваного сигналу з тривалістю опорного тону (від 300 до 1000 мс). Пацієнт повинен визначити, коли послідовності імпульсів мають однакову тривалість. Опорний тон можна вибирати:

- у часовій послідовності; - одночасно; - монаурально зі зміною вух;
- з двома частотами.

Гучність, до якої одна складова може бути замаскована іншою, можна вимірювати визначенням обох порогів. **Абсолютний поріг слуху** визначають, якщо один тон звучить самостійно. Далі вимірюють поріг чутливості того самого тону при одночасному звучанні маскуючого сигналу. Для цього застосовують вузькосмуговий шум, широкосмуговий шум або звук. Далі обчислюють відношення обох порогів (маскований поріг до абсолютного) у децибелах.

В **адаптограмметрії Фельдмана** протягом п'яти хвилин відтворюють тривалий тон з інтенсивністю 80 дБ. Кожну хвилину вимірюють рівень білого шуму, який потрібен для маскуванню тону. (при деяких хворобах слухового апарата змінюється рівень маскуючого білого шуму).

За типом медичного обладнання встановлюються якісні показники на технічні параметри аудіометрів (табл. 6.1). Точність досліджень звичайно забезпечується з похибкою, не більшою, ніж ± 5 дБ.

Слухавки (або сукупність репродукторів) повинні мати максимально сталу амплітудно-частотну характеристику в усьому досліджуваному діапазоні, мінімальні нелінійні спотворення і забезпечувати на зовнішньому звуководі визначений рівень акустичного тиску. При цьому неприпустимо (у випадку слухавок) випромінювання звукової енергії з досліджуваного вуха.

У противному разі виникає небезпека, що пацієнт буде сприймати сигнал іншим вухом. Важливо також забезпечити стабільне прилягання слухавок до вуха.

Табл. 6.1. Головні параметри аудіометрів

Параметр	Робоче місце		
	дільничний отоларинголог	клініка	наукові дослідження
Нижня частота, Гц	250	125	64
Максимальне значення нелінійних спотворень, %	0,1	0,05	0,02
Мінімальний рівень шуму, дБ	- 60	- 66	- 74
Вихід сигналу на:	слухавки	слухавки	вільне звукове поле

Втрату слуху визначають таким чином: для окремих частот поступово збільшують інтенсивність звуку, доки не буде досягнуто порогової чутливості.

6.1.3. Аудіограма

Аудіограмою називають графічне зображення порогової чутливості окремих тонів. На горизонтальній осі частоти зображують в октавах, на вертикальній - виміряні рівні інтенсивності звукового поля - у діапазоні від мінус 20 до +100 дБ. Результати для лівого вуха наносять синім кольором, для правого - червоним. На частотах помічають, яка провідність (кісткова чи повітряна) і звідки подається сигнал (справа чи зліва). Найважливіші символи наведено на рис. 6.1 внизу.

Приклад аудіограми молодій людини з нормальним слухом наведено на рис. 6.1 ліворуч. Порушення повітряного переносу ілюструє аудіограма у правій частині рис. 6.1.

Для слуху з передаточною вадою криві для повітряної передачі значно посунуті по відношенню до кривих з кістковою передачею. Типове **кохлеарне (перцепційне) порушення** проявляється зсувом обох кривих (для повітряної і кісткової передачі) до області високих інтенсивностей, особливо для частот, вищих 2 кГц.

Тому в цьому випадку значно зменшується розбірливість мови (хворі з нерцепційною вадою «чують», але не «розуміють»). Аудіограму двосторонньої нечутливості перцепційного тину наведено на рис. 6.2. При

перцепційних порушеннях слуху пошкоджені нервові клітини слухового аналізатора, і має місце вада передачі звуку як повітрям, так і кістками (тест Ріпне - позитивний).

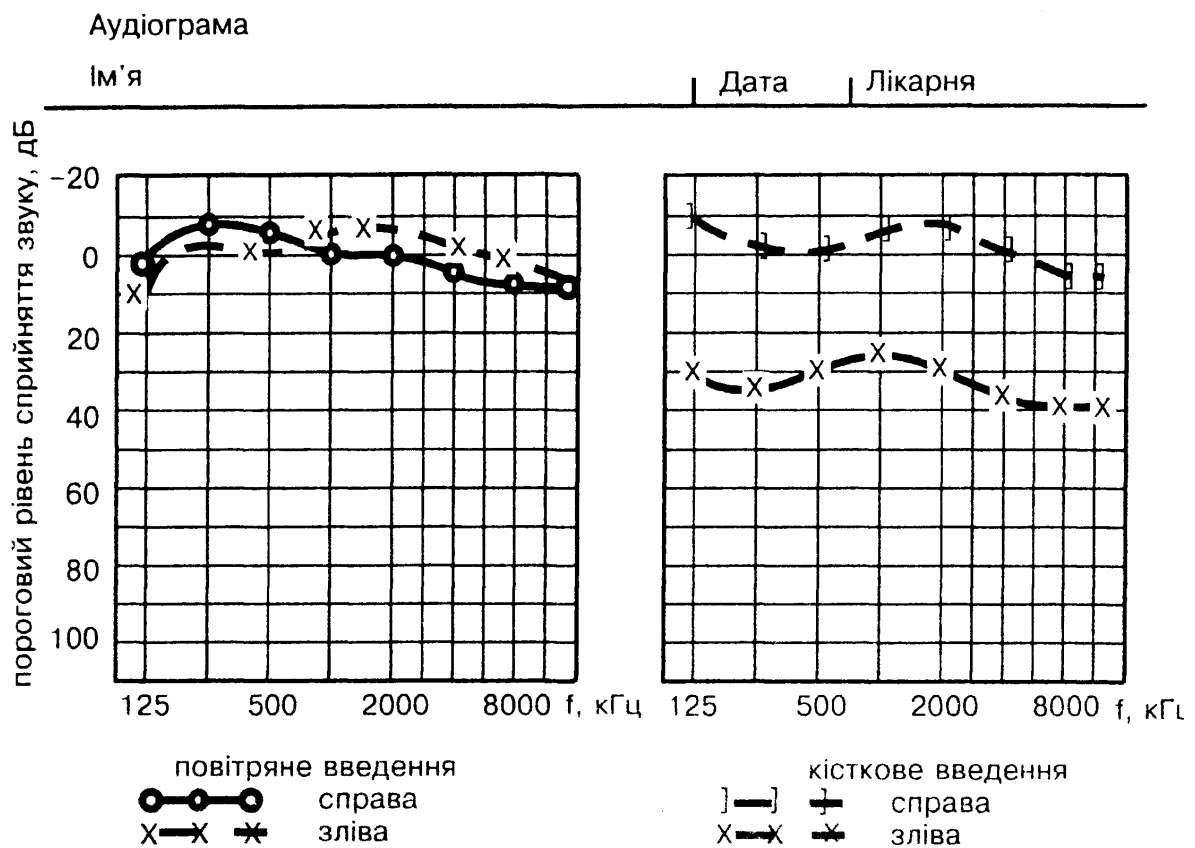


Рис. 6.1. Аудиограма, типовий вигляд

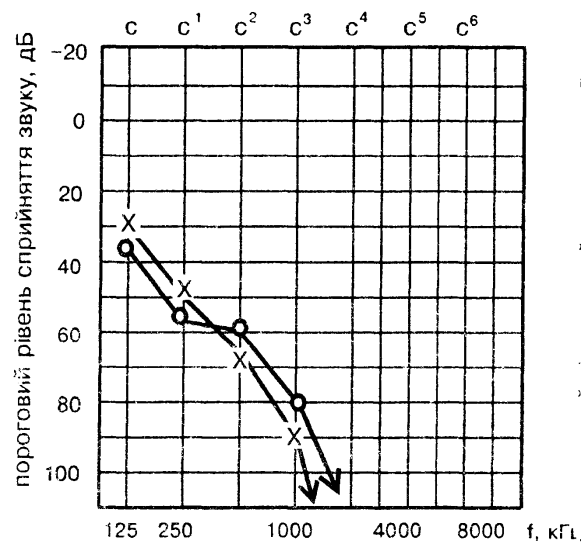


Рис. 6.2. Аудиограма двосторонньої недочутливості перцепційного типу

Тяжка недочутливість або **повна глухота** може бути вродженою або придбаною. Найчастіше недочутливість з'являється після травми, вживання деяких ліків. Іноді слух погіршується поступово, іноді дуже швидко, що призводить до повної глухоти. У випадку вродженої тяжкої недочутливості дуже виразні дефекти розвитку мови. Приклад аудіограми глухонімого наведено на рис. 6.3.

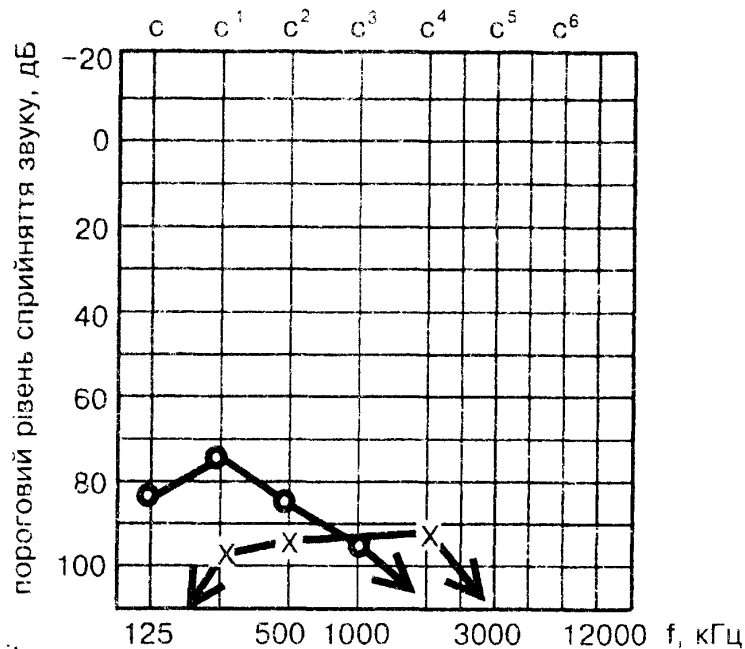


Рис. 6.3. Приклад аудіограми глухонімого

Якщо аудіометр дозволяє провести вимірювання як при неперервній, так і при перервній стимуляції, то аудіометричні криві для обох випадків можуть дуже відрізнитися (особливо в області високих частот). Це має місце, наприклад, у випадку кохлеарних порушень.

6.1.4. Аудіометр Бекеші

В аудіометрі Бекеші амплітуда тестових тонів послідовно змінюється стрибкоподібно із швидкістю, вибраною дослідником: 2,5 дБ/с або 5,0 дБ/с. Для зміни частоти стрибками звичайно використовують частоти: 500 Гц; 1 кГц; 2 кГц; 3 кГц; 4 кГц; 6 кГц; 8 кГц.

Пацієнт слухає звук у слухавках та рукою керує інтенсивністю тестових тонів між «Чутно» і «Нечутно». Крім того, можна перемкнути напрямок зміни інтенсивності. Сприйняті рівні реєструються в діаграмі

так, що із зменшенням гучності олівець рухається донизу.

Частота окремого тестового тону залишається постійною протягом вибраного часового інтервалу (в залежності від ступеня пошкодження слуху цей інтервал становить 0,5 - 2 хвилини).

Приклад аудіограми із стрибкоподібною зміною частоти наведено на рис. 6.4.

Вимірювання для одного вуха тривають близько 5 хвилин. За рахунок стомленості (адаптація на довготерміновий звук), особливо на високих частотах, вимірювання показують меншу чутливість слуху, ніж є реально.

Тому аудіограма з перервною стимуляцією визначає більшу чутливість, ніж аудіограма з неперервною стимуляцією.

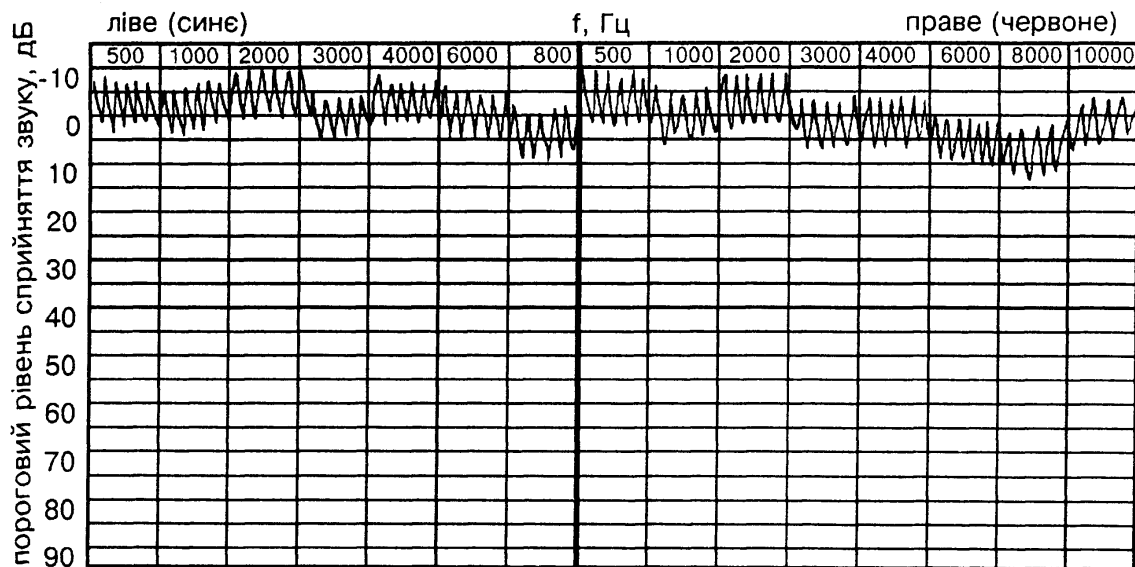


Рис. 6.4. Аудіограма із стрибкоподібною зміною частоти

Межі стрибків кривих (рис. 6.5) залежать як від пацієнта (часу його реакції), так і від встановленої швидкості зміни інтенсивності тону в аудіометрі Бекеші.

Верхній екстремум визначає пацієнт натисканням перемикача «ЧУЮ» (і цим автоматично починається зменшення інтенсивності тону). Нижня точка реєструється, якщо пацієнт відпустить перемикач (це викликає автоматичне збільшення інтенсивності).

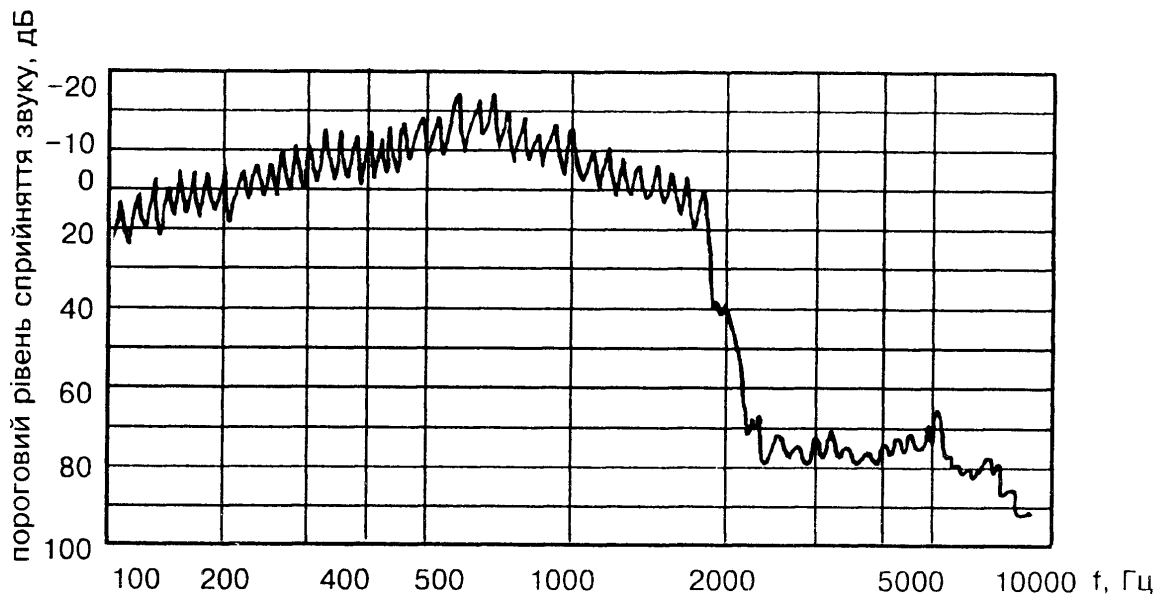


Рис. 6.5. Межі стрибків кривих на аудіограмі Бекеші

У **недочутливості з віком** зменшення гостроти слуху є наслідком порушень периферійної та центральної слухових перцепцій. Вплив цих двох перцепцій окремо за допомогою аудіометрії надійно визначити неможливо.

6.1.5. Аудіометрія мовна

Важливим додатком до попередніх досліджень є мовна аудіометрія. З пам'яті пристрою відтворюють **фонетично виважені частини мови** (числа, склади, слова, речення) і тестують пацієнтів із слухавками на вухах. Низькочастотний підсилювач мусить бути каліброваним у децибелах, бо розуміння мови значною мірою залежить від гучності звуку.

Відношення кількості вірно сприйнятих фонетичних елементів до їх загального числа (вони утворюють безсенсові сукупності) називають **роздільною здатністю**. Від цієї величини важливо відрізнити **розпізнавальну здатність**, яка є мірою вірного розпізнавання чисел, слів, речень, змістовної сукупності.

Для числової оцінки роздільної здатності використовують 10 сукупностей по 10 дворозрядних чисел (наприклад, 42, 35, 97, 17, ...). Для оцінки односкладової роздільної здатності використовують 20 сукупностей по 20 односкладових слів. Аналогічно для дво- і п'ятискладової роздільних

здатностей.

Найчастіше при словній аудіометрії використовують сукупність із 100 слів, поділених на 10 груп. Гучність усіх слів декади стала і регулюється від порогових рівнів до максимальної гучності.

Приклад слів, що вживаються:

- 1) лак - мак, прах - страх, міст - зміст, дол - вол, ...;
- 2) мушка - грушка, служка - дружка, ...;
- 3) робота, субота, глухота, ...;
- 4) затемнення, замислення, замикання, виконання, ...

Залежність складової роздільної здатності від гучності наведено на рис. 6.6. Для нормального слуху криві: А - для чисельної, В - для словної роздільної здатності.

Для вади передачі - крива С, що посунута до високих частот. Для нерцепційної вади (крива D) цей зсув ще більший. Крім того, крива D має меншу крутизну. На максимумі відбувається зменшення на 35% (у даному випадку) роздільної здатності.

Роздільна здатність речення (з урахуванням сенсу повідомлення) завжди нижча, ніж словна. Типову залежність наведено на рис. 6.7.



Рис. 6.6. Залежність роздільної здатності від гучності: чисельної (А); словної (В); при передаточній ваді (С); при нерцепційній ваді (D)

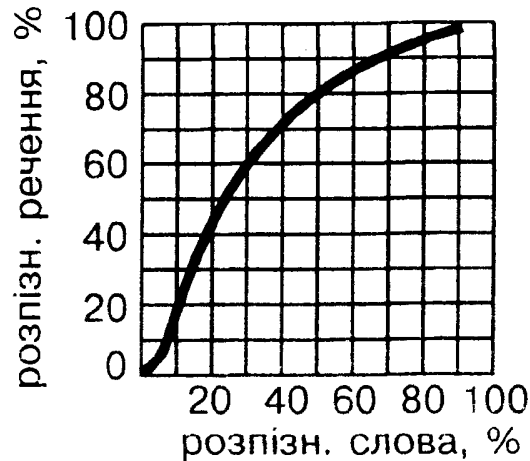


Рис. 6.7. Роздільна здатність слуху при сприйнятті речень

Приклад речень, що використовуються: Міла є мила; милася Міла ... Іноді при встановленні роздільної здатності речень також перевіряють (крім гучності) вплив висоти та тембр голосу людини, що говорить. Також штучно деформують стимуляцію підімкненням смугових фільтрів або збільшують вимоги до роздільної здатності **фонетичною деформацією** (речення прискорені, із змінними призвуками тощо), або **семантичною деформацією** (речення без ясного сенсу тощо).

Більш ніж 30 років тому були розроблені **тести бінаурального синтезу**. Їх базою є поділ частотного діапазону на дві смуги:

- 1) глибока смуга (від 500 до 800 Гц);
- 2) висока смуга (від 1500 до 2500 Гц).

У високій смузі знаходяться головні форманти вокалу, форманти більшості приголосних вилучені. Пацієнту задають питання. При цьому глибоку смугу підводять до правого вуха, високу - до лівого. Оцінюється роздільна здатність (на базі відповіді) для різних гучностей. У цьому тесті використовують інтегрування сприйняття з обох слухових органів.

6.1.6. Імпедансна аудіометрія

В імпедансній аудіометрії за допомогою електроакустичного моста на базі падаючого та відбитого акустичних сигналів **вимірюють акустичний імпеданс** (його модуль, або реальну та уявні складові, або їх зміни).

При вимірюванні акустичного імпедансу зонд повністю закриває зовнішній звуковод. За рахунок акустичного стимулу виникає контракція

стрем'ячкового м'яза та натягувача мембрани, що веде шляхом від механічного опору системи «мембрана - слухові кістки» до зміни акустичного імпедансу.

Рефлекси стрем'ячка виникають завдяки не тільки акустичним збудженням, але й тактильним збудженням (вживають при сильній недочутливості), причому з протилежного боку (контралатерального) або на тому ж боці (іпсилатерального). У минулому збуджували протилежне вухо тонами 500, 1000, 2000 та 4000 Гц (з інтенсивністю 70-90 дБ), оскільки рефлекс м'язів середнього вуха - білатеральний.

У наш час використовують збудження з того ж боку і звичайно тоном 220 Гц. Виміряне значення акустичного імпедансу нині досі визначають в акустичних омах та в акустичній пружності (в кубічних сантиметрах).

Для клінічної практики має значення відносна зміна акустичного імпедансу до значення у стані спокою при зміні тиску повітря у звуководі в разі надходження звуку визначеної інтенсивності.

Зміна акустичного імпедансу відбувається не тільки за рахунок мембрани (робота м'язів середнього вуха, особливо m.stapedius), але й залежить від стану вушних кісток.

Тимпанометрія - це непрямий метод вимірювання пружності мембрани і системи слухових кісток при позитивному, нормальному та негативному тисках у звуководі (по відношенню до атмосферного). У наш час зміну акустичного імпедансу визначають при штучно змінюваному тиску повітря у зовнішньому звуководі (звичайно від мінус 400 до +400 мм рт. ст.).

Тимпанограма графічно відображає значення акустичної провідності в мілісіменсах (мСм) у залежності від тиску повітря у зовнішньому звуководі. Тимпанограма має в нормі максимум при звичайному значенні атмосферного тиску (відповідає 0 мм рт. ст.). При зменшенні (-) або збільшенні (+) тиску зменшується акустична провідність (а також гнучкість).

Зміна норми тимпанограми відбувається:

- 1) при деяких захворюваннях (наприклад, блокада євстахієвої труби);
- 2) при порушеннях передачі.

Якщо апарат середнього вуха пошкоджений, має місце збільшення імпедансу передаточного пристрою. До хвороб такого типу належить

отосклероз (проявляється виразними змінами в тимпаногамі).

