

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ЧЕРКАСЬКИЙ ДЕРЖАВНИЙ ТЕХНОЛОГІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
ФАКУЛЬТЕТ ЕЛЕКТРОННИХ ТЕХНОЛОГІЙ І РОБОТОТЕХНІКИ

МЕТОДИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ
до виконання курсового проекту з дисципліни
«АКУСТИЧНІ МЕДИЧНІ ПРИЛАДИ ТА СИСТЕМИ»
для здобувачів освітнього ступеня магістра
зі спеціальності 153 «Мікро- та наносистемна техніка»
усіх форм навчання

Черкаси



2018

УДК 615.47(07)
М54

*Затверджено вченою радою ФЕТР,
протокол № 2 від 19.09.2018 р.,
згідно з рішенням кафедри
приладобудування, мехатроніки
та комп'ютеризованих технологій,
протокол № 2 від 28.08.2018 р.*

Упорядники: **Куницька Л. Г., к.т.н., доцент,**
Трембовецька Р. В., к.т.н., доцент,
Базіло К. В., к.т.н., доцент

Рецензент Бондаренко Ю. Ю, к.т.н., доцент

М54 **Методичні** рекомендації до виконання курсового проекту з дисципліни «Акустичні медичні прилади та системи» для здобувачів освітнього ступеня магістра зі спеціальності 153 «Мікро- та наносистемна техніка» усіх форм навчання [Текст] / [Електронний ресурс] / [упоряд. : Куницька Л. Г., Трембовецька Р. В., Базіло К. В.] ; М-во освіти і науки України, Черкас. держ. технол. ун-т. – Черкаси : ЧДТУ, 2018. – 105 с.

Видання містить рекомендації щодо виконання курсового проекту, а саме: етапи виконання, організаційні вимоги, вимоги щодо оформлення пояснювальної записки, порядок захисту курсового проекту, теоретичні відомості про акустичні прилади, приклад розрахунку ультразвукового перетворювача.

УДК 615.47(07)

ЗМІСТ

ВСТУП	5
1. ПОНЯТТЯ І ПРИЗНАЧЕННЯ КУРСОВОГО ПРОЕКТУ (РОБОТИ)	6
1.1. Загальні положення.....	6
1.2. Етапи виконання курсового проектування.....	6
1.3. Організаційні вимоги щодо курсового проекту (роботи)	7
1.4. Вимоги щодо оформлення пояснювальної записки	9
1.5. Порядок захисту курсового проекту	10
2. ТЕОРЕТИЧНІ ВІДОМОСТІ	11
2.1. Медична акустика	11
2.2. Класифікація ультразвукових приладів.....	15
2.3. Типи ультразвукових датчиків	19
2.4. Принцип роботи ультразвукового сканера.....	25
2.5. Фонокардіографи.....	29
2.6. Сфігмографи	31
2.7. Ехокардіографи	32
2.8. Реографи.....	34
2.9. Ультразвукові фізіотерапевтичні прилади та системи.....	37
2.10. Інфразвукові медичні прилади.....	47
2.11. Віброакустичні прилади	53
2.12. Аудиометрія.....	59
2.13. Принципи побудови і функціонування слухових апаратів.....	66
2.14. Датчики тонів Короткова	72
3. РОЗРАХУНОК УЛЬТРАЗВУКОВОГО ПЕРЕТВОРЮВАЧА	80
3.1. Основні елементи ультразвукового перетворювача.....	80
3.2. Методика розрахунку акустичного тракту.....	82
3.3. Вибір і обґрунтування робочої частоти п'єзоперетворювача	85
3.4. Розрахунок кутів заломлення при проходженні ультразвуку через різні біологічні шари.....	86
3.5. Розрахунок значень акустичного опору та коефіцієнта проходження за інтенсивністю	88
3.6. Розрахунок геометричних розмірів товщин п'єзоелемента та шарів.....	89
3.7. Розрахунок роздільної здатності	91

3.8. Розрахунок коефіцієнта послаблення акустичного тракту.....	92
3.9. Розрахунок просвітлювального шару та демпфера.....	95
3.10. Електроакустичний розрахунок напруги випромінювача.....	96
3.11. Розрахунок затримок для сканування для фазованих решіток п'єзоперетворювача.....	96
3.12. Розрахунок параметрів фокусування променів сканування.....	97
3.13. Розрахунок параметрів генератора зондуючих імпульсів.....	98
3.14. Розрахунок енергетичних характеристик перетворювача.....	100
ВИКОРИСТАНА ТА РЕКОМЕНДОВАНА ЛІТЕРАТУРА.....	102
ДОДАТКИ.....	103
Додаток А. Титульний аркуш пояснювальної записки.....	103
Додаток Б. Індивідуальне завдання та календарний план на КП.....	104
Додаток В. Список тем для курсового проектування.....	106
Додаток Г. Швидкість ультразвукових хвиль у різних середовищах та акустичні опори середовищ.....	107
Додаток Д. Еквівалентні схеми проходження ультразвуку через біологічні шари.....	108

ВСТУП

Курсовий проект магістра є однією з основних кваліфікаційних робіт, що виконуються студентами індивідуально під час їх навчання в університеті. Вони містять науково обґрунтовані теоретичні положення та практичні результати, які виносяться автором для публічного захисту.

Мета курсового проектування полягає у систематизації, закріпленні та розширенні теоретичних знань, ознайомленні з методами, які напрацьовані іншими дослідниками в певній галузі, а також у науковому обґрунтуванні результатів власних досліджень.

Виконання курсового проекту має допомогти формуванню творчого мислення студента, перевірити навички збирання, аналізу та інтерпретації джерел й літератури, вміння формулювати висновки та пропозиції.

Успішне проведення розробки, розрахунків та написання курсової роботи залежить від чіткого дотримання основних вимог, які висуваються до виконання та захисту цієї роботи. Ці вимоги стосуються наукового рівня роботи, її змісту, структури, форми викладу матеріалу, а також її оформлення.

Завдання курсових проектів (робіт):

- закріпити і поглибити знання, отримані студентами у процесі навчання;
- залучити студентів до самостійної роботи з фаховою літературою;
- сформулювати навички пошуку необхідних джерел і матеріалів;
- набути студентами досвіду чітко, послідовно і грамотно письмово викладати теоретичні положення;
- розвинути вміння аналізувати, узагальнювати і робити висновки.

При оформленні слід враховувати особливості наукового стилю мови, головною рисою якого є об'єктивність викладу. Необхідно стисло, логічно й аргументовано викладати зміст і результати розробок, уникати загальних слів, бездоказових тверджень, тавтології.

1 ПОНЯТТЯ І ПРИЗНАЧЕННЯ КУРСОВОГО ПРОЕКТУ

1.1 Загальні положення

Курсовий проект з дисципліни «Акустичні медичні прилади і системи» 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. Курсовий проект зараховується як окремий модуль, і на нього поширюються всі положення рейтингової системи оцінювання набутих студентами знань та вмінь, визначених робочою навчальною програмою дисципліни.

Виконання і захист курсового проекту дозволяють визначити рівень теоретичної і практичної підготовки студента, його вміння самостійно працювати з науковою літературою, правильно аналізувати та узагальнювати навчальний матеріал.

Процес підготовки до виконання курсового проекту можна умовно поділити на такі стадії: вибір теми, складання плану, збирання та аналіз необхідних джерел, проведення розрахунків, виконання креслень, написання та оформлення пояснювальної записки.

Курсовий проект повинен відповідати таким вимогам:

- бути цілеспрямованим, тобто присвяченим дослідженню однієї проблеми;
- бути логічно та послідовно структурованим за змістом;
- вирізнятися глибиною дослідження та повнотою висвітлення визначених питань;
- конкретністю викладу матеріалу;
- правильно проведеними розрахунками;
- чітко виконаними кресленнями;
- обґрунтованістю висновків і рекомендацій;
- грамотністю оформлення роботи.

При розробці та проектуванні акустичних медичних приладів і систем використовуються базові знання з лекційного курсу, досліджуються нові підходи та принципи побудови структурних, функціональних і принципових схем, розраховується елементна база з використанням технічної літератури, патентних джерел з орієнтацією на передові, сучасні зразки новітніх приладів. У процесі курсового проектування студенти практично розраховують, розробляють і проектують датчики, вузли та блоки з урахуванням фізичних і фізіологічних процесів в організмі людини для створення та експлуатації сучасних медичних апаратів, приладів та діагностичних систем.

1.2 Етапи виконання курсового проектування

Перед виконанням проекту студент повинен визначитися з однією з рекомендованих тем чи запропонувати свою тему і отримати завдання на курсовий проект у викладача; самостійно ознайомитись з основними теоретичними положеннями за темою курсового проекту (роботи), провести аналіз діючих приладів, технічної літератури, патентний пошук.

Виконання курсового проекту чи РГР розбито на чотири **етапи** (30 %, 50 %, 100 % обсягу та захист), які оцінюються.

На *першому етапі* (30 % проекту) необхідно визначитися з темою курсового проекту, основними параметрами завдання, провести огляд технічної літератури, діючих приладів (3-5 типів) та 3-5 патентів, запропонувати класифікацію тих приладів, за якими виконується розробка. Визначитись з базовим приладом для розробки в курсовому проекті та представити всю технічну документацію для нього (паспорт, технічний опис, альбом схем, інструкцію з експлуатації, ремонту, обслуговування та налаштування).

На *другому етапі* (50 % проекту) треба із запропонованої класифікації приладів, за якими виконується розробка діючих приладів, провести аналіз, виділивши їх перспективні сторони та недоліки.

У вибраному базовому приладі розглянути конструкцію приладу та його блоків і датчиків, його функціональну та структурну схеми. Вибрати блок, вузол, датчик чи сам прилад і провести основні розрахунки параметрів акустичного тракту. Розглянути загальну електричну схему приладу чи основних його блоків. Вибрати та розрахувати елементи, вузли та блоки електричної принципової схеми приладу.

На *третьому етапі* (100 % проекту) пропонується виконати оптимальний вибір матеріалу, конструкції та параметрів основних елементів датчика чи випромінювача, виконується складальне креслення датчика, основного блока, вузла чи приладу в цілому, виконується розробка та розрахунок основних технологічних параметрів і характеристик, виконуються креслення структурно-функціональної, принципової електричної схем, креслення приладу, робляться висновки, наводиться список використаної літератури, патентів та додатки.

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

1.3 Організаційні вимоги щодо курсового проекту (роботи)

Обсяг. Оптимальний обсяг для курсового проекту становить 40-45 друкованих сторінок формату А4 текстової частини. Пояснювальна записка виконується українською мовою.

Структура пояснювальної записки:

- Титульний аркуш пояснювальної записки – 1 сторінка (див. Додаток А).
- Індивідуальне завдання та календарний план на КП – 1 сторінка (див. Додаток Б).

- Зміст.
- Вступ.
- Основна частина.
- Висновки.
- Література.
- Додатки.
- Графічна частина.

Вступ. У вступі обґрунтовується актуальність і науково-практичне значення обраної теми курсового проекту, визначаються мета та завдання, ступінь дослідженості в науковій вітчизняній та зарубіжній літературі, об'єкт та предмет, методи дослідження. Рекомендований обсяг вступу – 1-3 сторінки.

Основна частина являє собою змістовне розкриття питань, які становлять предмет дослідження:

- 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.

У вибраному базовому приладі необхідно розглянути конструкцію приладу та його блоків і датчиків, його функціональну та структурну схеми, вибрати блок, вузол, датчик чи сам прилад, за яким буде виконуватись креслення.

- Проектування і розробка конструкцій датчиків, вузлів, блоків та приладу в цілому.
- Розробка та розрахунок параметрів акустичного тракту.

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

- Структурно-функціональні, електричні принципові та інші схеми приладів.
- Розрахунок параметрів. Шляхи покращення характеристик. Нові технічні рішення.

Висновки (1-2 сторінки). Містять теоретичні й практичні підсумки проведеного проектування. Висновки повинні логічно впливати зі змісту викладеного матеріалу, бути самостійними й конструктивними. Дуже важливо, щоб висновки відповідали поставленим завданням.

Література. У списку наводяться джерела, на які зроблені посилання в пояснювальній записці, а також ті, які були опрацьовані при написанні курсового проекту. При цьому слід дотримуватися вимог стосовно назви джерел та послідовності їх розміщення у списку.

Графічна частина складається з відомості технічного проекту, структурно-функціональної схеми, принципової електричної схеми, креслення приладу, демонстраційного матеріалу. Креслення виконуються з використанням графічних редакторів згідно з вимогами стандарту ДСТУ 3008:2015 на папері форматів А1, А2 – загальним обсягом 4 листи.

1.4 Вимоги щодо оформлення пояснювальної записки

Оформлення пояснювальної записки (ПЗ) до курсового проекту здійснюється відповідно до вимог державного стандарту України ДСТУ 3008:2015. Пояснювальна записка курсового проекту з урахуванням вимог до нормативно-технічних документів має подаватися на аркушах паперу формату А4 з рамками основного надпису форм 2, 2а (ДСТУ ГОСТ 2.104-2006), причому на всіх аркушах форми 2а, крім номера сторінки пояснювальної записки проекту, обов'язково слід вказувати шифр коду проекту. При оформленні ПЗ до курсового проекту слід звернути увагу на такі особливості:

- відступи тексту від рамки зверху і знизу – не менші 10 мм, зліва і справа – не менші 5 мм, абзац – 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;
- записи «ЗМІСТ», «ЛІТЕРАТУРА» і «ДОДАТКИ» виконують посередині рядка великими літерами.

Текст ПЗ виконується машинописним шрифтом (1,5 інтервали, шрифт Times New Roman, кегль № 14).

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 подаватися 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. Кожний розділ рекомендується починати з нової сторінки. Заголовок розділу записують з абзацу 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: 1.1, 1.2, 1.2.1, 1.2.2 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 3.1). 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 в кінці 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.

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

1.5 Порядок захисту курсового проекту

До захисту допускаються курсові проекти, виконані в повному обсязі згідно із затвердженим індивідуальним завданням та перевірені керівником. Перед захистом друкований та електронний варіанти КП подаються на перевірку викладачу.

Захист проектів проводиться публічно за встановленим графіком перед комісією з двох-трьох викладачів, склад якої затверджується завідувачем кафедри, за безпосередньої 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 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 ТЕОРЕТИЧНІ ВІДОМОСТІ

2.1 Медична акустика

Медична акустика – розділ акустики, в якому досягнення науки про звуки використовують для створення приладів і технологій для діагностичних і терапевтичних цілей. При цьому, для оцінювання стану окремих органів використовують як звуки, які природно генеруються в організмі, так і звуки, що генерують спеціальні пристрої і потрапляють вони до організму ззовні.

Будучи тісно пов'язаною з фізикою, медична акустика методично має встановлювати певні загальні закономірності відносно впливу акустичних факторів на організм людини. Однак така задача суттєво ускладнюється наявністю генетично визначених відмінностей людських організмів. Різні індивіди можуть виявляти велику різницю в реакції на однакові з фізичної точки зору подразники. Реакція на дію акустичних факторів може також суттєво залежати від психічного стану людини та навіть від рівня поінформованості відносно можливого впливу певних акустичних подразників.

При оцінюванні наслідків дії на людський організм звуків і вібрацій слід мати на увазі, що практично за всіма акустичними факторами впливу має місце накопичувальний ефект, коли результати дії суттєво залежать від тривалості впливу та інтенсивності діючих факторів. Для кожної людини існує індивідуальний інтегральний поріг акустично-вібраційної дії, неперевищення якого дає можливість організму повністю відновитися після певного часу перебування поза зоною впливу негативних факторів.

Пружні коливання різних діапазонів частот викликають специфічні дії, проте для усіх діапазонів частот є загальне в характері їх дії:

- при малих інтенсивностях звукова дія на біологічний субстрат практично відсутня;
- при середніх інтенсивностях дія пружних коливань викликає механічні, теплові і фізико-хімічні зміни;
- при великих інтенсивностях у біологічному субстраті відбуваються безповоротні зміни, які ведуть іноді до загибелі організму.

Медична акустика, використовуючи прийоми і методи фізіологічної акустики, досліджує і знаходить можливості застосування пружних коливань в практичній медицині (діагностиці, терапії, хірургії).

Звук. Поняття звуку зазвичай асоціюється у нас із слухом і, отже, з фізіологічними процесами у вухах, а також з психологічними процесами в нашому мозку (там відбувається переробка відчуттів, що надходять в органи слуху). Крім того, під звуком ми розуміємо фізичне явище, що викликає дію на наші вуха, а саме подовжні хвилі. Якщо такі пружні хвилі, що поширюються в повітрі, мають частоту в межах від 16 до 20000 Гц, то, досягнувши людського вуха, вони викликають відчуття звуку. Відповідно до цього пружні хвилі у будь-якому середовищі, що мають частоту, яка знаходиться у вказаних межах, називають звуковими хвилями або просто звуком. Пружні хвилі з частотами,

меншими 16 Гц, називають інфразвуком, хвилі з частотами, що перевищують 20000 Гц, називають ультразвуком. Інфра- і ультразвуки людське вухо не чує.

Ультразвук. Особливо широко в медицині застосовується ультразвук. Він все ширше застосовується в діагностичних цілях, доповнюючи рентгенографію, а також використовується для терапії, забезпечуючи високу ефективність лікувальної дії. Ультразвук знайшов застосування в хірургії, що обумовлено легкістю отримання потужних ультразвуків, при необхідності у вигляді тонких пучків з можливістю фокусування їх подібно до оптичних променів. Це використовується при лікуванні деяких хвороб мозку.

Ультразвук у діагностиці. Одним із найбільш сучасних та інформативних методів медичної діагностики є ультразвуковий метод (рисунок 2.1). Його безсумнівні переваги – це мінімальний вплив на людські тканини і висока інформативність. Як вже говорилося, ультразвук – це звукові хвилі, що поширюються в однорідному середовищі прямолінійно і з постійною швидкістю. Якщо на їх шляху знаходяться області з різними акустичними опорами, то частина коливань відбивається, а інша частина заломлюється, продовжуючи при цьому свій прямолінійний рух. Таким чином, чим більша різниця в щільності приграничних середовищ, тим більше ультразвукових коливань відбивається.



Рисунок 2.1 – Ультразвуковий метод дослідження

Сучасні методи ультразвукового дослідження можна поділити на локаційні і просвічувальні. Цей метод ґрунтується на тому, що різні тканини людського організму по-різному поглинають ультразвук. Під час дослідження будь-якого внутрішнього органу в нього направляють хвилю з певною інтенсивністю, після чого спеціальним датчиком реєструють відбитий сигнал. Картина об'єкта сканування відтворюється на основі зміни інтенсивності сигналу на «вході» і «виході». Отримана інформація обробляється і перетворюється комп'ютером у вигляді ехограми (кривої) або сонограми –

двомірного зображення. Цей метод діагностики найбільш активно розвивається і використовує як імпульсний, так і безперервний ультразвук.

Ультразвук в терапії. Лікування ультразвуком (УЗ-терапія) базується на впливі на організм людини звукових коливань частотою від 20 до 3000 Гц (рисунок 2.2). Вони можуть подаватися як безперервно, так і в імпульсному режимі, залежно від характеру терапії. Ультразвук робить на системи тіла фізико-хімічний, механічний і невеликий тепловий вплив. Найважливішим є механічний фактор, викликаний акустичним тиском, завдяки якому здійснюються мікрівібрація тканин і їх масаж на клітинному рівні. Термічний вплив ультразвуку сприяє розширенню лімфатичних і кровоносних судин і покращує мікроциркуляцію рідин в організмі. В результаті цього в тканинах активізується обмін речовин. Фізико-хімічний вплив збільшує інтенсивність окиснювально-відновних процесів і синтезу біологічно активних сполук, зокрема, серотоніну, гістаміну та гепарину.

Коли ультразвук проходить крізь клітини, в них запускається складний ланцюжок хімічних і фізичних процесів, зокрема, змінюються кислотність та електропровідність внутрішньоклітинної рідини. При обробці крові вона набуває нових властивостей, завдяки чому підвищується стійкість організму до інфекцій, стресу і навіть радіації. Приблизно аналогічний ефект дає опромінення крові ультрафіолетом, але УЗ-терапія є більш помірним методом. Експериментально доведено, що ультразвук не справляє на системи організму канцерогенного, мутагенного та інших шкідливих ефектів через малу інтенсивність дії. Втім, це не заважає звуковим коливанням бути чудовим засобом косметології і лікувати багато хвороб.

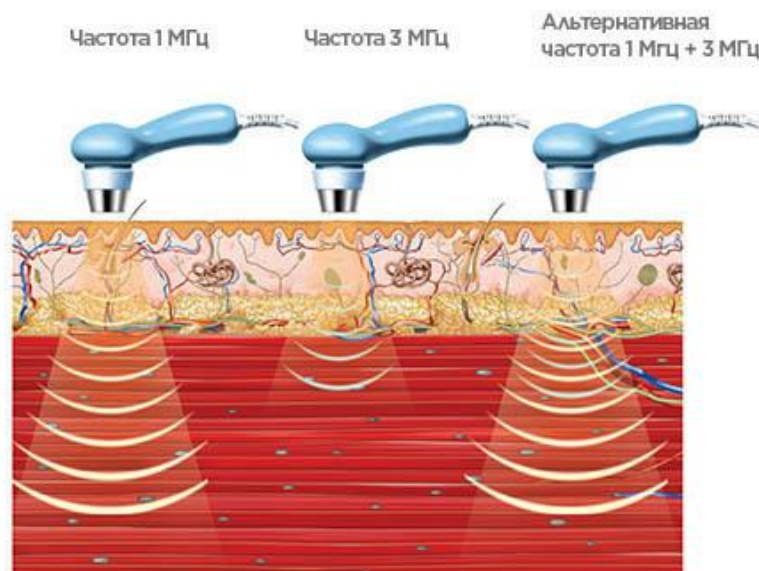


Рисунок 2.2 – Ультразвукова терапія

Ультразвукова терапія призначається для лікування та профілактики багатьох хвороб. Крім традиційних методів УЗ-терапії, для цього застосовується ультрафонофорез лікарських речовин – місцеве введення

лікарських препаратів у пошкоджені місця. Цей метод вигідно відрізняється від багатьох способів лікування відсутністю виражених побічних ефектів і мінімальним переліком протипоказань. Наприклад, УЗ-терапію можна використовувати після перенесених онкологічних захворювань. Ультразвук застосовується для лікування порушень суглобів, шкіри, внутрішніх органів, периферичної нервової системи, жіночої статеві сфери, очей, хвороб бронхолегеневої системи, включаючи туберкульоз. Крім того, ультразвук ефективно дробить камені в нирках, жовчному і сечовому міхурі.

Паралельно з впливом ультразвуку, з його допомогою можна вводити в різні відділи організму (наприклад суглоби) лікарські препарати. Під час обробки відповідної ділянки ультразвуковими коливаннями на неї наноситься препарат, який підсилює ефект від процедури. Зазвичай вона здійснюється в безперервному режимі, імпульсний ультрафонофорез проводиться ослабленим або літнім людям, а також пацієнтам з вираженою вегетативно-ендокринною дисфункцією. Показання для призначення ультразвукової терапії препаратами збігаються з фармакологічною дією використовуваних ліків. Досить часто ними є антибіотики, гормональні мазі, анальгезуючі та гіпотонічні засоби.

Ультразвук у хірургії. Дослідження ефективності застосування ультразвуку при створенні хірургічних інструментів почалися у кінці 1960-х років. Було встановлено, що надання елемента, що впливає на біологічну тканину, ультразвукових коливань приводить до наступних результатів:

- знижується зусилля, необхідне для проникнення в тканину (у 5-10 разів);
- відбувається деструкція патологічних новоутворень;
- досягається помітний бактерицидний ефект;
- значно знижуються крововтрати і згортаються гнійні утворення у відкритих ранах.

П'єзохірургічна ультразвукова система створює ультразвукові коливання і, будучи своєрідним ультразвуковим ножом, розсікає тільки тверді тканини організму (кістка і зуб), не роблячи при цьому травматичного впливу на судини, нерви і м'які тканини, а сам надріз робиться максимально тонко і точно. В стоматології ця система являє собою альтернативу застосуванню бормашини. Апарат п'єзохірургії дозволяє працювати у важкодоступних областях (наприклад, при видаленні зубів, що не прорізалися, або складно розташованих зубів), де робота бором може бути небезпечною і травматичною, а також забирати кістковий матеріал для пересадки з важкодоступних для бормашини місць. Таким чином, він дозволяє знизити ряд ускладнень у пацієнтів після проведених операцій.

Інфразвук. Інфразвукові хвилі людське вухо не сприймає. Незважаючи на це, вони здатні справляти на людину певні фізіологічні дії. Пояснюються ці дії резонансом. Внутрішні органи нашого тіла мають досить низькі власні частоти: черевна порожнина і грудна клітка – 5- ц, голова – 20-30 Гц. Середнє значення резонансної частоти для усього тіла становить 7 Гц. Маючи частоти того ж

порядку, інфразвукові хвилі змушують наші органи вібрувати і при дуже великій інтенсивності здатні призвести до внутрішніх крововиливів.