Отосклероз має дві форми. У стрем'ячкової - росте новоутворена кістка, яка зростається зі стрем'ячком. Стрем'ячко фіксується, внаслідок чого виникає передаточна недочутливість.

Кістковий слух на пошкодженому вусі кращий, ніж при повітряному переносі.

При лабіринтовій формі отосклерозу склеротична область знаходиться у безпосередній близькості від лабіринту і викликає дегенеративні зміни в органі Корті, що проявляються у перцепційній недочутливості.

Отосклероз починається повільно, майже непомітно - звичайно у віці від 8 до 10 років. Головною ознакою його є глуховатість, на яку хворий скаржиться переважно між 20 та 30 роками життя. Жінки хворіють на цю хворобу в 4 рази частіше, ніж чоловіки. Під час вагітності хвороба часто загострюється, або тільки тоді стає помітною. Майже завжди отосклероз супроводжується вушними шумами.

Важливими характеристиками тимпаногам є крутизна і монотонність кривої та її асиметрія.

Для оцінки патології слухового пристрою важливо знати градієнт акустичної пружності при зміні тиску повітря. Вимірюють зміну акустичного імпедансу поблизу вершини тимпаногам при зміні тиску повітря ± 50 мм рт. ст. Приклад наведено на рис. 6.8. Норма - значення градієнта становить близько 40% пружності.

Якщо у просторі середнього вуха є рідина, градієнт може зменшитися до значення, меншого, ніж 10%. Але він може і перевищити 80% (наприклад, при перфорації мембрани).

Патологічна втрата пружності призводить до зменшення градієнта і навпаки. Але необхідно мати на увазі, що градієнт (а також крутизна тимпаногам) може залежати від типу використаного акустичного пристрою, а тому застосування градієнтних методів для діагностичних цілей дуже проблематичне.

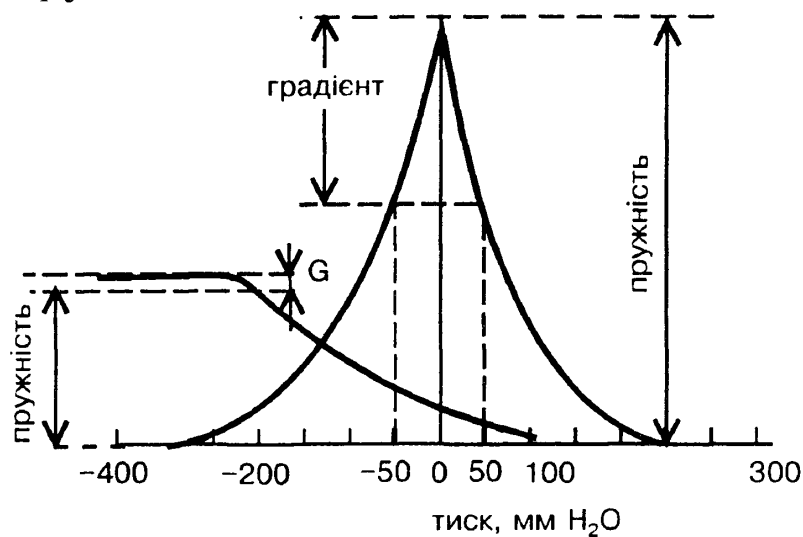


Рис. 6.8. Приклад тимпанограми людського вуха

6.1.7. Імпедансний аудіометр

Структурна схема імпедансного аудіометра складається з трьох блоків, які забезпечують виконання наступних операцій:

1). **Генерування звукової хвилі**, яка досягає мембрани. У тоновому осциляторі одержують звуковий гармонічний сигнал звичайно з частотою 220 Гц (у деяких вимірюваннях 660 Гц). Додамо, що в останній час оцінюють середнє значення імпедансу в деякому частотному діапазоні. Рівень тону регулюють в залежності від необхідного акустичного тиску. Звукова хвиля випромінюється за допомогою малого репродуктора до мембрани, де звук частково адсорбується, а частково відбивається.

2). **Вимірювання відбитого звуку**. Відбита звукова хвиля призводить до збільшення акустичного тиску в акустичному каналі. Це збільшення акустичного тиску фіксує вимірювальний мікрофон. Підсилена вихідна напруга (тобто вихідна напруга мікрофонного підсилювача) звичайно порівнюється з еталонним значенням акустичного тиску (наприклад, тиском порогу чутливості). Значення інтенсивності відбитої хвилі залежить від стану системи «мембрана - слухові кістки». В нормальних умовах акустичний тиск повинен бути у межах від 70 до 90 дБ над порогом чутливості. При недочутливості рівень акустичного тиску збільшується (максимально до 130 - 140 дБ).

3). **Встановлення визначеного тиску в зовнішньому звуководі**

виконують за допомогою помпи (тиск вимірюють манометром). Звичайно тиск встановлюють у межах від мінус 400 до +400 мм рт. ст. (сучасні пристрої дозволяють поступову зміну тиску).

Сам статичний акустичний імпеданс середнього вуха Z_a є комплексним значенням, середнім для двох тисків повітря. У клінічній практиці найчастіше (для даного низькочастотного тестового тону) вимірюють такі два значення акустичного імпедансу:

Z_{aT1} - при підвищеному тиску повітря +200 мм рт. ст.,

Z_{aT2} - при навколишньому атмосферному тиску (0 мм рт. ст.).

Тоді акустичний імпеданс Z_a обчислюють за допомогою виразу

$$Z_a = \frac{Z_{aT1} \cdot Z_{aT2}}{Z_{aT1} - Z_{aT2}}. \quad (6.1)$$

Електроакустичні мости, що використовували раніше (наприклад, у 60-х роках «Madsen Z061»), дозволяли вимірювати лише абсолютне значення цього імпедансу (не вимірюючи його фазу). Пристрої нової концепції (принцип квадратурної демодуляції у частотній області для відбитого сигналу наведено на рис. 6.9) дозволяють вимірювати складові акустичного адмітансу Y_a : тобто G_a і B_a .

Оскільки акустичний адмітанс Y_a є зворотним до імпедансу Z_a , вірно

$$\frac{1}{|Z_a|} = |Y_a| = \sqrt{B_a^2 + G_a^2}, \quad (6.2)$$

де $B_a = B_{a(T2)} - B_{a(T1)}$; $G_a = G_{a(T2)} - G_{a(T1)}$. (6.3)

Слід відзначити, що у медичній літературі досі вживають застарілі одиниці вимірювання (типовим прикладом є вимірювання тиску крові). Нагадаємо, що еквівалентні елементи механічних систем (імпедатор для механічного імпедансу, еластор для еластичності) однозначно пов'язані з відповідними акустичними величинами. Так, між механічним опором Z_m та акустичним Z_a вірно співвідношення

$$Z_a = \frac{Z_m}{S^2} [\text{кг/с} \cdot \text{м}^2], \quad (6.4)$$

де S - ефективна площа мембрани.

Аналогічно для механічної пружності $C = \xi / F$ [м/Н] отримуємо акустичну пружність

$$C_a = \frac{\xi \cdot S}{p} [\text{с}^2 \text{м}^4 / \text{кг}]. \quad (6.5)$$

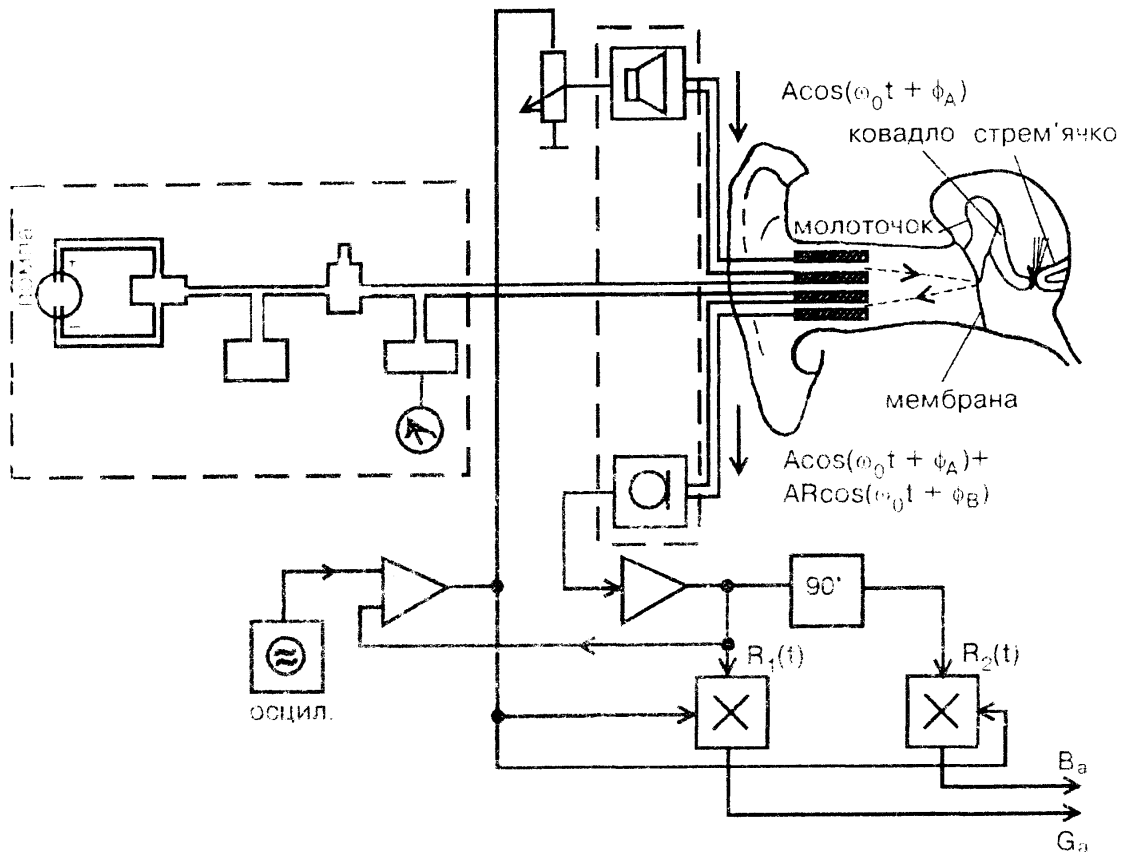


Рис. 6.9. Схема вимірювань акустичного імпедансу вуха

У попередніх виразах ξ - еквівалентне відхилення мембрани, тому добуток $\xi \cdot S$ репрезентує об'ємний зсув, p - акустичний тиск. F - сила, яка діє на мембрану.

Нагадаємо, що еластичність $E = \frac{1}{C} [\text{кг/с}^2]$ в еквівалентній схемі замінюють еластором.

Якщо відомий статичний опір при атмосферному тиску повітря у зовнішньому звуководі, то вимірювання зі змінним тиском повітря (тобто при негативних і позитивних відхиленнях) дозволяє оцінити наявність патологій. На рис. 6.10 вказано (заштриховано) область, до якої належать нормальні тирпанограми. Хірургічне видалення стрем'ячка (стапектомія, стапедектомія) репрезентоване екстремальним збільшенням пружності поблизу 0 мм рт. ст. (переніс звукових хвиль виконує відповідно підготовлена кістка або протез).

Протези з пластичної речовини можуть впливати як чужорідне тіло та викликати лабіринтиту (непрацездатність лабіринту). Після операцій

стрем'ячка (стапедопластика) слух покращується у 90% випадків, але в літературі наводять дані, що у 1 - 2% випадків слух погіршується внаслідок пошкодження внутрішнього вуха.

Якщо в системі «мембрана - слухові кістки» зменшена пружність, одержимо тимпанограму з меншою амплітудою, що відповідає тому, що є додатковий тиск у середньому вусі, вершина тимпанограми посувається до області негативних тисків (рис. 6.10 зліва).

В лікарській практиці вживають крім терміна «тимпанометричні дослідження» ще й синонім «дослідження імпедансу середнього вуха».

На рис. 6.11 наведено тимпанометричні діапазони для дійсної провідності (G) та уявної провідності (B) при частотах 220 та 660 Гц, що визначені дослідниками у США.

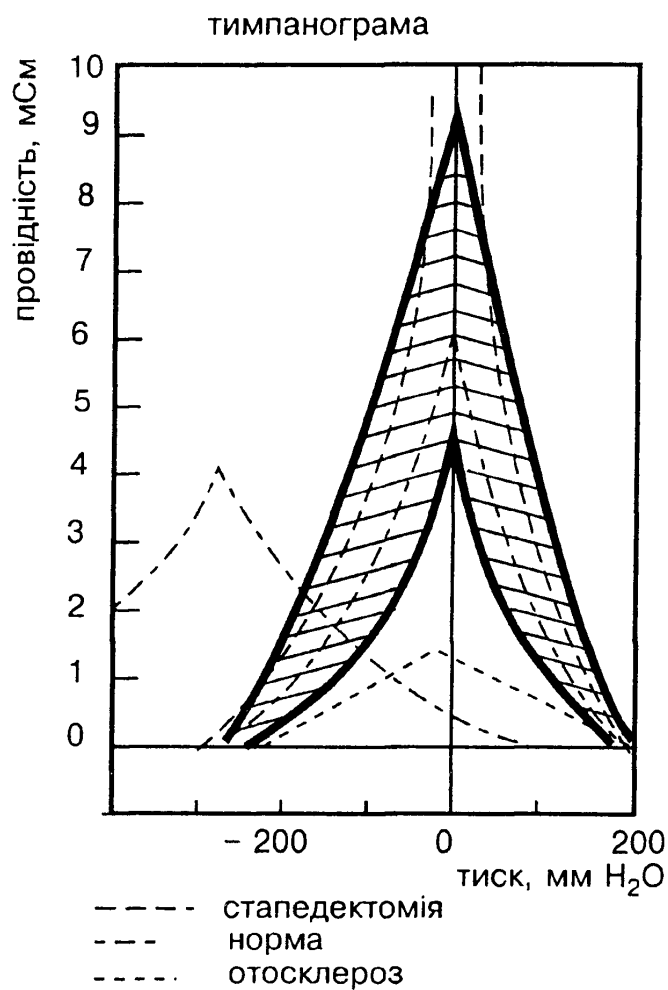


Рис. 6.10. Нормальні (заштрихована область) та патологічні (перервні лінії) тимпанограми вуха

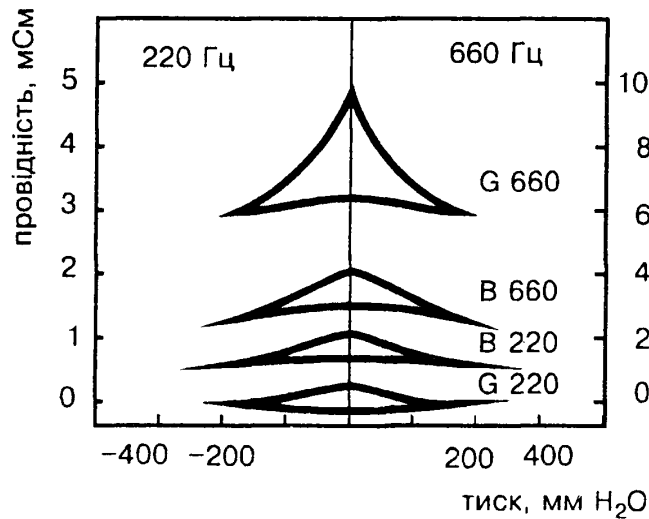


Рис. 6.11. Типові тимпанометричні діапазони для дійсної (G) та уявної (B) складових провідності вуха

Наслідки вимірювань акустичного опору та пружності наведено на рис. 6.12 як для нормального слухового органа, так і для двох патологій. Для акустичної пружності на цьому рисунку за одиницю прийнято еквівалентний об'єм повітряної комори. На акустичному опорі видно частотну залежність не тільки для випадку отосклерозу, але і при відсутності молоточка.

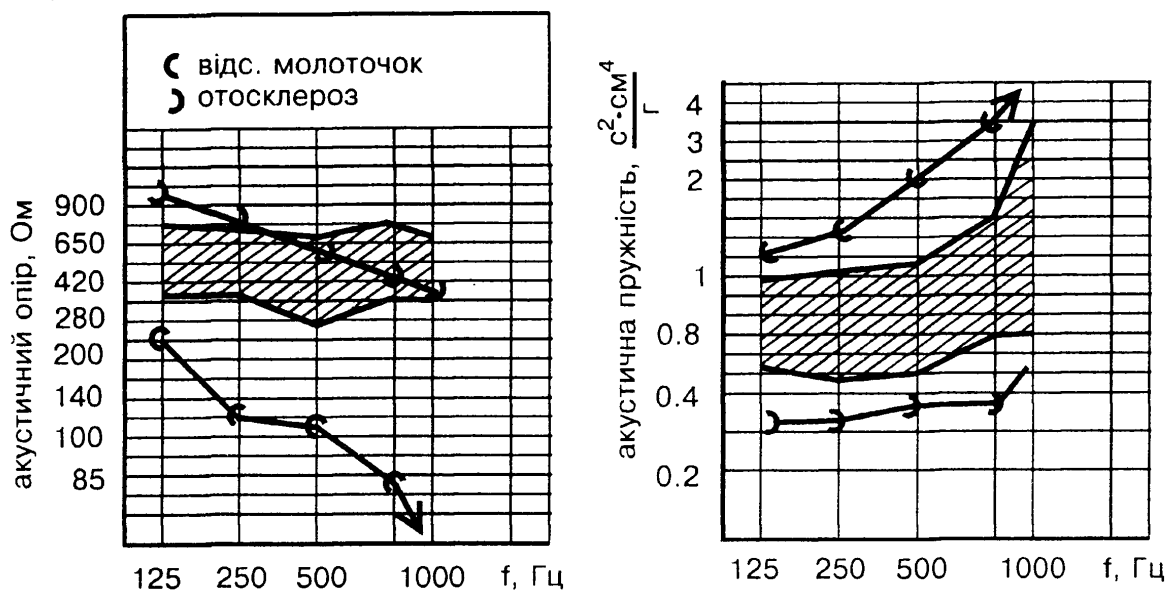


Рис. 6.12. Результати вимірювань акустичного опору та пружності вуха

Якщо тимпанограма має вершину в області негативного тиску повітря, то це є наслідком зростання кісток та тимпаносклерозу із ще

нормальним чуттям (рис. 6.13.)

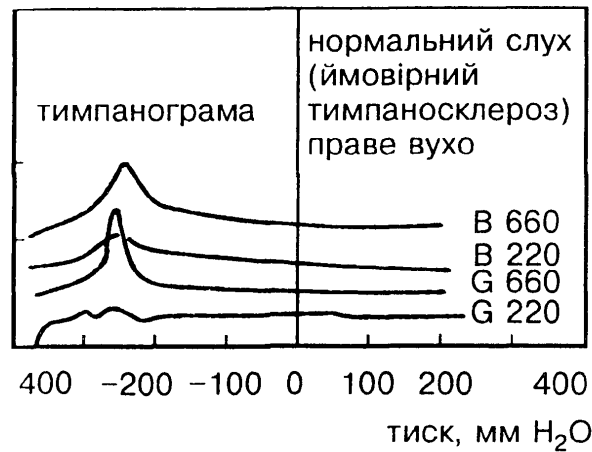


Рис. 6.13. Приклад тимпанограми при початковій фазі зростання вушних кісток та тимпаносклерозу із ще нормальним чуттям

Другою причиною такого розташування тимпанограми є блокада євстахієвої труби. Тимпанограми для правого та лівого вуха пацієнта, який у правому вусі має поранення середнього вуха, а у лівому - блокаду євстахієвої труби, наведено на рис. 6.14.

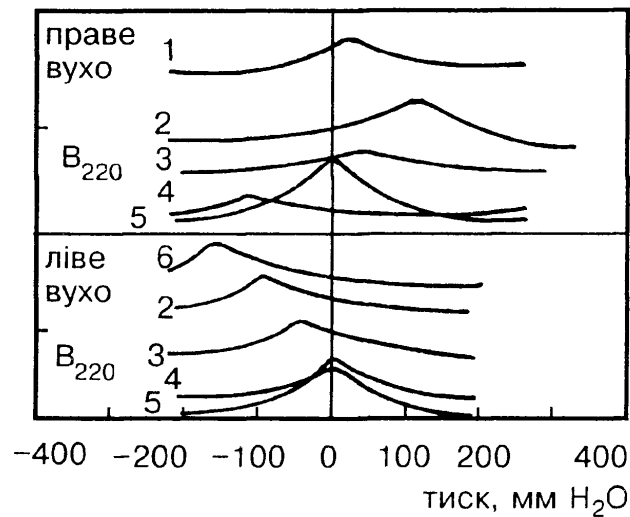


Рис. 6.14. Тимпанограми правого та лівого вуха при ураженні середнього вуха у правому вусі та при блокаді євстахієвої труби у лівому вусі

Криві 1-3 були зареєстровані одна за одною через день; крива 4 - з інтервалом у три дні; крива 5 - на місяць пізніше.

6.1.8. Рефлексна аудіометрія

Рефлексна аудіометрія є відносно новим методом, відповідно якому реєструють акустично викликану реакцію на різних ступенях слухового шляху, яка без відома досліджуваної особи проходить рефлексно або сомато-моторичною, або вегетативною нервовою системою. Сомато-моторична нервова система забезпечує реакцію організму на стимул зовнішнього середовища (охоплює кісткові м'язи, рецептори зору, слуху, рівноваги).

Автономна нервова система забезпечує системи: травлення, дихання, сечі, статі, кров'яного тиску, функції залоз. Фіксована відповідь (поодинокі або комбінації) служить передусім для об'єктивізації аудіологічних досліджень у дітей або у дорослих пацієнтів, цілеспрямовано симулюючих недочутливість або глухоту. Звичайно у пацієнта, що лежить в акустично ізольованій коморі, оцінюють відповідні відгуки (табл. 6.2), які спричинені відповідним звуковим стимулом.

Табл. 6.2. Найважливіші методи у рефлексній аудіометрії

Вид реакції	Вимірювана величина	Орган	Метод
Сомато-моторична	збудження	м'яз кістковий	електробалістографія
	рух очного вікна	поперечні очні м'язи	ЕОГ, ЕНГ
	напруга м'язів	кісткові м'язи	ЕМГ
Вегетативна (реакції автономних нервів)	частота дихання	легені	ел. імпеданс, плетизмографія
	шелести дихання	легені	фонографія
	вентиляція легенів	легені	спірометрія, термістографія
	серцева частота	серце	ЕКГ, МКГ
	кровонаповнення	кров'яний обіг у периферійних судинах	плетизмографія
	електричний опір шкіри	потові залози в шкірі	реографія

Велике значення мають наведені потенціали (а також їх різниця) у внутрішньому вусі, слуховому нерві та відповідній області кори мозку (первинна та вторинна області слухової кори).

Розміщення активного зчитувального електрода залежить від виду аудіометрії. Неактивний (або «земляний») електрод є на вусі або шії.

За латенцією розрізняють:

1). **Ранній потенціал** - латенція до 10 мс - або у внутрішньому вусі, або у мозку. Частотний спектр перевищує 100 Гц.

2). **Пізній потенціал** - латенція приблизно 50 - 500 мс. Йдеться про акустичні відгуки кори (частотний спектр, як і у електро енцефелограми, до 30 Гц).

6.2. Аудіометр поліклінічний «АП – 02»

6.2.1. Технічні характеристики

Аудіометр поліклінічний «АП - 02» призначений для визначення порогів чутності людини, повітряної провідності та порівняльних оцінних досліджень за кістковою провідністю.

Пороги чутності визначаються подачею пацієнту чистих тонів різної частоти та інтенсивності.

Результати реєструються на бланку аудіограми по відповідях пацієнта шляхом нанесення крапок у місці перетинання планок, пов'язаних з перемикачами частоти та інтенсивності.

Умови експлуатації:

– температура навколишнього повітря від +10 до +35°C;

– відносна вологість до 80% при температурі до 25°C.

1. Частота чистих тонів - 125, 250, 500, 1000, 2000, 3000, 4000, 6000, 8000 Гц із похибкою не більше $\pm 4\%$.

2. Коефіцієнт гармонік чистих тонів по напрузі при максимальних рівнях інтенсивності - не більше 7%.

3. Значення рівня еквівалентного звукового тиску, що досягається кожним телефоном повітряної провідності відповідає значенням в табл. 6.3. з похибкою не більше ± 3 дБ.

Табл. 6.3. Значення рівня еквівалентного звукового тиску

Параметри	Частота, Гц								
	125	250	500	1000	2000	3000	4000	6000	8000
Максимальне значення рівня інтенсивності, дБ	70	80	90	100	100	100	100	95	85
Рівень еквівалентного звукового тиску, віднесений до звукового тиску $2 \cdot 10^{-5}$ Па, дБ	116	113	109,5	109	109	110,5	111	109	103

4. Напруга на телефонах кісткової провідності відповідає зазначеній в табл. 6.4. з похибкою не більше $\pm 30\%$.

Табл. 6.4. Напруга на телефонах кісткової провідності

Параметри	Частота, Гц						
	125	250	500	1000	2000	3000	4000
Значення рівня інтенсивності, дБ	30	40	50	60	60	60	60
Напруга, В	4,0	2,6	2,6	4,0	2,0	3,0	3,0

5. Рівень інтенсивності тону змінюється в межах від -10 до $+100$ дБ щаблями через 5 дБ із похибкою не більше $\pm 1,5$ дБ між сусідніми щаблями та $\pm 4,5$ дБ між щаблями, що відповідають відлікам 100 і 50 дБ, 50 і -10 дБ, 100 і -10 дБ.

6. Спектр маскуючого шуму безперервний у діапазоні від 100 до 8000 Гц із нерівномірністю не більше ± 20 дБ.

7. Значення рівня еквівалентного ефективного звукового тиску маскуючого шуму, що розвивається телефоном повітряної провідності при відліку 100 , віднесене до $2 \cdot 10^{-5}$ Па в діапазоні (100 ± 3) дБ.

8. Коефіцієнт передачі мікрофонного тракту на частоті 1000 Гц не менше 35 дБ.

9. Прилад працює від мережі змінного струму частотою 50 Гц із номінальною напругою 220 В при відхиленнях напруги мережі на $\pm 10\%$ від номінального значення.

10. Номінальна потужність приладу не більше 30 ВА.

11. Прилад забезпечує необхідні характеристики через 10 хв після включення.

12. Час безперервної роботи приладу не менш 8 ч.

13. Габаритні розміри приладу - $(370 \pm 15) \times (290 \pm 15) \times (140 \pm 15)$ мм.

14. Маса приладу не більше 7 кг, а в повному комплекті поставки не більше 35 кг.

15. По електробезпечності прилад відповідає ДЕРЖСТАНДАРТ 12.2. 025-76 і виконаний за класом захисту І тип В.

6.2.2. Принцип роботи аудіометра поліклінічного «АП-02»

1. Принципова електрична схема приладу виконана на напівпровідникових тріодах і складається з наступних каскадів: генератора чистих тонів, підсилювача чистих тонів, генератора шуму, підсилювача шуму, блока живлення.

Як генератор чистих тонів застосований LC генератор (ПП1) із трансформаторним зв'язком (Тр1, Тр2).

На частотах від 125 до 2000 Гц в генераторі включені обидва трансформатори. На частотах від 3000 до 8000 Гц первинна обмотка трансформатора Тр2 закорочена.

Регулюванням резисторів R69 у ланцюзі емітера, що визначають негативний зворотній зв'язок у генераторі, забезпечується максимальний рівень вихідної напруги з мінімальними нелінійними перекохуваннями. Частота, що генерується, змінюється перемиканням конденсаторів С6...С23 контуру. Переривання сигналу (зрив коливань генератора) відбувається при вимиканні живлення генератора за допомогою кнопкового та движкового перемикачів Кн1, В7. Для забезпечення плавності наростання та зникнення сигналу напруга живлення подається через RC - ланцюг; R1, R7, С1. З виходу генератора, з обмоток 5-6 трансформаторів Тр1 і Тр2 сигнал подається на вхід підсилювача ПП2.

Коригуючі резистори R88...R103 визначають величину напруги на телефонах повітряної й кісткової провідності відповідно значенням максимального рівня для кожної фіксованої частоти. Сигнал далі

підсилюється передкінцевим підсилювачем ПП2, ПП3 і подається на безтрансформаторний ококінцевий каскад ПП4...ПП8.

Вихідний рівень інтенсивності регулюється аттенюатором, що складається з ланцюжка Г- подібних ланок R19...R63.

2. В якості генератора шуму застосований стабілітрон Д1. Сигнал від генератора шуму через конденсатор С27 надходить на вхід трикаскадного підсилювача ПП11...ПП13. Вихідний рівень інтенсивності шуму регулюється аттенюатором, що складається з ланцюжка Г- подібних ланок R109...R125.

Два останніх каскади посилення шуму ПП12, ПП13 використовуються як підсилювач мікрофонного каналу в режимі ПЕРЕГОВОРИ.

3. Живлення тонального генератора, передкінцевого каскаду й каналу шуму здійснюється від параметричного стабілізатора, зібраного на кремнієвих стабілітронах Д2...Д8, живлення ококінцевого каскаду - від параметричного стабілізатора з підсилювальним транзистором ПП14.

Перемикання аудіометра на роботу з телефоном кісткової або повітряної провідності здійснюється перемикачем В3.

Перемикання телефонів повітряної провідності виробляється перемикачем В6.

4. Аудіометр конструктивно оформлений у вигляді настільного переносного приладу.

На похилій площині кришки приладу (рис. 6.15) розташовані наступні органи керування: клавіша включення мережі (6), перемикач телефонів повітряної провідності (3), перемикач роду робіт - включення телефонів повітряної й кісткової провідності (2), перемикач інтенсивності маскуючого шуму (4), перемикач і кнопка переривання-подачі тону (8,7). На тій же площині розташовується індикаторна лампа (5). Лампа відповідей пацієнта (1) розташована над перемикачем інтенсивності (11). На горизонтальній панелі приладу розташовується бланк аудіограми, що фіксується, притиском (9) за допомогою кнопки (13).

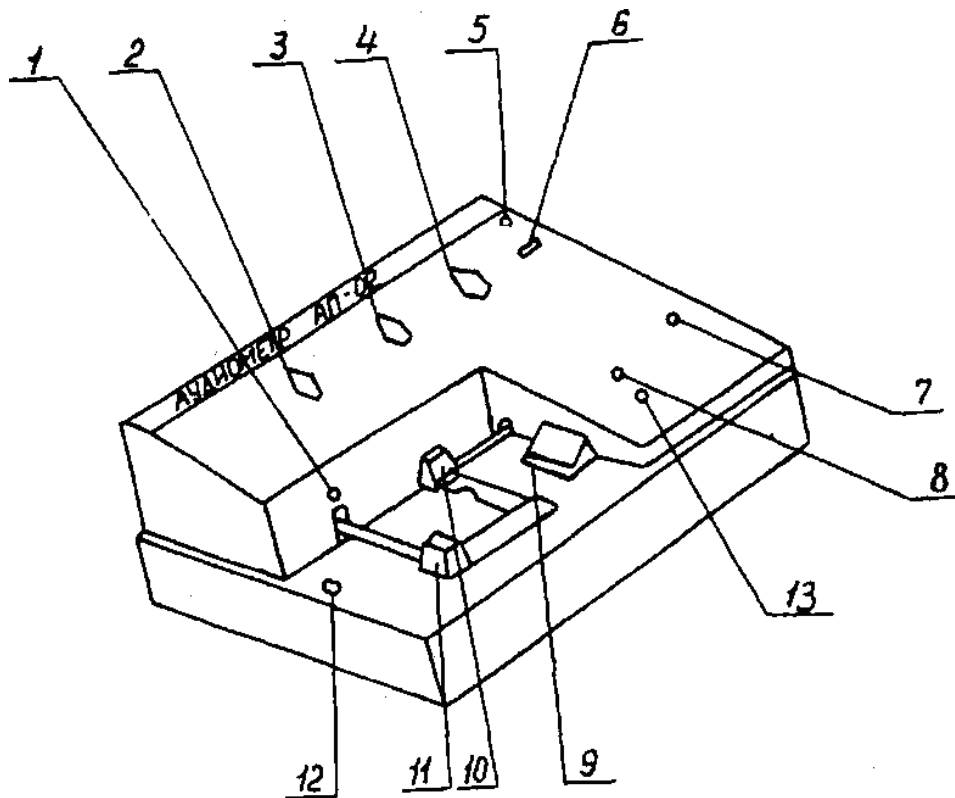


Рис. 6.15. Зовнішній вигляд приладу

1 - лампа відповідей пацієнта; 2 - перемикач роду робіт; 3 - перемикач телефонів повітряної провідності; 4 - перемикач інтенсивності маскуючого шуму; 5 - індикаторна лампа; 6 - клавіша включення мережі; 7 - кнопка переривання - подачі тону; 8 - перемикач переривання - подачі тону; 9 - притиск для фіксації бланка аудіограми; 10 - перемикач частот; 11 - перемикач інтенсивності тону; 12 - перемикач ПЕРЕГОВОРИ; 13 - кнопка притиску

Відповідно осям аудіограми бланк має шкалу частоти та зниження слуху. Безпосередньо над бланком перебувають планка перемикача інтенсивності тону з ручкою (11), планка перемикача частот з ручкою (10). Там же розташовується движковий перемикач ПЕРЕГОВОРИ (12).

На задній стінці шасі приладу (рис. 6.16) розташовані: шнур живлення (1), тримачі запобіжника (2), розетки для підключення кнопки пацієнта (3), телефону кісткової провідності (4), телефонва повітряної провідності (5), мікрофону (6).

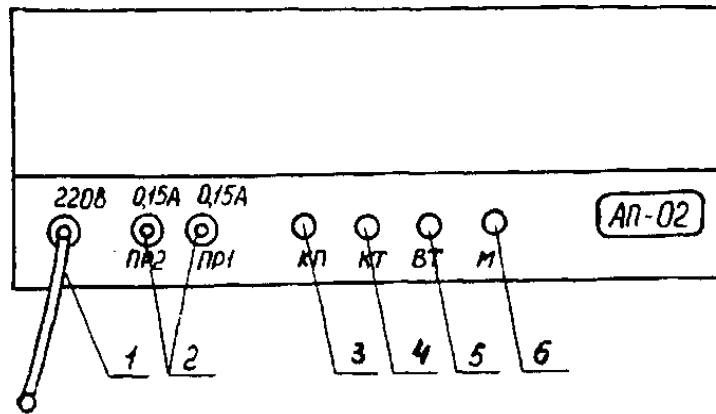


Рис. 6.16. Вид приладу позаду:

1 - шнур живлення; 2 - тримачі запобіжника; 3 - розетка для підключення кнопки пацієнта; 4 - розетка для підключення телефону кісткової провідності; 5 - розетка для підключення телефонів повітряної провідності; 6 - розетка для підключення мікрофона

Телефон повітряної провідності (рис. 6.17) складається з оголів'я, замка - застібки, амбушюри, планки, п'яти кульової.

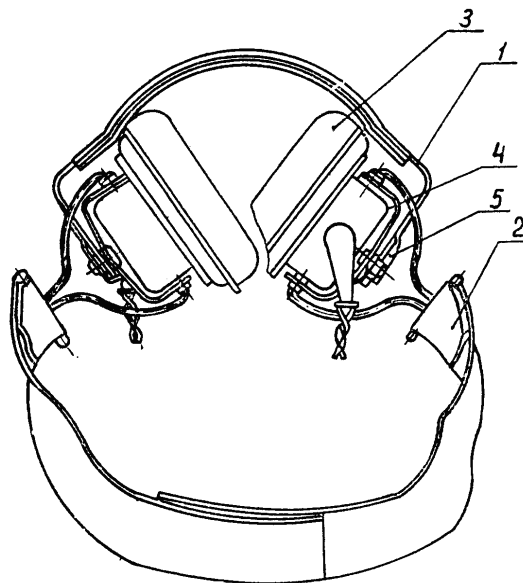


Рис. 6.17. Телефон повітряної провідності :

1 - оголів'я; 2 - замок-застібка; 3 - амбушюри; 4 - планка; 5- п'ята кульова

Дослідження повітряної провідності.

Для дослідження необхідно надягти телефони повітряної провідності (рис. 5.26.) так, щоб оголів'я розташовувалося з боку потилиці, замок-

застібка - на тім'яній частині голови, а отвори амбушюрів перебували проти зовнішнього слухового каналу.

Пружини оголів'я можна регулювати (зрушувати, розсовувати) відповідно до розміру голови пацієнта для забезпечення необхідного притиску телефонів.

Для від'єднання телефону від оголів'я треба відвести на себе планку та вивести оголів'я із зачеплення з п'ятою кульковою. Пересунувши ручку перемикача інтенсивності тону, подати через телефон у досліджуване вухо чітко чутний пацієнтом тон.

Одержавши від пацієнта сигнал про чутність тону - світіння лампи ВІДПОВІДЬ, поступово зменшувати інтенсивність тону пересуванням ручки перемикача шаблями по 5 дБ доти, поки пацієнт чує тон.

Повторивши 2-3 рази збільшення та зменшення інтенсивності тону, знаходять те положення перемикача (мінімальну інтенсивність), при якому пацієнт ще чує звук у телефоні.

Після цього через отвір у місці перетинання планок поставити олівцем крапку на бланку аудіограми. Ця крапка буде відповідати порогу чутності пацієнта на даній частоті.

Далі встановити перемикач у положення -10.

Зрушивши перемикач частот у положення, що відповідає наступній частоті, повторити процедуру визначення порога чутності на цій частоті. Подібним чином проводиться дослідження слуху на інших частотах. Рекомендується наступний найпоширеніший порядок чергування частот у процесі дослідження: 1000, 2000, 3000, 4000, 6000, 8000, 500, 250, 125 Гц.

Всі отримані крапки, що відповідають порогам чутності на різних частотах для одного вуха, з'єднують лініями, які в сукупності і являють собою аудіограму.

При складанні аудіограми для позначення порогів чутності правого та лівого вуха як по повітряній, так і по кістковій провідності рекомендується користуватися різнобарвними олівцями або різними видами ліній (суцільна, пунктир і т.п.).

Для оцінки умовних позначок на бланку аудіограми є табличка.

Для спеціальних методичних прийомів можна користуватися пристроєм «переривання-подачі» тону двома способами:

1) якщо перемикач зрушений у напрямку стрілки, натиск кнопки припиняє подачу тону в телефони;

2) якщо перемикач перебуває в положенні, протилежному напрямку стрілки, тон буде подаватися в телефон лише при натисканні кнопки.

Закінчивши дослідження на одному вусі, необхідно перевести перемикач телефонів у положення, при якому колір напису ТОН відповідав би кольору телефону на іншому вусі і проводити дослідження описаним вище способом.

Дослідження кісткової провідності.

Перед дослідженням кісткової провідності необхідно знову повернути всі перемикачі у вихідне положення, перемикач виду робіт установити в положення К. Потім дати пацієнтові телефон кісткової провідності, що він повинен пригорнути до сосцеподібного відростку скроневої кістки з боку досліджуваного вуха.

Дослідження проводиться так само, як і по повітряній провідності, але в обмеженому діапазоні частот - від 125 до 4000 Гц.

При цьому варто врахувати, що максимальне значення рівня інтенсивності тону відповідних частот на 40 дБ менше, ніж у режимі роботи з телефоном повітряної провідності.

Використання маскуючого шуму. Якщо в одному вусі втрата слуху більш ніж на 40 дБ перевищує втрату слуху в іншому, то поданий у досліджуване (яке гірше чує) вухо тон значної інтенсивності може прослуховуватися по повітрю або через кості та тканини черепа краще ніж вухом, що чує.

Щоб уникнути пов'язаної із цим можливої неточності вимірів, на більш чутливе вухо через телефон повітряної провідності подається маскуючий шум. Якщо, наприклад, перемикач телефонів повітряної провідності спрямований на напис ТОН червоного кольору, то шум буде подаватися в телефон із зеленою чашкою. Включення й регулювання інтенсивності маскуючого шуму здійснюється перемикачем.

Слух у цьому випадку досліджується описаним вище способом. Щоб переконатися, що пацієнт у ході дослідження чує саме тон, а не маскуючий шум, потрібно натиснути кнопку переривання, що припиняє подачу тону в телефон. Якщо пацієнт сигналізує при цьому, що продовжує чути звук, значить він реагує на шум, а не на тон. У такому випадку необхідно ще раз роз'яснити пацієнтові, на який саме звук він повинен відповідати.

Переговори з пацієнтом у ході досліджень, особливо тугоухим, можуть проводитися за допомогою підключеного до аудіометра

мікрофона. Для цього перемикач ПЕРЕГОВОРИ встановити в напрямку стрілки, а перемикач МАСК ШУМ ДБ - у положення НЕМАЄ.

Після закінченні роботи зняти з пацієнта телефони та всі перемикачі повернути у вихідне положення.

Виключити прилад і вийняти з мережної розетки вилку шнура живлення.

Поверхні амбушюрів, що прилягають до вушної раковини, треба продезинфікувати вологим способом.

6.3. Призначення та принципи побудови слухових апаратів

Основне призначення слухового апарату полягає в перетворенні сигналу, що створюється джерелом звукової інформації, таким чином, щоб цей сигнал міг бути сприйнятим людиною, яка погано чує, з достатньо високим ступенем слухового почуття. В основному слуховими апаратами користуються для прослуховування речових сигналів. У ряді випадків слухові апарати знаходять застосування в якості засобів послаблення неприємних відчуттів від суб'єктивного вушного шуму. Перетворення акустичного сигналу, що здійснюються слуховим апаратом, можуть носити різний характер. У простому випадку - це підсилення звуків. В багатьох практичних випадках підсилення може супроводжуватися низько - і (чи) високочастотною фільтрацією сигналів, штучним обмеженням динамічного діапазону сигналу, який підсилюється. Існують слухові апарати з нелінійним перетворенням амплітудно-частотного спектру вхідного сигналу, антишумовою обробкою суміші «сигнал-шум», паралельною обробкою сигналу в декількох частотних діапазонах і т.п.

Загальна функціональна схема слухового апарату приведена на рис. 6.18. Вхідний сигнал слухового апарату може бути акустичним або електромагнітним. Згідно з цим перетворювачами вхідного сигналу є мікрофон або котушка індуктивності. Крім того, часто слухові апарати забезпечуються електричним входом, через який вхідний сигнал, наприклад з виходу телевізора або іншої побутової техніки, може через кабельний перехідний пристрій подаватися безпосередньо на блок обробки сигналу. Що стосується вихідного перетворювача сигналу, то в якості нього використовується мініатюрний телефон або кістковий вібратор в залежності від того, для якого виду звукопроведення - повітряного чи

кісткового - призначений слуховий апарат. Звуковий сигнал, що випромінюється телефоном, вводиться у слуховий прохід. Механічні коливання звукової частоти, що створюються кістковим вібратором через сосцевидний відросток, передаються в області середнього і внутрішнього вуха і викликають слухові відчуття.

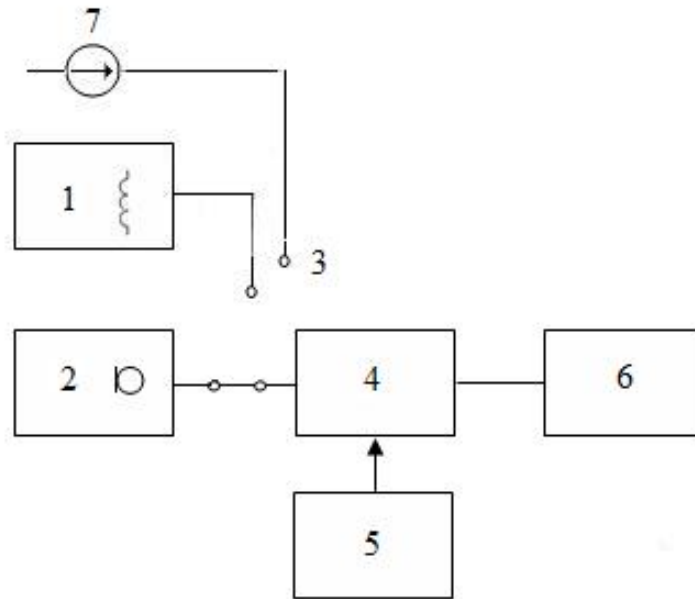


Рис. 6.18. Загальна функціональна схема слухового апарату:
 1,2 - перетворювачі вхідного сигналу; 3 - перемикач; 4 - блок обробки сигналу; 5 - блок живлення; 6 - вихідний перетворювач сигналу;
 7 - електричний вхід

Режим роботи слухового апарату від мікрофону являється, як правило, основним і дозволяє безпосередньо сприймати мову співрозмовника і оточуючі звуки, важливі для користувача слуховим апаратом. Можливість переключення на режим від індукційної котушки дозволяє слабочуючим вести телефонні переговори, слухати без перешкод звукове супроводження при перегляді фільму в кінотеатрах, на театральних виставах, звукове супроводження телевізійних передач. Крім того, режим роботи слухового апарату від індуктивної котушки широко використовується в класах спеціальних шкіл і дитячих садків для глухих дітей (сурдоклази). Принцип передачі сигналу, що використовуються в цих випадках, заснований на індуктивному зв'язку між джерелом сигналу і індуктивною котушкою.

Велике поширення отримав заушний слуховий апарат, який являє собою конструкцію дугоподібної форми, розташовану за вушною

раковиною (рис. 6.19). Утримується слуховий апарат за допомогою дужки із пластмаси, що виходить із корпусу апарата та огинає верхню частину вушної раковини. Ця дужка служить одночасно й твердим звукопроводом, один кінець якого зістикований з вихідним акустичним отвором слухового апарата, а на інший надівається гнучка трубка з органічного матеріалу, що закінчується м'яким або твердим вушним вкладишем. Трубка, що називається гнучким звукопроводом, забезпечує разом із твердим звукопроводом передачу посиленних звукових коливань від телефону. Безпосереднє введення звуку в слуховий прохід здійснюється за допомогою вушного вкладиша. Телефон у цьому випадку є вбудованим і розташовується усередині корпусу слухового апарата. Існує варіант конструкції слухового апарата «завушина», у якому застосований виносний телефон пов'язаний з підсилювачем апарата гнучким проведенням і розташований безпосередньо у вушній раковині. З метою найбільшого камуфляжного ефекту кольори пластмаси, з якої виготовляється корпус «завушини», робиться близьким до тілесного. Крім того, зустрічаються варіанти кольорових рішень корпусу відповідно до кольору волосся - чорний, коричневий і т.п.