Спеціальні дослідження показали, що опромінення людей досить інтенсивним інфразвуком може викликати втрату почуття рівноваги, нудоту, мимовільні обертання очних яблук і т. д. Наприклад, на частоті 4-8 Гц людина відчуває переміщення внутрішніх органів, а на частоті 12 Гц – напад морської хвороби.

Інфразвук не сприймається людським вухом, проте його здатні чути деякі тварини. Наприклад, медузи упевнено сприймають інфразвукові хвилі з частотою 8-13 Гц, що виникають при штормі в результаті взаємодії потоків повітря з гребенями морських хвиль. Досягаючи медуз, ці хвилі заздалегідь (за 15 годин!) «попереджають» їх про шторм, що наближається.

Джерелами інфразвуку можуть бути грозові розряди, гарматні постріли, виверження вулканів, вибухи атомних бомб, землетруси, працюючі двигуни реактивних літаків, вітер, який обтікає гребені морських хвиль, і т. д.

Для інфразвуку характерне мале поглинання в різних середовищах, внаслідок чого він може поширюватися на дуже великі відстані. Це дозволяє визначати місця сильних вибухів, положення стріляючого знаряддя, здійснювати контроль за підземними ядерними вибухами, передбачати цунамі і т. д.

2.2 Класифікація ультразвукових приладів

Ультразвукові прилади можна систематизувати залежно від різних ознак, як зображено на рисунку 2.3.

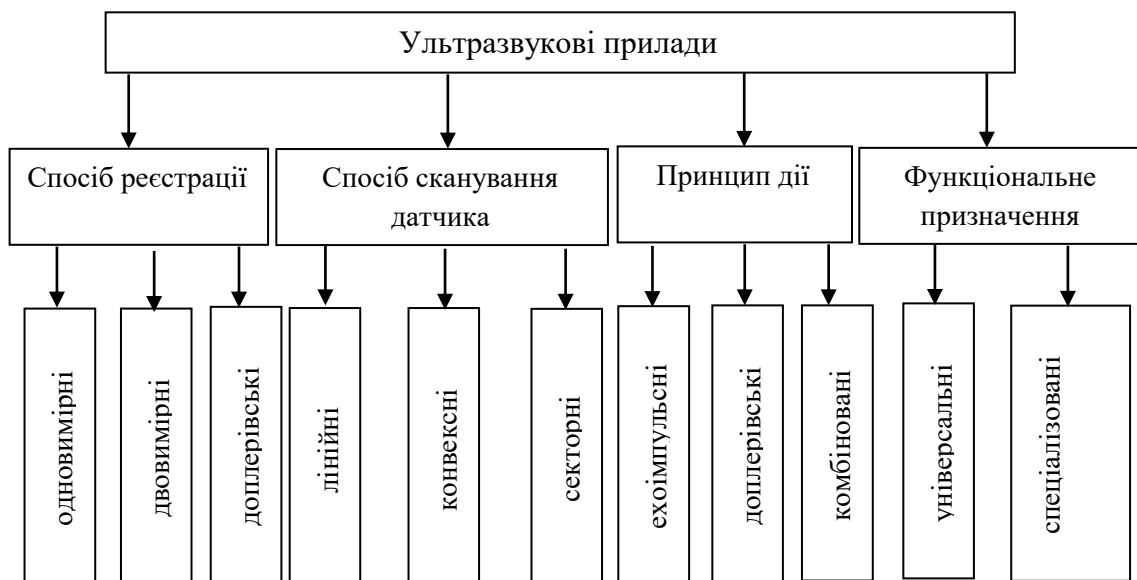


Рисунок 2.3 – Види ультразвукових приладів

1. За способом реєстрації можна виділити наступні режими (рисунок 2.4):

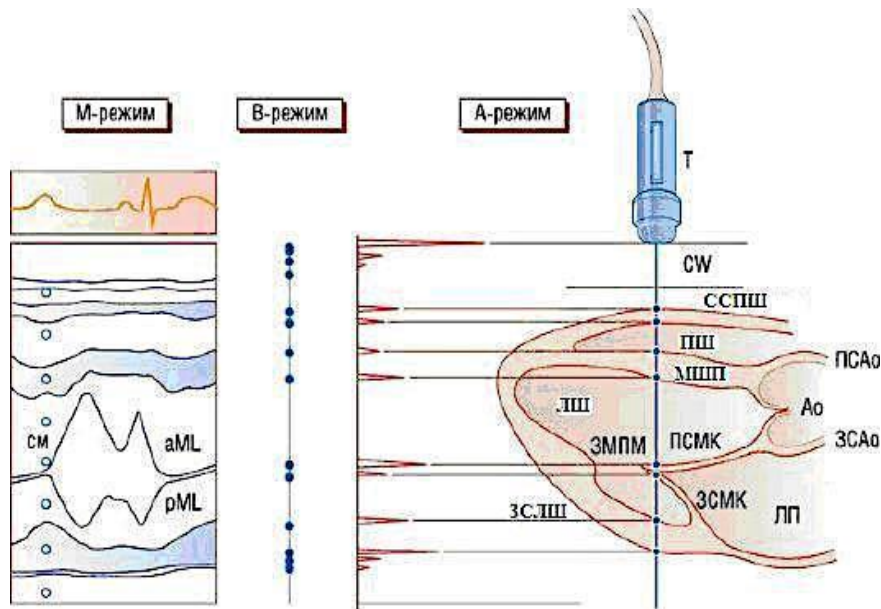


Рисунок 2.4 – Схема А-, В- і М-режимів ультразвукового дослідження

А-режим (амплітудний). Простий спосіб відображення (одновимірний) ехосигналів у вигляді вертикальних піків на горизонтальній прямій, що показує глибину або реальний час. Сила ехосигналу визначає висоту (амплітуду) кожного з піків і залежить від відмінності імпедансу на межі середовищ. Нині практично не використовується.

В-режим (від англ. brightness – яскравість). Основний метод УЗД, що відображає інформацію у вигляді двовимірних сірошкарпальних зображень томографій у масштабі реального часу.

М-режим (від англ. motion – рух). Методика дає інформацію у вигляді одновимірного зображення. По вертикальній осі відкладається відстань від датчика до структури, яка досліджується, а по горизонтальній – час. Використовується режим в основному для дослідження серця. Дає інформацію про рух стулок клапанів, розміри камер серця і товщини міокарду.

2. За способом сканування традиційно і в основному використовуються п'ять типів датчиків:

- датчики з фазованим скануванням;
- лінійні датчики;
- конвексні датчики;
- механічні секторні датчики;
- анулярні датчики.

Ці п'ять основних видів датчиків розрізняються згідно з:

- методом формування ультразвукових коливань;
- методом випромінювання;
- створюваним ними форматом зображення на екрані монітора.

3. Відповідно до принципу дії УЗ-прилади поділяють на:

- ехоімпульсні, які служать для визначення анатомічних структур, їх візуалізації і виміру;
- доплерівські, які дозволяють отримати кінематичну характеристику процесів зі швидким перебігом – кровотоку в судинах, скорочень серця;
- комбіновані.

4. За функціональним призначенням виділяють універсальні та спеціалізовані прилади.

Більшість відомих приладів відносяться до універсального типу і призначені для застосування в найрізноманітніших областях медицини (в акушерстві та гінекології, хірургії, педіатрії, кардіології, урології, при абдомінальних дослідженнях).

Універсальні прилади можна розділити на три основні типи залежно від режимів роботи, які в них використовуються:

1) Ультразвукові сканери. Прилади, призначені, передусім, для отримання двовимірного чорно-білого акустичного зображення.

Основні режими роботи:

- В (або 2D) – двовимірне зображення;
- М (або ТМ) – одновимірна яскравісна ехограма з розгорткою в часі.

2) Ультразвукові сканери зі спектральним доплером. Іноді 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-спектральний аналіз швидкостей кровотоку з використанням імпульснохвильового доплера (PW) і у ряді випадків безперервнохвильового доплера (CW).

3) Ультразвукові системи з колірним доплерівським картуванням. Іноді вони називаються приладами з колірним доплером. Це прилади з максимальною кількістю функцій. Окрім режимів, які є в сканерах зі спектральним доплером, цей клас приладів має можливість відображення двовимірного розподілу швидкостей кровотоку, що виділяються кольором на двовимірному сірошкальному зображенні тканин.

Основні режими роботи:

- В (2D);
- М (ТМ);
- D (PW і CW);
- CFM – колірне доплерівське картування кровотоку.

Спеціалізовані прилади

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

- Офтальмологічні ультразвукові прилади (ехоофтальмометри). Це діагностичні прилади для візуалізації структур очей, що використовують двовимірне і (чи) 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.

Основний режим роботи: вимір ЧСС плоду і статистична оцінка параметрів зміни ЧСС.

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

Основний режим 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.

- Прилади для обстеження носових і лобових пазух (сінускопи).

Основний режим 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).

- 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).

Функціональні можливості перелічених вище універсальних і спеціалізованих приладів визначаються не лише наявними в них режимами роботи, але й набором датчиків і додаткових пристроїв, які можуть бути підключені до приладу, обчислювальними програмами, облаштуваннями запам'ятовування, архівації і реєстрації діагностичної інформації.

Сфери медичного застосування в основному визначаються типом датчиків, що працюють з ультразвуковим приладом, і наявністю спеціалізованих режимів роботи.

Якість отримуваної інформації залежить від технічного рівня приладу – чим складніший і досконаліший прилад, тим вища якість діагностичної інформації. Як правило, за технічним рівнем прилади поділяють на чотири групи:

- 1) прості прилади;
- 2) прилади середнього класу;
- 3) прилади підвищеного класу;
- 4) прилади високого класу (іноді званого high-end).

2.3 Типи ультразвукових датчиків

Типи датчиків і їх назви визначаються використанням в них різних ультразвукових перетворювачів і способів сканування. Залежно від виду перетворювачів можна виділити:

- секторні механічні датчики (sector mechanical probe) – з одноелементними або багатоелементними кільцевими решітками;
- лінійні датчики (linear probe) – з багатоелементними лінійними решітками;
- конвексні і мікроконвексні датчики (convex або microconvex probe) – з конвексними і мікроконвексними решітками відповідно;
- фазовані секторні датчики (phased array probe) – з багатоелементними лінійними решітками;
- датчики з двовимірними решітками, лінійні, конвексні та секторні.

Робоча частота є найважливішою характеристикою датчика. Датчики з більшою частотою забезпечують більш високу якість зображення, проте слід пам'ятати, що при цьому зменшується глибина дослідження. Тому вибір частоти датчика обумовлений максимальною глибиною розташування органів і структур, що становлять інтерес для лікаря-діагноста.

У ряді випадків при обстеженні огрядних пацієнтів доводиться застосовувати датчики з частотою 2,5 МГц, у яких максимальна робоча глибина – 240 мм, проте роздільна здатність при використанні таких датчиків і, отже, якість зображення гірша, ніж при частоті 3,5 МГц. З другого боку, для обстеження структур, розташованих на дуже малих глибинах, застосовуються датчики з частотою, більшою 10 МГц.

Зовнішній вигляд датчиків дуже різноманітний, але більшість найчастіше використовуваних видів датчиків у приладах різних фірм схожа і відрізняється несуттєвими конструктивними елементами і розмірами. На рисунку 2.5 зображено основні типи датчиків для зовнішнього обстеження та їх характерний вигляд. Робоча поверхня датчиків, які контактують з тілом пацієнта, на рисунку зображена темнішою.

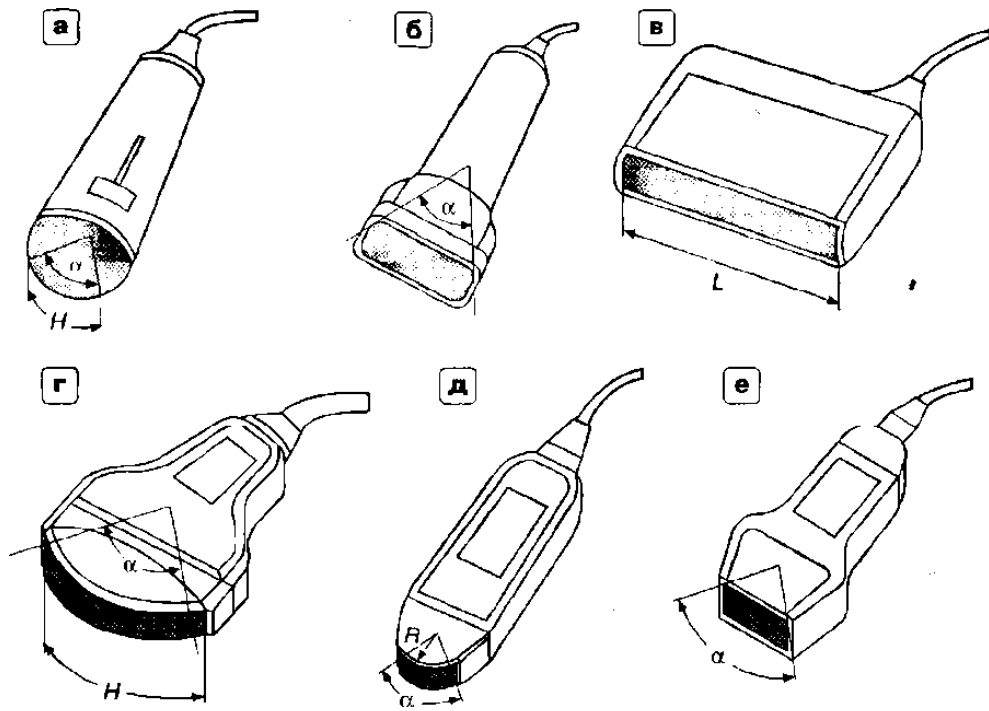


Рисунок 2.5 – Основні типи датчиків для зовнішнього обстеження: а, б – секторні механічні (а – кардіологічний, б – з водною насадкою); в – лінійний електронний; г – конвексний; д – мікроконвексний; е – фазований секторний

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

У лінійних, конвексних, мікроконвексних і фазованих (секторних) датчиках електронного сканування робоча поверхня збігається з випромінюючою поверхнею УЗ перетворювача, яка називається апертурою, і дорівнює їй за розмірами. Характерні розміри апертури використовуються в маркуванні датчиків і допомагають визначитися при виборі датчика.

У лінійних датчиках характерною є довжина апертури L (рисунок 2.5, в), оскільки саме вона визначає ширину прямокутної зони огляду. Приклад маркування лінійного датчика: 7,5 МГц/42 мм.

Слід мати на увазі, що ширина зони огляду в лінійному датчику завжди менша на 20-40 % довжини апертури. Таким чином, якщо вказаний розмір апертури 42 мм, ширина зони огляду – не більша 34 мм.

У конвексних датчиках зона огляду визначається двома характерними розмірами – довжиною дуги H (іноді її хорди) відповідної опуклої робочої

частини і кутовим розміром сектора сканування α в градусах (рисунок 2.5, 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 , визначальний кутовий розмір сектору огляду (рисунок 2.5, д). Приклад маркування: 3,5 МГц/20 R (радіус – 20 мм).

Для фазованого секторного датчика дається кутовий розмір сектора електронного сканування в градусах. Приклад маркування: 3,5 МГц/90°.

Зображені на рисунку 2.5 датчики використовуються для зовнішнього обстеження. Окрім них, існує велика кількість внутрішньопорожнинних і вузькоспеціалізованих датчиків, в яких використовуються ті ж види УЗ перетворювачів.

Доцільно ввести класифікацію датчиків за сферами медичного застосування:

1. Універсальні датчики для зовнішнього обстеження (abdominal probe) застосовують для обстеження абдомінальної області і органів малого тазу у дорослих і дітей.

В основному як універсальні використовують конвексні датчики з робочою частотою 3,5 МГц (для дорослих) або 5 МГц (для педіатрії), рідше 2,5 МГц (для глибоко розташованих органів). Кутовий розмір сектора сканування: 40-90° (рідше – до 115°), довжина дуги робочої поверхні – 36-72 мм.

2. Датчики для поверхнево розташованих органів (small parts probe) застосовують для дослідження неглибоко розташованих малих органів і структур (наприклад щитовидної залози, периферичних судин, суглобів і т. д.).

Робоча частота – 7,5 МГц, іноді 5 або 10 МГц. Тип датчика – лінійний розміром 29-50 мм, рідше конвексний, мікроконвексний або секторний механічний з водною насадкою (рисунок 2.5, б) з довжиною дуги 25-48 мм.

3. Кардіологічні датчики (cardial probe). Для дослідження серця використовують датчики секторного типу, що пов'язано з особливістю спостереження через міжреберну щілину. Застосовують датчики механічного сканування (одноеlementні або з кільцевими решітками) і фазовані електронні. Робоча частота – 3,5 або 5 МГц.

4. Датчики для педіатрії (pediatric probes). Для педіатрії використовують ті ж датчики, що і для дорослих, але тільки з більшою частотою (5 або 7,5 МГц), що дозволяє отримати вищу якість зображення. Це можливо завдяки малим розмірам пацієнтів. У педіатрії застосовують і спеціальні датчики. Наприклад, для обстеження головного мозку новонароджених через джерельце використовують секторний або мікроконвексний датчик з частотою 5 або 6 МГц (neonatal probe).

5. Внутрішньопорожнинні датчики (intracavitary probes). Існує велика різноманітність внутрішньопорожнинних датчиків, які різняться між собою за сферами медичного застосування:

- трансвагінальні датчики бувають секторного механічного або мікроконвексного типу з кутом огляду від 90° до 270°. Вісь сектора зазвичай розташована під деяким кутом відносно осі датчика. Робоча частота – 5, 6 або 7,5 МГц;

- трансректальні датчики (transrectal or endorectal probe). Датчики в основному застосовуються для діагностики простатиту. Є декілька типів таких датчиків. В одних використовується секторне механічне сканування в круговому (360°) секторі, при цьому площина сканування перпендикулярна осі датчика;

- інтраопераційні датчики (intraoperative probe). Датчики вводяться в операційне поле, тому виконуються дуже компактними. Залежно від форми і розташування робочої поверхні відносно кабелю розрізняють датчики І-типу (рисунок 2.5, а) і Т-типу (рисунок 2.5, б). Як правило, в датчиках застосовують лінійні перетворювачі довжиною від 38 до 64 мм. Іноді застосовують конвексні УЗ перетворювачі з великим радіусом кривизни. Робоча частота – 5 або 7,5 МГц. До інтраопераційних відносять конвексні датчики (рисунок 2.5, в), що надіваються на палець, нейрохірургічні датчики (рисунок 2.5, г, д) і лапароскопічні датчики (рисунок 2.5, е). Робоча частота цих датчиків – зазвичай 7,5 МГц;

- трансуретральні датчики (transurethral probes). Датчики малого діаметра вводять через уретру в мочовий міхур, використовують механічне секторне або кругове (360°) сканування (рисунок 2.6). Робоча частота – 7,5 МГц;

- черезстравохідні датчики (transesophageal probes) використовують для спостереження серця з боку стравоходу. Сконструйовані за тим же принципом, що і гнучкий ендоскоп, з аналогічною системою управління ракурсом спостереження. Застосовується секторне механічне, конвексне або фазоване секторне сканування. Робоча частота – 5 МГц (рисунок 2.7).



Рисунок 2.6 – Трансуретральний датчик



Рисунок 2.7 – Черезстравохідний датчик

В діагностиці шлункових захворювань застосовується ідея конструктивного об'єднання гнучкого оптичного ендоскопа з УЗ датчиком (рисунок 2.8);



Рисунок 2.8 – Гнучкий оптичний ендоскоп з УЗ перетворювачем

- внутрішньосудинні датчики (intravascular probes). Використовуються для інвазивного обстеження судин. Сканування – секторне механічне (зазвичай кругове – 360°). Робоча частота – 10 МГц і більше (рисунок 2.9).



Рисунок 2.9 – Внутрішньосудинний датчик

6. Біопсійні або пункційні датчики (biopsy or puncture probes) використовують для точного наведення голок біопсії або пункцій. З цією метою спеціально сконструйовані датчики, в яких голка може проходити через отвір (чи щілину) в робочій поверхні (апертурі). На рисунку 2.10 зображено лінійний і конвексний біопсійні датчики для зовнішнього обстеження.



а



б

Рисунок 2.10 – Біопсійні датчики: а – лінійний, б – конвексний

7. Вузькоспеціалізовані датчики. Більшість датчиків, про які говорилось вище, мають достатньо широкий спектр застосування. В той же час можна виділити групу датчиків вузького застосування:

- офтальмологічні датчики (ophthalmology probes). Датчики використовуються у спеціальних УЗ діагностичних приладах для офтальмології і дозволяють отримувати зображення внутрішніх структур ока. Сканування найчастіше механічне секторне або конвексне. Робоча частота – 10 МГц і більше. Сектор сканування – 30-45°;

- датчики для транскраніальних досліджень (transcranial probes) застосовують для обстеження мозку через кістки черепа (у скроневій або потиличній області). Звичайно це датчики з одноелементним УЗ перетворювачем і без просторового сканування. Робоча частота – 2 МГц (іноді 1 МГц). У сучасних складних системах почали застосовувати скануючі транскраніальні датчики;

- датчики для діагностики синуситів, фронтитів і гаймориту використовують у відповідних вузькоспеціалізованих УЗ приладах (типу «Синускан») для обстеження носових і лобових пазух. Датчики без просторового сканування. Робоча частота – 3 МГц;

- датчики для ветеринарії (veterinary probes) використовують у спеціальних УЗ приладах для ветеринарії або в універсальних УЗ діагностичних приладах.

8. Широкосмугові і багаточастотні датчики все більше застосовуються в сучасних складних приладах. Ці датчики конструктивно оформлені аналогічно звичайним датчикам, розглянутим вище, і відрізняються від них тим, що використовують широкосмуговий УЗ перетворювач, тобто датчик з широкою смугою робочих частот.

Чим ширша смуга частот, тим коротший зондуєчий імпульс і тим краща роздільна здатність. У звичайних датчиках відносна ширина смуги робочих частот дорівнює $\Delta f/f_0 \sim 0,4-0,5$, де Δf – ширина смуги частот, а f_0 – центральна (номінальна) частота датчика, що вказується в маркуванні або назві датчика.

У широкосмугових датчиках відносна ширина смуги може перевищувати 1, що приводить до істотного покращення роздільної здатності, особливо у ближній і середній зонах по глибині. На великих глибинах розширення смуги позначається менше через сильніше поглинання з глибиною високочастотних складових сигналу.

Найчастіше застосовують двочастотні і тричастотні датчики. Типові приклади комбінацій частот у двочастотних датчиках: 3-5, 4-7 або 5-10 МГц.

9. Доплерівські датчики застосовують тільки для отримання інформації про швидкість або спектр швидкостей кровотоку в судинах. Про ці датчики розповідається в розділах, присвячених доплерівським УЗ приладам.

10. Датчики для отримання 3D тривимірних зображень використовують рідко. Частіше застосовують звичайні датчики двовимірного зображення разом із спеціальними пристосуваннями, що забезпечують сканування по третій координаті.

2.4 Принцип роботи ультразвукового сканера

Функціональну схему роботи УЗ сканера зображено на рисунку 2.11. На схемі зображено основні вузли та системи приладу, що використовуються для побудови та обробки зображення органів і систем серцево-судинної системи людини. Генератор неперервних УЗ коливань генерує електричні сигнали для проведення сканування. Він працює в імпульсному режимі, посилюючи близько 1000 імпульсів за секунду.

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

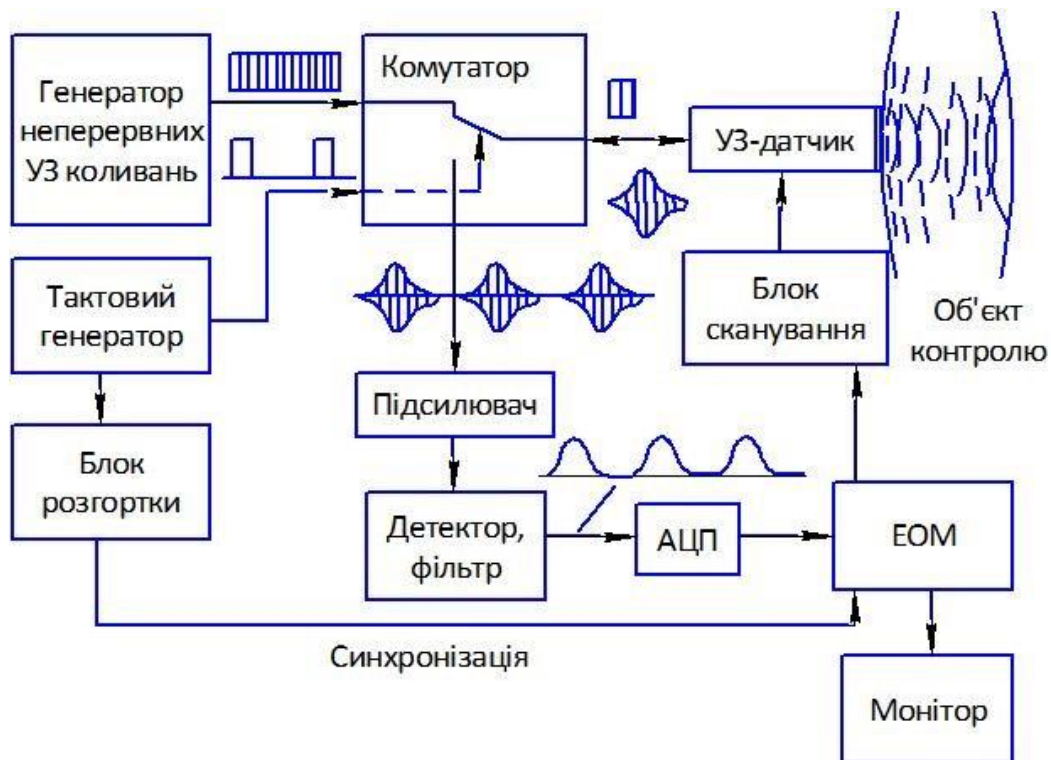


Рисунок 2.11 – Функціональна схема роботи УЗ сканера

Після комутатора в момент спрацювання електричний сигнал надходить на датчик. Як детектор (трансдюсер) застосовується складний датчик, що складається з декількох сотень дрібних п'єзокристалів, що працюють в однаковому режимі, або в датчик може бути вмонтована фокусувальна 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 за знаком 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 генератора, 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 збігаються. 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.