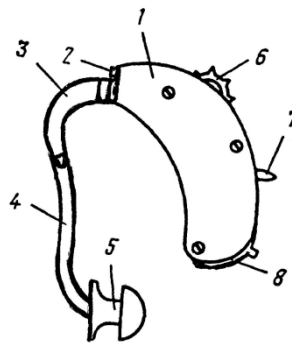


Рис. 6.19. Схематичне зображення заушного слухового апарата: 1-корпус слухового апарата; 2- акустичний (мікрофонний) вхід; 3- твердий звукопровід; 4- гнучкий звукопровід; 5- вушний вкладиш; 6- регулятор акустичного посилення; 7- перемикач режиму роботи; 8- обойма джерела

7. РОЗРАХУНОК АКУСТИЧНОГО ІМПЕДАНСУ СИСТЕМИ

Досліджуваним об'єктом у даній праці є слухова система людини. Враховуючи її складність та відсутність єдиного підходу щодо механізму функціонування її окремих складових, основна увага приділяється лише периферійному відділу органа слуху, зокрема, зовнішньому та середньому

вухам. Очевидно, що однією із основних причин цього є відсутність доступу і можливості вимірювання структурних параметрів слухової системи в цілому та середнього вуха зокрема. При цьому діагностування стану всього органа слуху завдяки взаємозв'язку його складових здійснюється опосередковано за отриманими результатами аудіометрії та акустичної імпедансометрії.

В якості одного із основних інформативних сигналів, який взаємодіє з об'єктом дослідження, є звуковий тиск, що змінюється по частоті та інтенсивності і впливає безпосередньо на барабанну перетинку 3. При цьому важільна система на основі слухових кісточок 6 зменшує амплітуду її коливань і збільшує силу тиску на овальне вікно завитки 8. Коефіцієнт передачі тиску середнім вухом за рахунок концентрації звуку в результаті зменшення діючих площ (від площі барабанної перетинки 3 до площі основи стремінця) та за рахунок важільного ефекту кісточок 6 складає в нормі близько 40 дБ.

Таким чином, інформативний сигнал підсилюється та потрапляє у внутрішнє вухо, де сприймається його елементами.

Іншим інформативним сигналом є змінна сила (або прискорення) механічних вібрацій, які також змінюються по інтенсивності та частоті і діють на кістки черепа людини. При цьому інформативний сигнал потрапляє безпосередньо в елементи структури внутрішнього вуха в обхід середнього.

Подальші перетворення звукових коливань у нервові збудження та їх проведення у центральний відділ слухової системи здійснюється елементами звукосприймаючого апарату людини.

При аналізі суб'єктивної реакції пацієнта на звуковий стимул, що надходить через канал повітряного або кісткового звукопроведення узагальненим діагностичним параметром є саме рівень інтенсивності стимулу, що викликає у обстежуваного слухове відчуття і зветься порогом чутності. Якщо стимулюючий сигнал є тональним, то додатковим діагностичним параметром виступає частота стимулюючого тону.

При повітряному проведенні звуків інтенсивність стимулу характеризується його рівнем звукового тиску, при кістковому - рівнем змінної сили (прискорення) механічних вібрацій.

Одержана в результаті досліджень частотна характеристика слухової чутливості, тобто графік залежності порогів чутності при повітряному та

кістково-тканинному проведенні від частоти називається аудіограмою. При цьому відмітка 0 дБ на аудіограмі (так званий “аудиометричний нуль”) відповідає середньому порогу чутності кожного тону, одержаному для достатньо великої кількості отологічно здорових людей різної статі у віці від 18 до 30 років включно. Значення одержаних середніх порогів чутності на робочих частотах конвенціонального діапазону (від 125 до 8000 Гц) при повітряному та кістковому проведенні звуків відповідно відображені в міжнародних стандартах ISO 389-1 , ISO 389-2 та ISO 7566 , де їх названо контрольними еквівалентними пороговими рівнями звукового тиску (КЕПРЗТ) та змінної сили (КЕПРЗС).

Ці рівні відповідно контролюють за допомогою спеціальних вимірювальних приладів “штучне вухо” та “штучний мастоїд” конкретного типу, що імітують відповідно акустичний імпеданс вушної порожнини та механічний імпеданс мастоїда людини.

Різниця між нульовим рівнем та пороговим рівнем чутності обстежуваного на заданій частоті кількісно в дБ виражає втрату його слуху на цій частоті і є порогом його прослуховування.

Приклад тональної аудіограми лівого вуха обстежуваного при повітряному проведенні звуку у вигляді графіку показано нижче на рис.7.1.

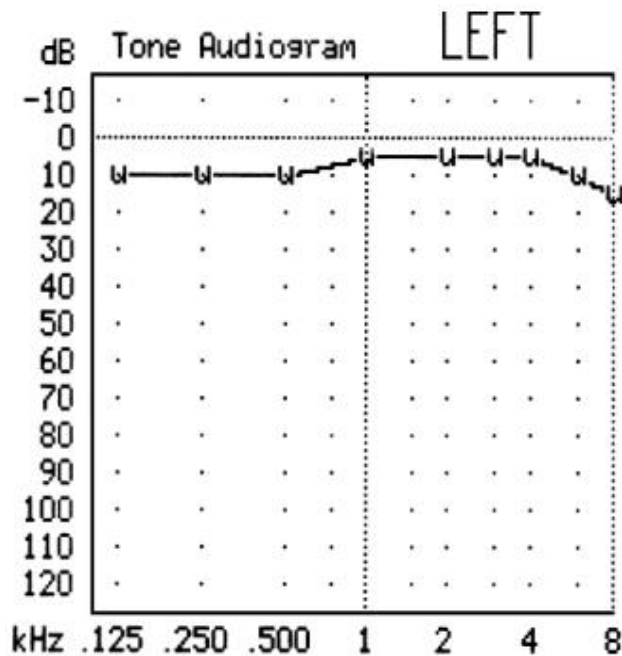
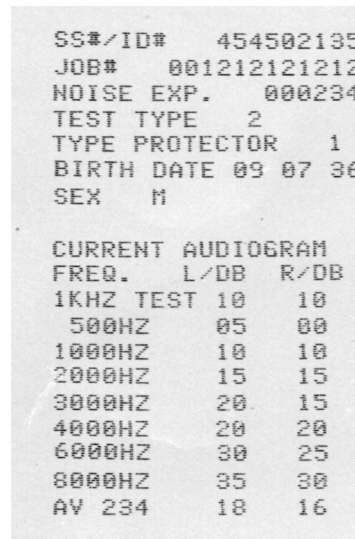


Рис.7.1 Приклад тональної аудіограми у вигляді графіку.

Зазначимо також, що аудіограма може бути представлена і в

табличній формі, що практикується в окремих типах аудіометричних засобів.

На рис. 7.2 наведено приклад тональної аудіограми у формі таблиці.



```
SS#/ID# 454502135
JOB# 001212121212
NOISE EXP. 000234
TEST TYPE 2
TYPE PROTECTOR 1
BIRTH DATE 09 07 36
SEX M

CURRENT AUDIOGRAM
FREQ. L/DB R/DB
1KHZ TEST 10 10
500HZ 05 00
1000HZ 10 10
2000HZ 15 15
3000HZ 20 15
4000HZ 20 20
6000HZ 30 25
8000HZ 35 30
AV 234 18 16
```

Рис. 7.2 Приклад тональної аудіограми у вигляді таблиці.

Побудова аудіограми виконується вручну обслуговуючим персоналом або автоматично (за допомогою мікрокомп'ютера аудіометра) з послідувачим її виводом на реєстратор, наприклад, термодрукуючий пристрій. Як правило, одержані для одного вуха аудіограми при повітряному та кістковому звукопроведенні наводяться на одному аудіометричному бланку.

Якщо отримана аудіограма показує, що поріг чутності пацієнта при повітряному звукопроведенні перевищує поріг прослуховування при кістковому, вважається, що у обстежуваного проявляється приглухуватість по звукопроведенню, тобто передача акустичної енергії із зовнішнього слухового проходу до елементів внутрішнього вуха є набагато менш ефективною, ніж потрібно.

Нехтуючи можливою закупоркою зовнішнього слухового проходу сірковими виділеннями, можна говорити про те, що втрата слуху по звукопроведенню обумовлена зменшенням коефіцієнта передачі звукового тиску середнім вухом із-за можливих механічного розриву в системі середнього вуха або наявністю в ній інших відхилень від норми (отосклероз, запалення середнього вуха - отити тощо), які суттєво

зменшують амплітуду коливань барабанної перетинки.

Оскільки система середнього вуха людини є складною зв'язаною механо-акустичною системою (її механічна частина утворена барабанною перетинкою та з'єднаним з нею ланцюжком слухових кісточок, а акустична частина - порожниною зовнішнього слухового проходу, барабанною порожниною і з'єднаною з нею слуховою трубою), в обох випадках основним діагностичним параметром, який відразу показує відхилення стану елементів середнього вуха від норми, є його акустичний опір (імпеданс) або провідність (адмітанс), об'єднаних загальним терміном "імпітанс".

Акустичний імпеданс Z_B системи середнього вуха визначається як відношення звукового тиску P , що діє на систему, до об'ємної швидкості V , з якою буде коливатися ця система у відповідь на дію P , тобто:

$$Z_B = \frac{P}{V} \quad (7.1)$$

Величина акустичного імпедансу Z_B вимірюється згідно системи СІ в $\text{Н} \cdot \text{с}/\text{м}^5$, а згідно системи СГС –дин·с/см⁵ (ця одиниця дістала назву "акустичний ом", яка сьогодні іноді ще зустрічається в аудіологічній практиці).

Як правило, при реалізації методу акустичної імпедансометрії вимірюється модуль акустичного імпедансу, що описується виразом:

$$Z_B = \sqrt{R_a^2 + (2 \cdot p \cdot f \cdot M_a - \frac{1}{2} \cdot p \cdot f \cdot C_a)^2} \quad (7.2)$$

де R_a - акустичний активний опір, обумовлений втратами із-за тертя у завитці вуха, а також в коваделко-молоточковому та коваделко-стремінцевому зчленуваннях;

C_a - акустична гнучкість системи акустико-механічних елементів середнього вуха, якими є порожнини зовнішнього слухового проходу та середнього вуха, барабанна перетинка, слухові кісточки, завитка, а також слухова труба;

M_a – акустична маса вищевказаних елементів;

f - частота звукових коливань, на якій виконується вимірювання акустичного імпедансу і яка зветься частотою зондуючого або вимірювального тону.

Згідно процедури вимірювання акустичного імпедансу всередину зовнішнього слухового проходу обстежуваного встановлюється

акустичний зонд вимірювального засобу - акустичного вушного імпедансметра (інакше - аналізатора середнього вуха).

До складу зонда входять мініатюрний вимірювальний мікрофон та телефон зондуючого сигналу, що генерує у досліджуване вухо вимірювальний тон з об'ємною швидкістю V (рис. 7.3).

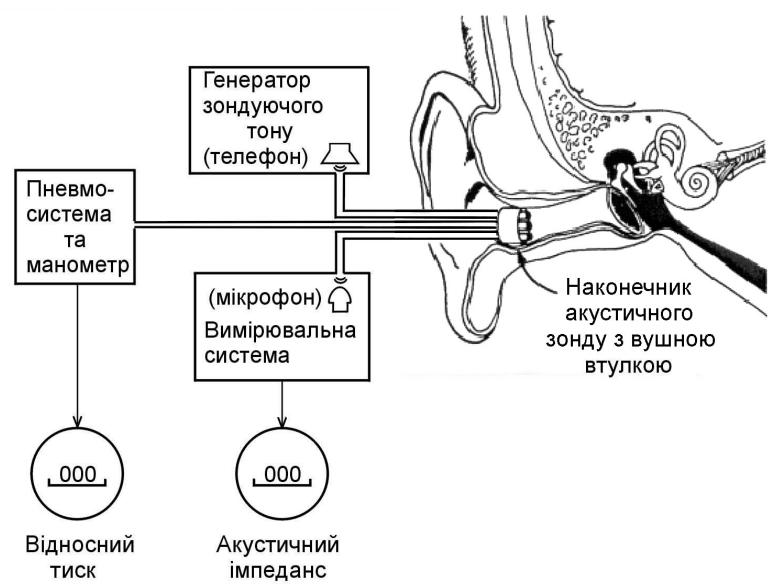


Рис. 7.3 Схема вимірювання акустичного імпедансу системи середнього вуха людини.

Інтенсивність звукових коливань всередині слухового проходу, герметизованого вушною втулкою акустичного зонду, залежить, насамперед, від здатності барабанної перетинки поглинати або відбивати акустичну енергію зондуючого тону. Коли фронт падаючої хвилі досягає барабанної перетинки, частина акустичної енергії витрачається на вібрацію перетинки, частина поглинається поверхнею мембрани і передається кісточкам середнього вуха, а частина, що залишилася, повертається назад у слуховий прохід.

В залежності від інтенсивності поверненого від барабанної перетинки з сигналу на вході акустичного зонду змінюється звуковий тиск P зондуючого тону, який через мікрофон зонду поступає в тракт вимірювання імпедансметра.

Визначений таким чином звуковий тиск характеризує не тільки стан складових елементів середнього вуха, а й зовнішнього слухового проходу

обстежуваного, оскільки між барабанною перетинкою та торцевою поверхнею вимірювального зонду утворюється невеликий об'єм повітря (рис. 7.3).

Відповідно вимірюваний акустичний імпеданс Z_B являє собою повний імпеданс системи середнього вуха, що складається із імпедансів Z_0 зовнішнього слухового проходу та $Z_{\sigma n}$ середнього вуха, тобто

$$Z_B = \frac{Z_0 \cdot Z_{\sigma n}}{Z_0 + Z_{\sigma n}} \quad (7.3)$$

Оскільки діагностичну цінність становить саме імпеданс $Z_{\sigma n}$ середнього вуха, спочатку визначають вклад імпедансу Z_0 , для чого штучно створюють у зовнішньому слуховому проході за допомогою пневматичної системи імпедансметра (рис. 7.3) надмірний відносний тиск повітря +200 даПа. Це призводить до додаткового натягу барабанної перетинки і, як наслідок, різкого підвищення імпедансу $Z_{\sigma n}$ середнього вуха, при якому його впливом на повний акустичний імпеданс Z_B можна знехтувати, тобто $Z_B = Z_0$.

Тоді відповідно для $Z_{\sigma n}$ при інших значеннях тиску одержуємо:

$$Z_{\sigma n} = \frac{Z_0 \cdot Z_B}{Z_0 + Z_B}$$

Із виразу витікає, що величина Z_B визначається як активною R_a , так і реактивними C_a , M_a (акустичними гнучкістю та масою) складовими зовнішнього та середнього вухів обстежуваного. Викликає інтерес оцінка вкладу кожної складової в результуючий імпеданс Z_B шляхом проведення аналізу математичної моделі вказаних відділів слухової системи на основі методу електромеханічних аналогій.

Відомо ряд математичних моделей середнього вуха людини, які відтворюють процес передачі звуку від барабанної перетинки до основи стремінця слухових кісточок. При цьому показано, що частотна характеристика зміщення основи стремінця при постійному звуковому тиску біля перетинки має вигляд ФНЧ.

Недоліком вказаних моделей є відсутність врахування впливу на процес передачі звуку в середньому вусі слухової труби, що призводить до зменшення загальної акустичної гнучкості каналу, утвореної із послідовно з'єднаних гнучкостей барабанних перетинки та порожнини.

Більш адекватною математичною моделлю, в якій усунуто вказаний вище недолік і яку прийнято в якості вихідної для послідуєчого аналізу, є

запропонована порівняно недавно в роботі механічна модель середнього вуха людини в нормі та її еквівалентна електромеханічна схема. Доповнюючи зазначену вище механічну модель порожниною зовнішнього слухового проходу з акустичною гнучкістю C_{a0} , що утворюється об'ємом повітря між барабанною перетинкою та торцевою поверхнею вимірювального зонду, отримуємо зображену на рис. 7.4 механічну модель всієї системи середнього вуха людини.

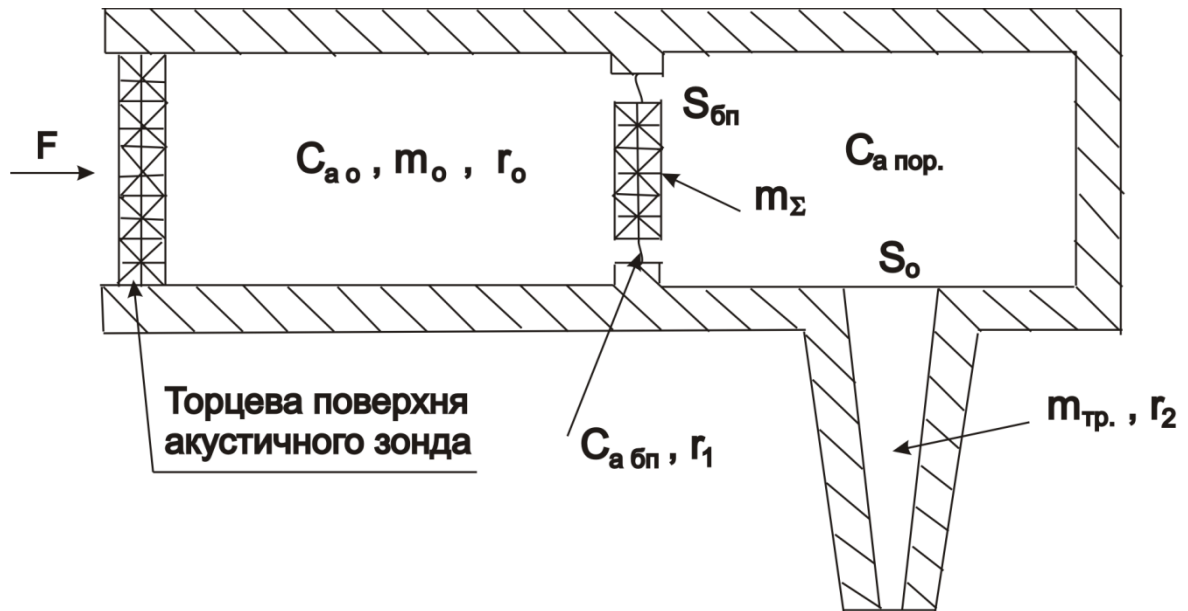


Рис. 7.4 Механічна модель системи середнього вуха людини

На рис 7.4. m_0 , $m_{тр}$ - маса повітря, що рухається як єдине ціле відповідно в зовнішньому слуховому проході та слуховій трубці; m_{Σ} - сумарна маса слухових кісточок та барабанної перетинки; $C_{a0}, C_{a\text{бп}}$, $C_{a\text{пор}}$ - акустичні гнучкості відповідно зовнішнього слухового проходу, барабанних перетинки та порожнини; γ_1 - опір втрат внаслідок передачі енергії звуку через ланцюг слухових кісточок у внутрішнє вухо; γ_2 - активний опір повітря слухової труби; $S_{\text{бп}}$, S_0 - площі барабанної перетинки та отвору із барабанної порожнини в слухову трубу.

Із врахуванням виразу, наведеної механічної моделі та розглянутої в роботі еквівалентної електромеханічної схеми на рис. 7.5 показано повну еквівалентну схему всієї системи середнього вуха людини.

Оскільки акустичні параметри системи зв'язані з механічними наступними відомими співвідношеннями:

$$M_a = \frac{m_{\text{мех.}}}{S^2}; \quad (7.4)$$

$$R_a = \frac{r_{\text{мех.}}}{S^2}; \quad (7.5)$$

$$C_a = c_{\text{мех.}} \cdot S^2, \quad (7.6)$$

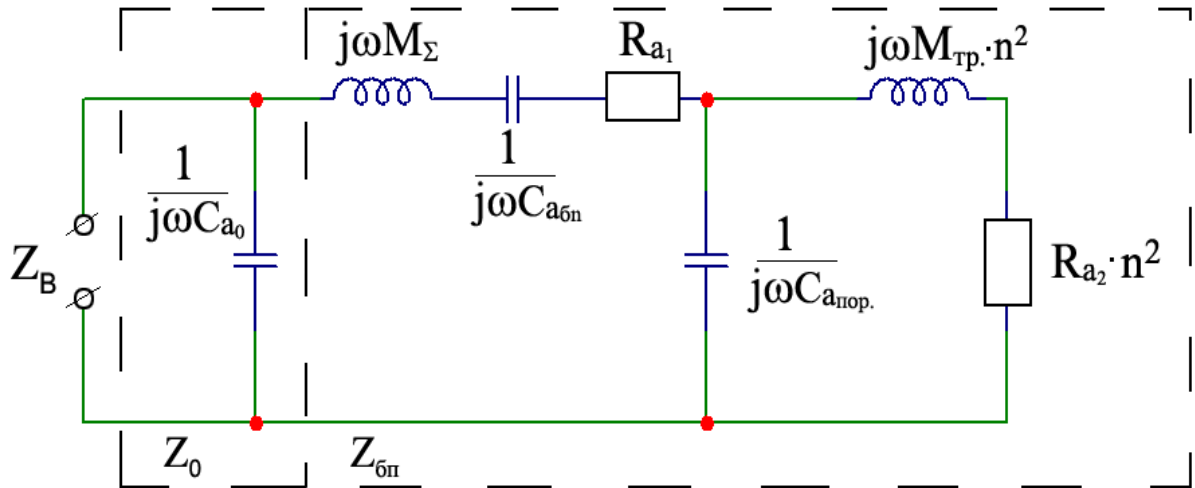


Рис. 7.5 Повна еквівалентна схема системи середнього вуха людини.

Нижче наведено також зведену еквівалентну схему системи середнього вуха (рис. 7.6), акустичний імпеданс якої складається із паралельно з'єднаних акустичних імпедансів Z_0 зовнішнього слухового проходу та $Z_{\text{сн}}$ середнього вуха і яку прийнято за основу для послідуочого аналізу.

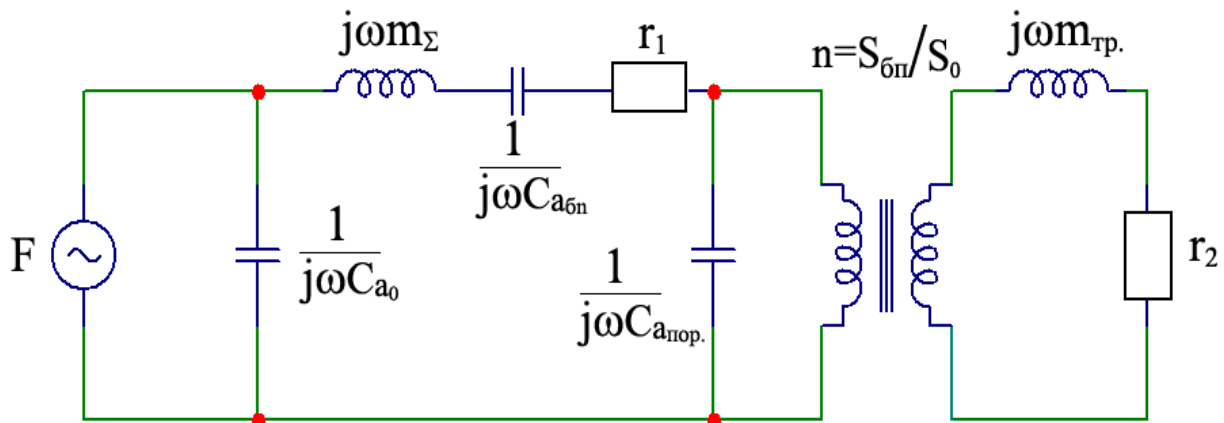


Рис. 7.6 Зведена еквівалентна схема системи середнього вуха людини.

Зазначимо, що використання методу електромеханічних аналогій та наведених схем у даному випадку є коректним, оскільки довжина хвилі

зонduючого тону є набагато меншою габаритних розмірів зовнішнього слухового проходу та барабанної порожнини (на частоті 226 Гц при температурі 20 °С довжина хвилі зонduючого тону дорівнює 152 см).

Як витікає із наведених схем, акустичний імпеданс Z_0 зовнішнього слухового проходу повністю визначається реактивним опором його гнучкості C_{a0} . Дійсно, при обмежених розмірах об'єкту вимірювання ($S_{\sigma n} = 64 \text{ мм}^2$), малій довжині ($l_0 = 2,7 \text{ см}$) та об'єму ($V_0 = 1 \text{ см}^3$) порожнини зовнішнього слухового проходу маса m_0 повітря в ньому дорівнює:

$$m_0 = \rho \cdot V_0 = 1.2 \cdot 0.96 \cdot 10^{-6} = 1.25 \cdot 10^{-6} \text{ кг}$$

де $\rho = 1,2 \text{ кг/м}^3$ - густина повітря.

Відповідно його акустична маса M_{a0} складає:

$$M_{a0} = \frac{m_0}{S_{\sigma n}^2} = \frac{1.25 \cdot 10^{-6}}{(64 \cdot 10^{-6})^2} = 305 \frac{\text{кг}}{\text{м}^4}$$

а обумовлена нею реактивна складова імпедансу:

$$X_{M_0} = w \cdot M_{a0} = 2 \cdot 3.14 \cdot 226 \cdot 305 = 0.43 \cdot 10^6 \frac{\text{Н} \cdot \text{с}}{\text{м}^4}$$

де $w = 2 \cdot \pi \cdot f$, $f = 226 \text{ Гц}$ - частота зонduючого тону.

Акустична гнучкість C_{a0} зовнішнього слухового проходу визначається як $C_{a0} = \frac{V_0}{\rho \cdot c^2}$, а її реактивний опір:

$$X_{C_{a0}} = \frac{1}{w \cdot C_{a0}} = \frac{\rho \cdot c^2}{w \cdot V_0} = \frac{1.2 \cdot 340^2}{1419.28 \cdot 0.96 \cdot 10^{-6}} =$$

$$94 \cdot 10^6 \frac{\text{Н} \cdot \text{с}}{\text{м}^5}$$

де $c = 340 \text{ м/с}$ - швидкість звуку у повітрі.

Активною складовою R_{a0} акустичного імпедансу Z_0 можна знехтувати, оскільки замкнений в зовнішньому слуховому проході об'єм повітря на частоті 226 Гц здійснює рух як єдине ціле і його опір тертя об стінки проходу мінімальний ($\sim 0.03 \cdot 10^5 \frac{\text{Н} \cdot \text{с}}{\text{м}^5}$).

Розглянемо далі детально співвідношення між складовими акустичного імпедансу $Z_{\sigma n}$.

Оцінимо кількісно, насамперед, реактивну та активну складові акустичного імпедансу слухової труби на частоті 226 Гц виходячи з того, що маса повітря в трубці складає $m_{mp} = 4.15 \cdot 10^7 \text{ кг}$, коефіцієнт трансформації $n = \frac{S_{\sigma n}}{S_0} = \frac{64 \cdot 10^{-6}}{27.8 \cdot 10^{-6}} = 2.3$

а із двох компонентів активного опору переважаючим є опір

випромінювання:

$$X_{M_{mp.}} = w \cdot M_{a_{mp.}} \cdot n^2 = w \cdot \frac{m_{mp.}}{S_0^2} \cdot n^2 = 1419.28 \cdot \frac{4.15 \cdot 10^{-7}}{(27.8 \cdot 10^{-6})^2} \cdot 2.3^2 = 4 \cdot 10^6 \frac{H \cdot c}{M^5}$$

$$R_{a2} = n^2 \cdot r_2 = \frac{n^2 \cdot \rho \cdot w^2 \cdot S_0^2}{4 \cdot \pi \cdot c} = \frac{2.3^2 \cdot 1.2 \cdot 14719.28^2 \cdot (27.8 \cdot 10^{-6})^2}{4 \cdot 3.14 \cdot 340} = 3 \cdot 10^3 \frac{H \cdot c}{M^5}$$

Порівнюючи отримані значення із реактивним опором гнучкості $C_{a_{пор.}}$ барабанної порожнини, що на частоті 226 Гц складає

$$X_{C_{a0}} = \frac{\rho \cdot c^2}{w \cdot V_{пор.}} = \frac{1,2 \cdot 340^2}{1419,28 \cdot 1 \cdot 10^{-6}} = 97 \cdot 10^6 \frac{H \cdot c}{M^5}$$

підтверджується сформульоване в роботі положення про шунтуючий вплив елементів слухової труби на акустичну гнучкість барабанної порожнини.

Інші складові акустичного імпедансу $Z_{\sigma n}$ середнього вуха визначаються наступним чином. Оскільки сумарна маса m_{Σ} слухових кісточок та барабанної перетинки складає близько 65 мг, її реактивний опір на частоті 226 Гц дорівнює:

$$X_{M_{\Sigma}} = w \cdot M_{a_{\Sigma}} = w \cdot \frac{m_{\Sigma}}{S_{\sigma n}^2} = 1419.28 \cdot \frac{65 \cdot 10^{-3}}{(64 \cdot 10^{-6})^2} = 22.5 \cdot 10^6 \frac{H \cdot c}{M^5}$$

При еквівалентній гнучкості барабанної перетинки

$c_{екв.} = 0,94 \cdot 10^{-3}$ м/Н її акустична гнучкість складає

$$C_{a \sigma n} = \frac{c_{екв.}}{S_{\sigma n}^2} = \frac{0,94 \cdot 10^{-3}}{(64 \cdot 10^{-6})^2} = 3.85 \cdot 10^{-12} \frac{M^5}{H}$$

а відповідна реактивна складова акустичного імпедансу (на частоті 226 Гц):

$$X_{C_{a \sigma n}} = \frac{1}{w \cdot 3.85 \cdot 10^{-12}} = 1.83 \cdot 10^6 \frac{H \cdot c}{M^5}$$

Якщо для людини в нормі $R_{al} = 41 \cdot 10^6 \frac{H \cdot c}{M^5}$, то нехтуючи вкладом складових слухової труби для модуля загального акустичного імпедансу $Z_{\sigma n}$ середнього вуха можна записати:

$$\begin{aligned} z_{\sigma n} &= \sqrt{R_{a1}^2 + (X_{M_{\Sigma}} - X_{C_{a \sigma n}})^2} = \sqrt{(41 \cdot 10^6)^2 + (22.5 \cdot 10^6 - 1.83 \cdot 10^6)^2} \\ &= 165.6 \cdot 10^6 \frac{H \cdot c}{M^5} \end{aligned}$$

Таким чином, проведений аналіз параметрів математичної моделі системи середнього вуха людини в нормі засвідчив про те, що:

- визначальний вклад (близько 90%) в результуючий акустичний

імпеданс $Z_{\sigma n}$ середнього вуха вноситься саме реактивним опором гнучкості $C_{\sigma n}$ барабанної перетинки;

- акустичний імпеданс Z_0 зовнішнього слухового проходу повністю визначається його реактивною складовою гнучкості C_{a0} .

Це узгоджується із результатами експериментальних досліджень, проведених щодо компонентів середнього вуха на частоті 226 Гц із поправкою на об'єм повітря у зовнішньому слуховому проході та дозволяє розглядати герметично замкнений зовнішній слуховий прохід обстежуваного як низькодобротний акустичний резонатор з відносно твердими стінками, у якого одна із торцевих поверхонь має непостійну гнучкість, що залежить від наявності чи відсутності різних патологічних змін.

Таблиця 7.1. Розраховані номінали.

Маса m_0	$1.25 \cdot 10^{-6}$ кг
Акустична маса M_{a0}	$305 \frac{\text{кг}}{\text{м}^4}$
Реактивна складова імпедансу X_{M_0}	$0.43 \cdot 10^6 \frac{\text{Н} \cdot \text{с}}{\text{м}^4}$
Коефіцієнт трансформації n	2,3
Загальний акустичний імпеданс $Z_{\sigma n}$	$165.6 \cdot 10^6 \frac{\text{Н} \cdot \text{с}}{\text{м}^5}$

Звичайно обирають $R1 = R5$, $C1 = C3$. Для усунення збудження на високих частотах ОП встановлюють конденсатори $C2$, $C4$.

Проведене дослідження схеми показало, що коефіцієнт гармонік вихідного тонального сигналу такої схеми складає 0.7%, що є задовільним.

Розрахуємо номінали резисторів $R1 = R5$ для обраної схеми (рис 7.7.) звукового генератора на базі двотактного включення ОП за формулою при $C1 = C3 = 2.2 \text{нФ}$.

Результати розрахунку наведено в табл. 8.2.

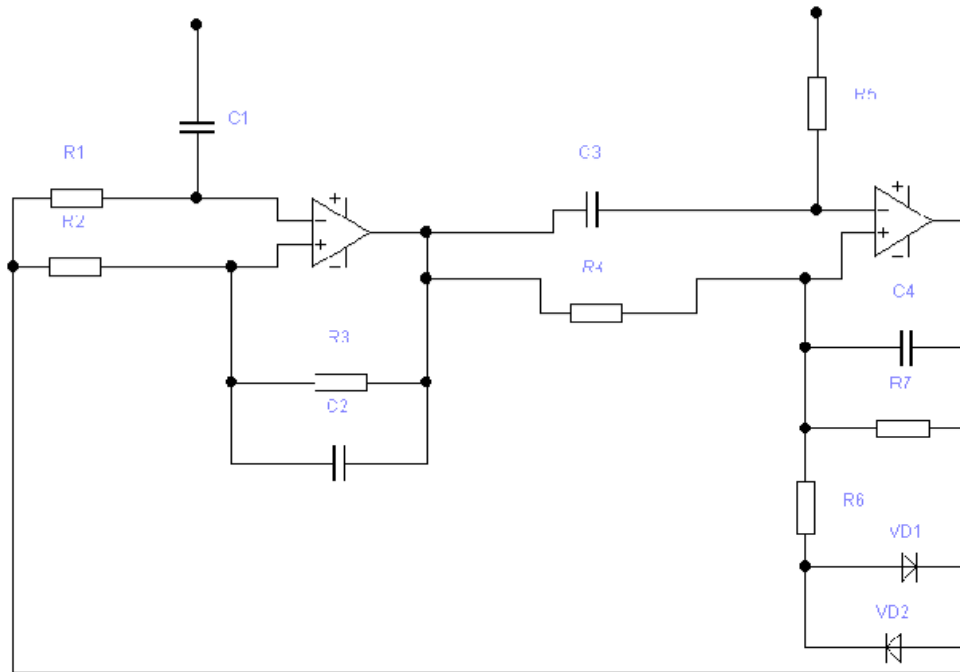


Рисунок 7.7. Схема електрично-принципова звукового генератора.

$$F = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot \sqrt{R1 \cdot R2 \cdot C1 \cdot C2}} \quad (7.7)$$

А з урахуванням того, що $R1=R2$, а $C1=C2$, отримуємо:

$$F = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R \cdot C} \quad (7.8)$$

Для нашого аудіометра розрахуємо для чотирьох частот роботи приладу:

1) Для роботи на частоті 500Гц визначаємо номінали резисторів R1 та R5

$$F = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R \cdot C}$$

$$500 = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R \cdot 2.2 \cdot 10^{-6}}$$

$$500 \cdot 2 \cdot \pi \cdot R \cdot 2.2 \cdot 10^{-6} = 1$$

$$R = \frac{1 \cdot 10^{-6}}{2 \cdot \pi \cdot 2.2 \cdot 500} = 144,7 \text{кОм}$$

$$R = \frac{1 \times 10^6}{2\pi \times 2.2 \times 500}$$

2) Для роботи на частоті 1000Гц визначаємо номінали резисторів R1 та R5:

$$F = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R \cdot C}$$

$$1000 = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R \cdot 2.2 \cdot 10^{-6}}$$

$$1000 \cdot 2 \cdot \pi \cdot R \cdot 2.2 \cdot 10^{-6} = 1$$

$$R = \frac{1 \cdot 10^6}{2 \cdot \pi \cdot 2,2 \cdot 1000} = 72,3 \text{кОм}$$

3) Для роботи на частоті 2000Гц визначаємо номінали резисторів R1 та

R5:

$$F = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R \cdot C}$$

$$2000 = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R \cdot 2,2 \cdot 10^{-6}}$$

$$2000 \cdot 2 \cdot \pi \cdot R \cdot 2,2 \cdot 10^{-6} = 1$$

$$R = \frac{1 \cdot 10^6}{2 \cdot \pi \cdot 2,2 \cdot 2000} = 36,2 \text{кОм}$$

4) Для роботи на частоті 4000Гц визначаємо номінали резисторів R1 та

R5:

$$4000 = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R \cdot 2,2 \cdot 10^{-6}}$$

$$4000 \cdot 2 \cdot \pi \cdot R \cdot 2,2 \cdot 10^{-6} = 1$$

$$R = \frac{1 \cdot 10^6}{2 \cdot \pi \cdot 2,2 \cdot 2000} = 36,2 \text{кОм}$$

В таблиці 7.2 наведені розраховані номінали резисторів R1, R5 схеми звукового генератора.

Таблиця 7.2 Розраховані номінали резисторів R1, R5 схеми звукового генератора

Частота	Розраховані номінали	Номінали ряду для R1,R5
500Гц	R1=R5=144.7кОм	R1>130кОм, R5=150кОм
1000Гц	R1= R5=72.3 кОм	R1=68 кОм , R5=75 кОм
2000 Гц	R1= R5=36.2 кОм	R1= R5=36кОм
4000 Гц	R1= R5=18.1 кОм	R1=16кОм, R5=20кОм

Таким чином розраховали параметри слухової системи та звукового генератора.

8. ВІБРОАКУСТИЧНІ МЕДИКОТЕРАПЕВТИЧНІ АПАРАТИ

8.1. Інфразвук та вібротерапія

Сьогодні акустика як галузь фізики розглядає більш широкий спектр пружних коливань - від найбільш низьких до гранично

високих, до 10^{12} - 10^{13} Гц. Звукові хвилі з частотами нижче 16 Гц, які не сприймаються людиною, називають інфразвуком, звукові хвилі з частотами від 20000 Гц до 10^9 Гц – ультразвуком, а коливання з частотами вище, ніж 10^9 Гц, називають гіперзвуком.

Для **інфразвука** (від лат. Infra - нижче, під) характерно мале поглинання в різноманітних середовищах, внаслідок чого інфразвукові хвилі в повітрі, воді та земній корі можуть розповсюджуватися на дуже великі відстані. Це явище знаходить практичне застосування - прогнозування стихійних лих (цунамі, бурі, урагани, землетруси, інш.).

Вплив інфразвуку на організм людини.

При 7 Гц можливий параліч серця і нервової системи. Ритми, характерні для більшості систем організму людини, лежать в інфразвуковому діапазоні: скорочення серця 1-2 Гц, дельта-ритм мозку (стан сну) 0,5-3,5 Гц, альфа ритм мозку (у стані спокою) 8-13 Гц, бета-ритм мозку (при розумовій роботі) 14-35 Гц. Внутрішні органи вібрують також інфразвуковими частотами. У інфразвуковому діапазоні знаходиться ритм кишечника. Дослідження медиків в області впливу на людину інфразвуку показали небезпечний резонанс черевної порожнини, що має місце при коливаннях з частотою 4-8 Гц. Легені і серце, як і всякі об'ємні резонуючі системи, також схильні до інтенсивних коливань при збігу частот резонансів з частотою інфразвуку. Найменший опір інфразвуку здійснюють стінки легенів, що врешті-решт може викликати їх ушкодження. У мозоку картина взаємодії інфразвуку особливо складна. Дія інфразвуку може викликати головні болі, зниження уваги та працездатності і іноді порушення функції вестибулярного апарату.

Розвиток промислового виробництва і транспорту привів до значного збільшення джерел інфразвуку в оточуючому середовищі і зростанню інтенсивності інфразвуку.

8.2. Вібротерапія

Вібротерапія – лікувальний вплив механічними коливаннями, що здійснюється при безпосередньому контакті вібратора (вібратода) з тканинами хворого, та здійснює багатосторонній вплив на тканини, які безпосередньо знаходяться під вібратором, а також на органи та системи,

рефлекторно пов'язані з зоною впливу.

Згідно сучасним уявленням, вібротерапія приводить до підсилення локального кровотока та лімфовідтока, активації трофіки тканин, активації гіпоталамо-гіпофізарної системи та мобілізації адаптивних можливостей організму.

У зв'язку з цим вібраційна терапія все частіше включається в комплекс засобів, методів, що використовуються для лікування та реабілітації хворих, що страждають різноманітними захворюваннями, травмами, а також як засіб естетичної медицини. Це пов'язано з високою терапевтичною ефективністю метода, можливістю комбінування його з багатьма методами фізіотерапії, фармакотерапії. Велике значення має і той факт, що ринок фізіотерапевтичної апаратури пропонує велику кількість різноманітних апаратів, пристроїв для вібротерапії, що володіють найрізноманітнішими параметричними можливостями, що призначені як для місцевого, так і для загального впливу. Апарати вібраційної терапії, як правило, мають іноземне походження (Німеччина, Австрія, Італія, Швейцарія, Росія, Китай) та не завжди супроводжуються детальними інструкціями по застосуванню, що створює певні труднощі для медперсоналу та користувачів.

8.3. Біофізичні основи вібротерапії

Вібрація (від лат. vibratio - коливання) - періодичний, механічний коливальний рух, який викликає у людини почуття струсу.

Реакції людини на механічні вібрації залежать як від фізичних характеристик фактора, тривалості його впливу, так і від механічних та фізіологічних властивостей БТ.

Основними характеристиками механічних факторів являються атмосферний, звуковий, парціальний тиск, коливальний зсув частинок середовища та напруги.

Атмосферний тиск – відношення сили, з якою стовб повітря тисне на одиницю площини земної поверхні. Одиниця вимірювання в системі СІ – Паскаль (Па).

Звуковий тиск - амплітуда періодичних коливань атмосферного тиску, які виникають в результаті стискування і розрядки частинок середовища. В областях стиснення він більше, а в розрядки - менше.

Звуковий тиск - це додаткова зміна статичного (атмосферного) тиску.

Коливальним зсувом частинок середовища (вібропереміщенням) називають амплітуду зсуву частинок речовини по відношенню до середовища в цілому, обумовленого механічним впливом. Одиницею вимірювання коливального зсуву являється мікромметр (мкм). Коливальний рух характеризується не тільки амплітудою, але і напрямком. Коливальний рух має наступні кінетичні та динамічні показники:

а) амплітуда коливання - це величина відхилення тіла від стійкого положення;

б) частота коливань - число відхилень тіла від стійкого положення в одиницю часу (вимірюється в Гц).

Механічні впливи на тіла прийнято характеризувати не прикладеною до них силою, а зовнішньою напругою - частка від ділення прикладеної до тіла механічної сили (F) на площину його поперекового перерізу (S), перпендикулярну напрямленню сили: $\sigma = F/s$. Одиниця напруги в системі СІ - Па.

Створювані різноманітними механічними факторами збудження розповсюджуються в різноманітних середовищах у вигляді хвиль, переніс та передача енергії в яких здійснюється частками середовища. При цьому кожна ділянка середовища, в якому переміщується хвиля, здійснює несуттєві коливальні зсуви, тоді як сама хвиля розповсюджується на суттєві відстані. Механічні хвилі переносять енергію. При їх розповсюдженні енергія передається від одної частинки, що коливається, до іншої. Енергетичною характеристикою механічних хвиль є **інтенсивність** звука чи **густина потоку енергії** (I). В системі СІ одиниця інтенсивності - Вт/м²:

$$I = p^2 / 2\rho c,$$

де p – звуковий тиск, ρ - густина середовища, c - швидкість звука.

Реакція тканин, що піддаються механічному впливу при вібротерапії, визначається механічними властивостями тканин, які залежать від просторового розподілу частинок в тканинах, а також типом зв'язку між ними. Основними характеристиками механічних властивостей тканин являються напруга та деформація.

Напруга в тканинах відображає механічні збудження, які розвиваються при дії механічних сил.

Деформація - пружне збудження, яке обумовлене зміною просторової структури тканини. При цьому відбувається переніс потоку

енергії пружної деформації при відсутності переносу частинок середовища. Деформація розповсюджується з хвилею з одної точки в іншу та визначає тип механічного збудження. Вона характеризує відношення змінених лінійних розмірів одиничного об'єму тканини при збудженні в ній коливань до її стану в спокої, являється функцією зовнішньої напруги та коливального зсуву частинок середовища.

По реакції на зовнішню напругу (вібрацію) всі тканини розділяють на **пружні**, **непружні (в'язкі)** та **в'язко - пружні**. Критеріями такого розділення служать наявність чи відсутність залишкової деформації в тканині.

Тканини, які мимоволі відновлюються до вихідного стану з припиненням прикладеної напруги, відносять до пружних. Тканини, що піддаються незворотній деформації під впливом зовнішніх сил чи залишкових внутрішніх напруг, відносять до в'язких. **В'язкість** біологічних середовищ обумовлена наявністю в їх структурній решітці вузлів, утворених слабкими силами Ван-дер-Ваальса. Обумовлені цими силами зв'язки порушуються при деформаціях зсуву та відновлюються після закінчення впливу. Руйнування цих надмолекулярних зв'язків при деякій «пороговій» інтенсивності механічного фактора приводить до тиксотропії - зворотній зміні рідкокристалічної структури.

За густиною та типом просторової структури всі тканини організму розділяють на **тверді** (кісткова тканина, дентин, емаль зубів), **м'які** (шкіра, м'язова тканина, тканини паренхіматозних органів) та **рідкі** (кров, лімфа, спинномозкова рідина та т.п.). Внаслідок структурної неоднорідності тканин організму їм характерна наявність різноманітних механічних властивостей. Причому розповсюдження зовнішнього механічного впливу внаслідок їх анізотропії здійснюється у вигляді хвиль, подовжніх, поперечних та зсуву. В той же час зміну пружних та в'язких властивостей ускладняють просторові - часові характеристики напруг та деформацій, які розвиваються в них. Вони визначаються параметрами механічних властивостей органів та тканин - **густиною** тканини, **швидкістю** звуку, **модулем пружності**. Серед всіх БТ найбільш вираженими властивостями пружності володіють кісті. Для більшості м'яких тканин характерні невизначеність початкового та природного станів, нестискуваність та анізотропія внутрішніх напруг. **Деформації** м'яких тканин суттєві, досягають 200%. Вони розрізняються по фазі, при цьому супроводжуються

зміною просторової орієнтації та форми біологічних молекул.