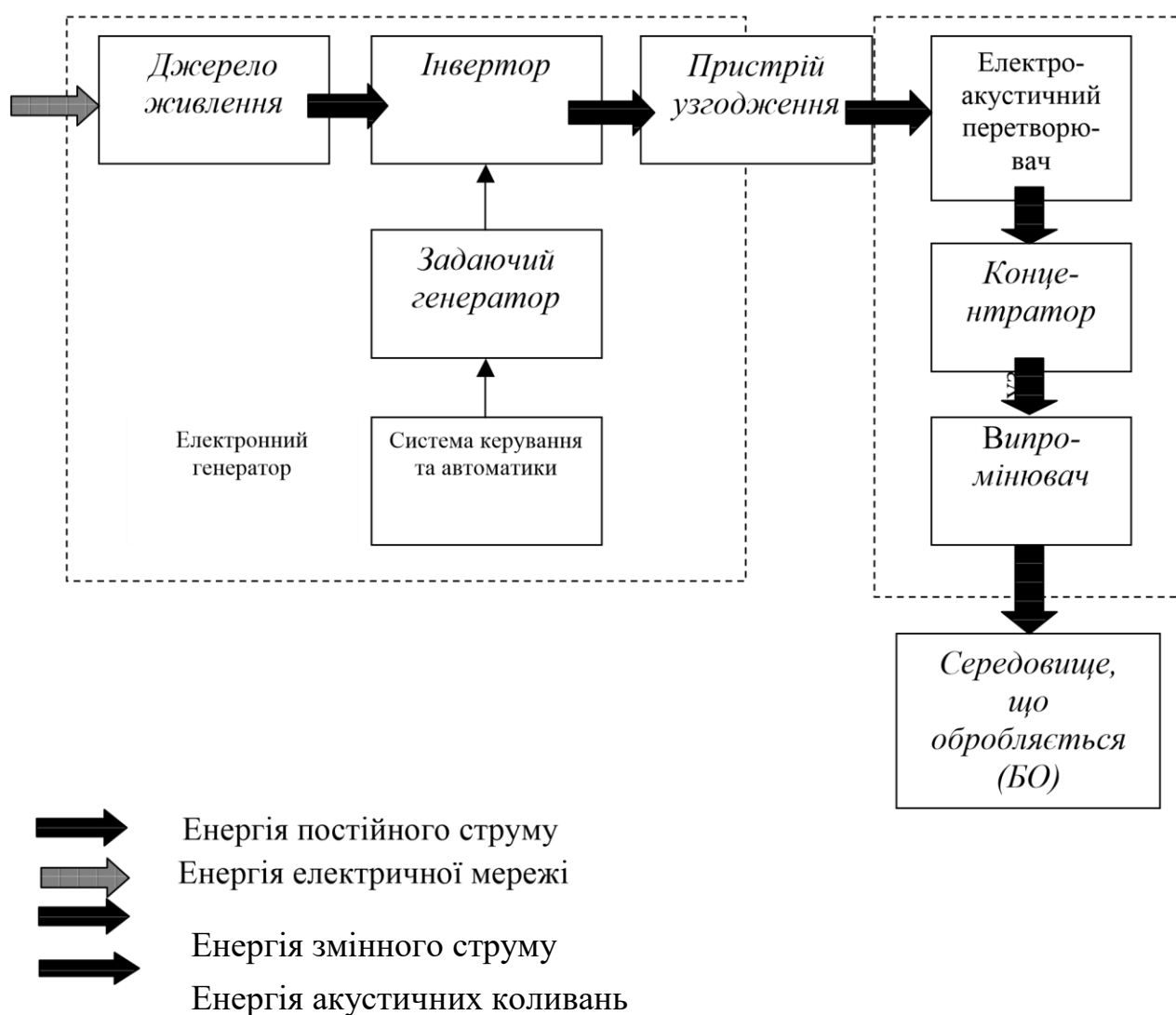


Рисунок 2.12 – Структурна схема УЗ генератора

На рисунку 2.12 зображено структурну схему 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. Нині УЗ генератори виконуються на напівпровідникових приладах – транзисторах і тиристорах. Застосування тиристорних інверторів обмежене через низькі частотні властивості тиристорів і складність схеми управління. Найширше в даний час застосовують УЗ генератори на транзисторах. Оскільки параметри транзисторів безперервно поліпшуються, вони є найбільш перспективними приладами і для нових розробок УЗ генераторів.

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

Універсальні УЗ апарати розраховані на роботу з різними біологічними середовищами, допускають широку варіацію вихідних параметрів (потужності, частоти, напруги тощо) 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 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, основними параметрами якої є 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, які надходять від генератора, в пружні коливання резонансної коливальної системи і введення сформованих коливань у біологічне середовище.

2.5 Фонокардіографи

Фонокардіографія (грецькою phone – звук + kardia – серце + grapho – писати, зображувати) – метод дослідження і діагностики порушень діяльності серця і його клапанного апарату, який базується на реєстрації і аналізі звуків, що виникають при скороченні і розслабленні серця. Фонокардіографія об'єктивізує ці аускультатії (аускультатія – вислухування звуків, що утворюються в процесі функціонування органів) серця, уточнює їх результатами амплітудного і частотного аналізу звуків, вимірів їх тривалості і інтервалів між ними. Синхронна з фонокардіографією реєстрація електрокардіо- і сфігмограми використовується для аналізу фазової структури серцевого циклу (див. полікардіографія).

Для фонокардіографії використовують спеціальні прилади – фонокардіографи (рисунок 2.13), основними елементами конструкції яких є мікрофон, що перетворює звукові коливання в електричні, частотні фільтри, поєднані з підсилювачами сигналів, які надходять від мікрофона, реєструвальний пристрій, що забезпечує запис (чорнильний або на фотопапері) коливань до 1000 Гц при швидкості стрічкопротяжки 50 і 100 мм/с.



Рисунок 2.13 – Фонокардіограф комп'ютерний «СФЕРА»

Використання різних типів мікрофонів (лінійного, стетоскопічного, логарифмічного) і смугових фільтрів дозволяє для виділення діагностично значимих звукових феноменів реєструвати звукові коливання як у практично повному і аускультованому, так і в спеціально обраному діапазоні частот. Зазвичай запис роблять одночасно на різних частотних каналах реєстратора в низько-, середньо- і високочастотному діапазонах синхронно із записом ЕКГ.

Фонокардіографію здійснюють в спеціально обладнаній звукоізольованій кімнаті при температурі приміщення, не нижчій 18°, оскільки запис роблять з

оголенням верхньої половини тулуба обстежуваного, в якого в холодному приміщенні може з'явитися м'язове тремтіння, що створює перешкоди. Обстежуваний лежить горизонтально на спині з витягнутими уздовж тулуба руками. Спочатку роблять запис ЕКГ в стандартних, а при необхідності також в однополюсних відведеннях від кінцівок, що дозволяє вибрати для синхронного запису відведення ЕКГ, в якому чітко виражені основні зубці. Потім роблять градування масштабу реєстрації на каналах фонокардіографа так, щоб калібрувальний сигнал 1 мВ давав відхилення кривій на 1 см. До фонокардіографії доцільно провести ретельну аускультацию серця з виділенням найбільш суттєвих для реєстрації звукових феноменів і визначенням точок їх найкращого вислуховування на грудній клітці. Мікрофон встановлюють послідовно в шести стандартних точках, а з урахуванням даних аускультации запис може бути зроблений і в нестандартних точках. У точках на передній грудній стінці мікрофон, як правило, утримується власною вагою без додаткової фіксації, в інших точках його доводиться фіксувати гумовим поясом, який важливо правильно закріпити. Дуже щільне прикріплення мікрофона перешкоджає реєстрації звуків високої частоти, а нещільне – заважає уловлювати низькі. Не рекомендується при запису притримувати мікрофон пальцями через можливе виникнення перешкод, проте цього важко уникнути у деяких хворих з вузькою грудною кліткою і різко позначеними ребрами, а також у дітей. У таких випадках обов'язкова нерухомість фіксувальних пальців.

Правильність установки мікрофона контролюється на слух за допомогою телефону. Обстежуваному пропонують зробити черговий звичайної глибини видих і затримати дихання, після чого включають стрічкопротяжку спочатку на швидкість 50 мм/с, потім, переконавшись у хорошій якості запису, – на 100 мм/с (при цій швидкості руху стрічки записувану криву легше аналізувати). Аналогічно роблять запис з іншої точки. Зареєстровані криві – фонокардіограми (ФКГ) аналізують. У дітей фонокардіографія проводиться принципово так само, але маленькі діти не можуть затримувати дихання, що враховують при аналізі та інтерпретації реєстрованих кривих. У ряді випадків з діагностичною метою бажаний запис ФКГ на висоті глибокого вдиху, в положенні хворого на лівому боці, після фізичного навантаження, а також до і після застосування фармакологічних препаратів, наприклад нітрогліцерину. Аналіз реєстрованих на ФКГ звукових феноменів проводиться по їх відношенню до періодів систоли або діастоли, амплітуди, частоти, інтервалів між ними або між реєстрованими звуковими феноменами і зубцями синхронно записаної ЕКГ. Шуми характеризують також за їх формою на ЕКГ, що утворюється кривими, які огинають максимальні відхилення осциляцій шуму від ізолінії.

Поширені такі позначення шумів за їх формою: такий, що зменшується, ромбовидний, веретеноподібний, стрічкоподібний. Шуми можуть примикати до тонів, відділятися від них деяким інтервалом, займати тільки середину систоли або усю систолу (голосистолічний шум), визначатися тільки на початку діастоли (протодіастолічний шум), в її середині (мезодіастолічний шум) або у кінці – перед початком систоли (пресистолічний шум). Нормальна

фонокардіограма у дорослих в переважній більшості випадків представлена тільки двома основними тонами серця – систолічним I тоном (ним починається акустична систола серця) і II тоном діастолі, початок якого відповідає закінченню систоли і початку діастолі.

2.6 Сфігмографи

Сфігмографія (грецькою *sphygmos* – пульс, пульсація + *grapho* – писати, зображувати) – метод дослідження гемодинаміки і діагностики деяких форм патології серцево-судинної системи, що ґрунтується на графічній реєстрації пульсових коливань стінки кровеносної судини.

Сфігмографію здійснюють за допомогою спеціальних приставок до електрокардіографа або іншого реєстратора, які дозволяють перетворювати сприймані приймачем пульсу механічні коливання стінки судини (чи супутні їм зміни електричної ємності або оптичних властивостей досліджуваної ділянки тіла) на електричні сигнали, які після попереднього підсилення подаються на реєструвальний пристрій. Криву, що записується, називають сфігмограмою (СГ).

Існують як контактні (що накладаються на шкіру над пульсуючою артерією), так і безконтактні, або дистанційні, приймачі пульсу. Останні зазвичай використовують для реєстрації венозного пульсу – флебосфігмографії. Запис пульсових коливань сегменту кінцівки за допомогою пневматичної манжети або тензOMETричного датчика, які накладаються по її периметру, називають об'ємною сфігмографією.

Сфігмографія застосовується як самостійний метод дослідження або входить до складу інших методик, наприклад механокардіографії, полікардіографії. Оцінити стан судин з високою точністю можна за допомогою сфігмометра (рисунок 2.14).

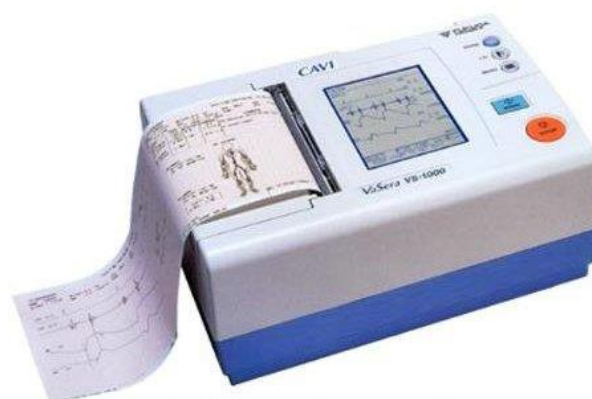


Рисунок 2.14 – Сфігмометр VaSera VS-1000

Як самостійний метод сфігмографію використовують для оцінювання стану артеріальних стінок (за швидкістю поширення пульсової хвилі, амплітудою і формою сфігмограми), діагностики деяких захворювань, зокрема клапанних вад серця, неінвазивного визначення ударного об'єму серця за

методом Вецлера–Бегера. За діагностичним значенням сфігмографія поступається досконалішим методам, наприклад рентгенологічним або ультразвуковим методам дослідження серця і судин, але у ряді випадків дає цінну додаткову інформацію і у зв'язку з простотою виконання доступна для застосування в умовах поліклініки.

Артеріальна сфігмограма відображає коливання стінки артерії, пов'язані зі змінами тиску в судині упродовж кожного серцевого циклу. Виділяють центральний пульс, що відображає коливання тиску в аорті (СГ сонних і підключичних артерій), і периферичний пульс (СГ стегнової, плечової, променевої та інших артерій).

2.7 Ехокардіографи

Ехокардіографія (УЗД серця) – це діагностична процедура, метою якої є дослідження серця і його клапанного апарату за допомогою ультразвуку. Вона є методом діагностики, без якого важко уявити сучасну кардіологію. Обстеження дозволяє оцінити товщину і рухливість серцевого м'яза, структуру і роботу клапанів, виявити вади серця, пухлини і тромби, виміряти зону ураження після перенесеного інфаркту.

Метод ультразвукового дослідження серця дозволяє в режимі реального часу оцінювати роботу серцевого м'яза, стан клапанного апарату, вимірювати розміри порожнин серця, товщину його стінок, визначати швидкість і напрям потоків крові усередині серця. Також ехокардіографія (УЗД серця) використовується для виміру тиску в легеневій артерії. Ехокардіографія дозволяє оцінити такі важливі функції серця, як загальна і локальна скорочувальна активність.

Ехокардіографія є найбільш важливою методикою в діагностиці різних структурних і/або функціональних змін серця. При ехокардіографії точно відображаються анатомічні деталі, є можливість виміряти структуру серця, а їх рухи чітко простежуються протягом усього серцевого циклу. Таким чином, ехокардіографія дозволяє отримати додаткову функціональну інформацію порівняно з традиційним двовимірним УЗД інших органів, оцінюючи і вимірюючи скорочення відділів серця впродовж серцевого циклу. Одночасно з ехокардіографією реєструється електрокардіограма (ЕКГ). Методика ехокардіографії вимагає спеціальних пристроїв апаратури, що мають дуже високу часову роздільну здатність (іноді ціною просторової) і короткочасне збереження зображення (рисунок 2.15).

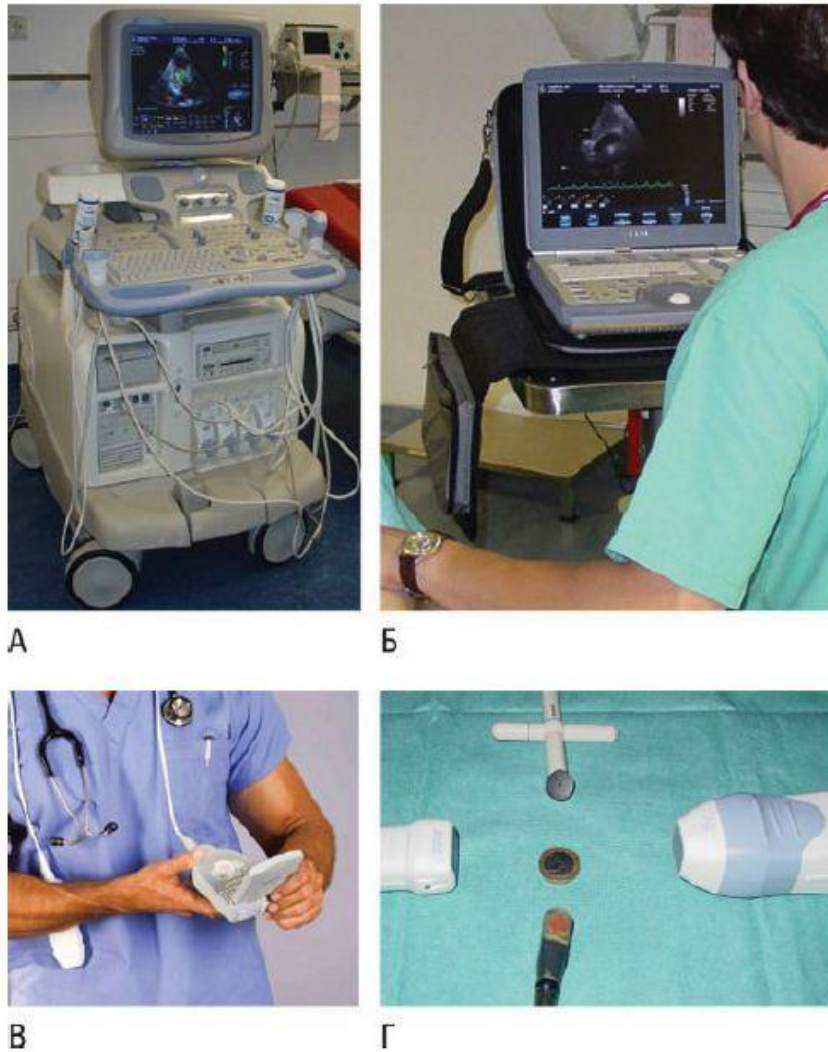


Рисунок 2.15 – Прилади для ехокардіографії:

- А – сучасний ехокардіограф, обладнаний екраном, клавіатурою, різними датчиками, відеомагнітофоном, принтером; Б – ехокардіограф-ноутбук;
В – ехокардіограф-надолонник; Г – датчики: ліворуч – стандартний трансторакальний датчик, справа – трансторакальний матричний 3D-датчик, внизу – кінчик стандартного черезстраховідного 2D-датчика, вгорі – спеціалізований постійнохвильовий доплерівський датчик**

Для ехокардіографії застосовують спеціальні прилади – ехокардіографи (див. рисунок 2.7), обов'язковими елементами конструкції яких є:

- генератор ультразвуку (частотою від 1 до 10 МГц), що направляє у вигляді променя через грудну стінку на різні відділи серця;
- датчик, що сприймає відбиті ультразвукові сигнали;
- перетворювач отриманих ультразвукових хвиль в електромагнітні і їх підсилювач, а також реєструвальний пристрій, що дозволяє отримувати зображення структур серця, які вивчаються, – ехокардіограму (на екрані осцилоскопа, спеціальному фотопапері) і фіксувати його на магнітному носії інформації;

- синхронізація з електрокардіографічним каналом для реєстрації з ехокардіограмою ЕКГ і комп'ютером, використання яких значно підвищує якість обробки і аналізу даних дослідження.

2.8 Реографи

Реографія (електроплетизмографія, плетизмографія імпедансу, імпедансметрія) – це метод дослідження кровотоку окремих органів або усього організму. Він базується на реєстрації приладом змін електричного опору, викликаних пульсовими коливаннями кровонаповнення органу.

Цей метод є нешкідливим, оскільки втручання в роботу або порушення цілісності організму і окремих органів не відбувається. При реографічному дослідженні через неушкоджену шкіру і підлягаючі тканини пропускають змінний струм малої величини і високої частоти. Струм з такими параметрами нешкідливий для людини і не відчувається нею при проведенні дослідження.

Реограф – медичний прилад, призначений для діагностики кровоносних судин різних тканин і органів. Принцип дії реографа ґрунтується на залежності електропровідності живої тканини від фізіологічних процесів, що проходять у ній, – тканини чинять електричний опір, і на графічному зображенні з'являється крива (рисунок 2.16).

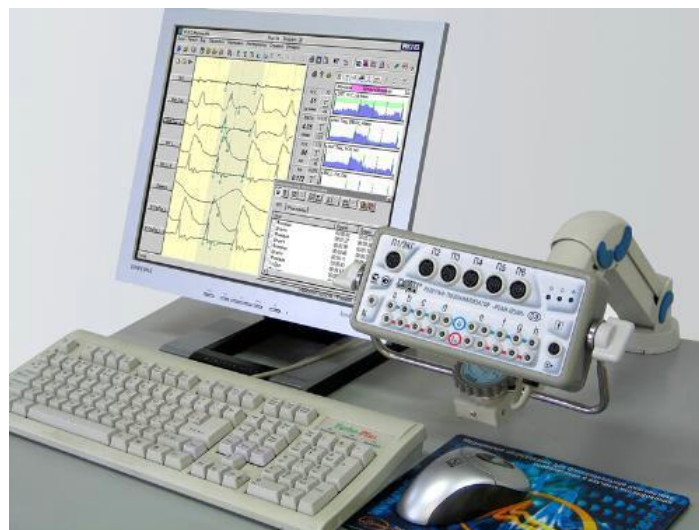


Рисунок 2.16 – Комп'ютерний реограф

При дослідженні кровообігу методом реографії аналізуються ключові параметри пульсових хвиль, викликаних опорами стінок судин, що виникають при дії легких імпульсів електричного струму. Цей пристрій незамінний для глибокої і детальної діагностики судин головного мозку, легенів, серця, рук або ніг людини і своєчасного виявлення щонайменших відхилень від їх нормального функціонування. У разі гострого інсульту з його допомогою можна швидко встановити ішемічний характер кровообігу і запобігти найнеприємнішим наслідкам. Так, своєчасна реографія серця і мозку сприяє

попередженню інсультів або інфарктів, а дослідження кінцівок за допомогою реографа допоможе в профілактиці зміни тонузу і еластичності периферичних судин.

Сучасні реографи дозволяють робити синхронне відображення на екрані комп'ютера отриманих значень відразу за чотирма каналами – як в режимі реального часу, так і в режимі стоп-кадру реограми.

Реограма – це крива, що відображає пульсові коливання електричного опору. При збільшенні кровонаповнення має місце зростання амплітуди кривої і навпаки, інакше кажучи, реєструється динаміка імпедансу в зворотній полярності.

На реограмі (рисунок 2.17) розрізняють частини систоли і діастоли. Перша обумовлена припливом крові, друга пов'язана з венозним відтоком. Диференціальна реограма (ДРГ), або перша похідна від реографічної хвилі, характеризує швидкість зміни кровонаповнення досліджуваної області, дозволяючи отримати відомості про сердечний тонузу і скоротливість міокарду.

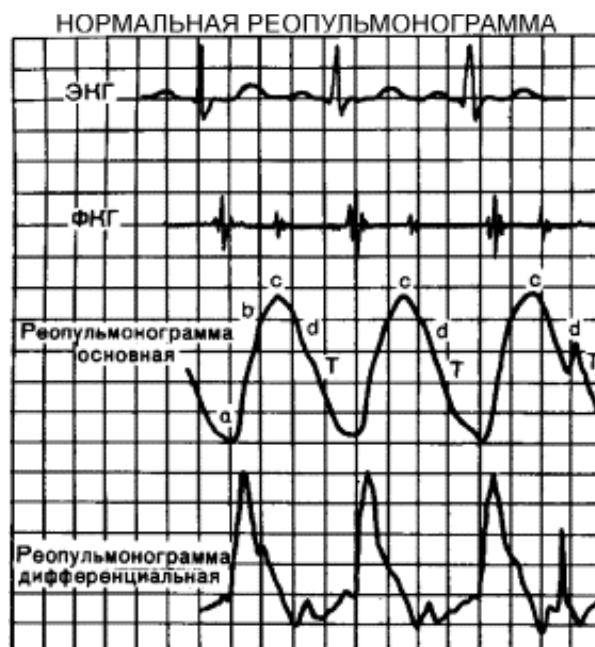


Рисунок 2.17 – Зверху вниз: сигнал електрокардіограми, фонокардіограми, реопульманограми і диференціального реографічного сигналу, одночасно зареєстровані у здорової людини

Основними чинниками, що визначають вигляд реограми органу, є: швидкість кровотоку в органі (при збільшенні швидкості перебігу крові її питомий опір зменшується), щільність і хімічний склад крові, товщина і пружність (еластичність) стінок кровоносних судин, геометрія органу.