Нелінійний характер залежності деформацій від прикладеної напруги в діапазоні малих та середніх величин обумовлений наявністю в складі м'яких тканин колагенових волокон. Вони здатні до суттєвих деформацій та мають високий модуль пружності. Еластинові волокна - інший структурний компонент, мають модуль пружності нижче, ніж у колагенових волокон, їх деформації відбуваються за лінійним законом. Особливості просторового розташування колагенових та еластинових волокон і визначають характер деформацій в м'яких тканинах. В тканинах, які містять обидва типи волокон, початкові лінійні деформації обумовлені розтягуванням еластинових ниток, а послідуєчі нелінійні – колагенових. Деформація шкіри має виражений нелінійний характер. Нелінійність виникаючих деформацій також присутня м'язам скелета. Більшість біологічних рідин являються суспензіями та володіють виключно **в'язкими** властивостями. Для всіх них також характерна нелінійна залежність деформацій від напруги.

Анізотропія, структурна неоднорідність більшості БТ ускладнює можливість представляти в аналітичній формі параметри механічних властивостей тканин організму. Разом з тим в діапазоні фізіологічних деформацій залежність їх від прикладених напруг лінійна. Це дозволяє використовувати їх для дослідження реакції організму на зовнішній механічний вібраційний вплив. При низьких частотах (вібротерапія), де довжина хвилі порівнянна з розмірами тіла мала, акустичні коливання розповсюджуються в організмі у вигляді поперечних хвиль.

8.4. Фізіологічна та лікувальна дія інфразвуку і вібротерапії

Основою фізіологічного впливу вібротерапії на організм являються викликані в організмі механічні, фізико-хімічні та, в меншій степені, теплові ефекти. Ступень вираження первинних механізмів, які формують складний комплекс відповідних фізіологічних та лікувальних реакцій, залежать, перш за все, від інтенсивності та параметрів (частоти, амплітуди) впливу, умов проведення, локалізації впливу. Механічні коливання, які генеруються апаратами, ділять на ряд діапазонів:

- 1) до 16 Гц - інфразвукові (інфразвук);
- 2) 16-20000 Гц - чутний звук;

- 3) 20000 (20 кГц) -1000 МГц - УЗ;
- 4) більше 1000 МГц - гіперзвукові (гіперзвук).

Механічні коливання частотою від 10 до 8000 Гц людський організм здатний сприймати і з певним ступенем точності диференціювати, проте за фізіологічною дією найбільш суттєвим діапазоном являється діапазон 10-200 Гц.

Первинна реакція організму на локальну дію механічних коливань виникає завдяки безпосередній взаємодії цього фактора з клітинами та оточуючим їх середовищем. Кількість енергії, яка передається від джерела вібрації людини, знаходиться в прямій залежності від частоти коливань, амплітуди зміщення та коливального прискорення. З врахуванням властивостей БТ механічні вібраційні впливи з амплітудою коливального зсуву 10^{-6} м є фізіологічними подразниками та можуть сприйматися структурами - механорецепторами, які володіють високою чутливістю до даного фактора. **Сенсорне сприйняття вібрації** здійснюють інкапсульовані нервові закінчення шкіри, клубковоутворені тільця Мейснера та тільця Пачіні. Частотний діапазон вібраційної чутливості тілець Мейснера, розташованих під базальною мембраною шкіри, складає 2-40 Гц, а порогове вібропереміщення - 35-100 мкм. Віброчутливість тілець Пачіні, які знаходяться в дермі, на порядок вища: частотний діапазон віброчутливості - 40-250 Гц, а порогове вібропереміщення 1-10 мкм. **Механорецептори**, за своєю суттю, являються підсилювачами, які підсумовують процеси, які відбуваються в тканинах, в енергію, яка набагато перевершує енергію діючого вібраційного фактора. Імпульси від віброрецепторів передаються в центральну нервову систему через задні стовбури спинного мозку сумісно з температурною та больовою чутливістю в бокових канатиках. Аферентні імпульси розпізнаються в тім'яній області кори головного мозку. Виникаючі при роздратуванні механорецепторів аферентні потоки формують локальні, сегментарні, генералізовані реакції організму.

Механічні коливання частотою 20-50 Гц викликають вибіркоче збудження механорецепторів, судин, вегетативних нервових провідників, що приводить до розширення судин м'язового типу, підсиленню локального крововідтока та лимфовідтока, сприяє зниженню м'язового тону та активації трофічних процесів в тканинах. Механічні коливання більш високої частоти (100-200 Гц) викликають аферентну імпульсацію від

тілець Пачіні та товстих мієлінізованих волокон в відділі центральної нервової системи, які лежать вище. За рахунок різноманітної швидкості розповсюдження імпульсації по мієлінізованим та немієлінізованим волокнам виникає периферична блокада больового осередка (теорія «ворітного блока»), а активація суглоборухомого центра, яка відбувається при цьому, приводить до підвищення суглобового тону, активації гіпоталамо-гіпофізарної системи та мобілізації адаптаційно - пристосовних ресурсів організму.

Вібраційні впливи на біологічно активні точки формують виражені відповідні реакції по рефлекторному типу, які розвиваються в різноманітних системах та органах. При цьому підвищується функціональна лабільність нервово-м'язових синапсів та провідність нервових стовбурів.

Процеси катаболізму та метаболізму в організмі відбуваються лише при контактній взаємодії біологічних субстанцій. Тому наявність механічних флуктуацій клітин та біологічних молекул являється необхідною умовою для більшості біологічних та особливо імунологічних реакцій. Для того, щоб реакція відбулась, необхідне безпосереднє зближення взаємодіючих компонентів та їх просторова орієнтація відносно один одного. Вироблювані зовнішніми джерелами вібрації не тільки збільшують частоту контактів та забезпечують зміну орієнтації біокомпонентів в просторі, проте і полегшують їх проходження через різноманітні ендотеліальні щілини та різноманітні мембрани, тобто підсилюють транспорт речовин з капілярів в інтерстиції та зворотно.

Механічні коливання існують в організмі завдяки: **пульсовій активності серця** (інфразвукові частоти), **судинно-м'язової активності** (звукові частоти), а також завдяки **механічним впливам** зовнішнього середовища. В результаті гемодинамічного бар'єра пульсові коливання в тканинних просторах суттєво знижені. При наявності патологічного середовища в тканинах, зниження проявляється ще в більшому ступені. Одночасно в середовищі змінюється тонус судин, та тоді енергії власних вібрацій в цій галузі може виявитися недостатньо. Це веде до хронізації патологічного процесу та, що дуже важливо, до зниження ефективності лікарняної терапії. В цих випадках зовнішній вібраційний вплив (вібротерапія) виявляється принципово необхідним. Впливаючи на збільшення притоку циркулюючої рідини (кров), вібраційні впливи, крім

того, сприяють збільшенню відтоку рідини (кров, лімфа), тим самим сприяючи та **полегшуючи транспорт** великих біологічних молекул, еритроцитів та імунокомпетентних клітин з інтерстицій в венозні та лімфатичні капіляри, сприяючи при цьому полегшенню клітинного середовища існування та **виносу** з патологічного середовища токсичних продуктів порушеного метаболізму.

Вібрація, принесена ззовні, здійснює вплив на різноманітні тканини організму: м'язову, кісткову, з'єднувальну.

Одним з **головних механізмів лікувальної дії** вібрацій є їх **знеболююча** дія. Механізм знеболюючої дії вібрацій обумовлений адаптацією організму у зв'язку з розвитком в центральній нервовій системі явища гальмування. Слабкі вібраційні роздратування викликають судиннозвужуючий ефект, сильні - розширення судин. При низьких частотах механічних коливань виникає атонія судин, при високочастотних коливаннях (100-200 Гц) - спазм судин. Вібраційні впливи викликають **підвищення температури шкіри, гіперемію тканин та підсилення потовиділення.**

При впливі на м'яз механічні коливання при певних частотах передаються в центральну нервову систему та реалізуються на периферії в вигляді короткочасних м'язових скорочень. Вплив вібрації на рецептори м'яза веде до аферентної імпульсації в спинний мозок, а звідти по еферентним шляхам в той же м'яз, викликаючи його скорочення. Вважається, що дуга цього рефлексу йде через мозочок.

При загальному вібраційному впливі кількість працюючих м'язових волокон складає до 100%, тоді як при загальному фізичному тренуванні в активну роботу включається до 40% м'язових волокон. Вібрація проникає глибоко, впливаючи по всьому об'єму м'язів. При цьому відбувається суттєве збільшення скорочувальної здатності м'язів, підсилюється обмін речовин без накопичення молочної кислоти, що дозволяє швидко відновлювати м'язи після фізичного навантаження, прискорюються процеси репарації після травм м'язів, як за рахунок блокади больової аферентної імпульсації, так і за рахунок руйнування м'язових тригерних зон. Вібрація сприяє м'язовій релаксації, підсиленню м'язового розтягування, підвищенню об'єма руху. Слабкі за інтенсивністю та короткочасні діючі вібрації підвищують збудження нервової системи. Сильні та тривалі за часом вібраційні впливи пригніблюють функції

нервової системи. Нервові елементи шкіри, за експериментальними даними, найбільш стійкі до різноманітних механічних роздратувань. Існують факти, які доводять ушкодження певних ферментативних структур після перших сеансів вібромасажу. При наступних процедурах деструктивні зміни не поглиблювались, а навпаки, відмічалися процеси репарації. Однак вплив вібраційними коливаннями приводив до рефлекторних змін функціонального стану нервової системи. І як результат - новий рівень функціонування центральної нервової системи, покращення роботи периферичних органів з відновленням порушеного гомеостазу. Виявлено, що в період впливу вібраційного фактора різко накопичується нейросекреторний матеріал в нейрогіпофізі. Доведено, що вібраційний масаж, активізуючи гіпоталамо-гіпофізарно-надниркову систему, приводить до зростання в крові глюко-кортикоїдів, які за принципом зворотного зв'язку пригнічують функцію щитовидної залози.

Такі серйозні зміни в нейроендокринній системі під впливом вібраційного масажу свідчать про високу активність впливу даного фізичного фактора на організм. Характер відповідних реакцій (вазомоторні, секреторні) визначається тим метаміром, на шкіру якого було здійснено вплив. Нервові механізми визначають зміну функції хворобливої ділянки. Вібраційний подразник викликає підсилення активності ферменту м'язових тканин - сукцинатдегідрогенази та цитохромоксидази. Активуються окисно-відновлювальні процеси в міокарді, підсилюється тканинне дихання печінки, покращується засвоєння кисню тканинами. Активізація обмінних процесів виникає в тих зонах та системах, які сегментарно пов'язані з містом подразнення.

Під впливом помірних доз механічних коливань **підвищується тонус** симпатoadреналової системи, гіпофіз-адреналової, виникає активація метаболічних процесів при асептичному запаленні, виражений десенсибілізуючий ефект по відношенню до чужерідних антигенів. Проведення курсу вібромасажу попереково-крижової області стимулює нейротрофічні зміни з підвищенням функції надниркових залоз.

Вібротерапія **підвищує пружні властивості кісткової тканини, нормалізує мінеральний обмін**, запобігає розвитку остеопорозу у людей, що входять до групи ризику. Вібрація **підвищує еластичність зв'язок та сухожиль**, підвищує **рухомість** в суглобо - зв'язковому апараті, нормалізує трофічні процеси, сприяючи повноцінному виробленню синовіальної

рідини. Таким чином основними лікувальними ефектами є: гіпоалгізуючий, трофічний, міорелаксуючий, судиннорозширюючий, тонізуючий.

8.5. Апарати для місцевої вібротерапії

Для місцевої вібротерапії використовують апарати «Вібромасаж», «Чародій», «ВМП-1», «ПЕМ-1», «Тонус-3» та інші. Для інфразвукової стимуляції внутрішніх органів - «Интрафон-1» (рис. 8.1), всі апарати російського виробництва. Дуже широкий спектр апаратів, які мають іноземне походження (Німеччина, Китай, Австрія, Швейцарія), в основному відрізняються один від одного тільки дизайном, ергономікою та приватними параметрами. Активною частиною будь-якого пристрою для вібраційного впливу являється вібратор (вібратор). Сам же апарат перетворює енергію електричного струму в механічні коливання різної частоти та амплітуди.

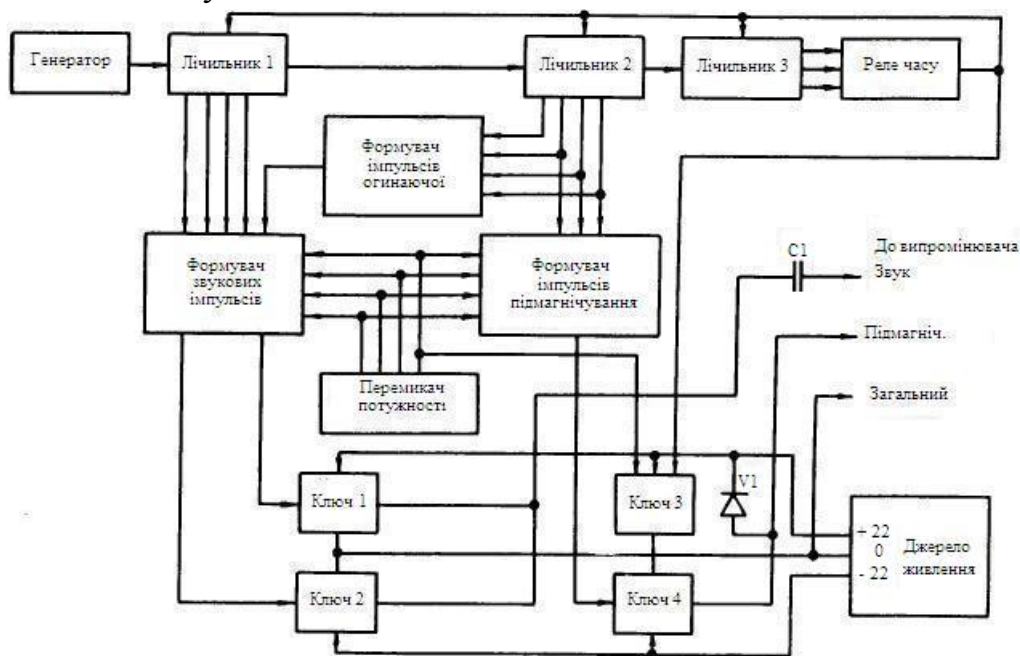


Рис. 8.1. Блок-схема стимулятора звукового «Интрафон-1»

Блок-схема стимулятора приведена формування всіх тимчасових інтервалів в стимуляторі здійснюється за допомогою генератора імпульсів з частотою 43,2 кГц і трьох лічильників імпульсів.

Вібратори (рис. 8.2.) бувають різної форми та площини, вибір їх

залежить від характеру та площини масажованої поверхні тіла. На великих площах застосовують плоскі вібратори з великою прилягаючою поверхнею; на опуклих областях - увігнуті; в поглибленнях тіла - шарові, пугочаті; на волосистій частині голови - з резиновими шипами, відростками. Для глибокого енергетичного впливу використовують тверді, пластмасові вібратори. Для більш поверхневого та м'якого впливу – гумові чи губчаті.

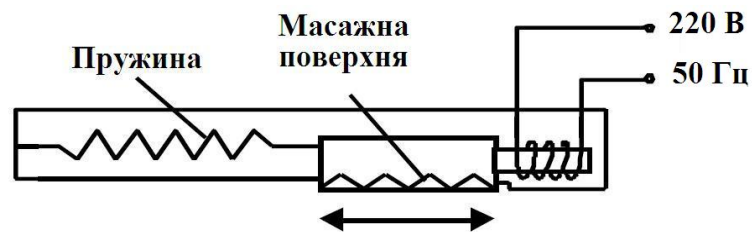


Рис. 8.2. Структурна схема апарата для місцевої вібротерапії

Загальний вид щітки, яка застосовується для місцевої вібротерапії, зображений на рис. 8.3.

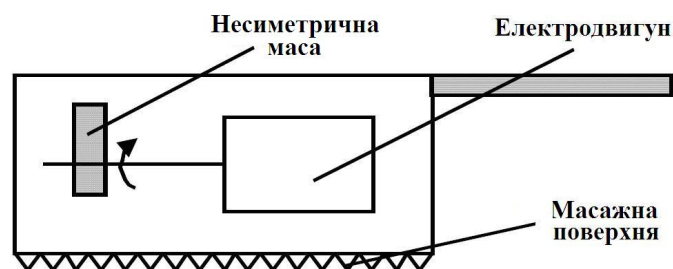


Рис. 8.3. Структурна схема вібротерапевтичної щітки

Вибір місця впливу залежить від характеру патологічного процесу та його локалізації. В одних випадках впливають безпосередньо на область ураження (по ходу нервових стовбурів, судин, на больові точки, навколо судин), в інших - на різноманітні рефлексогенні зони (вертебральні, паравертебральні ганглії).

Вібраційна терапія здійснюється за лабільною чи стабільною методикам. При проведенні лабільної методики рекомендується шкіру на місці впливу попередньо обробити тальком. Вібратор пересувають по вибраній ділянці повільними подовжніми чи круговими рухами, роблячи погладжування, розтирання, рівномірно притискуючи до шкіри його поверхню.

Рухи вібратора при ковзаючому методі впливу подовжні, поперечні,

зигзаго і кругоподібні. Напрямок руху вібратора при вібраційному впливі різноманітних областей тіла такий же, як і напрям руху руки при ручному самомасажі. Їх роблять за ходом струму лімфи, в напрямі від периферії до центру, повільно, при постійному контакті насадки з тканинами масажованої ділянки тіла. В зворотному напрямі руху вібратора більш швидкі, з дуже легким натиском на підлягаючі тканини.

Прийоми вібраційного масажу по формі руху підрозділяються на наступні:

1) прямолінійні - рухи відбуваються суворо по прямій лінії масажованої області та, головним чином, по ходу струму лімфи (рис. 8.4 (а)); тиск, який здійснюється рукою на вібраторі, в даному випадку мінімальний, коливання розповсюджуються на шкіру та підшкіряну клітчатку (імітація ручного прийому «погладжування»);

2) зигзагоподібні (рис. 8.4 (б)) - рука, яка тримає вібратор, додатково виконує трушення з одного боку в інший;

3) спіралевидні (рис. 8.4 (в)) - тиск на вібратор може бути середньої сили (2-4 кгс), коли коливання розповсюджуються на шкіру та м'язи (імітація ручного прийому «розтирання»), та великої (до 9 кгс) - вібрація проникає через все тканини до кісткової системи (імітація ручного прийому «розминка»);

4) кругові - використовуються частіше всього в локальній області з метою ліквідації гіпертонуса м'язів (рис. 8.4 (г));

5) штрихоподібні - виконуються 2-3 рухами вперед-назад (рис. 8.4д);

6) поперечні - використовуються при масажі великих за об'ємом областей: спини та задньої поверхні, нижніх кінцівок (рис. 8.4 (е)).

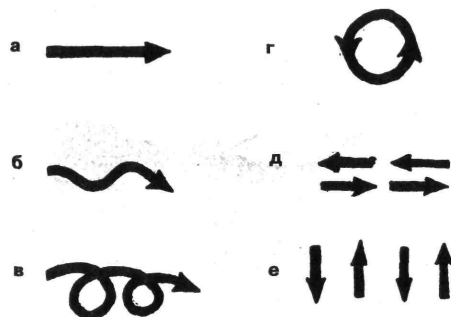


Рис. 8.4. Варіанти руху апаратних насадок:

а - прямолінійний; б - зигзагоподібний; в - спіралевидний; г - круговий;
д - штрихоподібний; е - поперековий

При стабільному методі впливу вібратор знаходиться на одній ділянці

тіла 2-4 секунди, потім його переміщують на наступну ділянку.

В обох випадках можна проводити як перервну, так і неперервну вібрацію (режим впливу неперервний, перервний).

Дозування лікувальних процедур здійснюють за частотою вібрації, амплітудою вібропереміщення, площиною вібратора та часу впливу, пам'ятаючи про те, що неперервні, з несуттєвою амплітудою вібрації володіють седативною, заспокійливою, розслаблюючою дією, а перервні, з великою амплітудою - дратівливою, збуджуючою, тонізуючою дією. В лікувальній практиці використовують, в основному, вібрації з частотою від 10 до 200 Гц та амплітуду в межах від 0,1 до 5 мм.

Інтенсивність вібраційного впливу збільшується зі збільшенням тиску насадки, а також в умовах відриву насадки на деяку відстань від поверхні тіла. Тому не рекомендують проводити вібраційний вплив ударного типу, тобто з відривом насадки від поверхні тіла, зокрема при проведенні самомасажу в області плоских м'язових груп.

Інтенсивність вібраційного впливу зменшується, якщо знижується тиск насадки на масажовану ділянку тіла. При необхідності знизити до мінімуму інтенсивність вібраційного впливу (косметичний чи лікувальний самомасаж) між масажованою ділянкою тіла та насадкою поміщують палець чи кисть вільної руки.

Тиск наконечникової насадки на початку вібраційного впливу повинен бути слабким, поступово наростаючим протягом 1-2 хвилин. Через 1-2 хвилини після досягнення помірного тиску насадки його поступово зменшують. При цьому рухи вібратора плавні, без ривків та різкої зміни тиску насадки, без відриву її від поверхні тіла.

Вибір частоти вібраційного впливу індивідуальний, з врахуванням суб'єктивного сприйняття (чутливості до вібраційного подразнення), функціонального стану нервово-м'язового апарату, мети впливу.

Встановлено, що частоти в межах 3-40 Гц здійснюють виражену тонізуючу дію. Найбільше підвищення працездатності встановлено при вібраційному впливі з частотою 10 Гц, з послідуєчим короткочасним впливом вібраціями в 30-40 Гц. Для функціонального тренування шкіряних рецепторів та запобігання адаптації до вібраційного подразнення під час проведення процедури вібраційного спортивного, а в деяких випадках і лікувального самомасажу поступово підвищують частоту коливань вібратора. Така послідовна зміна частоти приводить до підвищення

працездатності м'язів, викликає в них зсуви окисно-відновлювальних процесів з переходом м'язів на більш економний тип енергетичного обміну.

Особливості техніки та методики проведення вібротерапії за допомогою різноманітних пристроїв, як правило, дають в інструкціях, які додаються до кожного апарату. Довжина процедури залежить від характеру та локалізації патологічного процесу, загального стану хворого та реакції його організму, та складає в середньому на початку курсу лікування 5-8 хвилин. В процесі курсового впливу процедура вібротерапії може бути підвищена до 15 хвилин.

Тривале застосування вібрації однакової частоти та інтенсивності викликає через деякий час звикання хворого, а процедура, яка продовжується більше 20 хвилин, приводить до стомлення пацієнту. На початку курсового впливу процедури проводять через день, потім, в залежності від загального стану та відповідної реакції організму хворого, назначають їх 2-3 дні поспіль з перервою на 3-й день. Курс лікування складає 10-15 процедур вібротерапії.

Вібраційна терапія широко застосовується при лікуванні неврологічних проявів остеохондроза. Як правило, назначається вібраційна терапія при не різко вираженому больовому синдромі різноманітних відділів хребта. Перші процедури здійснюють при частоті від 200 до 100 Гц з поступовим зменшенням частоти до 50-60 Гц з інтервалом в 10 Гц. Вплив здійснюють на паравертебральні області хребта, регулюючи амплітуду коливань з мінімальної 1-1,5 мм до 3 мм.