Якісна і кількісна оцінка реограм зводиться до виміру і опису амплітудних і часових відрізків кривої, які відображають стан тонузу судин, їх еластичність, величину об'єму крові, що викидається серцем у судини у момент скорочення. Крім того, обчислюються спеціальні реографічні показники.

Реографи складаються з таких основних елементів: генератора високої частоти, перетворювача «імпеданс-напруга», детектора підсилювача, фільтру, калібрувального пристрою, диференціювального ланцюжка, реєстратора.

Біологічні тканини, у тому числі тканини тіла людини, здатні проводити електричний струм. Основними носіями заряду в них є іони. Найбільшою питомою електропровідністю (G), тобто найменшим питомим опором (R), володіють яскраво виражені електроліти – спинномозкова рідина ($G \approx 0,018 \text{ Ом}^{-1} \text{ см}^{-1}$) і кров ($G \approx 0,006 \text{ Ом}^{-1} \text{ см}^{-1}$). Жирова, кісткова тканини, а також суха шкіра мають дуже малу електропровідність ($G \approx 0,0007 \text{ Ом}^{-1} \text{ см}^{-1}$, $G \approx 10^{-9} \text{ Ом}^{-1} \text{ см}^{-1}$ і $G \approx 10^{-7} \text{ Ом}^{-1} \text{ см}^{-1}$ відповідно) (рисунок 2.18).

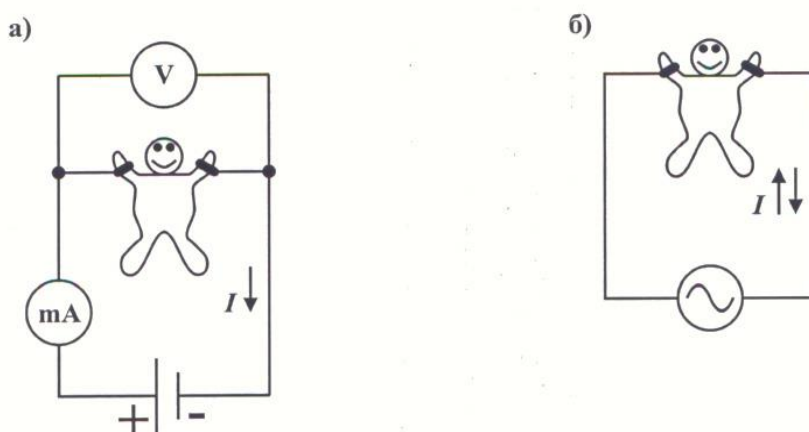


Рисунок 2.18 – а) схема, що дозволяє вимірювати опори ділянки тіла людини за допомогою зондування постійним струмом; б) зондування змінним струмом

Типова блок-схема реографа представлена на рисунку 2.19.

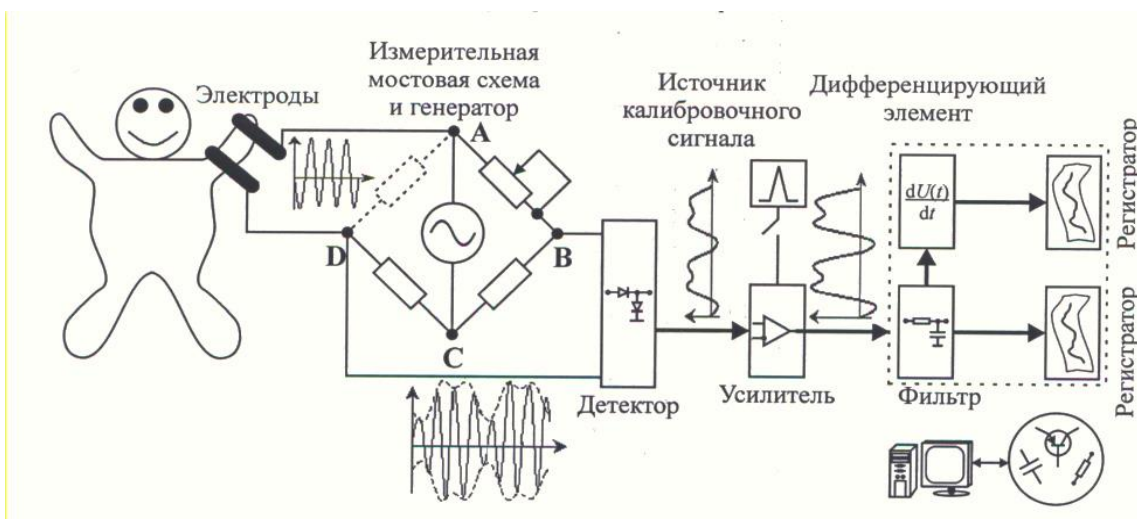


Рисунок 2.19 – Блок-схема реографа

Істотну роль в отриманні високоякісних реограм відіграють електроди. Нині в клініці використовують електроди з латуні, покриті сріблом, свинцеві

або олов'яні різних розмірів, прямокутної, круглої форми, у вигляді стрічок. Шкіру в місцях накладення електродів протирають спиртом або ефіром. Для кращого контакту і зменшення опору заздалегідь змащують шкіру електродною пастою або використовують прокладки, змочені фізіологічним розчином. Електроди накладають на прокладки і фіксують гумовими бинтами.

2.9 Ультразвукові фізіотерапевтичні прилади та системи

Ефективність застосування ультразвуку з лікувальною метою залежить від його інтенсивності, області дії і тривалості процедури. Інтенсивність ультразвукових коливань – кількість ультразвукової енергії (у ватах), що проходить через 1 см площі випромінювача апарату за 1 с ($\text{Вт}/\text{см}^2$). Інтенсивність ультразвукових коливань, яку використовують у фізіотерапевтичній практиці, умовно поділяють на малу (0,05-0,4 $\text{Вт}/\text{см}^2$), середню (0,6-0,8 $\text{Вт}/\text{см}^2$) і високу (1,0-1,2 $\text{Вт}/\text{см}^2$).

Ультразвукові хвилі малої інтенсивності зазвичай використовують для дії на область голови, великої інтенсивності – на кінцівки. Не рекомендується впливати на кісткові поверхні, що виступають, і області, що мають дуже тонкий шар м'яких тканин.

Ультразвук справляє на організм людини механічну, фізико-хімічну і слабку теплову дію.

Механічна дія ультразвуку, обумовлена змінним акустичним тиском, викликає мікровібрацію, своєрідний «мікромасаж» тканин, що приводить до зміни функціонального стану клітин: підвищується проникність клітинних мембран, посилюються процеси дифузії і осмосу, змінюються кислотно-лужна рівновага, просторове взаємовідношення субмікроскопічних структур в клітині.

Фізико-хімічна дія ультразвуку пов'язана з просторовою перебудовою внутрішньоклітинних молекулярних комплексів. Підвищується активність ряду ферментів, інтенсивність тканинних окиснювально-відновних процесів, збільшується мітотична активність клітин, в тканинах відбувається утворення біологічно активних речовин – гепарину, гістаміну, серотоніну та ін.

Термічна дія ультразвуку пов'язана, з одного боку, з переходом механічної енергії в теплову, а з другого, з інтенсифікацією біохімічних процесів. Ендогенне тепло, що утворюється в тканинах, поширюється нерівномірно, воно більше проявляється в щільних тканинах і пограничних шарах. Підвищення температури в тканинах сприяє розширенню кровоносних і лімфатичних судин, зміні мікроциркуляції. В результаті цього активуються тканинні обмінні процеси, проявляється протизапальна і розсмоктувальна дія ультразвуку.

Механізм терапевтичної дії ультразвуку різноманітний. Він складається з місцевих і загальних реакцій, що реалізуються нейрорефлекторним і гуморальним шляхами. Ці реакції розвиваються пофазно і відрізняються тривалою післядією.

При правильному дозуванні ультразвук справляє безпечну, розсмоктувальну, протизапальну, спазмолітичну, фібринолітичну дію. Під його дією прискорюються регенеративні і репаративні процеси, підвищується збудливість нервово-м'язового апарату, посилюється провідність імпульсів по периферичному нервовому волокну.

Діапазон впливу ультразвуку на організм людини дуже широкий, що визначає можливості його використання в лікуванні різних захворювань.

Одним із сучасних методів лікувального використання ультразвуку є ультрафонофорез (фонофорез) лікарських речовин. Він є фізико-фармакологічним методом поєданого впливу на організм ультразвуку і лікарських речовин. Для проведення фонофорезу замість звичайних контактних речовин (вазелін, ланолін, гліцерин) використовують лікарські суміші, які є водними розчинами, мазями, емульсіями, що містять різні лікарські засоби.

Найбільшого поширення в практиці набули фонофорез гідрокортизону, анальгіну, еуфіліну та ін. Підвищення проникності шкіри, судин, клітинних мембран, механічне розпушування сполучної тканини під дією ультразвуку має важливе значення для проникнення лікарських речовин.

Ультразвук підсилює черезшкірний транспорт лікарських препаратів, які депонуються в шкірі, звідки повільно надходять у кров, а потім до органів і тканин.

Показаннями для ультразвукової терапії є захворювання опорно-рухового апарату (артрит, артроз, ревматоїдний артрит), травми і захворювання периферичної нервової системи, а також захворювання органів травлення (виразкова хвороба шлунку і дванадцятипалої кишки), очей (кон'юнктивіт, кератити), ЛОР-органів (тонзиліти, фарингіти), урологічні (простатити), гінекологічні (сальпінгофорити), стоматологічні (пародонтоз) і деякі хвороби шкіри.

До часткових протипоказань для ультразвукової терапії відносяться ішемічна хвороба серця з явищами стенокардії і аритмії, гіпертонічна хвороба II-III стадій, тромбофлебіт, не рекомендують призначення цієї процедури дітям до 3-5 років, а також дію ультразвуком на чутливі паросткові зони кісток у дітей.

Апарати УЗ-терапії можуть бути стаціонарними та портативними, універсальними і спеціалізованими.

У фізіотерапевтичній практиці для ультразвукової терапії використовують в основному вітчизняні уніфіковані ультразвукові терапевтичні апарати. Такі апарати працюють у безперервному та імпульсному режимах і можуть комплектуватися різним набором спеціалізованих ультразвукових випромінювачів, який відображається в його назві відповідною буквою. Наприклад, наявність в аббревіатурі УЗТ-1.01 Ф букви «Ф» вказує на переважне використання апарату в сфері терапії, неврології та ін., букви «С» – в стоматології, букви «У» – в урології, букви «Г» – в гінекології, букви «Л» – в отоларингології.

Апарат УЗТ-1.01 Ф (рисунок 2.20) призначений для генерування ультразвукових механічних коливань з метою дії ними на локальні ділянки тіла (див. рисунок 2.12) і застосовується в медичних і косметологічних установах з лікувальною і профілактичною метою. Він призначений для лікування і профілактики захворювань внутрішніх органів, кістково-м'язової і нервової системи, сечостатевої системи, очей, порожнини рота, трофічних виразок, масажу шкірно-м'язової системи.

Застосовується у фізіотерапії, стоматології, косметології.



Рисунок 2.20 – Апарат ультразвукової терапії УЗТ-1.01 Ф

Відмітні особливості апарату УЗТ-1.01 Ф:

- наявність мікропроцесорного блоку управління;
- індикація і контроль параметрів.

Також у медичній практиці України використовують 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. У фізіотерапевтичних кабінетах використовують апарати УЗТ «Барвінок» для лікування урологічних та гінекологічних захворювань низькочастотними коливаннями 22 кГц, а також апарати для високочастотної УЗТ «Стриж» (2640 і 880 кГц).

Окрім них, використовують імпортовані апарати імпульсної ультразвукової терапії "Sonostat", "Sonopuls", "Sonotur", "Eecoscan" та ін.

Сучасні схемні рішення дозволяють наочно вибирати режими роботи апарату, здійснювати контроль за контактом між УЗ випромінювачем і ділянкою поверхні тіла, автоматично підстроювати потужність генерації апарату при зміні УЗ випромінювачів з різними ефективними площами.

Для проведення УЗ процедури очевидними є наявність високочастотного генератора та п'єзоелектричних перетворювачів, які формують відповідні ультразвукові хвилі. Проведення УЗ процедури можливе двома основними способами:

1. При безпосередньому контакті УЗ випромінювача з опромінюваною ділянкою тіла.

2. Непрямим контактом через імерсійну рідину, який здійснюється за допомогою водяної ванни або водяної подушки (міхура з тонкої гуми, наповненого водою).

При використанні першого способу необхідно виключити наявність повітряного прошарку між випромінювачем і поверхнею тіла, оскільки навіть найтонший шар повітря призведе практично до повного відбиття УЗ-хвилі від поверхні тіла. Тому, перед сеансом поверхня шкіри опромінюваної ділянки ретельно змащується вазеліновим маслом або спеціальною змазкою на основі парафінів. При використанні непрямого контакту може використовуватися як безперервний, так і імпульсний режим випромінювання, при нерухомому і рухомому випромінювачах. При використанні водяної ванни можна проводити опромінення як прямим, так і похилим променем, що зручно при опроміненні суглобів і ділянок тіла з нерівною поверхнею.

Конструкція УЗТ апарату та його блоків

Апарат складається з електронного блока та двох змінних випромінювачів.

Корпус електронного блока виконаний з алюмінієвого сплаву. Всередині корпусу встановлені направляючі, по яких переміщується шасі. Кріплення шасі здійснюється знизу корпусу за допомогою чотирьох гвинтів (рисунок 2.21).



Рисунок 2.21 – 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

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'єзо ефект 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 та ін.). На поверхню пластини у вигляді провідних шарів (як правило, срібло) нанесені електроди, а до них припаюються провідники – струмопроводи. Якщо до електродів прикласти змінну електричну напругу від генератора, то пластина завдяки зворотному п'єзо ефекту починає вібрувати, випромінюючи механічну хвилю відповідної частоти.

Найбільший ефект випромінювання механічної хвилі виникає при виконанні умови резонансу (рисунок 2.22). Так, для пластин товщиною 1 мм виникає резонанс для сегнетової солі на частоті 1,5 МГц, титанату барію – 2,75 МГц і кварцу – 2,87 МГц.

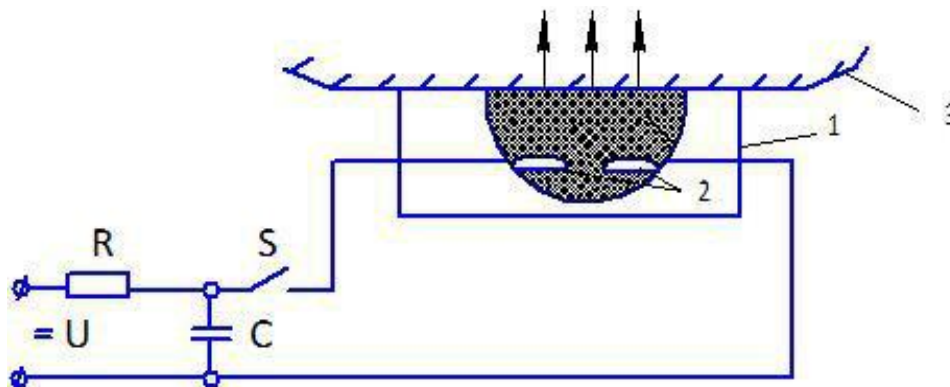


Рисунок 2.22 – Схема отримання потужних сфокусованих акустичних імпульсів: 1 – сферичний випромінювач, 2 – електроди, 3 – біологічна тканина

У момент замикання електричного ключа S між електродами виникає електричний розряд. Електроди розташовують так, щоб місце розряду перебувало у фокусі сфери. Виникає акустичний імпульс, який, 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, у більшість із них входять одні й ті ж компоненти. Головка випромінювача, схематично показана в розрізі на рисунку 2.23, складається з циліндричного металевго корпусу 4, на основі 1 якого розміщено п'єзоелектричний перетворювач – пластину 6. Пластина тримається за допомогою тримача 3 і пружини 7. Під власником завжди є тонкий прошарок повітря, тому в бік ручки ультразвук не випромінює.

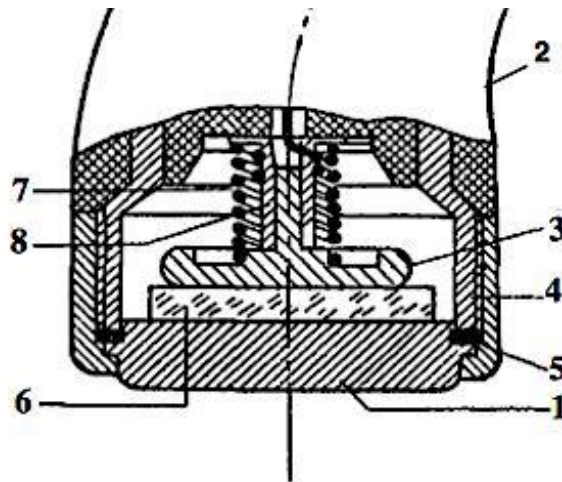


Рисунок 2.23 – Схема випромінювача для ультразвукової терапії:
1 – основа; 2 – ручка; 3 – тримач; 4 – металевий корпус; 5 – накладна гайка;
6 – п'єзопластина; 7 – пружина; 8 – втулка

Амплітуда коливань пластини, а, отже, інтенсивність ультразвукової хвилі, що поширюється від передньої поверхні перетворювача, будуть максимальні при збігу власної резонансної частоти пластини з частотою генератора. Ця умова виконується, якщо товщина пластини дорівнює непарній кількості півхвиль (при частоті 880 кГц товщина кварцової пластинки, що дорівнює одній напівхвилі, становить близько 3,26 мм).

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

Корпус головки закріплений в ручці 2, за допомогою якої її тримають під час процедури. У середині 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 головки, до якого приєднується кабель живлення.

Випромінювач забезпечує перетворення електричних коливань в ультразвукові на частоті 0,88 МГц $\pm 0,03$ %. Він забезпечує отримання ряду інтенсивностей УЗ при напругах на клеммах вихідного підсилювача, поданих у таблиці 2.1.

Таблиця 2.1 – Залежність інтенсивності від напруги випромінювача

Номінальні значення інтенсивності, Вт/см ²	1,0	0,7	0,4	0,2	0,05
Напруга електричних коливань, В	26,0	21,7	16,3	11,3	5,8

Схеми апарату «УЗТ-1.01 Ф»

Електронний блок апарату «УЗТ-1.01Ф» призначений для отримання напруги збудження УЗ випромінювача в неперервному (синусоїдальному) та імпульсному режимах роботи. В неперервному режимі напруга збудження являє 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 1 (рисунок 2.24) і через модулятор 2 подаються на вхід буферного каскаду 3, призначеного для ослаблення впливу послідовних каскадів на параметри генерованого сигналу.

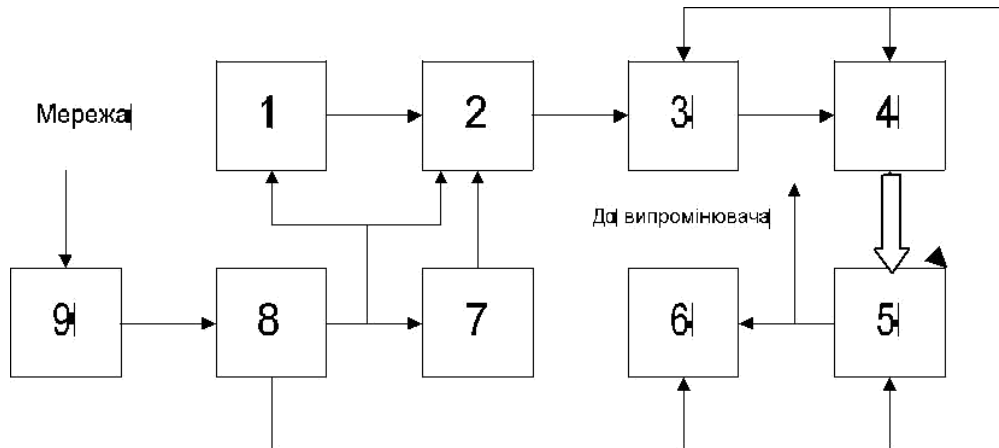


Рисунок 2.24 – Схема електрична функціональна електронного блока апарату «УЗТ-1.01Ф»: 1 – автогенератор, 2 – модулятор, 3 – буферний каскад, 4 – попередній підсилювач, 5 – підсилювач вихідний, 6 – індикатор вихідної напруги, 7 – імпульсний генератор, 8 – блок живлення, 9 –процедурний годинник

В імпульсному режимі модуляція здійснюється шляхом подачі на вхід 2 імпульсів позитивної полярності з виходу імпульсного генератора 7. В неперервному режимі на вхід модулятора подається постійна напруга, що відповідає рівню логічної одиниці. В коло емітера транзистора буферного каскаду 3 ввімкнено ступінчастий 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 блока індукується за свіченням світлодіода індикатора вихідної напруги 6. Апарат живиться від мережі змінного струму. Блок живлення 8 містить вузли стабілізованих випрямлячів +5 та +50 В.

На рисунку 2.25 зображено схему електричну принципову апарату «УЗТ-1.01 Ф». Автогенератор призначений для отримання коливань частотою 0,88 МГц. Він зібраний на трьох елементах «I-НІ» (D1.1, D1.2, D1.3) цифрової мікросхеми D1. Частота автогенератора стабілізована кварцем. Власне генератор коливань УЗ частоти побудований на елементах мікросхеми D1.1, D1.3. Елемент D1.2 служить для ослаблення впливу наступних каскадів на роботу автогенератора. Нестабільність частоти генерованих коливань не перевищує 10-5.

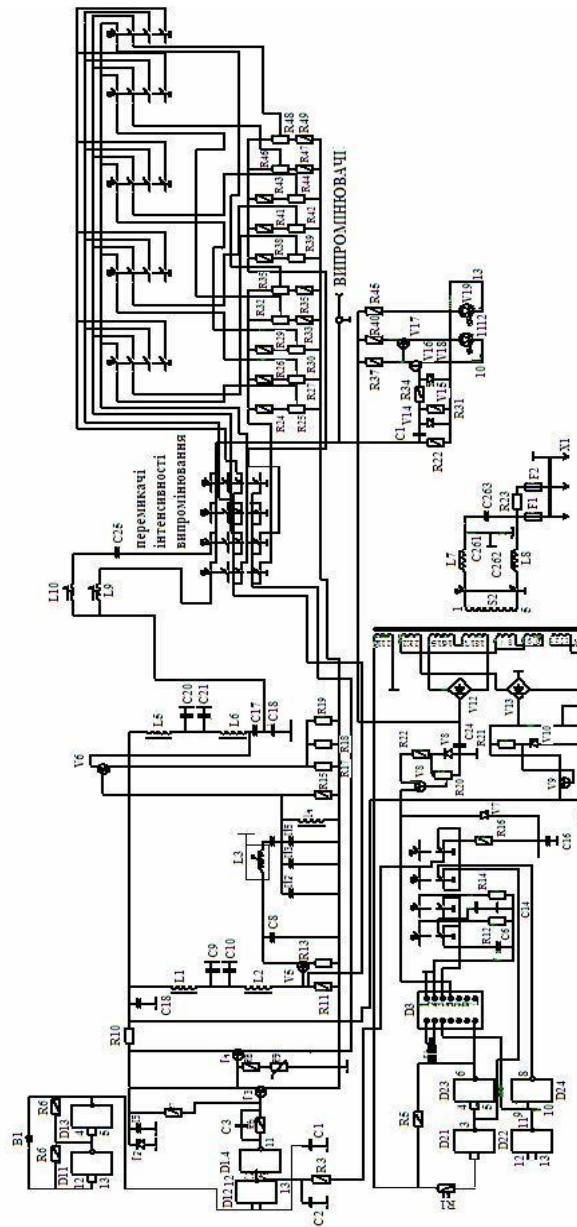


Рисунок 2.25 – Схема електрична принципова апарату «УЗТ-1.01 Ф»

Модулятор призначений для здійснення імпульсної модуляції УЗ коливань. До нього входять помножувач, виконаний по схемі «І-НІ» на елементах D 1.4 мікросхеми D1, і ключовий підсилювач-інвертор, виконаний на транзисторі V3.

На один із входів мікросхеми (вивід 12) надходить напруга з виходу автогенератора на інший вхід мікросхеми D1 (вивід 13) з виходу імпульсного генератора. В момент збігання напруг на обох входах елемента D4 на його виході (вивід 11) маємо напругу, обвідна якої ідентична обвідній модульованого імпульсу.

В неперервному режимі на вивід 13 мікросхеми D1 подається постійна напруга, тому на виході модулятора – колектор V3, напруга УЗ частоти за формою сигналу така ж, як і на вході.

Модульовальні імпульси тривалістю 2,4 і 10 мс формуються в імпульсному генераторі, виконаному на мікросхемі D2. Тривалість імпульсів визначається величиною ємності C4 і резисторами R5, R12, R14.

З виходу імпульсного генератора (вивід 6) модульовальні імпульси подаються на вхід модулятора. Сигналом, що задає період проходження ($T_n = 20$ мс) і модулює імпульси, є синусоїдальна напруга частотою 50 Гц, що знімається з обмотки IV силового трансформатора T1.

Сигналом, що задає період проходження ($T_n = 20$ мс) і модулює імпульси, є синусоїдальна напруга частотою 50 Гц, що знімається з обмотки IV силового трансформатора T1. Вхід мікросхеми захищається від пробую за допомогою паралельного несиметричного обмежувача, що складається з резистора R1 і стабілітрона V1.

Позитивний потенціал на вході мікросхеми обмежується на рівні напруги стабілізації стабілітрона (близько 3,5 В), а негативний – на рівні падіння напруги на прямому опорі стабілітрона (менше 0,4 В). Ємність C2 є елементом фільтра R3, C2 обмежує імпульсні перешкоди, які надходять з виходу мультівібратора, що працює в режимі очікування, при віджатих кнопках РЕЖИМ РОБОТИ (тривалість імпульсних перешкод – 1-2 мкс). Ці перешкоди за відсутності фільтра призводили б до помилкової індикації, наявності напруги на виході апарату при віджатих кнопках РЕЖИМ РОБОТИ. Індикатор вихідного сигналу містить у своєму складі піковий детектор, що запам'ятовує як сигнал, так і зазначену вище перешкоду.

Буферний каскад побудований за схемою емітерного повторювача на транзисторі V4 і виконує функцію розв'язки автогенератора від ступеневої регуляції інтенсивності. Останній призначений для встановлення амплітуди напруги на вході передпідсилювача, що відповідає заданій інтенсивності УЗ коливань випромінювача, і реалізований у вигляді резисторів, що стоять в ланцюзі емітера V4, комутованих перемикачем S4.

Попередній підсилювач служить для забезпечення стабільної роботи вихідного підсилювача. Він виконаний на транзисторі V5 за схемою з загальним емітером. З метою підвищення стабільності коефіцієнта підсилення передпідсилювач охоплений глибоким негативним зворотним зв'язком. Узгодження попереднього підсилювача з вихідним підсилювачем і виділення першої гармоніки частоти 0,88 МГц здійснюється за допомогою П-подібного фільтра на елементах C8, L3, C12, C13, C14, C15.

Підсилення сигналу за потужністю до рівня, достатнього для забезпечення необхідної інтенсивності УЗ коливань, здійснюється у вихідному підсилювачі. Він зібраний за схемою з загальним емітером на транзисторі V6 і охоплений негативним зворотним зв'язком.

Узгодження вихідного підсилювача з випромінювачами і фільтрація вихідного сигналу здійснюються за допомогою П-подібних LC фільтрів.

Комутація фільтрів при зміні випромінювачів здійснюється перемикачем S3.

Індикатор вихідної напруги призначений для світлової індикації про наявність напруги УЗ частоти на виході електронного блока і складається з діодного детектора V14 і транзисторного ключа V16, V17.

Для зменшення впливу індикатора на амплітуду вихідної напруги вхідний опір індикатора має бути на один-два порядки вищий опору навантаження електронного блока (випромінювача).

Вихідний опір індикатора має бути низьким для узгодження з малим опором світлодіодів – світлового елемента індикації.

Високий вхідний опір індикатора забезпечується за рахунок використання польового транзистора V16 в **першому шаблі** ключа, низький вихідний опір забезпечується біполярним транзистором V17 під час другого ступеня регулювання.

Захист від пробою переходу «ИСТОК-ЗАТВОР» польового транзистора здійснюється паралельним несиметричним обмежувачем R34, V15. Як світловий індикатор використовується світлодіод V18, що входить в ланцюг емітера біполярного транзистора.

Апарат живиться від мережі змінного струму частотою 50 Гц та номінальною напругою 220 В через автономний блок живлення, що включає трансформатор T1 і два стабілізовані випрямлячі. Один із них (5 В) складається з діодного мосту V12 і мікросхеми D3. Другий (+50 В) – з діодного мосту V13 і параметричного стабілізатора напруги (транзистор V9, стабілітрон V10, резистор R21). При зміні напруги мережі на $\pm 10\%$ зміна стабілізованої напруги на виході випрямляча не перевищує $\pm 3\%$.

З виходу випрямляча стабілізована напруга 50 В надходить до ланцюгів живлення буферного каскаду, попереднього і вихідного підсилювачів. Індикатором включення апарата в мережу служить світлодіод V19, підключений до виходу діодного мосту V12.

2.10 Інфразвукові медичні прилади

Довгий час інфразвук відносили до негативних для людини чинників. Пов'язано це з тим, що 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. В інфразвуковому діапазоні знаходиться ритм кишечника. Дія інфразвуку може викликати головні болі, зниження уваги та працездатності, іноді порушення функції вестибулярного апарату. При 7 Гц можливий параліч серця і нервової системи.

Незважаючи на це в медицині використовують позитивну дію звуку низької частоти (інфразвуку) на клітинну і міжклітинну рідини, внутрішньоклітинні структури, проникність клітинних мембран, молекулярні зв'язки.

Позитивні властивості інфразвуку:

- він справляє антисептичну і вірусологічну дію;
- сприяє активізації регенераційних і репаративних процесів;
- активізує імунну систему;
- покращує стійкість організму до зовнішніх негативних дій екологічного, психофізіологічного характеру.

Розроблений і успішно використовується в медустановах ефективний медичний апарат «Інфразвуковий терапевтичний опромінювач «ИФС-1» (рисунок 2.26).



Рисунок 2.26 – «Інфразвуковий терапевтичний опромінювач «ИФС-1»

Інфразвукова терапія здійснюється методом впливу на водні структури організму. Видалення з водних структур організму розчинених (інертних) газів, іонів, важких металів з мембран клітин сприяє відновленню обмінного процесу клітин і за рахунок звільнення рН (іонної сили) енергії в клітинній рідині сприяє регенерації клітин і відновленню деструктивного органу та його функцій і як наслідок – організму людини в цілому.

Лікування базується на локальній дії установки «ИФС-1» на хворий орган і прийом всередину води, обробленої «ИФС-1».

Вода після оброблення установкою «ИФС-1» набуває властивостей енергоінформаційної (програмованої) води і змінює свій хімічний та мікробіологічний склад: знижується вміст заліза, амонійного азоту, нітритів, солей і т. д., змінюється і бактеріальний фон.

Коротка технічна характеристика апарату «ИФС»:

- інфразвук низької частоти – 15-20 Гц,
- вихідна потужність – 6 Вт,
- споживана потужність апарату – 160 Вт/годину.

Застосування ИФС-терапії показане у будь-якій стадії при лікуванні таких захворювань:

- передпухлинні захворювання: міоми, кісти, мастопатія, аденома;
- захворювання шлунково-кишкового тракту: виразка шлунка і 12-палої кишки, гастрит, дуоденіт, коліт, холецистит, панкреатит, холангіт;
- захворювання ЛОР-органів і нижніх відділів дихальної системи: бронхіальна астма, хронічний бронхіт, гайморит, ларингіт, тонзиліт, фарингіт, отит, трахеїт, гостра і хронічна форми пневмонії;
- захворювання ендокринної системи;
- захворювання опорно-рухового апарату: поліартрит, остеохондроз, ревматоїдні і посттравматичні ураження суглобів, подагра, радикуліт, міозит, невралгії;
- захворювання, пов'язані з каменеутворенням в органах;
- судинні патології: флебіти, геморой;
- шкірні захворювання: псоріаз, демодекоз, грибкові ураження слизових оболонок;
- алергічні реакції.

Лікувальний ефект інфразвукових акустичних хвиль, здатних локально впливати на тканини організму, лежить також в основі методу ударно-хвильової терапії (УХТ).

Цей метод лікування є інноваційним, високотехнологічним методом терапевтичного впливу на різні тканини в людському організмі з метою досягнення лікувального ефекту для різного типу патологій.

УХТ ввійшла в медичну практику в кінці 80-х років ХХ століття і нині широко використовується в світі. В останні 10-15 років чітко відстежується тенденція до суттєвого розширення використання такого фізичного фактора, як ударні хвилі, в медичній практиці при створенні неінвазивних процедур для лікування досить широкого спектра захворювань, особливо в скелетно-м'язовій системі.

Принцип дії УХТ ґрунтується на кавітації – акустичний імпульс перетворюється на звукову хвилю, яка безперешкодно проникає в глибокі тканини організму, не завдаючи шкоди.

Акустичні імпульси поділяються на декілька видів: електрогідролічні, електромагнітні, п'єзоелектричні і пневматичні. Кожен є по-своєму ефективним і застосовується тільки з урахуванням індивідуальних фізичних показників.

Використання інфразвукових хвиль з лікувальною метою прискорює процеси відновлення організму після перенесених травм, операцій, захворювань опорно-рухового апарату і периферичної нервової системи.

Метод лікування інфразвуком є гарною альтернативою хірургічному втручанню. Завдяки своїй ефективності ударно-хвильова терапія стає сьогодні все популярнішою і з успіхом конкурує з іншими консервативними способами лікування. Наприклад, відмінно себе зарекомендувала ударно-хвильова терапія п'яtkової шпори.

Як правило, апарати УХТ комплектуються набором спеціальних датчиків-випромінювачів, що дозволяє підібрати індивідуальний режим впливу на хворий орган або частину тіла.

Процедура комфортна, безболісна, триває не більше півгодини і проводиться 1-2 рази в тиждень. Курс включає 6-7 процедур. Ускладнень під час проведення сеансів ударно-хвильової терапії і після неї не спостерігалось.

Лікувальний ефект ударно-хвильової терапії. Під час проходження акустичної хвилі на межі двох різних по щільності тканин (кістки-зв'язки, кістки-м'язи, рубцева тканина-м'язи тощо) виникають мікровібрації, розпушуючі щільні рубці, сполучнотканинні тяжі, мікрокристали кальцію в місцях їх надлишкового відкладення, посилюється кровообіг у місці впливу (рисунок 2.27).

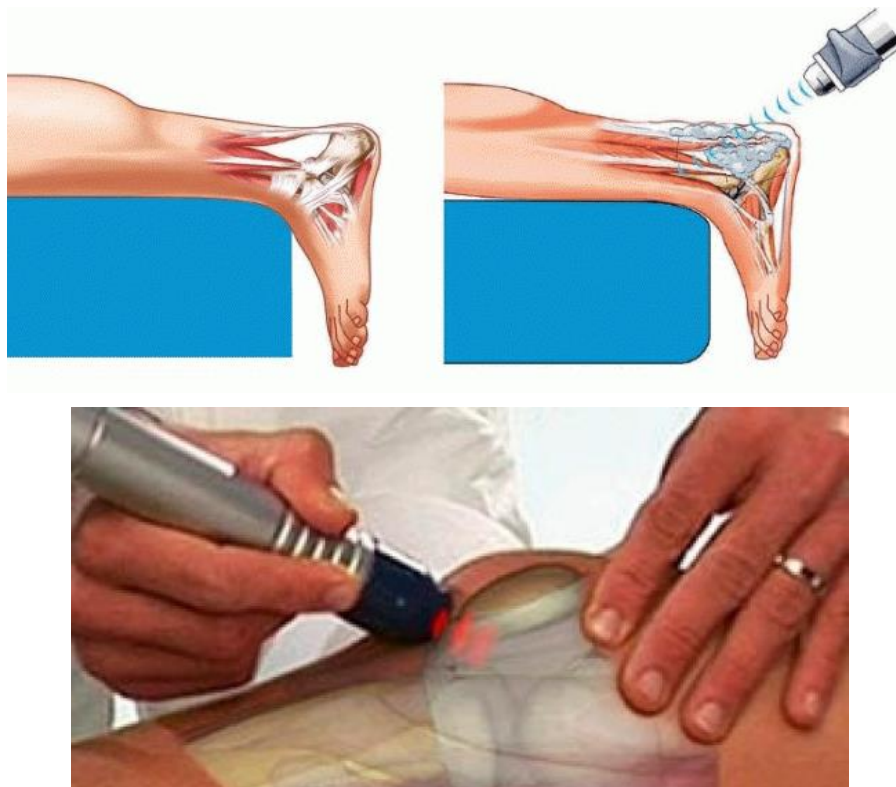


Рисунок 2.27 – Застосування ударно-хвильової терапії

Ударно-хвильова терапія довела свою ефективність при лікуванні захворювань опорно-рухового апарату:

- контрактури суглобів – при впливі ударної хвилі збільшується кровообіг і живлення тканин, м'язи і зв'язки стають більш еластичними і не перешкоджають руху в суглобі;

- дегенерація і кальцифікація суглобових хрящів – ударна хвиля при регулярному впливі може руйнувати мікрокристали солей кальцію і в поєднанні з іншими методами сприяти відновленню хрящової тканини в суглобі;

- реабілітація після переломів та травм – вплив ударної хвилі значно прискорює регенерацію пошкоджених тканин, такий ефект виникає знову ж таки через посилення кровотоку і прискорення метаболізму.

Ударно-хвильова терапія дуже ефективна при посттравматичних змінах і таких хронічних захворюваннях опорно-рухової системи, як:

- остеохондроз, спондилартроз і спондиліоз хребта, в тому числі з грижами міжхребцевих дисків;

- артрити і артрози, бурсити, епікондиліти;

- запальні зміни зв'язок, тунельні синдроми, п'яткові шпори;

- міозити і стійкі спастичні м'язові синдроми;

- уповільнене загоєння переломів, формування помилкових суглобів, надмірне рубцювання, контрактури та інші післяопераційні та посттравматичні зміни.

Інші захворювання:

- жирові відкладення, фіброз жирової клітковини – збільшення кровотоку і механічний вплив в області жирових відкладень можуть сприяти відновленню нормальної структури жирової клітковини, але як єдиний метод ударно-хвильова терапія, на жаль, не підходить;

- ушкодження шкіри, у тому числі виразки і пролежні – ударно-хвильова терапія сприяє регенерації шкіри, однак варто з особливою обережністю підходити до інфікованих ран;

- безопераційний метод лікування сечокам'яної хвороби – роздрібнення каменів у нирках ударною хвилею.

Першу високочастотну терапевтичну систему радіальних ударних хвиль «Мастер Пульс МР 200» зображено на рисунку 2.28.

Під час процедури під дією ударної хвилі кровоток місцево збільшується у 30-40 разів, завдяки чому тканини починають знову «глибоко дихати». Ударні акустичні хвилі, проникаючи в тканини організму, відновлюють природний обмін речовин, запускають процеси відновлення і оновлення клітин, покращують метаболічні процеси в тканинах.

Сеанс займає від 20 до 30 хвилин. Курс триває 5-7 разів, один раз на тиждень. Діє метод місцево, а не на увесь організм. Загалом же тривалість курсу лікування залежить від тяжкості патології захворювання та анатомічної області.



Рисунок 2.28 – Ударно-хвильовий апарат «Мастер Пульс MP 200»

Для отримання результату пацієнт потребує протягом одного сеансу 3000 ударів.

Застосовувати метод лікування з допомогою «Мастер Пульс MP 200» можна в травматології, ортопедії, урології, дерматології та естетичній медицині, неврології, а також під час лікування «діабетичної» стопи.

Іншими апаратами неінвазивного лікування за допомогою ударно-хвильової терапії є апарати «Shockmaster 300» (рисунок 2.29), який має вбудований повітряний компресор, та «Shockmaster 500», який має масляний компресор (рисунок 2.30).



Рисунок 2.29 – Апарат «Shockmaster 300»

В результаті впливу ударно-хвильової терапії:

- покращується кровопостачання тканин і обмін речовин у них;
- покращується лімфовідтік і виведення токсинів, поступово зникають набряки;
 - активізуються процеси відновлення тканин, стимулюється зростання нових судин;
 - відзначається виражений знеболюючий ефект, який пацієнт відчуває вже в кінці першого сеансу;
 - відновлюється еластичність і структура м'язів, зв'язок, сухожилів;
 - розсмоктуються ділянки запалення;
 - розпушуються і розсмоктуються грубі рубці і ділянки патологічного звапніння.



Рисунок 2.30 – Апарат «Shockmaster 500»

Як правило, апарати для проведення ударно-хвильової терапії використовуються в реабілітаційних і спортивних центрах і клініках, що спеціалізуються на лікуванні захворювань і травм опорно-рухового апарату та периферичної нервової системи, а також у відділеннях фізіотерапії багатопрофільних медичних клінік і центрів.

2.11 Віброакустичні прилади

В кінці двадцятого століття в широкій медичній практиці стала застосовуватися апаратна віброакустична терапія.

Віброакустична терапія – це дія мікровібраціями звукової частоти на тканини організму людини і тварин.

Метод віброакустики швидко завоював популярність завдяки неймовірно високій ефективності лікування цілого ряду захворювань.

Природні методи віброакустичної терапії інтуїтивно застосовуються людиною з давніх часів. До них можна віднести полоскання горла, стогін при болях, душ, купання, хльосткі удари віником в лазні, біг підтюпцем.

Віброакустична терапія помітно впливає на усі три чинники, що підвищують результативність лікування:

- збільшується місцеве кровопостачання;
- підвищуються функції органів і покращується якість крові;
- відновлюється недостатність кровопостачання нервових волокон, тканин, нервових центрів.

У віброакустичних апаратах амплітуда вібрації в 50-100 разів менша, ніж у вібромасажерів, у зв'язку з чим вона називається мікровібрацією (до 50 мкм). Крім того, при віброакустичній дії за допомогою апаратів забезпечується безперервна зміна частоти в широкому діапазоні частот (від 20 до 18000 Гц). При безпосередньому контакті віброфонів з поверхнею тіла відбувається проникнення мікровібрації в тканини організму по радіусу від центру дії і на глибину від 7 до 14 см.

Основна і пряма фізична властивість віброакустичної дії – здатність збільшувати наскрізний кровотік і лімфотік. В основі цього явища лежать два надійні фізичні ефекти.

Перший – це зниження судинного опору руху крові при дії мікровібрації певної звукової частоти, причому для кожного діаметру судини існує своя оптимальна частота.

Завдяки наявності в лімфатичних судинах і венах клапанів віброакустична дія посилює лімфатичний і венозний відтік, завдяки чому зменшується набряк і покращується мікроциркуляція в тканині. Регулюючи динаміку нарощування дози віброакустичної дії, домагаються протизапальної дії, що дозволяє застосовувати віброакустичну терапію як у гострій, так і в хронічній формі захворювання.

При певному віброакустичному впливі на область нирок максимальна фізична робота, яку може виконати людина (велоергометричний тест), збільшується в 1,5-2 рази! Збільшується також розумова працездатність (за результатами тестів), і в той же час вміст холестерину в крові зменшується. Виявлена здатність віброакустики збільшувати вміст інтерферону (клас білків, що виділяються клітинами організмів більшості хребетних тварин у відповідь на вторгнення чужорідних агентів, таких як віруси, деякі інші паразити та ракові білки) в крові у хворих на хронічний гепатит у 5-8 разів.

Майже у половини цих хворих настання ремісії захворювання вже через шість місяців лікування стало сенсацією. Такий результат раніше досягався лише з застосуванням дуже дорогих лікарських препаратів, недоступних більшості хворих.

Для місцевої вібротерапії використовують апарати «Вібромасаж», «Чародій», «ВМП-1», «ПЕМ-1», «Тонус-3», «Интрафон-1». Найпоширеніший апарат віброакустики – це «Витафон». Він доступний кожній родині, простий, надійний і зручний у застосуванні.

Активною частиною будь-якого пристрою для вібраційного впливу є вібратор (вібратор). Сам же апарат перетворює енергію електричного струму на механічні коливання різної частоти та амплітуди.

Віброакустика може застосовуватися не тільки в комплексному лікуванні, але й самостійно. У педіатричній практиці віброакустику можна ефективно використовувати при різних соматичних захворюваннях. Це особливо важливо в тих ситуаціях, коли діти мають непереносимість ліків, лікарську алергію або при вираженому диспепсичному синдромі (нудота, блювання та ін.).

Перевагою методу віброакустики є простота і безпека в експлуатації, надійність і стійкість роботи апаратів серії «Витафон», фізіологічність дії, неінвазивність і можливість використання в госпітальних, амбулаторних та домашніх умовах (рисунок 2.31).

При регулярному застосуванні апарату віброакустики «Витафон» з кожним роком лікувальний ефект накопичується.

Усі види віброакустичних пристроїв самі по собі не є ліками, а є каталізатором, який допомагає ефективно викоринювати хвороби, стимулюючи пробудження організму.



Рисунок 2.31 – Віброакустичні апарати «Витафон-2», «Витафон-5»

Ці апарати широко використовують в косметологічних салонах, санаторіях та лікувальних закладах. Застосовувати його можна вдома в профілактичних і терапевтичних цілях. Судячи з безлічі вдячних відгуків, можна сміливо заявити про те, що за допомогою приладу вдається збільшити працездатність і позбутися хронічних патологій.

Ефективність приладу «Витафон» обумовлена багаторазовим збільшенням мікрокапілярного кровотоку і лімфоток у зоні дії.

Апарат забезпечує такі функції і можливості:

- одночасне підключення двох будь-яких перетворювачів;
- автоматичне визначення підключених перетворювачів;
- автоматична корекція енергії впливу залежно від зросту і ваги користувача;
- автоматичне включення і виключення кілька разів на добу (при необхідності).

Відмітні особливості:

Віброакустичні апарати мають набір кругових випромінювачів (віброфонів) різної площі.

Вплив виявляється одночасно двома частотами, які безперервно і синхронно змінюються в звуковому діапазоні у рамках заздалегідь заданої програми:

- частота першого діапазону змінюється безперервно з 20 Гц до 4,5 кГц і спрямована на збільшення ефекту гідродинамічного насосу у венах;
- частота другого діапазону змінюється з 200 Гц до 18 кГц і покликана збільшити ефект гідродинамічного опору в капілярах.

Наявність віброакустичного матраца, одиночного перетворювача з підвищеною амплітудою мікрівібрації, можливості підключення двох перетворювачів одночасно роблять «Витафон» більш ефективним при лікуванні захворювань кульшового суглоба, гриж міжхребцевого диска, аденоми передміхурової залози, важких травм і переломів, а також при лікуванні та профілактиці пролежнів у лежачих хворих.

«Витафон» має широкий спектр показань при захворюваннях запального і травматичного характеру.

Перед проведенням сеансу слід пройти обстеження і встановити діагноз. Рекомендується проконсультуватися з терапевтом на наявність протипоказань.

Призначається прилад при таких патологічних процесах: поліартрити, артрози, артрити, радикуліт, тонзиліт, гайморит, отит, риніт, бронхіт, ангіна, гастрит, аденома простати, гематома, пієлонефрит, цистит, геморой, енурез, сколіоз, безсоння, травми, переохолодження, опіки, шкірні висипання.

Віброакустичний апарат «Витафон–Т» призначений для лікування різних захворювань запального й травматичного характеру. Має широкий спектр показань. Висока ефективність лікування досягається багаторазовим збільшенням мікрокапілярного кровотоку і лімфотоку в області впливу (рисунок 2.32).



Рисунок 2.32 – Зовнішній вигляд апарату «Витафон-Т»

Він складається з електронного блока і приєднаних до нього шнуром двох спарених перетворювачів – віброфонів. Робочою поверхнею віброфона є мембрана, виготовлена зі спеціального сплаву з декоративним покриттям. Електронний блок має вбудовану мережеву вилку. На лицьовій поверхні електронного блока розміщені перемикачі режимів роботи. Апарат контактним

способом збуджує мікровібрацію тканин організму. Зміна частоти в заданих межах і перехід з одного діапазону в інший проходить автоматично за програмою.

Частота I діапазону безперервно змінюється від 20 Гц до 4,5 кГц і оптимізована на максимізацію ефекту гідродинамічного насосу у венах. Частота II діапазону безперервно змінюється від 200 Гц до 18 кГц і направлена на збільшення ефекту зниження гідродинамічного опору в капілярах (рисунок 2.33).

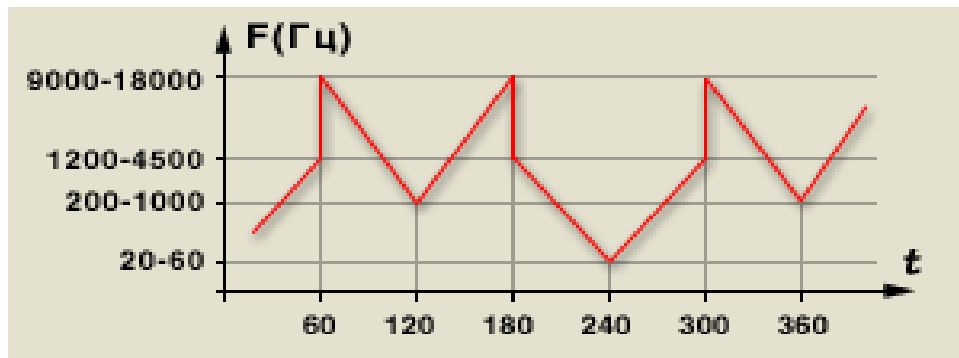


Рисунок 2.33 – Частоти, на яких працює «Витафон»

Апарат призначений для застосування в лікувально-профілактичних і санаторних установах, а також в домашніх умовах.