Як правило, використовується грибовидний наконечник чи плоский. Вібраційний вплив не повинен супроводжуватися підсиленням болі. Навпаки, після закінчення процедури хворий повинен почувати ослаблення болі, сприйняття зменшення м'язової напруги, збільшення об'ємів руху в відповідному сегменті хребта.

Частіше використовують лабільну методику, переміщуючи вібратор спіралеподібно вгору та вниз від 3-4 до 5-6 хвилин з кожної сторони. Загальний час впливу від 8 до 15 хвилин. При переміщенні вібратора необхідно затримувати його по 5-7 секунд на больових точках. Процедуру проводять кожного дня. Курс лікування - до 15 процедур.

Вплив при ревматоїдних артритах, остеоартрозі здійснюють в неактивній фазі процесу з метою запобігання анкілоза, туго рухомості, збільшення об'єма рухів та запобігання м'язових атрофій. В цих випадках

вібраційна терапія комбінується з фізіотерапевтичним впливом (магнітотерапія, електролікування, теплолікування), механотерапією (масаж та лікувальною фізичною культурою). Використовується грибовидний наконечник. Вплив починають з проксимальних відділів кінцівок над суглобом, потім впливу піддаються ділянки кінцівок нижче суглоба, а потім і сам суглоб. Частота від 10 до 100 Гц, амплітуда коливань від 0,5 до 3 мм безпосередньо на суглоб та від 2 до 5-7 мм на м'які тканини навколо суглоба. Загальний час впливу на крупний суглоб (колінний, тазостегновий) складає 8-5 хвилин. Процедури проводять через день, курс лікування - 10 - 15 процедур.

Вібраційна терапія широко застосовується в лікуванні гінекологічних захворювань (хронічний сальпінгоофорит, порушення перистальтичної активності маточних труб). Вплив здійснюють поза загострення на паравертебральні зони попереково-крижової області і на проекцію органів малого тазу на черевній стінці. Амплітуда вібропересувань в паравертебральній зоні 0,1-0,5 мм, частота коливань 75-100 Гц по 2-3 хвилини з кожної сторони в області поперечно – крижового відділу хребта.

На область проекції осередку ураження через передню черевну стінку впливають з частотою 10-60 Гц, при амплітуді 3-5 мм. Час впливу 6-8 хвилин. Процедури через 1-2 дні, курс - 8-15 процедур.

8.6. Принципи побудови апаратів для загальної вібротерапії

Як правило, в апаратах загальної вібраційної терапії «Тонус-1», «Тонус-2», «Beauty star», «Vario exclusive», «Fitvibe Medical», «Body Massage» вібраційний вплив здійснюють за допомогою тягових ременів різноманітної довжини, які кріпляться до платформи, яка являється джерелом механічних коливань низької частоти, а також безпосередньо через віброуючу платформу.

Структурна схема пристрою для загальної вібротерапії зображена на рис. 8.5:

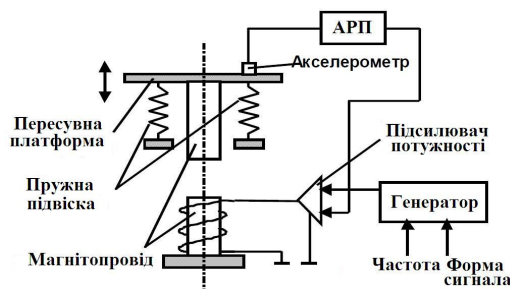


Рис. 8.5. Структурна схема пристрою для загальної вібротерапії

Частота, що генерована апаратами, змінюється в межах 10-60 Гц, а амплітуда вібрації від 1 до 5 мм.

Вплив здійснюється з наростанням та убунанням частоти вібрації за період від 3 до 10 с.

Одним із сучасних апаратів для загальної вібротерапії являється апарат «Fitvibe Medical», який представляє собою аналог в розвитку біомеханічного тренажеру професора Назарова, що був розроблений в Республіці Білорусь в 80-х роках минулого сторіччя та зарекомендував себе надійним та ефективним пристроєм для лікування захворювань опорно-рухомого апарату та як засіб тренування спортсменів. Апарат «Fitvibe Medical» здійснює загальну та місцеву вібростимуляцію м'язів та тканин всього тіла. Принцип вібростимуляції полягає в подачі вібрації низької частоти вздовж напруженого м'язового волокна. При цьому м'язи скорочуються та розслабляються з невеликою амплітудою, проте частіше, ніж при загальному тренуванні. Такий режим роботи м'яза суттєво прискорює в ній та в прилягаючих тканинах, включаючи кісткові структури, обмінні процеси. М'язові волокна, які не діють при звичайних фізичних вправах, активно включаються до роботи. Виникаючі при загальновібраційному впливі ефекти сприяють зменшенню болі, в деяких випадках викликають міорелаксацію, в подальшому дозволяючи збільшити амплітуду рухів. В умовах спортивних залів, фітнес-залів «Fitvibe Medical» дозволяє активно працювати над всіма м'язами тіла як в статиці, так і в динаміці. Для створення напруг в обраній групі м'язів пацієнт займає певне положення тіла на платформі чи поряд з платформою, використовуючи мати та тягові ремені різної довжини, які кріпляться до платформи зі всіх сторін. Кабель дистанційного керування дозволяє включати та виключати вібрацію з будь-якого положення. Загальновібраційна терапія застосовується при ряді захворювань системи

опори та руху (остеохондроз, остеоартрози, наслідки травм суглобово-зв'язкового апарата), наслідків перенесених травматичних ушкоджень периферичних нервових стовбурів, вегето - судинних дистоніях, як засіб, який підвищує загальну працездатність, який знімає м'язову та психоемоційну напругу, як засіб естетичної медицини.

Для комбінованого впливу різними видами масажу (гідромасаж, аеромасаж, вихревий масаж, ручний підводний масаж, а також для комбінованого впливу душами, паровою сауною, інфрачервоною сауною, хромотерапією) використовуються різноманітні пристрої типу капсуль, які дозволяють одночасно використовувати вібраційні терапевтичні впливи в комплексі з вищеперерахованими загальнотерапевтичними заходами (SPA-капсула «Neoqi Mediq») (рис. 8.6).



Рис. 8.6. SPA-капсула «Neoqi Mediq»

Методика впливу загальної вібротерапії залежить від загального стану хворого та цілей впливу (лікувальний вплив, естетичний вплив).

Як правило, частота вібрацій визначається програмою впливу та коливається в обраному діапазоні низьких частот від 10 до 80 Гц з встановлюваною швидкістю наростання або убування вібрацій від 3 до 10 с. Час впливу варіює від 10 до 30 хвилин, а знаходження в капсулах комплексного терапевтичного впливу обмежено 40-60 хвилинами. Процедура здійснюється кожного дня чи через день з лікувальною метою, з профілактичною та естетичною цілями - 1-2 рази в неділю. Курс впливу складає 10-15-20 процедур.

Техніка процедури загальної вібротерапії

При уретеролітазі, після звільнення сечового міхура за 15-20 хвилин до процедури пацієнт випиває теплий чай чи воду (мінеральну чи звичайну) в кількості 500-600 мл. Для вертикальної вібротерапії можуть

бути використані пристрої типу «Fitvibe Medical» (Німеччина) чи вібростенди «ВС-70», «ВСЧ-200» (Росія). Жорстке крісло прикріплюється до вібраційної платформи, хворого саджають в крісло, включається вібрація з амплітудою 2-4мм з частотою 7-15 Гц. Тривалість 10-20 хвилин. Вібротерапію проводять щодня або через день. На курс лікування застосовують до 10 процедур. Розпочинаючи процедуру з 10 хвилин, поступово збільшуючи тривалість. В процесі вібротерапії іноді з'являються больові відчуття в області локалізації каменю, мікрогематурія, ниркові кольки. У цих випадках процедуру слід зупинити. Наступного дня процедура може бути продовжена.

При лікуванні сечокам'яної хвороби використовується наступна методика комбінованої фізіотерапії для видалення каменів з сечоводу.

Після медикаментозного купірування нападу ниркової кольки хворий за 30 хвилин до початку процедур комбінованої фізіотерапії випиває 500-600 мл рідини (відвару листя брусниці, нирковий чай, журавлинний морс, мінеральної води).

Використовуються апарати загальної вібраційної терапії: біомеханічний тренажер Назарова (рис. 8.7) і «Vario Exclusive» за наступною схемою.

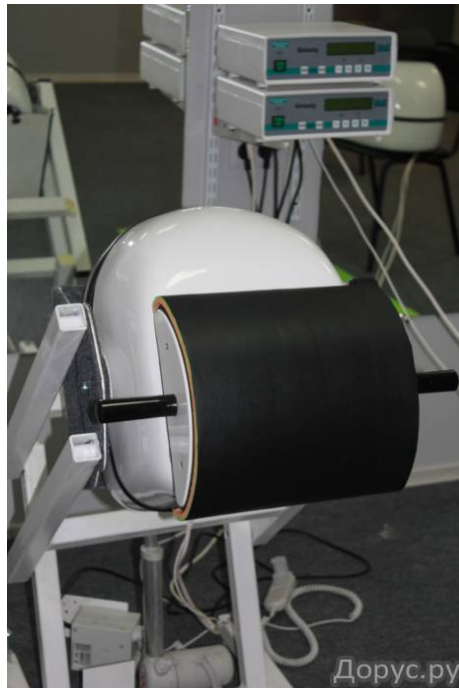


Рис. 8.7. Біомеханічний тренажер Назарова

Спочатку проводять процедуру вібраційної терапії (у перший день -

впродовж 8-10 хвилин, в другий і подальші - 12-15 хвилин, з 2-х хвилинною паузою і ще 12-15 хвилин загальної вібрації з частотою, що змінюється від 10 до 60 Гц і наростаючою амплітудою вібрації до 7 мм, наростання частоти вібрації відбувається впродовж 8-10 с.). Після 15-20 хвилинної перерви (положення спокою) хворий приймає гарячу (39-41⁰С) ванну впродовж 10-12-15 хвилин. Через 30 хвилин хворому проводиться електростимуляція за методикою Ясногородського. Курс комбінованої фізіотерапії складає 3-7 процедур.

Вібраційна терапія може проводитися в комбінації як із загальними ваннами, так і з іншими тепловими діями (озокеритовими апплікаціями, НВЧ-терапією або індуктотермією на стаціонарних апаратах з дією на область проекції сечоводу).

Проведена вібраційна терапія для хворих після дистанційної літотрипсії. Враховуючи більш високу ефективність комплексного використання вібраційної терапії, електростимуляції, гарячих ванн або озокеритолікування, використовувався вищеперелічений комплекс для лікування людей.

Перелік літератури

1. Митьков В. В. Клиническое руководство по ультразвуковой диагностике в 5 томах / В. В. Митьков. – Москва: Видар, 1995. – 1503 с.
2. Осипов Л.В. Ультразвуковые диагностические приборы: Практическое руководство для пользователей.-М.: Видар, 1999.-256 с.
3. Техника и методика физиотерапевтических процедур (справочник)/ Под ред. В.М.Богомолова.-Тверь: Губерн. Мед-на, 2001. – 408 с.
4. Афанасьев Л.О. Основи біологічної і медичної фізики, інформатики й апаратури: Навч. посібник / Л.О. Афанасьєва і др.; За ред. Л.С. Годлевського.-Одеса: Одес. держ. мед. ун-т, 2003.-258 с.
5. Самосюк И. З. Терапия ультразвуковыми волнами (низко- и высокочастотная ультразвуковая терапия с применением аппаратов серии МИТ, Барвинок, Стриж, Лор) / И. З. Самосюк. – Киев: НМЦ Мединтех, 2003. – 175 с.
6. Морган мл. Дж. Эдуард, Мэвид С. Михаил Клиническая анестезиология: книга 1-я/изд. 2-е испр. Пер. с англ.-М-СПб.: БИНОМ -Невский Диалект, 2001. - 396 с.
7. Ройтберг Г.Е. Лабораторная и инструментальная диагностика заболеваний внутренних органов / Г.Е. Ройтберг, А.В. Струтынський - М.: БИНОМ, 1999. - 622 с.
8. Кромвелл Л. Медицинская электронная аппаратура для здравоохранения: Пер. с англ. / Л. Кромвелл, М. Ардитти, Ф. Вейбелл и др.; Пер. под ред. Р. И. Утямышева.- М.: Радио и связь, 1981.-344 с.
9. Дідковський В.С. Електроакустичні п'єзокерамічні перетворювачі (розрахунок, проектування, конструювання). Навчальний посібник./ В.С. Дідковський, О.Г.Лейко, В.Г.Савін - Кіровоград: Імекс-ЛТД, 2006. - 448с.
10. Джейкокс Дж. Руководство по поиску неисправности в электронной аппаратуре: Пер. с англ. - М.: Мир, 1989.-176 с.
11. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика: Учеб. для мед. спец. вузов - 3-е изд. испр.- М.: Высш. Школа, 1999. - 616 с.
12. Абакумов В.Г. Біомедичні сигнали. Генезис, обробка, моніторинг./ В.Г.Абакумов, А.И. Рыбин, Й.Сватош- К.: Нора-прінт, 2001.-516 с.

13. Фридман Ф.Е. Ультразвук в офтальмологии./ Ф.Е.Фридман Р.А. Гундорова, М.Б Кодзов- М.: Медицина, 1989.-256 с.
14. Минкин Р. Б. Электрокардиография и фонокардиография/Р.Б. Минкин, Ю.Д. Павлов- Л.: Медицина, 1980. - 200 с.
15. Витрук С.К. Пособие по функциональным методам исследования сердечно-сосудистой системы - К.: Здоровья, 1990.-224 с.
16. Сиднев Д.А. Физико-технические основы лучевой диагностики и радиационная защита.- К.: Полиграф, 2005.-204 с.
17. Олейник В.П. Терапевтические аппараты и системы. Учеб. пособие. - Харьков: Нац. аэрокосмический ун-т Харьк. авиац. ин-т, 2002. - 93 с.
18. Эфрусси М.М. Слуховые аппараты и аудиометры М.:Энергия,1975.98 с.
19. Лисовский В.А., Елисеев В.А. Слуховые приборы и аппараты.-М.: Радио и связь, 1991.-192 с.
20. Беркута В.Г. Ультразвукова дефектоскопія./ В.Г.Беркута, Валевиц С. М. Навчальний посібник.- Кіровоград : ТОВ Імекс-ЛТД, 2006.-177 с.
21. Никандров А.В, Копысов В.С. Вибрационный массаж в подготовке тяжелоатлетов.-М.: Физкультура и спорт, 1981.-96 с.
22. Кузнецов А.А. Вибрационные испытания элементов и устройств автоматики.-М.: Энергия, 1976.-120 с.
23. Грінченко В.Т. Основи акустики. Навчальний посібник./ В.Т.Грінченко, І.В. Вовк, В.Т. Маципура - К.:Наукова думка, 2007.-640с.
24. К курсовому проектированию по дисциплине «Ультразвуковая аппаратура» для студентов специальности 19.02.02 «Физические методы и приборы интроскопии»/Сост. Галаненко В.Б., Петрищев О.Н., Тараданов Л.Я. Киев: КПИ, 1990. 51 с
25. Кипенский А. В. УЛЬТРАЗВУКОВАЯ ТЕРАПИЯ/ А. В. Кипенский, В. Н. Шамардина, Д. М. Дейнеко. – Харьков: НТУ «ХПИ», 2002. – 48 с.
26. Ультразвук. Маленькая энциклопедия. Глав. Ред. И.П. Голямина. – М.: Советская энциклопедия, 1979.-400 с. илл.
27. Терещенко М.Ф. Генезис біосигналів: Методичні вказівки до виконання лабораторних робіт для студентів напрямку підготовки 0909 – «Прилади» спеціальності 8.090905“ Медичні прилади та системи ”/ М.Ф. Терещенко,– К.: НТУУ ”КПІ”, 2010. -84с.

28. Терещенко М.Ф. Біофізика: Методичні вказівки до виконання лабораторних робіт для студентів напрямку 6.0909 – «Прилади» спеціальності “Медичні прилади і системи” усіх форм навчання./ М.Ф. Терещенко, Н.В.Стельмах, А.В.Осадчий, – К.: НТУУ ”КПІ”, 2008. -68с.
29. Терещенко М.Ф. Акустичні медичні прилади: метод. вказівки до викон. лаборатор. робіт для студ. напрямку підготовки 6.051003-«Приладобудування»/М.Ф.Терещенко, Г.С. Тимчик, В.Ю. Рудик - К.: НТУУ «КПІ», 2014.- 124с.
30. Донской А.В. Ультразвуковые электротехнические установки/А.В. Донской, О. К. Келлер, Г. С. Кратыш – Л.: Энергоиздат.-1982 г. -208 с.
31. Цапенко В.К. Куц Ю.В. Основи УЗ неруйнівного контролю: Підр.: - Київ:НТУУ «КПІ», 2010.- 448с.
- 32.Лисенко О.М.Сучасні методи та засоби дослідження слуху людини: Монографія. - К.:Видавництво "КВІЦ", 2002. - 176 с: іл.
33. Дідковський В.С. та ін. Практикум з технічної акустики: Навчальний посібник За редакцією В.С. Дідковського. – Київ: 2003. 192 с.
34. Кайко Г. Акустические волны: Устройства, визуализация и аналоговая обработка сигналов: Пер. с англ. – М.: Мир, 1990- 656 с., ил.
35. Иофе В.К. и др. Справочник по акустике/ Иофе В.К., Корольков В.Г., Сапожков М.А./ Под ред. М.А. Сапожкова.- М.: Связь, 1979.-312 с.

Інформаційно пошукова література

1. <http://www.technosphaera.ru> - Науково-технічний журнал
2. <http://www.fips.ru> - Федеральное государственное бюджетное учреждение «Федеральный институт промышленной собственности»
3. <http://ru.espacenet.com> - Европейским патентным ведомством
4. <http://www.ukrpatent.com>; - Український інститут інтелектуальної власності (УКПАТЕНТ)
5. <http://www.kafvr.kpi.ua> - Кафедра виробництва приладів, ПБФ

Теми та індивідуальне завдання по курсовому проекту та РГР

1. Ультразвукова діагностична система.
2. Ехотомоскоп ЕТС-ДМУ-02
3. Вимірювальний перетворювач ехотомоскопа ЕТС-ДМУ-02.
4. Ехоенцифалограф .
5. Апарат ультразвукової терапії УЗТ-1.01Ф.
6. Апарат для ультразвукової терапії УЗТ 1.07 Ф.
8. Аудиометр поліклінічний АП-02
9. Слухові апарати: аналогові, цифрові, заушні, карманні, внутрішні, імплантати.
10. Віброакустичні терапевтичні масажери.
11. Екстракорпоральна ударнохвильова терапія /ЕУХТ\ . Ліпотріптори.
12. Ультразвуковий окулометр
13. Апарат для лікування оніхомікозів
14. Апарат для вібраційної терапії з інфрачервоним теплом .
15. Ультразвуковий вимірювач швидкості потоку крові в судинах.
16. Ультразвуковий інтроскоп для діагностики щитовидної залози
17. Аудиометри
18. Низько- та височастотна ультразвукова терапія з апаратами МІТ-11.
19. Акустичний вушний імпедансметр.
20. Полікардіоаналізатор
21. Ехокардіограф.
22. Акустичні інгалятори «Туман 1»
23. Ультразвуковий прилад для дослідження лімфовузлів.
24. Акустичні датчики.
25. Світлоакустичний фізіотерапевтичний апарат.
26. Ультразвуковий фізіотерапевтичний апарат «ЛОР-1».
27. Апарат ультразвуковий аерозольний.
28. Ультразвукові лабораторні прилади.
29. Ультразвуковий кардіоінтраскоп.
30. Ультразвуковий комп'ютерний томограф.
31. Ультразвукова система візуалізації ока людини.
32. Ультразвуковий денситометр тканин.
33. Ультразвуковий діагностичний сканер.
34. Апарати для лікування ультразвуком.
35. Фізіотерапевтичний апарат інтегрованого впливу.
36. Свігмографи.
37. Фонокардіографи.
38. Фоноенцифалографи.
39. Ультразвукові системи діагностики ока.
40. Ультразвукові системи дроблення каменів та конкрементів.
41. Ультразвукові терапевтичні та діагностичні датчики

Кафедра : Виробництва приладів

Дисципліна: Акустичні медичні прилади

Напрямок підготовки: 6.051003- Приладобудування

Спеціальність: Медичні прилади і системи (Біомедична вимірювальна техніка)

Курс IV

Група ПБ (БП) -

Семестр VII

З А В Д А Н Н Я
по курсовому проекту (РГР) студента

(прізвище, ім'я, по батькові)

- 1. Тема проекту:** *Принцип побудови, структурна, принципіальна і функціональна схеми роботи приладу (системи ,блока, датчика) його конструкція, розрахунок основних параметрів та технологія (виробництва, обслуговування, ремонту, пошуку причин відмови). Назва приладу.*
- 2. Дата здачі** студентом закінченого проекту (роботи) _____
- 3. Вихідні дані** до проекту (роботи): *документація до приладу (системи,блока, датчика), проектний блок чи датчик, технічне завдання на проектування.*
- 4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки** (перелік питань, які підлягають розробці): *Вступ. 1.Огляд та аналіз діючих приладів. Патентний пошук. Аналіз і класифікація приладів (датчиків). 2.Вибір і обґрунтування принципу побудови, структури,конструкції прилад. 3.Вибір та обґрунтування технічного рішення, структурних та принципіальних схем на проектний блок чи датчик. 4.Конструктивне вирішення приладу, блока чи датчика. 5.Розрахунок електричної принципіальної схеми проектного блока та акустичного тракту, коефіцієнтів підсилення, фільтрації, зменшення шуму вимірювального чи випромінювального тракту. 6.Алгоритм чи програма роботи приладу. 7.Розробка методики перевірки приладу. 8.Метрологічні установки. 9.Контроль точності вимірювання чи генерації сигналів. 10.Регламент обслуговування, ремонту,пошуку причин відмов. 11.Висновки.*
- 5. Перелік графічного матеріалу** (з точним зазначенням обов'язкових креслень):
креслення приладу його структурна, функціональна та принципіальна схеми (системи ,блока, датчика чи деталі (2 А1),структурна,функціональна та принципіальна схеми (А1), спроектованого блок чи вузол (А2),складальне креслення конструкція приладу чи вузла (А2), його деталювання (А2), схема методики перевірки (А2), алгоритми роботи приладу чи блоку (А2) та регламенту обслуговування, ремонту, пошуку причин відмов(А2).
- 6.Дата видачі** завдання

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ п/п	Назва етапів курсового проекту (роботи)	Строк виконання етапів проекту (роботи)	Примітки
	Видача та узгодження завдання.		
	Вступ.		
1.	Патентний пошук. Аналіз і класифікація приладів.		
1.1	Структура і конструкція приладів , блоків та датчиків.		
1.2	Технічні характеристики проектного приладу чи вузла.		
1.3	Обґрунтування вибору такого приладу, блоку чи вузла.		
2.	Вибір і обґрунтування принципу побудови, структури, конструкції.		
2.1	Функціональні схеми блоків та приладу.		
2.2	Розрахунок принципальних схем блоків та приладу.		
2.3	Розрахунок конструкція блоків приладу.		
3.	Вибір , обґрунтування та розрахунок датчика.		
4.	Складальна схема техпроцесу зборки.		
4.1	Порівняльний аналіз технічних параметрів вузлів.		
4.2	Технічні та технологічні властивості матеріалу датчика.		
4.3	Конструктивні особливості датчиків.		
5.	Електричні та акустичні параметри датчиків.		
5.1	Розрахунок електричних схем блоків та приладу.		
5.2	Розрахунок акустичного тракту.		
6.	Розрахунок коефіцієнта підсилення чи випромінювання.		
6.1	Виділення корисного сигналу акустичного тракту		
6.2	Розрахунок коефіцієнта шуму.		
7.	Розробка алгоритму методики повірки		
8.	Метрологічні установки..		
9.	Розробка робочого місця повірителя та схеми повірки.		
10.	Контроль значення параметру та похибка вимірювання.		
10.1	Показники точності . Складальні одиниці та деталі		
10.2	Контрольно-вимірювальні прилади. Метрологія.		
11.	Алгоритми роботи приладу та регламент обслуговування, ремонту, пошуку причин відмов.		
12	Висновки		

Студент _____
 (підпис) (прізвище, ім'я, по батькові)

Керівник _____
 (підпис) (прізвище, ім'я, по батькові)

Дата

Додаток Б. Основні параметри поширення ультразвуку в біологічному об'єкті

Таблиця Б.1. Швидкість ультразвукових хвиль в різних середовищах і акустичні опори середовищ.