Основні технічні характеристики: напруга живлення – 220 ± 22 В, 12 ± 1.3 В, частота в мережі – 50 Гц; споживана потужність – не більша 8 ВА; час безперервної роботи апарату – не менший 8 год.; середній строк служби апарату – не менший п'яти років; маса – не більша 0,7 кг; габаритні розміри електронного блока – не більші 135 x 63 x 35 мм; блока живлення – не більші 80 x 50 x 90 мм.

«Витафон-Т» контактним способом у радіусі 7 см збуджує мікровібрацію тканин звукової частоти, що безперервно змінюється. Зміну частоти вибрано таким чином, щоб забезпечити умови підвищеної провідності для всіх діаметрів судин. В результаті розслаблюється мускулатура (в судинах де є волокна м'язів) та збільшується капілярний кровотік і лімфотік. Тобто основний механізм дії «Витафона» полягає в покращенні живлення тканин та в прискоренні виведення токсичних продуктів обміну.

За допомогою апарату «Витафон-Т» можна лікувати такі захворювання: артрит, артроз, ревматоїдний поліартрит, безсоння, бронхіт, запалення середнього вуха (отит), відновлення і розвиток голосу, вивихи, синяки, травми, гайморит, гастрит, гематома, гіпертонія і ниркова недостатність, глаукома, мозолі, відмороження і переохолодження, опік, остеохондроз, набряк, перелом, пієлонефрит, простатит, радикуліт, розтягування, рани, післяопераційні шви, риніт, сколіоз, тонзиліт (ангіна), травми хребта та ін.

Використання «Витафона» у поєднанні з ліками підвищує його ефективність.

Під час процедури випромінювач (віброфон) повинен стикатися зі шкірою без істотного тиску на неї. Критерієм правильності установки віброфонів служить максимальне відчуття вібрації на найнижчій частоті. Застосовують кругоподібні, прямолінійні, спіралеподібні рухи, але частіше віброфони під час процедури не рухають.

Вібротерапію також поєднують з інфрачервоним опроміненням в апараті «Витафон-ИК» (рисунок 2.34). Дозування лікувальних процедур здійснюють за частотними режимами вібрації і площі дії. Разом з цим враховують і відчуття хворого, який повинен відчувати виразну безболісну вібрацію.

Враховуючи поєднання впливу інфрачервоного випромінювання та мікровібрації, пульсація в апараті «Витафон-ИК» відсутня, але зате введена додаткова градація ступеня віброакустичного впливу (на слух четвертого ступеня гучності звучання).

Апарат «Витафон-ИК» призначений і ефективний для лікування захворювань запального характеру, а також для лікування діабетичної ангіопатії, лімфостазу нижніх кінцівок, хронічних вірусних гепатитів.

У зоні дії ПЧ-випромінювача спостерігається виражений протизапальний ефект, який обумовлений передачею інфрачервоним випромінюванням променевого тепла, за рахунок чого відбувається прогрівання тканинних структур поверхневих шарів, активізація мікроциркуляції в них і місцеве знеболювання.



Рисунок 2.34 – Віброакустичний апарат «Витафон-ИК»

Для досягнення найбільшого лікувального ефекту при лікуванні захворювань перетворювачі (ПЧ-випромінювач і віброфон) від процедури до процедури міняють місцями.

При комплексному лікуванні апаратом із застосуванням лікарських препаратів підвищується їх ефективність за рахунок збільшення концентрації в зоні дії перетворювачів апарату. Швидка ліквідація проявів патологічних процесів дозволяє скоротити дози і строки лікарської терапії.

Лікувальна дія інфрачервоного випромінювання визначається довжиною його хвилі, потужністю і частотою модуляції потужності. Терапевтичний ефект пов'язаний з посиленням мікроциркуляції в тканинах, активізацією фізичних і біохімічних процесів в організмі і зменшенням інтенсивності запальних процесів.

Модуляція потужності ІЧ-випромінювання дозволяє одержати в області впливу мікротемпературні коливання. Крім того, ІЧ перетворювачі вбудовані в металевий диск, контакт якого з тілом викликає короточасне зниження температури (на 2-3°C) на поверхні області дії. Це приводить до посилення мікродрижання м'язів і, тим самим, до покращення лімфовідтоку і венозного відтоку.

Через 4-5 хв. температура шкірного покриву відновлюється, а потім, приблизно до 8 хв. роботи апарату, за рахунок виділеної потужності в перетворювачі і самого інфрачервоного випромінювання, підвищується на (2,0-2,5°C). При подальшому впливі підвищення температури не відбувається. Тому в тих випадках, коли підвищення температури в області впливу небажано, час впливу обмежують до 5-6 хв. Якщо небажано навіть короточасне охолодження, то вплив ІЧ випромінювання здійснюють після 5-6 хвилинного прогріву або після установки ІЧ-перетворювача на інші області.

В перетворювачі використовуються ІЧ-діоди з вузькою смугою випромінювання з середньою довжиною хвилі 0,95 мкм. Вплив такого ІЧ випромінювання має протизапальний характер.

Недоліки віброакустичної терапії. Висока ефективність віброакустичної терапії обумовлена застосуванням мікрівібрації звукової (чутної) частоти, що безперервно змінюється. Дія хоч і здійснюється контактним способом через шкіру, але все-таки частина звукової енергії випромінюється в повітря. Звук, хоч і не гучний, але чутний у межах кімнати. На жаль, цей недолік не можна усунути, а застосування інших частот малоефективне і небезпечне. З цієї причини віброакустична терапія мало застосовується в клініках і фізіотерапевтичних кабінетах, а в основному її призначають для застосування в домашніх умовах.

2.12 Аудиометрія

Слух – здатність біологічних організмів сприймати звуки органами слуху, спеціальна функція слухового апарату, що збуджується звуковими коливаннями навколишнього середовища, наприклад повітря або води. Одне з біологічних дистантних відчуттів, яке називається також акустичним сприйняттям, забезпечується слуховою сенсорною системою. Людина здатна чути звук в межах від 16 Гц до 22 кГц при передачі коливань по повітрю і до 220 кГц при передачі звуку по кістках черепа. Ці хвилі мають важливе біологічне значення. Звукові хвилі в діапазоні 300-4000 Гц відповідають людському голосу.

Звуки, вищі 20000 Гц, мають мале практичне значення, тому що швидко гальмуються, коливання, нижчі 60 Гц, сприймаються завдяки вібраційному

чуттю. Діапазон частот, які здатна чути людина, називається слуховим або звуковим діапазоном.

Поріг чутності – мінімальний звуковий тиск, при якому звук даної частоти сприймається вухом людини. Величину порогу чутності виражають у децибелах. За нульовий рівень прийнято звуковий тиск $2 \cdot 10^{-5}$ Па на частоті 1 кГц. Поріг чутності у конкретної людини залежить від індивідуальних властивостей, віку, фізіологічного стану.

Порушення слуху – втрата здатності виявляти деякі (або всі) частоти або нездатність розрізняти звуки з низькою амплітудою. Порушенням слуху називається повне (глухота) або часткове (туговухість) зниження здатності виявляти і розуміти звуки.

Звукові хвилі розрізняються за частотою і амплітудою. Порушенням слуху може страждати будь-який організм, здатний сприймати звук. Воно викликається широким спектром біологічних і екологічних факторів. Причинами можуть бути захворювання внутрішнього вуха і слухового нерва, запалення середнього вуха або деякі інфекційні хвороби – менінгіт, грип та ін., іноді – травма або тривалий вплив сильного шуму і вібрацій.

У людини порушення слуху, що робить неможливим сприйняття мови, називається глухотою, а більш легкі ступені порушення слуху, що утрудняють сприйняття мови, – приглухуватістю (нейросенсорною, кондуктивною або змішаного характеру). Крім того, глухота буває вроджена або придбана (рисунок 2.35).

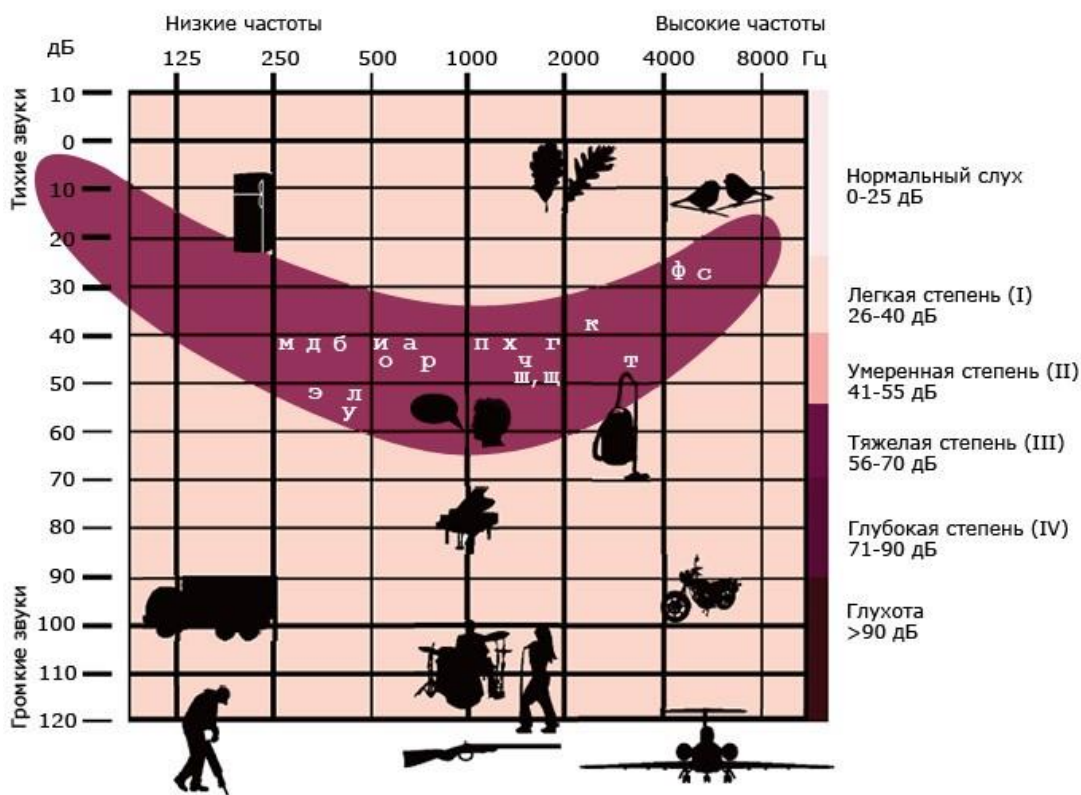


Рисунок 2.35 – Таблица діапазонів з рівнями втрати слуху

Мінімальна гучність, яку може сприйняти індивідуум, називається порогом чутності. У разі людей і деяких тварин цю величину можна вимірювати за допомогою поведінкових аудіограм. Робиться запис звуків від найтихіших до більш гучних різних частот, які повинні викликати певну реакцію. Також існують електрофізіологічні тести, які можуть бути здійснені без вивчення поведінкових реакцій.

Нормальний поріг чутності для різних частот не є постійною величиною. Якщо звуки різної частоти програвати з однаковою амплітудою, то одні будуть здаватися гучними, інші тихими, а деякі взагалі нечутними. У загальному випадку при підвищенні гучності або амплітуди звук стає краще помітним. Зазвичай, якщо тварина використовує звуки для спілкування, то частоти, використовувані в ньому, краще сприймаються слуховими органами, ніж інші. Таке «налаштування» існує на багатьох рівнях слухової системи, починаючи з будови вуха і закінчуючи нервами і ділянками мозку, відповідальними за обробку звуків.

Кажуть, що індивідуум страждає порушенням слуху, якщо у нього погіршується сприйняття тих звуків, які зазвичай сприймаються особинами його виду. У людей термін «порушення слуху» зазвичай вживається до тих, хто частково або повністю втратив здатність розрізняти звуки на частотах людської мови. Ступінь порушення визначається по тому, наскільки голоснішим порівняно з нормальним рівнем повинен стати звук, щоб слухач почав його розрізняти. У випадках глибокої глухоти слухач не може розрізнити навіть найгучніші звуки, що видаються аудіометром.

Ще одним параметром, за яким може розвинути порушення слуху, є якість звуку. У людей такі порушення зазвичай виявляються тестами на розпізнавання мови (тобто мова повинна бути не тільки почута, а й зрозуміла). Порушення розпізнавання звуків окремо від загального ослаблення слуху зустрічається вкрай рідко.

Звукова аудіометрія

Світова медицина наводить дані, що нині у світі більше, ніж 42 мільйони людей мають глибокі або малі порушення 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. 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.

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.

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 аудіометричному дослідженні використовують стимул в області порогу, тобто визначають межу між ще не чутним і ледь чутним звуками. Для вимірювань порогових кривих слуху необхідно мінімізувати як звукові сигнали ззовні (транспорт тощо), так і від досліджуваного пристрою (за допомогою акустичної ізоляції). Контакт між пацієнтом і лікарем-оператором здійснюється за допомогою звукоізовольованого вікна або телефонним каналом. Максимально допустимий фон у кімнаті становить 20 Фон у діапазоні частот від 10 до 200 Гц; 10 Фон – для смуги від 200 до 500 Гц; для вищих частот – 5 Фон.

Тоновий аудіометр. Звуковий аудіометр повинен забезпечувати генерування чистого тону з регулюванням його частоти, причому гучність звуку або підлаштовується «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.

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

За типом медичного обладнання встановлюються якісні показники на технічні параметри аудіометрів (таблиця 2.2). Точність досліджень зазвичай має похибку не більшу, ніж ± 5 дБ.

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

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 зазвичай використовують частоти: 500 Гц; 1; 2; 3; 4; 6; 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 зі зменшенням гучності олівець рухається донизу. Приклад аудіограми із стрибкоподібною зміною частоти наведено на рисунку 2.36.

Таблиця 2.2 – Головні параметри аудіометрів

Параметр	Робоче місце		
	Дільницький отоларинголог	Клініка	Наукові дослідження
Нижня частота, Гц	250	125	64
Максимальне значення нелінійних спотворень, %	0,1	0,05	0,02
Мінімальний рівень шуму, дБ Вихід сигналу на:	- 60 Слухавки	- 66 Слухавки	- 74 Вільне звукове поле

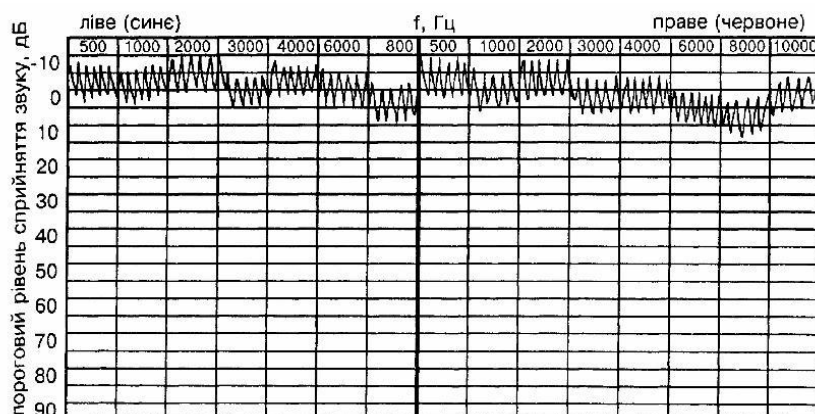


Рисунок 2.36 – Аудиограма із стрибкоподібною зміною частоти

Вимірювання для одного вуха тривають близько п'яти хвилин.

Мовна аудіометрія

При мовній аудіометрії 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 правильно сприйнятих фонетичних елементів до їх загальної кількості (вони утворюють безсенсові сукупності) називають роздільною здатністю. Від цієї величини важливо відрізнити розпізнавальну здатність, яка є мірою правильного розпізнавання чисел, слів, речень, змістовної сукупності. Для числового оцінювання роздільної здатності використовують 10 сукупностей по 10 дворозрядних числах (наприклад, 42, 35, 97, 17, ...). Для оцінювання односкладової (дво- і п'ятискладової) роздільної здатності використовують 20 сукупностей по 20 односкладових словах.

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

- глибока смуга (від 500 до 800 Гц);

- висока смуга (від 1500 до 2500 Гц).

У високій смузі знаходяться головні форманти вокалу, форманти більшості приголосних вилучені. Пацієнту ставлять 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.

Імпедансна аудіометрія

В імпедансній аудіометрії за допомогою електроакустичного мосту 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'язу та натягувача мембрани, що веде до зміни акустичного імпедансу.

У наш час використовують збудження з того ж боку і зазвичай тоном 220 Гц. 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.

Тимпанометрія – це непрямий метод вимірювання пружності мембрани і системи слухових кісток при позитивному, нормальному та негативному тисках у звуководі (відносно атмосферного). Зміну акустичного імпедансу визначають при штучно змінюваному тиску повітря у зовнішньому звуководі (зазвичай від -400 до +400 мм рт. ст.).

Тимпанограма графічно відображає значення акустичної провідності в мілісіменсах (мСм) залежно від тиску повітря у зовнішньому звуководі (рисунок 2.37).

Важливими характеристиками тимпанограми є крутизна і монотонність кривої та її асиметрія. Для оцінки патології слухового тракту важливо знати градієнт акустичної пружності при зміні тиску повітря.

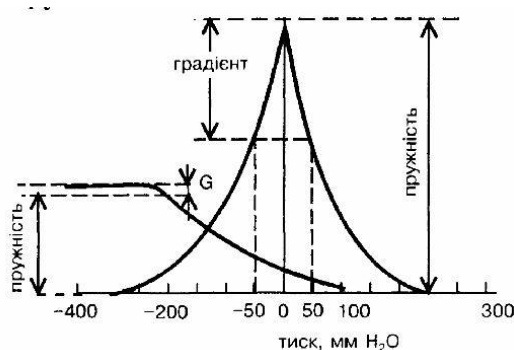


Рисунок 2.37 – Тимпанограма людського вуха

Загальний вигляд комбінованого імпедансного аудіометра AA222 зображено на рисунку 2.38.



Рисунок 2.38 – Комбінований імпедансний аудіометр AA222

Структурна схема імпедансного аудіометра (рисунок 2.39) складається з трьох блоків, які забезпечують виконання наступних операцій:

1. Генерування звукової хвилі, яка досягає мембрани. У тоновому осциляторі одержують звуковий гармонічний сигнал зазвичай з частотою 220 Гц (при деяких вимірюваннях – 660 Гц).

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 зазвичай порівнюється з еталонним значенням акустичного тиску. 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). Тиск встановлюють у межах від -400 до +400 мм рт. ст.

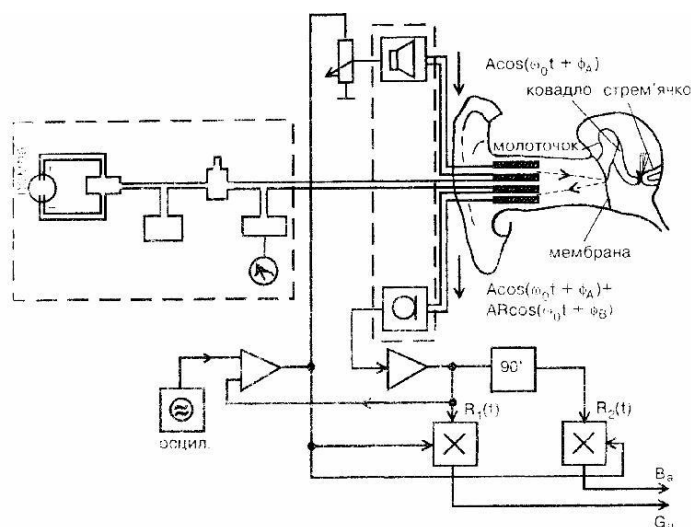


Рисунок 2.39 – Схема вимірювань акустичного імпедансу вуха

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.). Акустичний імпеданс Z_a обчислюють:

$$Z_a = \frac{Z_{aT1} \cdot Z_{aT2}}{Z_{aT1} - Z_{aT2}}$$

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) дозволяють вимірювати складові акустичного адмітансу Y_a : тобто G_a і B_a .

Вимірювання зі змінним тиском повітря (тобто при негативних і позитивних відхиленнях) дозволяє оцінити наявність патологій.

Рефлексна аудіометрія

Рефлексна аудіометрія є відносно новим методом, за яким реєструють акустично викликану реакцію на різних ступенях слухового шляху без відома досліджуваної особи і проходить рефлексно соматомоторичною або вегетативною нервовою системою. У пацієнта, що лежить в акустично ізольованій кімнаті, оцінюють відгуки (таблиця 2.3), які спричинені відповідним звуковим стимулом.

Таблиця 2.3 – 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

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

За латенцією розрізняють:

1. Ранній потенціал – латенція до 10 мс – у внутрішньому вусі або у мозку. Частотний спектр перевищує 100 Гц.

2. Пізній потенціал – латенція приблизно 50-500 мс. Акустичні відгуки кори (частотний спектр, як і в електроенцефелограми, – до 30 Гц).

2.13 Принципи побудови і функціонування слухових апаратів

Лікування приглухуватості, викликані змінами в звукопровідному апараті, проводиться досить успішно. При ураженні звукосприймаючого апарату використовується комплекс медикаментозних, фізіотерапевтичних засобів. При недостатній ефективності цих заходів використовується слухопротезування – підбір слухових апаратів, що підсилюють звук.

Слуховий апарат – пристрій, який посилює звук для людини, тим самим компенсуючи зворотний результат порушень слуху – послаблення звуку (рисунок 2.40).

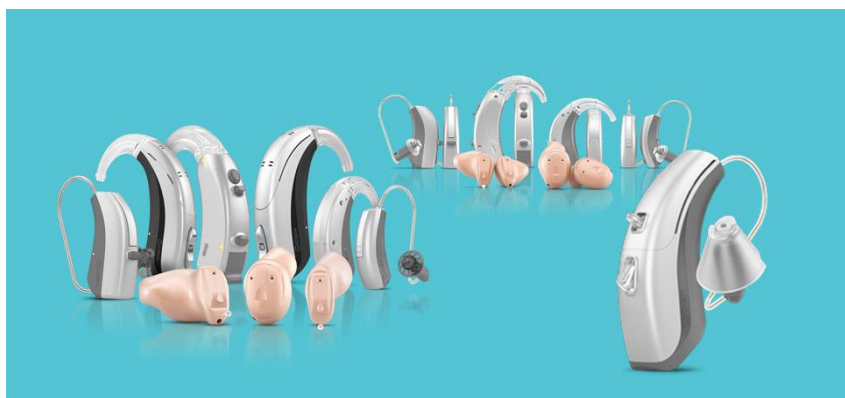


Рисунок 2.40 – Типи слухових апаратів

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 відчуття. У ряді випадків слухові апарати знаходять застосування як засоби послаблення неприємних відчуттів від суб'єктивного вушного шуму. Перетворення акустичного сигналу, що здійснюються слуховим апаратом, можуть мати 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 спектра вхідного сигналу, антишумовою обробкою суміші «сигнал-шум», паралельною обробкою сигналу в декількох частотних діапазонах тощо.

Загальну функціональну схему слухового апарату зображено на рисунку 2.41.

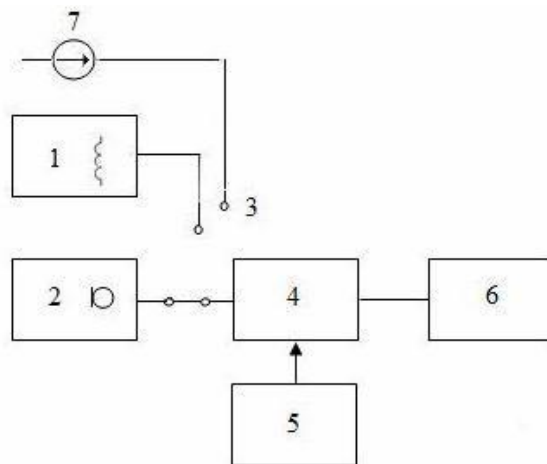


Рисунок 2.41 – Функціональна схема слухового апарату: 1, 2 – перетворювачі вхідного сигналу; 3 – перемикач; 4 – блок обробки сигналу; 5 – блок живлення; 6 – вихідний перетворювач сигналу; 7 – електричний вхід

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. Як вихідний перетворювач сигналу використовується мініатюрний телефон або кістковий вібратор, залежно 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 соскоподібний відросток, передаються в області середнього і внутрішнього вуха і викликають слухові відчуття.

Придатність слухового апарату оцінюється після адаптаційного періоду, протягом якого пацієнт звикає до незвичної гучності сприйманої мови і різних сторонніх шумів. Технічна досконалість апаратури і правильність індивідуального підбору визначають ефективність слухопротезування.

На даний момент одним із пріоритетних і загальнодоступних способів корекції порушеного слуху є слухопротезування. Це цілий комплекс різних заходів, що включає: підбір слухового апарату, виготовлення вушного індивідуального вкладиша, налаштування слухового апарату відповідно до індивідуальних особливостей слуху, які визначаються, в першу чергу, даними аудіометрії.