Середовище	Швидкість звуку, м/с	Густина відносно води, ρ_c/ρ_v	Акустичний опір відносно води, z_c/z_v
Повітря (на н.у.)	343	$1,2 \cdot 10^{-3}$	$0,3 \cdot 10^{-3}$
Дистильована вода (при $+20^0\text{C}$)	1480	1,0	1,0
Легені	400-1200	-	-
Жирова тканина	1350-1470	0,95	0,86-0,94
Мізки	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
Мязова тканина	1560-1620	1,07	1,13-1,18
Нирка	1560	1,07	1,13
Мякі тканини (середнє значення)	1540	1,06	1,11
Кісткова тканина	2500-4300	1,2-1,8	2,2-5,0
Камені в печінці	1400-2200	-	0,8-1,6

Додаток В. Випромінювачі та фізико-механічні властивості п'єзокерамік різних марок

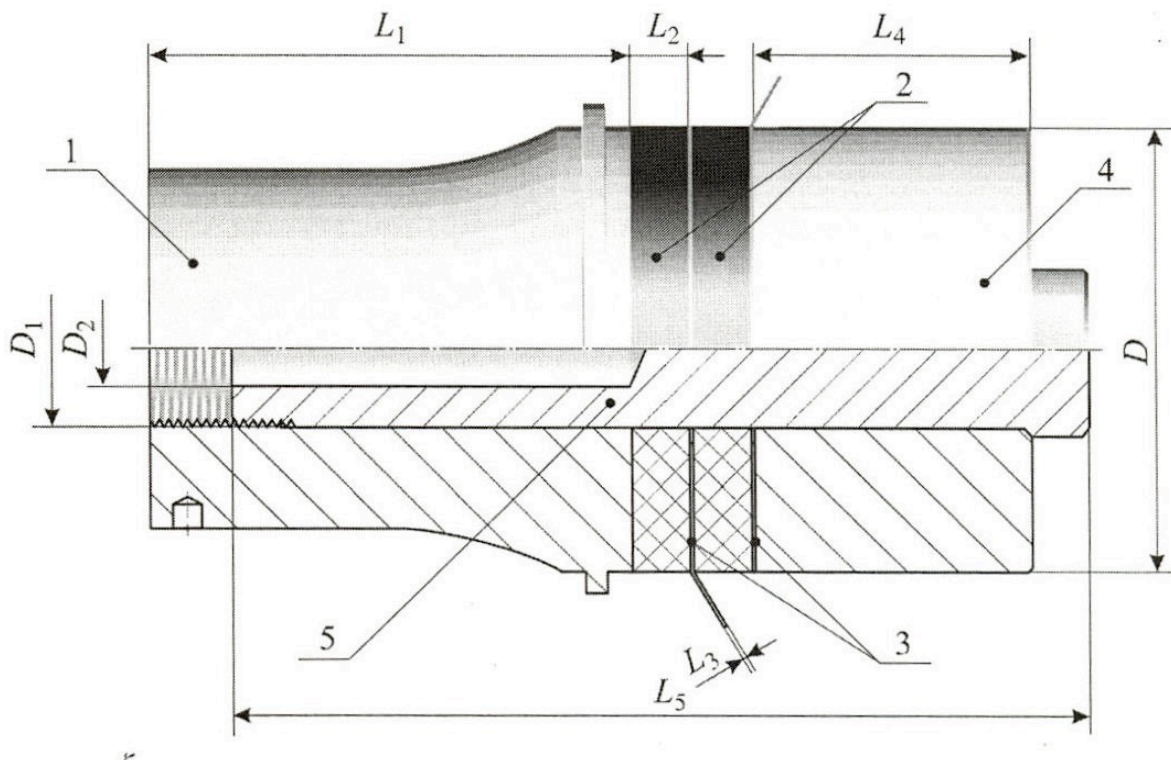


Рис В.1. Випромінювач до МІТ-11

№	Наименование детали	Материал детали	с, м/с	Размеры, мм			
				D	D ₁	D ₂	L
1	Передняя втулка	Сплав ВТ-4	5140	54...68	22 ⁺	-	67
2	Пьезоэлемент	Керамика ПКВ-460	3200	62	22 ⁺	-	8
3	Электрод	Латунь Л-59	4600	62	22 ⁺	-	0,2
4	Задняя втулка	Сплав ВТ-1	5720	62	22 ⁺	-	38
5	Стяжка	Сталь 30ХГСА	5200	62	22 ₂	12	118
Конструкция из деталей 1-4			5352	54...68	22 ⁺	-	122

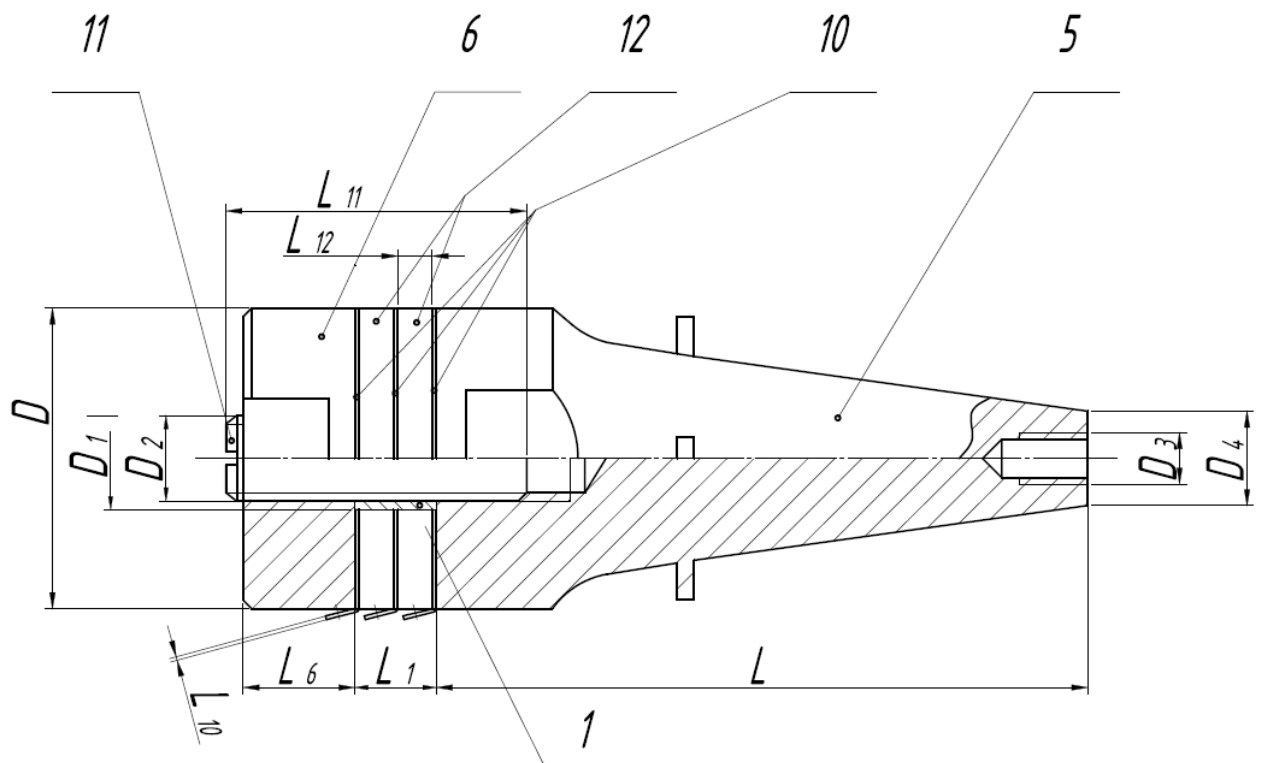


Рис В.2. Випромінювач до МІТ-11

Поз.	Назва деталі	Матеріал деталі	с, м/с	Розміри, мм					
				D	D_1	D_2	D_3	D_4	L
1	Втулка	Текстоліт ПТК	-	-	15.	10^+	-	-	5,4
5	Хвилепровід	Сплав ВТ-14	5044	35	-	10^+	М6	11	75
6	Гайка	Сплав ВТ-14	5044	35	-	10^+	-	-	13
10	Прокладка контактна	Латунь Л-59	4600	35	15^+		-	-	0,2
11	Шпилька	Сплав ВТ-14	5044	-	-	М10	-	-	35
12	Кільце п'єзокерамічне	Кераміка ЦТССт-3	3500	35	15	-	-	-	5
Конструкція з деталей				35	15	10	-	-	98,6

Таблиця В.1. Фізико-механічні властивості п'єзокерамік різних марок

Парам. Матер-л	Скор. звука	Плот- ность	П'єзокоэффициенты					Отн. диэ лектр. прониц.	Модуль Юнга	Механ. Добротн	Коефф. электроме- ханич. связи			Темпер. Кюри
			$d_{33} \cdot 10^{12}$	$d_{31} \cdot 10^{12}$	e_{33}	$h_{33} \cdot 10^{-10}$	$g_{33} \cdot 10^3$				$\epsilon^{тзз}/\epsilon_0$	k_B	k_{33}	
Обозначен.	C_1	$\rho \cdot 10^{-3}$	$d_{33} \cdot 10^{12}$	$d_{31} \cdot 10^{12}$	e_{33}	$h_{33} \cdot 10^{-10}$	$g_{33} \cdot 10^3$	$\epsilon^{тзз}/\epsilon_0$	Па		k_B	k_{33}	k_{15}	°C
Размерность	м/с	кг/м ³	Кл/Н	Кл/Н	Кл/м ²	Н/Кл	м ² /Кл		Па					°C
Кристаллы														
α -кварц	5750	2,65	2,3		0,17	0,44	57,0	4,52	0,78		.09			573
LiNbO ₃	5800	4,64	6,0	-1,0	13,0	0,51	2,3	30	1,72		.30	.03		1210
Va₂NaNb₅O₁₅	6150	5,30	37,0	-7,0	43,0			31			.57			560
LiGaO ₂	6100	4,19	8,6	-7,5	0,96	1,3	10,0	9,5			.25	.12		-
LiTaO ₃	6160	7,3	8,0	-2,0	1,9	0,5	21,0	45			.18	.05		-
LiO₃	4130	4,5			1,03			6			.51			256
PbTiO ₃	4190	7,95	117,0	-2,5				126			.64	.24		490
П/п мат-лы														
CdS	4500	4,82	10,3	-5,2	0,44			10,3			.25	.12		
CdSe	3860	5,68	7,8	-3,9	0,35			10,6			.12	.08		
ZnO	6100	5,68	12,4	-5,0	1,14	1,6	110	10,9	1,4		.38	.18		Плавл. 1870°C
Синтетич. мат-лы														
ДВДФ	1500- 2600	1,3- 1,8		-23	0,11		230			<15	.1- .14			Плавл. 170°C

Продовження таблиці В.1

Матер-лі	Парам.	Скор. звука	Плот-	Пьезокоэффициенты				Опн. дієл. прониц.	Модуль Юнга	Механ. Добротн.	Коефф. електромеханіч. зв'язи			Темпер. Кюри
				$d_{31} \cdot 10^{12}$	$d_{33} \cdot 10^{12}$	$d_{31} \cdot 10^{12}$	e_{31}				k_p	k_{33}	k_{31}	
		С1	$\rho \cdot 10^{-3}$	Кл/Н	Кл/Н	Кл/М ²	Кл/М ²	$\epsilon^{рзз}/\epsilon_0$	Ур.10 ⁻¹¹				°С	
		м/с	кг/м ³	Кл/Н	Кл/Н	Кл/М ²	Кл/М ²		Па					
Пьезокера-														
мика														
ТВ-1		4600	5,30	100,0	45,0	10,0		1500	1,00	100	.20		110	
ЦТС-19		3300	7,45	200,0	100,0	15,0		1725	0,70	50	.40		290	
ЦТСНВ-1		2950	7,30	400,0	165,0	25,0		2250	0,64	70	.45		240	
ТВК-3		4750	5,30	83,3	43,3	10,0		1200	1,20	300	.20		95	
ЦТС-23		3175	7,40	200,0	100,0	15,0		1075	0,75	200	.43		275	
ЦТС-24		3175	7,40	200,0	100,0	15,0		1075	0,75	200	.45		270	
НВС-1		3950	5,60	166,5	66,6			1600	0,82	150	.28		245	
ЦТБС-3		3490	7,20	320,0	125,0	28,0		2300	0,80	200	.45		180	
ТВКС		3700	5,20	50,0	20,0			450	1,12	350	.17		150	
ТВКС-22		3800	7,00	69,0	27,0			800	0,92	400	.20		320	
НВС-3		4200	5,50	100,0	45,0			1800	0,85	300	.20		250	
ЦТС-35		3450	7,00	-	70,0			1000	0,75	550	.38		300	
ЦТС-21		3650	7,00	66,6	26,6	6,0		550	0,90	100	.20		400	
ЦТССГ-1		3500	7,30	180,0	75,0			1150	0,80	500	.43		260	

Додаток Г. Розрахунок діаграми спрямованості.

При відсутності додаткових максимумів виконується наступна умова:

$$d \leq \lambda \cdot \frac{N-1}{N}$$

$$0,3 \cdot 63 / 64 = 0,29 > d = 0,15 \text{ умова виконується.}$$

Розкрив головного пелюстка діаграми спрямованості:

$$2\theta_0 = 2 \arcsin \frac{\lambda_{ок}}{L} = 2 \arcsin \frac{0,3}{10} = 3,4^\circ$$

Для практичних цілей використовують розкрив головного пелюстка діаграми спрямованості на рівні 3дБ:

$$2\theta_{0,7} = 2 \arcsin \frac{0,9 \cdot \lambda_{ок}}{L} = 2 \arcsin \frac{0,9 \cdot 0,3}{10} = 3^\circ.$$

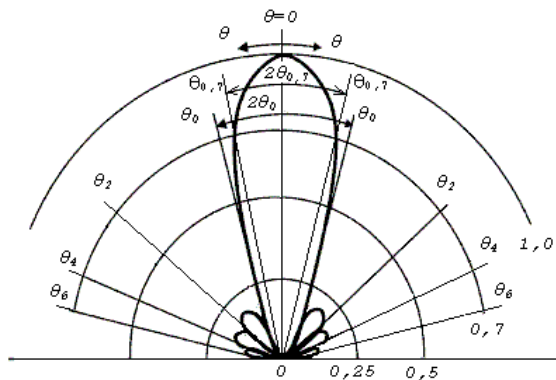


Рис.Г.1 Діаграма спрямованості квадратного перетворювача

Кутова роздільна здатність. Кутова роздільна здатність – це мінімальний кут, при якому роздільно реєструються два рівновіддалених від перетворювача та співвимірних за лінійними розмірами відбивача.

Кутова роздільна здатність визначається на рівні 3дБ чи кутом $\Delta\theta = 2\theta_{0,7}$.

Кутова роздільна здатність визначає кут компенсації для відхилення пучка у секторі сканування. Отже, кут компенсації $\theta_k = 3^\circ$.

Додаток Д. Акустичний тракт.

Приклади еквівалентних схем

Приклади виконання КП та РГР

Таблиця Д.1- Середня швидкість руху крові в різних судинах.

Судина	Середня швидкість руху крові, см/с
Аорта	30-60
Великі артерії	20-40
Вени	10-20
Малі артерії, артеріоли	1-10
Венули, малі вени	0.1-1
Капіляри	0.05-0.07

Таблиця Д.2. Параметри для розрахунків **черевної порожнини** буде використано дані з таблиці:

Середовище	Швидкість звуку, м/с	Густина, кг/м ³	Товщина, мм
<i>Шкіра</i>	1638	1100	2,15
<i>Жировий шар</i>	1484	920	26
<i>М'язи</i>	1585	2500	32
<i>Стінки судин</i>	1638	1250	1,2
<i>Кров</i>	1650	1050	18
<i>Нирка</i>	1570	1900	22

Таблиця Д.2-Значення швидкості ультразвук в біологічних середовищах

Середовище	Значення швидкості ультразвуку, м/с
Шкіра	1640
Череп	2200
Тверда речовина	1600
Сіра речовина	1535

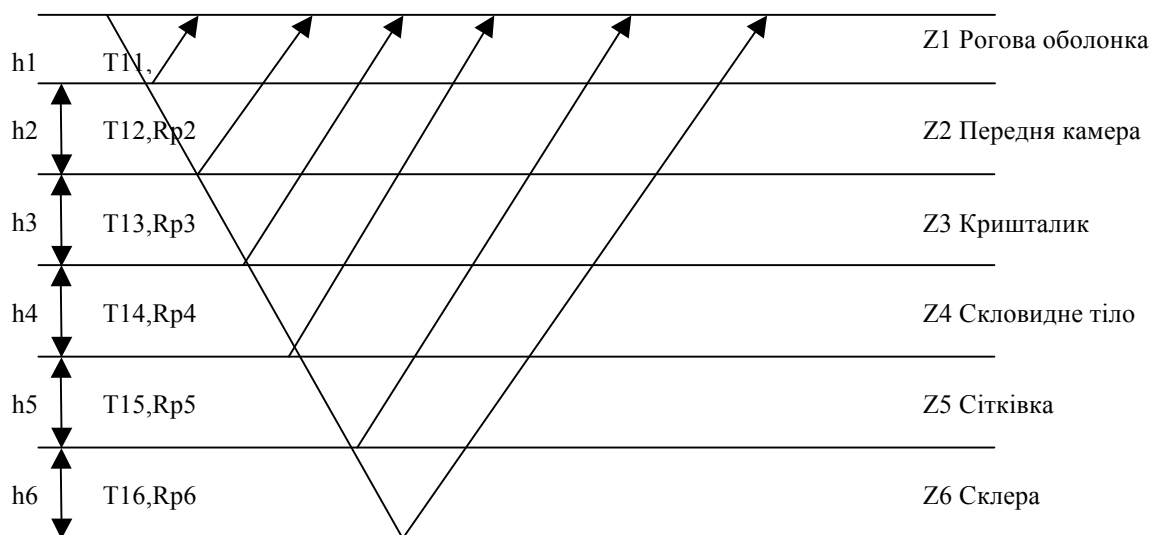


Рис Д.1. Еквів. схема проходження ультразвуку біологічних шарів ока

Таблиця Д.3. Значення швидкості ультразвуку в залежності від біологічного середовища

Середовище	Значення швидкості ультразвуку, м/с
Рогова оболонка	1640
Передня камера	1610
Кришталік	1645
Скловидне тіло	1580
Сітківка	1620
Склера	1648



Рис.Д.2. Еквівалентна схема проходження ультразвуку біологічних шарів при дослідженні жовчного міхура

Таблиця Д.4. Значення швидкості ультразвуку в залежності від біологічного середовища при дослідженні жовчного міхура

Середовище	Значення швидкості ультразвуку, м/с
Шкіра	1638
Жировий шар (підшкірна клітчатка)	1484
М'язи	1585
Стінки судин	1638
Кров	1572
Жовчний міхур	1553

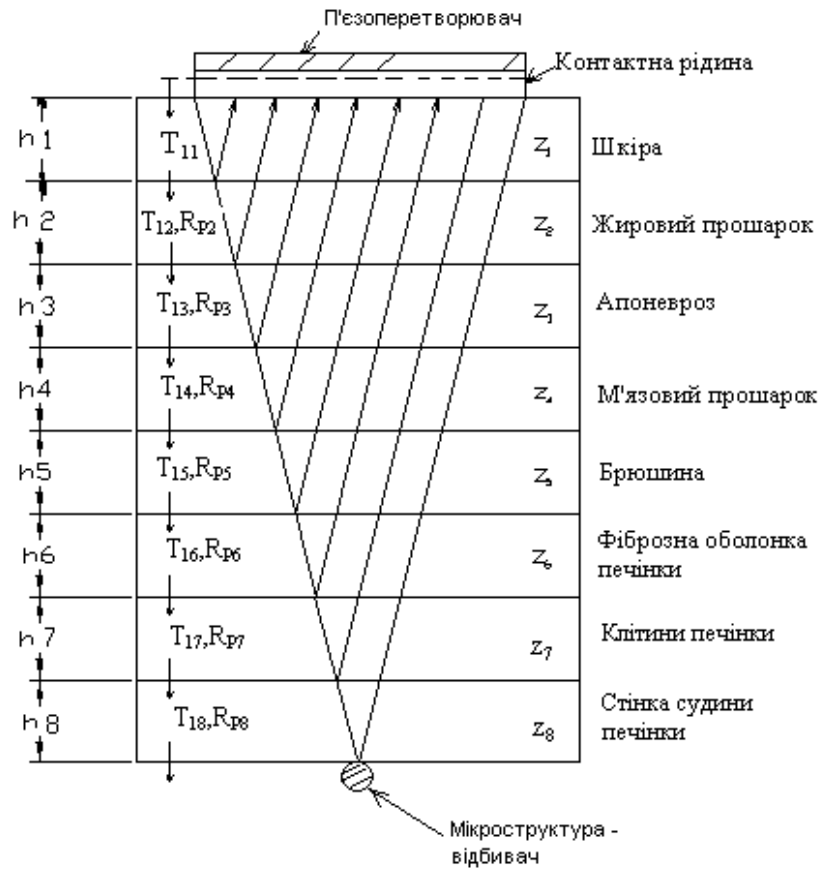


Рис.Д.3. Еквівалентна схема проходження ультразвуку біологічних шарів при дослідженні печінки

Табл.Д.5. Значення швидкості ультразвуку в залежності від біологічного середовища при дослідженні печінки

Середовище	Значення швидкості ультразвуку, м/с
Шкіра	1600
Жировий прошарок	1400
Апоневроз (сполучна тканина)	1560
М'язовий прошарок	1580
Брюшина	1540
Фібозна оболонка печінки (сполучна тканина)	1560
Печінка	1570
Стінка судини	1625
Кров	1540