Перш за все, розрізнять слухові апарати за технологією обробки звуку – аналогові та цифрові. Аналогові або лінійні апарати рівномірно підсилюють усі звуки – мову і навколишній шум, тому тихі звуки через маскування навколишнім шумом часто не сприймаються взагалі, а гучні – викликають болісні дискомфортні відчуття.

Аналогові слухові апарати (лінійні) налаштовуються за станом слуху за допомогою тримерів, що знаходяться усередині апарату. Питома вага їх у світовому виробництві постійно знижується.

У 1995 році були розроблені перші слухові апарати із цифровою обробкою звуку. Ця технологія, яка передбачає нелінійне підсилення звукових сигналів, дозволила суттєво поліпшити сприйняття мови завдяки тому, що тихі звуки стають достатньо гучними, а гучні – приглушуються. Крім того, шум навколишнього середовища відокремлюється від мовної інформації і приглушується, а мова підсилюється, що зменшує ефект маскуванню мови шумом і в результаті забезпечує покращення розбірливості мови.

За способом настроювання також є декілька типів слухових апаратів. Найпростіші аналогові моделі мають тільки колесо підсилення звуку. Є моделі, в яких передбачено регулювання характеристик слухового апарату за допомогою спеціальної викрутки (так звані тримери) за декількома параметрами. Найдосконаліші моделі настроюються за допомогою комп'ютера при наявності спеціального програматора і програмного забезпечення. Для оволодіння цією технологією лікарі та спеціалісти з настроювання слухових апаратів проходять спеціальну підготовку.

Програмовані слухові апарати – теж лінійні апарати, але настроюються через комп'ютер за допомогою спеціальної програми. Це дає можливість підібрати і налаштувати апарат найточніше за аудіограмою пацієнта.

Сучасні цифрові слухові апарати дозволяють покращити слух в певному діапазоні частот, на яких понижений поріг чутності, не спотворюючи звуки на інших частотах, на відміну від звичайних лінійних, в яких посилення відбувається відразу на всіх частотах. Використовуючи цифрову пам'ять, можна варіювати інтенсивність сигналу, що подається, коригуючи його відповідно до слухової функції та індивідуальних потреб пацієнтів.

Цифрові слухові апарати – найдосконаліший варіант апарату. Звуковий сигнал в ньому перетворюється на цифровий код, який потім обробляється за допомогою комп'ютерної програми з урахуванням усіх акустичних особливостей слуху пацієнта.

У слухових апаратах з цифровою обробкою усі звуки, що входять, перетворюються на певну послідовність чисел, яка потім надходить у процесор для обробки.

Процесор – «мозок» цифрового апарату – крихітна мікросхема-чїп, що має швидкодїю сучасних комп'ютерів. Висока швидкодїя робить можливою складну обробку звуку за тисячні частки секунди – ця «затримка» набагато коротша часу, потрібного вуху для сприйняття і аналізу сигналу. Після обробки в процесорі цифровий код, вже з новою структурою, перетворюється назад в звуковий сигнал – фактично звук створюється слуховим апаратом наново.

Функції і можливості цифрових слухових апаратів дозволяють якнайповніше і якісно задовольнити потреби людей з вадами слуху, у тому числі з великою і складною його втратою.

Існує думка, що користування слуховим апаратом може спричинити зниження слуху.

На жаль, навіть деякі лікарі дотримуються такої думки. Такий погляд на слухопротезування існував 25-30 років тому і, перш за все, вказує на низьку кваліфікацію спеціалістів. Слуховий апарат може спричинити зниження слуху лише в тому випадку, якщо він був неправильно підібраний. Наприклад, при незначній втраті слуху пацієнт користується надпотужним слуховим апаратом, це може призвести до акустичної травми і як результат – до погіршення слуху. Така ситуація виникає і в тих випадках, коли людина з порушенням слуху одягає слуховий апарат, куплений у випадкових людей, подарований знайомими, родичами. Особливо це стосується аналогових апаратів з лінійним підсиленням звуку. З другого боку, слабкий слуховий апарат не забезпечить достатнього підсилення звуку і як наслідок – не забезпечить розбірливості мови.

Не треба забувати про те, що слуховий апарат – це пристрій індивідуального користування, і призначати його може тільки фахівець після обстеження слуху (аудиометрії) і кваліфікованого підбору та настроювання слухового апарату.

Канальний слуховий апарат (ІТ) схожий з внутрішньоканальним слуховим апаратом. Їх відмінність полягає в тому, що канальний апарат розташовується не так глибоко через великі розміри (кріпиться в зовнішньому слуховому проході). Рекомендується дорослим з невеликою втратою слуху. При необхідності може бути обладнаний додатковим мікрофоном і регулятором гучності. Використання пристосування буде некомфортним і неестетичним для людей з маленькими вухами.

Конха і Полуконха (ІТЕ) – внутрішньовушні апарати (ІТЕ – in the ear) розташовуються у вушній раковині і займають основну її частину.

Виготовляються завжди індивідуально під замовлення, згідно з індивідуальною анатомічною будовою вушної раковини (по зліпку вуха). Рекомендуються для людей з великою або частковою втратою слуху. Легко вставляються у вухо. Апарат оснащений корисними функціями: можливе регулювання гучності і перемикання програм.

Недоліками ІТЕ є великі розміри (відсутність косметичного ефекту) і сприйняття сторонніх, імпульсних шумів.

Завушний слуховий апарат є поширеним і доступним за ціною. Розміщується він за вушною раковиною, а в орган слуху йде провід зі спеціальним вкладишем (відросток). Існує безліч різновидів апаратів цього типу, і вони різні за розміром – можуть бути завбільшки з горошину або ж зовсім мініатюрними (мікромоделі). Також звукопровідні трубки мають різну глибину, а вушні вкладиші можуть різнитися за своєю формою і видом.

Розрізняють вушні вкладиші відкритого і закритого типу. У закритому типі вкладка виготовляється під замовлення, адже від цього залежить ефективність протезування. Вкладиш повністю перекриває зовнішній слуховий прохід.

Перевага – його потужність, тому їх рекомендують при великій втраті слуху.

Недолік – немаленький розмір апарату. Розраховано пристрій на людей, які мають проблеми зі слухом помірного ступеня. Відсутні протипоказання для

людей, які страждають надмірним потовиділенням або хронічними захворюваннями вух.

У відкритому типі індивідуально виготовлений вкладиш замінюється перфорованим. Це комфортний та якісний вид протезування. Щоб визначити рівень потужності слухового апарату, необхідно пройти тестування і діагностику у лікаря-аудіолога. Залежно від ступеня втрати слуху, потрібно підібрати апарат певної потужності: при слабкій втраті – апарат малої сили, при великій мірі глухоти рекомендуються потужні або суперпотужні апарати.

Якщо рівень потужності буде вищим за рекомендований, це може призвести до ще більших проблем зі слухом. Маленька потужність не матиме бажаного ефекту. Купуючи слуховий апарат, варто враховувати і запас потужності.

Зовнішній вигляд пристрою – вибір суто суб'єктивний. Наявність величезного вибору забезпечує можливість придбати пристрій тієї моделі і того дизайну, який припав до душі. Також є можливість вибрати модель, з якою ви не будете відчувати дискомфорт: заушні, внутрішньоканальні або внутрішньовушні слухові апарати.

Технології та характеристики слухового апарату

У сучасному світі слухові пристрої володіють додатковими технологіями, які здатні покращити можливість чути. Такими технологіями є: телефонний адаптер, Bluetooth, спрямовані мікрофони і дистанційне керування.

Телефонний адаптер (telecoil) оптимізує чутність по телефону. Існують пристрої, які перемикаються автоматично, коли телефонна трубка підноситься до апарату. В інших пристроях режим потрібно вмикати вручну. Така функція заглушає всі зовнішні звуки, посилюючи звуки телефону. Вона активна лише з пристроями, сумісними з котушкою слухового пристрою.

Bluetooth забезпечує можливість передачі звуку з телефону, ноутбука, mp3. Апарат повинен бути оснащений інтерфейсом, який створить з'єднання з портативними пристроями за допомогою Bluetooth.

Спрямовані мікрофони – система, призначена для вловлювання звуків з різних напрямків (наприклад ззаду і збоку). Вона забезпечує максимальну чутність, не прибираючи фоновий шум.

Завдяки дистанційному керуванню налаштування слухового апарату відбувається без дотиків до нього (наприклад регулювання гучності).

Слухові апарати мають можливість автоматично підлаштовуватися під навколишню обстановку. Але деякі прилади можна регулювати вручну – налаштовувати гучність і перемикати програми.

Перемикання програми означає налаштування апарату під певні навколишні умови (перегляд телевізійних програм, галаслива обстановка, прослуховування музичних треків). Управління здійснюється за допомогою перемикачів, розташованих на корпусі, за допомогою дистанційного управління.

Сучасні пристрої оснащені бездротовими технологіями передачі інформації – Widex, Link, – через які відбувається зв'язок з мобільними пристроями і комп'ютерами.

Вагомі характеристики слухових апаратів:

- потужність;
- кількість каналів – чим більша кількість каналів, тим більша вірогідність і можливість налаштувати апарат максимально точно, отримавши в результаті розбірливі звуки і мову;
 - система компресії – налаштовує апарат так, що тихі звуки чітко чуються, а гучні не створюють дискомфорту;
 - система придушення фонових шумів – сприяє мінімізації зовнішніх, непотрібних звуків, коли ви знаходитесь в галасливій обстановці. В такому випадку посилюється виразна мова на тлі зовнішніх шумів;
- мікрофони;
- деякі пристрої оснащені голосовим помічником – функція здатна пригнічувати сторонні шуми, роблячи мову розбірливою.

Електроніка слухового апарату сприяє передачі звуку, посиленого у кілька разів, до клітин внутрішнього вуха. З використанням цифрової технології комп'ютерні мікросхеми трансформують звуки у цифровий код, який аналізується і підлаштовується, спираючись на ступінь втрати слуху. Потім сигнали знову перетворюються на звукові хвилі і за допомогою звукопроводів доставляються до вуха (рисунок 2.42).



Рисунок 2.42 – Будова слухового апарату

2.14 Датчики тонів Короткова

Методи вимірювання артеріального тиску

Артеріальний тиск (АТ) – один з найважливіших параметрів, що характеризує роботу кровоносної системи.

Тиск крові визначається об'ємом крові, що перекачується серцем в одиницю часу, та опором судинного русла. Розрізняють систолічний та діастолічний артеріальні тиски.

Систолічний артеріальний тиск показує тиск в артеріях в момент, коли серце стискається і виштовхує кров в артерії.

Діастолічний тиск (мінімальний тиск в артеріях) показує тиск в артеріях в момент розслаблення серцевого м'язу. Типові значення артеріального тиску здорової людини – 120/80 мм рт. ст. (систолічний/діастолічний). Різниця між систолічним та діастолічним артеріальним тиском в нормі становить 30-60 мм. рт. ст.

Для вимірювання артеріального тиску найчастіше використовуються такі методи:

- аускультативний метод М. С. Короткова;
- метод прямого вимірювання;
- осцилометричний метод;
- пальпаторний метод;
- прямий метод.

Аускультативний метод вимірювання АТ був запропонований у 1905 р. М. С. Коротковим. Типовий прилад для визначення тиску методом Короткова (сфігмоманометр або тонометр) складається з пневмоманжети, груші для нагнітання повітря з клапаном, що регулюється, і пристрою, що вимірює тиск у манжеті (рисунок 2.43).

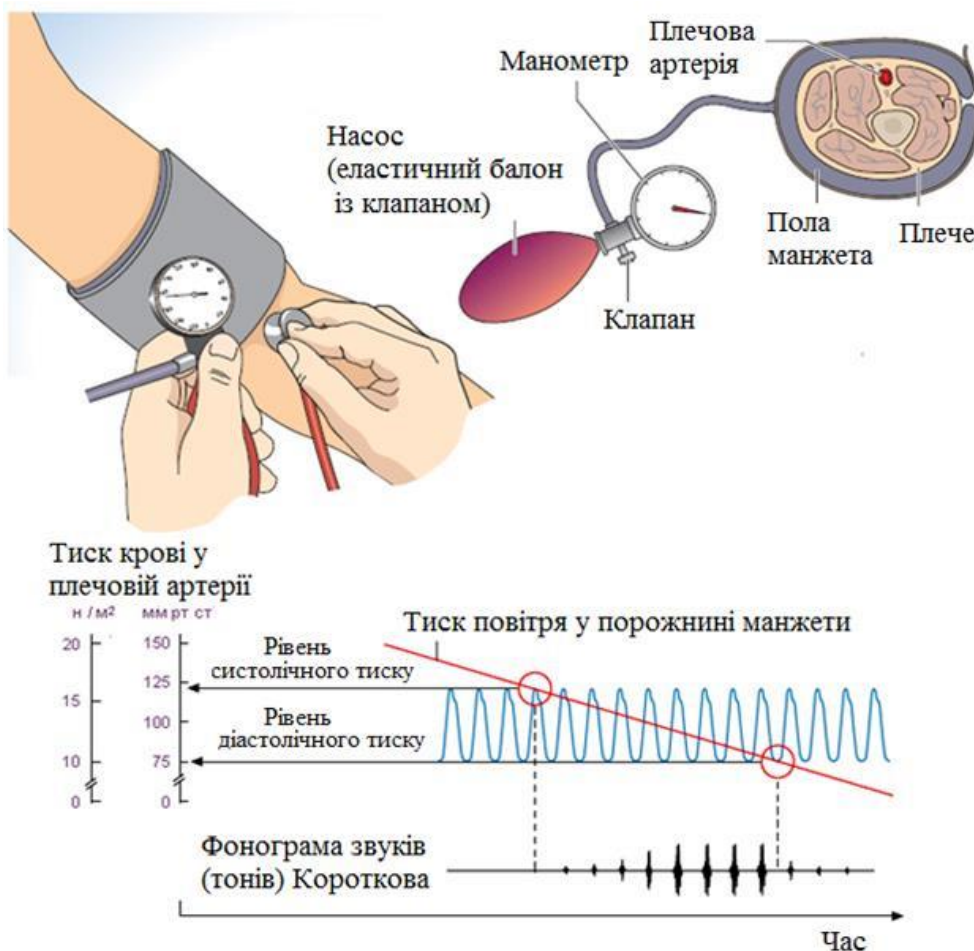


Рисунок 2.43 – Аускультативна методика вимірювання артеріального тиску

Як подібний пристрій використовують ртутні, стрілочні або електронні манометри. Вислуховування проводиться стетоскопом або мембранним фонендоскопом, з розташуванням чутливої головки у нижнього краю манжети над плечовою артерією без значного тиску на шкіру.

Систолічний АТ (САТ) визначають при декомпресії манжети у момент появи першої фази тонів Короткова, а діастолічний АТ (ДАТ) – у момент їх зникнення.

Метод не зазнав серйозних змін за 113 років практичного використання. Змінилася класифікація тонів, що отримали назву тонів Короткова. Перша фаза тонів – їх поява, друга – ослаблення (аж до зникнення, що спостерігається при так званому аускультативному провалі) із заміщенням їх компресійними шумами, третя – посилення тонів, четверта – різке ослаблення, п'ята – повне припинення (іноді відсутнє при явищі «нескінченного тону»).

Аускультативна методика визнана як референтний метод неінвазивного визначення АТ, незважаючи на дещо занижені значення для САТ і завищені – для ДАТ порівняно з цифрами, отриманими при інвазивному вимірюванні.

Принцип вимірювання тиску крові методом Короткова

Тиск у манжеті нагнітають за допомогою ручної груші, до повного припинення кровотоку в артерії нижче манжети. Відпускаючи грушу, тиску дозволяють трохи спадати (стан 1 на рисунку 2.44). Коли тиск у манжеті падає до того значення, яке створює систолічний тиск, артерія тимчасово відкривається в момент досягнення кров'яним тиском у ній піку. Кров проривається через частково затиснену артерію на короткий час, доки тиск в артерії знову не знизиться і артерія знову буде закрыта. Цей рух крові – турбулентний, таким чином його можна почути. Перший поштовх крові, який вдалося почути, вказує значення систолічного тиску (стан 2 на рисунку 2.44).

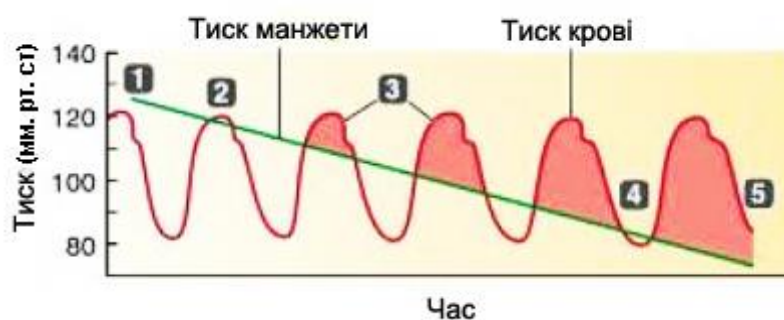


Рисунок 2.44 – Вимірювання тиску крові методом Короткова

Коли тиск у манжеті стає меншим ніж діастолічний тиск, плечова артерія більше не перекривається під час жодного моменту кардіоциклу, і кров може перетікати без перешкод по судині (стан 3 на рисунку 2.44.). Далі турбулентного потоку більше не відбувається і звукових поштовхів більше не чути. Таким чином, найнижче значення тиску, на якому можна зареєструвати звук, є значенням діастолічного тиску (стан 4 на рисунку 2.44)

Важливими перевагами методу є вища стійкість до порушень ритму серця і рухів руки під час вимірювання. Проте метод має ряд істотних недоліків, пов'язаних з високою чутливістю до шумів у приміщенні, перешкод, що виникають при терті манжети об одяг, а також необхідністю точного розташування мікрофона над артерією. Точність реєстрації АТ істотно знижується при низькій інтенсивності тонів, наявності «аускультативного провалу» або «нескінченного тону». Похибка вимірювання АТ цим методом складається з похибки самого методу, манометра й точності визначення моменту прочитування показників, і становить 7–14 мм. рт. ст.

Пальпаторний метод

Пальпаторний метод передбачає поступову компресію або декомпресію кінцівки в області артерії і пальпацію її нижче місця здавлення. Компресійна манжета і зручний варіант вертикального ртутного манометра для пальпаторного методу були запропоновані італійцем Ріва Роччі (1896). Тиск у манжеті піднімався до повного припинення пульсу, а потім поступово знижувався. Систолічний АТ визначається тиском у манжеті, при якому з'являється пульс, діастолічний – моментами, коли наповнення пульсу помітно знижується або виникає «хибне» прискорення пульсу (*pulsusceler*).

Осцилометричний метод

Оригінальна осцилометрична методика Е. Марєя (1876) припускала розміщення кінцівки людини у водному плетизмографі, що дозволяє створювати навколо неї регульований тиск здавлення і одночасно реєструвати невеликі пульсації об'єму кінцівки, пов'язані з пульсовим кровонаповненням артерій. Проаналізувавши характер залежності амплітуди цих пульсацій від тиску здавлення, автор запропонував наступні критерії для оцінювання АТ. Згідно з осцилометричним методом зниження тиску в оклюзійній манжеті здійснюється ступінчасто і на кожному ступені аналізується амплітуда мікропульсацій тиску в манжеті, що виникає при передачі на неї пульсації артерій. Здавлюючий тиск (декомпресія), при якому пульсації починають різко зростати, відповідає САТ, максимальні пульсації – середньому АТ, починають різко знижуватися – ДАТ.

Осцилометричний метод використовується приблизно у 80 % всіх автоматичних і напівавтоматичних приладів, що вимірюють АТ. Порівняно з аускультативним, осцилометричний метод стійкіший до шумової дії і переміщення манжети по руці, дозволяє проводити вимірювання через тонкий одяг, а також за наявності вираженого «аускультативного провалу» і слабких тонів Короткова.

Використання осцилометричного методу дозволяє оцінити рівень тиску не тільки на рівні плечової і підколінної артерій, але й на інших артеріях кінцівок. Це послужило причиною створення серії професійних і побутових вимірювальних приладів з їх фіксацією на плечі, зап'ясті і спростило вимірювання рівня АТ в амбулаторних умовах, в дорозі тощо. Застосування

осцилометричного методу дає можливість зменшити вплив людського чинника на процес реєстрації тиску, що дозволяє знизити похибку вимірювання.

Прямий метод

Інвазивний (прямий) метод вимірювання АТ застосовується тільки в стаціонарних умовах при хірургічних втручаннях, коли введення в артерію пацієнта зонда з датчиком тиску необхідне для безперервного контролю рівня тиску. Перевагою цього методу є точність (у тому числі при аритміях), можливість реєстрації АТ при кожному серцевому скороченні. Проте пацієнти з інвазивним моніторингом АТ вимагають спостереження через небезпеку розвитку важкої кровотечі у разі від'єднання зонда, утворення гематоми або тромбозу в місці пункції, інфекційних ускладнень.

Типи моніторів тиску

Для вирішення поставлених перед лікарем завдань і правильної оцінки результатів вимірювання АТ необхідне знання принципів роботи і пристроїв, що використовуються при моніторингу тиску.

Робота всіх амбулаторних вимірювачів тиску базується на виявленні відновлення кровотоку через артерію після її пережиму і подальшого скидання тиску в манжеті. Використовуваний у деяких моніторах принцип вимірювання тиску під час нагнітання повітря в манжету дає завищені результати, оскільки для подолання пружності стінки артерії при її перетисканні необхідно створювати надлишковий тиск, що перевищує тиск у судині, особливо при її склерозуванні.

Для визначення моменту відновлення кровотоку через судину можуть застосовуватися різні методи: об'ємна або електроплетізографія, фотоплетізографія (датчики, що працюють в оминаючому чи відбитому світлі і реагують на появу оксигемоглобіну), ультразвукові детектори кровотоку, емнісні перетворювачі пульсу, датчики, що реєструють кліренс ізотопів і т. д.

Далеко не всі ці методи можуть застосовуватись при конструюванні приладів, що носяться, для моніторингу АТ. Імпедансні системи, наприклад, в яких відновлення кровотоку через артерію контролюється реографічним методом, не знайшли застосування в амбулаторній практиці не тільки через складність експлуатації, але й через недостатньо малі габарити приладів.

Ультразвукові датчики, які базуються на ефекті Доплера, також не стали застосовувати в системах амбулаторного моніторингу АТ через малу завадостійкість і складнощі з позиціонуванням датчика кровотоку над артерією.

У перших серійних амбулаторних моніторах тиску використовувався акустичний спосіб вимірювання, що ґрунтувався на виявленні тонів Короткова за допомогою спеціальних мікрофонів, вбудованих у манжету. Накладення манжети вимагає точного розташування мікрофона над артерією і збереження його позиції при всіх вимірах, що досить важко забезпечити протягом доби.

Цей метод, хоча й набув найбільшого поширення і вважається еталонним, не завжди задовольняє користувачів через недостатню точність вимірювання

діастолічного тиску, коли помилки можуть досягати 10-20 %. Крім того, залишається не до кінця з'ясованим механізм походження тонів Короткова і залежність їх амплітудних і частотних характеристик, а також моменту появи і зникнення від еластичних властивостей артерій.

Монітори, побудовані на акустичному принципі вимірювання, недостатньо захищені від зовнішніх шумів і перешкод, що виникають при терті манжети з розташованим у ній мікрофоном об одяг тощо. Тому почали випускати комбіновані системи з одночасною реєстрацією ЕКГ, в яких перешкодостійкість забезпечується тим, що мікропроцесор прив'язує до величин тиску тільки ті тони, які збігаються за часом з зубцем R електрокардіосигналу, а решта акустичних феноменів розцінюються як артефакти.

Недоліки моніторів тиску з акустичним принципом вимірювання не обмежуються перерахованими. Вбудовані в манжету датчики чутливі до механічних пошкоджень, часто виходять з ладу через поломку кристала п'єзокераміки або обрив проводів.

Більш придатним для використання в амбулаторних моніторних системах було визнано осцилометричний метод. Осциляторні системи, наприклад монітор АВРМ-02 фірми «Медітех» (Угорщина), набули досить значного поширення, оскільки вони практично не чутливі до шуму, дозволяють легко і швидко накладати манжету, не піклуючись про точність її позиціонування. Важливою перевагою осциляторного методу є можливість визначення середнього тиску (АТср), відомості про який необхідні для уявлення про хід розвитку різних форм гіпертоній, визначення залежності кров'яного тиску від впливів зовнішніх факторів і терапевтичних заходів. Такі монітори придатні для моніторингу АТ у пацієнтів зі слабким пульсом, глухими тонами Короткова або низьким артеріальним тиском.

В приладах, які базуються на осциляторному методі, відбувається вимір систолічного (АТс) та середнього (АТср) артеріального тиску. За АТс приймається величина тиску в манжеті в момент появи перших пульсацій під час декомпресії, а за АТср – тиск, відповідний появі осциляції з максимальною амплітудою. Діастолічний тиск (АТд) розраховується на основі автоматичного аналізу амплітуди і форми пульсацій повітря в манжеті за алгоритмами, які зазвичай тримаються в секреті фірмами-розробниками.

В моніторах інших конструкцій АТср найчастіше обчислюється автоматично шляхом додавання 1/3 пульсового тиску до діастолічного.

Останнім часом з'явилися монітори з пульс-динамічним способом визначення артеріального тиску. Наприклад, в моніторах «Дінапульс» американської фірми «PulseMetric» замість амплітудного використовується так званий «подібний» або контурний спосіб оцінювання, коли під час аналізу кожної осциляції повітря в манжеті здійснюється побудова запатентованим способом пульсової хвилі в артерії і по ній вимірюється АТс і АТд, а АТср

обчислюється автоматично шляхом додавання до $1/3$ систолічного $2/3$ діастолічного тиску.

Відображення на екрані комп'ютера реконструйованих за кожним скороченням пульсових хвиль та індивідуальний аналіз їх форми дозволяє виявляти нерегулярні (аритмічні) скорочення, що допомагає в оцінюванні точності вимірювань.

Самі по собі величини АТс і АТд, визначені будь-яким непрямим методом, не є цифрами тиску всередині артерії. Це скоріше тиск, який потрібно створити в манжеті для припинення кровотоку і поширення пульсової хвилі по артерії або зміни характеру прослуховуваних над нею тонів. Ці величини тиску хоча й перебувають з істинними в прямо пропорційному відношенні, все ж є помітно вищими і мають чисто локальне і умовне значення за місцем накладення манжети, положенням хворого і за типом використовуваної апаратури. Однак нехтувати цими цифрами не слід, тому що вони можуть мати значення для характеристики стану судинної системи та кровообігу в цілому. У той же час величина АТср абсолютна і не залежить від стану стінки артерії, м'яких тканин та покривів кінцівки і властивостей манжетки.

Осцилометричні системи моніторингу АТ теж не позбавлені недоліків. При їх застосуванні обов'язковим є забезпечення в момент вимірювання нерухомості кінцівки, на яку накладена манжета. Тому деякі фірми, зокрема фірма «Шиллер» (Швейцарія), випускають осциляторні монітори тиску, в яких для підвищення перешкодозахищеності використовується комбінація осцилометричного і акустичного методів.

Мабуть, при розробці моніторів АТ доцільніше використовувати комбінацію осциляторного і електрокардіографічного або, в крайньому випадку, акустичного та електрокардіографічного, але найкраще всіх трьох методів, як це робиться в комбінованих моніторах «Кардіотехніка-4000-АД» фірми «ІНКАРТ» (Санкт-Петербург), призначених для моніторингу АТ та ЕКГ. Необхідно зазначити, що використання моніторів артеріального тиску, в яких ЕКГ служить лише для контролю правильності виділення пульсацій або тонів Короткова, економічно не зовсім виправдано, тому що вимагає придбання разових ЕКГ-електродів, що підвищує вартість дослідження. Зате, завдяки більшій перешкодозахищеності, вимірювання артеріального тиску з їх допомогою можуть проводитися при фізичних навантаженнях.

В сучасних амбулаторних моніторах артеріального тиску нагнітання повітря в манжету відбувається автоматично до певної, заздалегідь встановленої величини. Якщо ця величина значно перевищує систолічний АТ або не досягає його, то при повторних вимірах прилад автоматично коригує величину тиску, створюваного в манжеті.

Виміри, як правило, здійснюються за заданою програмою під час декомпресії, яка відбувається за різними алгоритмами. В одних моніторах швидкість скидання тиску в манжеті нерівномірною – спочатку тиск скидається повільно, а після визначення АТс – швидше, в інших швидкість рівномірною – по

2-3 мм рт.ст. на пульсової удар, в третій вона регулюється автоматично, залежно від величини тиску і частоти серцевих скорочень, що краще, тому що системи з постійним рівномірним скиданням затягують процедуру вимірювання артеріального тиску, особливо при рідкісному пульсі, і викликають неприємні відчуття у пацієнта. Збільшення швидкості декомпресії може призвести до помилок у вимірах, більш помітних при брадикардії.

Точність вимірювання тиску моніторами зазвичай не контролюється користувачем, тому що гарантується фірмами-виробниками відповідно до міжнародних вимог та стандартів. Безпека пацієнтів забезпечується наявністю в моніторах програмних або механічних засобів, які автоматично вимикають живлення компресора і скидають тиск у манжеті при перевищенні максимально допустимих величин тиску або часу стиснення кінцівки, контрольованого вбудованими годинниками реального часу. Крім цього, монітори можуть бути забезпечені кнопкою ручного аварійного відключення компресора і скидання тиску.

3 РОЗРАХУНОК УЛЬТРАЗВУКОВОГО ПЕРЕТВОРЮВАЧА

3.1 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 (рисунок 3.1).

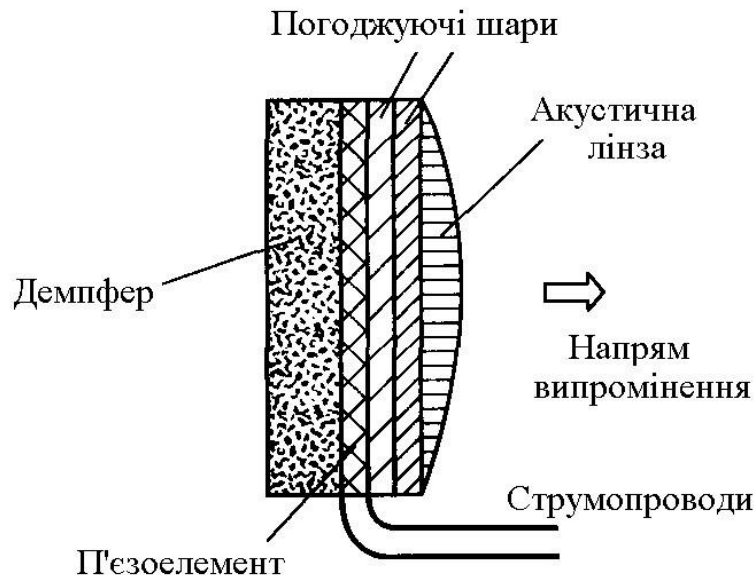


Рисунок 3.1 – Структурна схема ультразвукового перетворювача

УЗ перетворювач виконує такі функції:

- перетворення електричних сигналів в механічні коливання з подальшим випромінюванням їх у біологічну тканину (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'єзоефекту. 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 на механічні (УЗ) коливання називається **зворотним п'єзоефектом**. П'єзоелементи перетворюють електричні сигнали, що надходять з електронного блока приладу, в УЗ сигнали (зворотний п'єзоефект). Це відбувається при випромінюванні сигналів. В процесі прийому ехосигналів п'єзоелементи перетворюють УЗ сигнали, що приходять до датчика, в електричні сигнали (прямий п'єзоефект).

На випромінювану поверхню п'єзоелемента і на протилежну (тильну) поверхню наносяться електроди – тонкі шари струмопровідного металу (як правило, мідь, срібло), а до них припаюються провідники – струмопроводи. По них надходять електричні сигнали збудження в режимі випромінювання, і з них в режимі прийому знімаються ехосигнали, що перетворені на електричні. Від матеріалу 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 у 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 (демпфування) 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 стороні, що контактує з тілом пацієнта).

Узгоджуючі шари. Наносяться на робочу (випромінюючу і приймаючу сигнали) поверхню п'єзоелемента поверх електрода. Служать для узгодження акустичних опорів матеріалу п'єзоелемента і БТ, що абсолютно необхідно 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 у 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 вміють їх робити на необхідному рівні. Тому багато виробників УЗ приладів застосовують у 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 за основними характеристиками датчики різних фірм дуже близькі або просто однакові, але відрізняються конструкцією, формою, електричним роз'ємом тощо.

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

Можна виділити такі основні типи п'єзоелементів:

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

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

3.2 Методика розрахунку акустичного тракту

Акустичний тракт – це шлях ультразвукової 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 перелічених елементів дуже мала і заломлення незначне.

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

Основним результатом розрахунку акустичного тракту є коефіцієнт послаблення акустичного тракту:

$$K_{AT} = \frac{P_{\Pi}}{P_B} \quad (3.1)$$

де P_{Π} і P_B – акустичний тиск в приймаючому 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 імпульсу 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 передую розробка його еквівалентної схеми, в яку входить розробка променевої картини, тобто ходу 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.

Еквівалентна схема акустичного тракту має такий вигляд (рисунок 3.2):

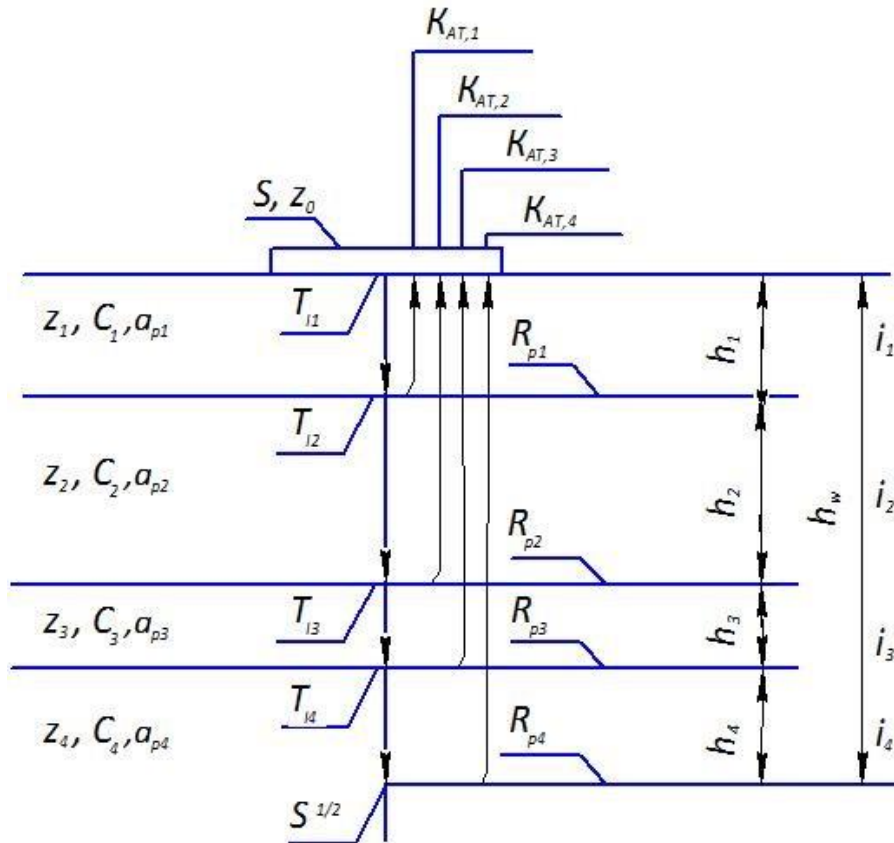


Рисунок 3.2 – Еквівалентна схема акустичного тракту: z_i – акустичний опір (імпеданс) i шару чи матеріалу п'єзоперетворювача, c_i – швидкість проходження ультразвуку в i шарі біологічного середовища, a_i – коефіцієнтів загасання за тиском, T_i – коефіцієнти проходження за інтенсивністю в межах поділу середовищ, S – площа пластини п'єзоперетворювача, K_{AT} – коефіцієнт акустичного тракту, R_{pi} – коефіцієнти відбиття за тиском від меж поділу i -шару середовища, h_i – товщина i шару, h_w – глибина (товщина) ефективного проходження акустичного променя, $S^{1/2}$ – половина мінімальна площа досліджуваного об'єкта (роздільна здатність сканера)

Розрахунок акустичного тракту зводиться до наступної моделі. В результаті електричного збудження випромінювача в ньому виникає внутрішня механічна напруженість, яка розглядається як акустичний тиск P_B 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 і характеристикою спрямованості.

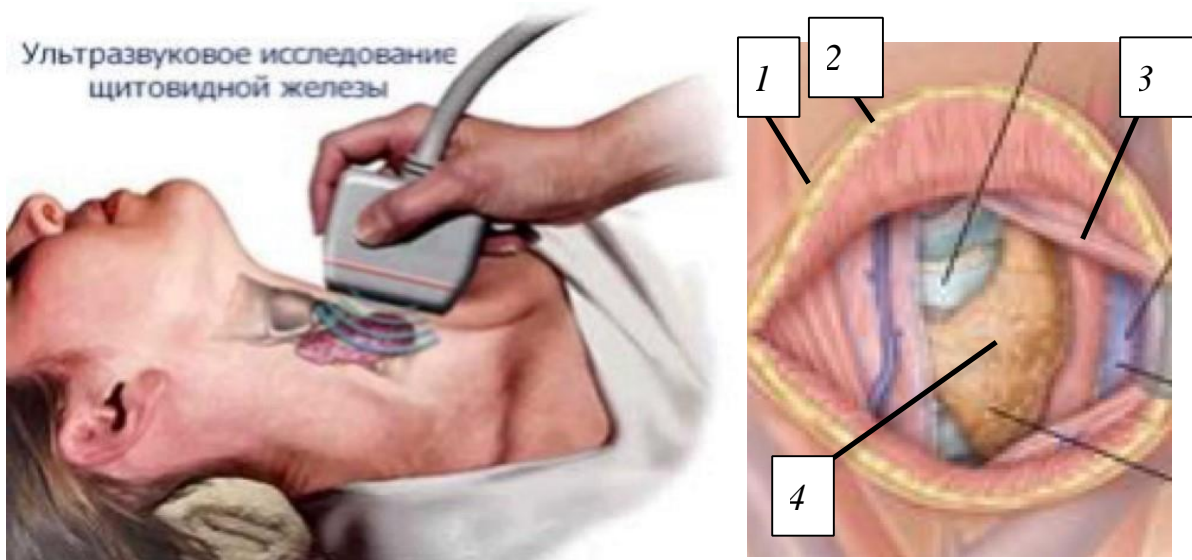
Тепер роль приймача виконує первинний випромінювач. Знаходження P_{II} або $K_{A.T.}$ є головною метою розрахунку акустичного тракту. Остаточні розрахункові співвідношення коефіцієнта послаблення акустичного тракту залежать від розміру дефекту та його положення в характеристиці спрямованості випромінювання.

Для розрахунку акустичного тракту береться фізична модель акустичного тракту, тобто фактичний зріз шарів біологічного середовища, які входять в зону діагностики, при проходженні акустичного променя та їх відбитті (ехосигнали), і будується еквівалентна схема. Слід провести розрахунки кутів падіння при проходженні ультразвуку через різні біологічні шари, розрахувати імпеданс, знайти коефіцієнт проходження за інтенсивністю.

Розглянемо розрахунок акустичного тракту на прикладі діагностики щитовидної залози.

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 йдеться про дослідження щитовидної залози, тому для розрахунку акустичного тракту вибрано фізичну модель, що складається з чотирьох основних шарів (рисунок 3.3): шкіра, жировий прошарок, м'язова тканина, щитовидна залоза.



**Рисунок 3.3 – Фізична модель акустичного тракту щитовидної залози:
1 – шкіра, 2 – жирова тканина, 3 – м'язова тканина, 4 – щитовидна залоза**

Щитовидна залоза розташована на передній поверхні ший і формою нагадує метелика. Вона охоплює спереду трахею і хрящі гортані, розташовуючись трохи нижче за щитовидний хрящ, який як щит закриває гортань. Через таке сусідство 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 становить (15-30) гр.

Об'єм органу можна досить легко зміряти за допомогою сканера ультразвукового діагностичного (СУЗД).

Еквівалентна фізична модель зображена на рисунку 3.4.

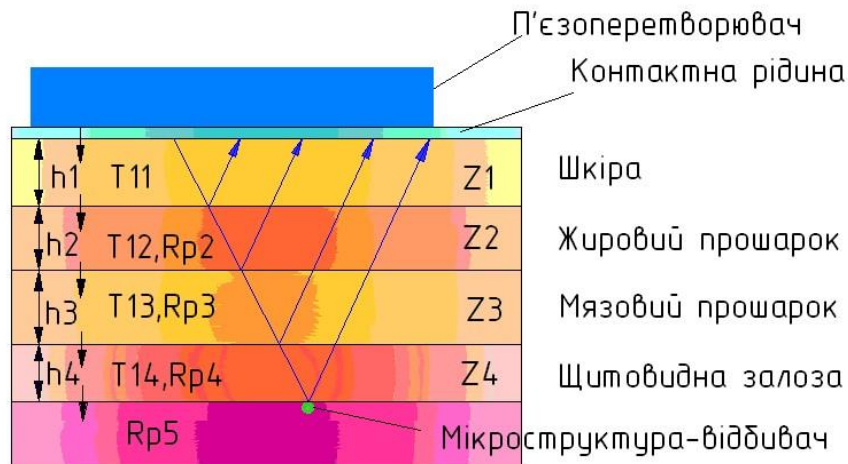


Рисунок 3.4 – Еквівалентна фізична модель акустичного тракту щитовидної залози: h_i – товщини шарів; z_i – імпеданси шарів; T_{ij} – коефіцієнти проходження за інтенсивністю; R_{pi} – коефіцієнти відбиття за тиском

3.3 Вибір і обґрунтування робочої частоти п'єзоперетворювача

Кінцеве значення діаметра 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 розходиться, причому інтенсивність УЗ хвилі в пучку змінюється обернено пропорційно до квадрата відстані від перетворювача.

Виходячи з мети 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 оцінюванні структури біологічного матеріалу щитовидної залози та достатньо невеликий коефіцієнт затухання на контрольованій глибині.

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

Розрахуємо довжину хвилі ультразвукових коливань середовища щитовидної залози:

$$\lambda_{ш} = \frac{c_{ш}}{f_p} \quad (3.2)$$

Тоді довжина хвилі буде дорівнювати 0,208 мм.

3.4 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 зі схемою акустичного тракту.

Швидкості поширення УЗ хвиль у різних біологічних середовищах (додаток) наведено в таблиці 3.1.

Таблиця 3.1 – 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 межі розподілу поверхні перетворювача і шкіри (без урахування 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

$$\frac{c_n}{c_m} = \frac{\sin\theta_n}{\sin\theta_m} \quad (3.3)$$

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: $\theta_{шк} = 45^{\circ}$

$$\frac{c_{шк}}{c_{ж.пр}} = \frac{\sin \theta_{шк}}{\sin \theta_{ж.пр}}$$

де $c_{шк}$ – швидкість проходження ультразвуком шкіри;

$c_{ж.пр.}$ – швидкість проходження ультразвуком жирового прошарку;

$\theta_{шк}$ і $\theta_{ж.пр}$ – кути відхилення ультразвуку від уявної осі перетворювача до заломлення (у шкірі) і після заломлення (у жировому прошарку).

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

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

Межа жировий прошарок – м'язовий прошарок

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

$$\frac{c_{ж.пр}}{c_{м.пр}} = \frac{\sin \theta_{ж.пр}}{\sin \theta_{м.пр}}$$

$$\theta_{м.пр} = \arcsin \left[\frac{c_{м.пр}}{c_{ж.пр}} \sin \theta_{ж.пр} \right] = \arcsin \left[\frac{1585}{1420} \sin 40,9 \right] \approx 46,66^{\circ}$$

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

Межа м'язовий прошарок – щитовидна залоза

Кут заломлення на межі: $\theta_{м.пр} = 46,66^{\circ}$

$$\frac{c_{шк}}{c_{ж.пр}} = \frac{\sin \theta_{шк}}{\sin \theta_{ж.пр}}$$

$$\theta_{щ.з} = \arcsin \left[\frac{c_{щ.з}}{c_{м.пр}} \sin \theta_{м.пр} \right] = \arcsin \left[\frac{1560}{1585} \sin 46,6 \right] \approx 45,76^{\circ}$$

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

Отримані в результаті розрахунку кути наведені в таблиці 3.2.

Таблиця 3.2 – Розрахунок кутів падіння

Межа	Кут заломлення ультразвуку
Первинний перетворювач – шкіра	$\theta_1 = 45^0$
Шкіра – жировий прошарок	$\theta_2 = 40,9^0$
Жировий прошарок – м'язовий прошарок	$\theta_3 = 46,66^0$
М'язовий прошарок – щитовидна залоза	$\theta_4 = 45,76^0$

3.5 Розрахунок значень акустичного опору та коефіцієнта проходження за інтенсивністю

Імпеданс розраховуємо за формулою

$$Z = \rho \cdot c \quad (3.4)$$

де ρ – питома щільність, кг/м³,

c – швидкість ультразвуку, м/с.

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

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

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

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

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

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

Отримані результати занести до таблиці.

Відношення інтенсивності заломленого променя до інтенсивності променя, який падає на границю розділу шарів біологічної тканині, називається **коефіцієнтом проходження за інтенсивністю**. Оскільки людське тіло складається з 80 % води, то для знаходження коефіцієнта проходження за інтенсивністю будемо використовувати таку формулу:

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

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

$$T_{I_шк-жир.пр} = \frac{4 \cdot z_1 \cdot z_2 \cdot \cos \theta_1 \cdot \cos \theta_2}{(z_2 \cdot \cos \theta_1 + z_1 \cdot \cos \theta_2)^2} = \frac{4 \cdot 1,69 \cdot 1,35 \cdot \cos 45 \cdot \cos 40,9}{(1,35 \cdot \cos 45 + 1,69 \cdot \cos 40,9)^2} = 0,981 \quad \text{О}$$

$$T_{I_жир.пр-мяз.пр} = \frac{4 \cdot z_1 \cdot z_2 \cdot \cos \theta_1 \cdot \cos \theta_2}{(z_2 \cdot \cos \theta_1 + z_1 \cdot \cos \theta_2)^2} = \frac{4 \cdot 1,35 \cdot 1,7 \cdot \cos 40,9 \cdot \cos 46,66}{1,7 \cdot \cos 40 + 1,35 \cdot \cos 46,66} = 0,977 \quad \text{Д}$$

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

Н
і
з
В

едемо в таблицю 3.3.

Таблиця 3.3 – Розрахунок коефіцієнта проходження за інтенсивністю

Межа	Значення коефіцієнта проходження
$T_{ЦТС-протектор}$	0.628
$T_{прот-шк}$	0.674
$T_{шк-жир.пр}$	0.981
$T_{жир.пр-мяз.пр}$	0.977
$T_{мяз.пр-цит.зал}$	0.996

3.6 Розрахунок геометричних розмірів товщин п'єзоелемента та шарів

П'єзоелемент має форму прямокутної пластинки.

Швидкість поширення ультразвуку в п'єзоелементі: $c_{ЦТС} = 3300$ м/с.

Товщини шарів, що проходить УЗ хвиля:

$$h_{шк.пр} = 0,4 \cdot 10^{-3} \cdot \text{м};$$

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

$$h_{мяз.пр} = 2 \cdot 10^{-2} \cdot \text{м};$$

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

Визначимо товщину п'єзоелемента.

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

$$h = \frac{\lambda_{ПЕ}}{2} = \frac{c_{ПЕ}}{2f} \quad (3.5)$$

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

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

$$\lambda_{сер} = \frac{\lambda_{шк} + \lambda_{ж.пр} + \lambda_{мяз.пр} + \lambda_{цит.зал}}{4} \quad (3.6)$$

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

$$\lambda_i = \frac{c_i}{f} \quad (3.7)$$

де c_i – швидкість ультразвуку в i -му середовищі;
 f – робоча частота.

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

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

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

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

Тоді

$$\lambda_{сер} = \frac{(205 + 189 + 211 + 208) \cdot 10^{-6}}{4} = 203,3 \cdot 10^{-6} (\text{м}) \quad (3.6)$$

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

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

Період решітки п'єзоелементів розраховується (для виключення побічних максимумів) за формулою

$$d_n = \frac{\lambda_{ц}}{2} = \frac{c_{ц}}{f_p} = \frac{0,208}{2} = 0,104 (\text{мм})$$

Знаючи кількість елементів решітки перетворювача, яка дорівнює 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 (рисунок 3.5):

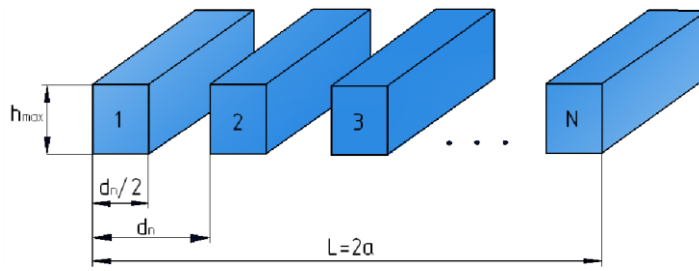


Рисунок 3.5 – Фазована решітка

Визначимо площу пластини п'єзоперетворювача:

$$S = L \cdot a = 53 \text{ мм} \cdot 2 \cdot 5 \text{ мм} = 530 \text{ (мм}^2\text{)}.$$

Площа пластини буде 530 мм². В додатку Г наведено розрахунок діаграми спрямованості.

3.7 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 ($h < 2.5r_{\text{бл}}$) 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 активної фазованої антенної решітки (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 (рисунок 3.6).

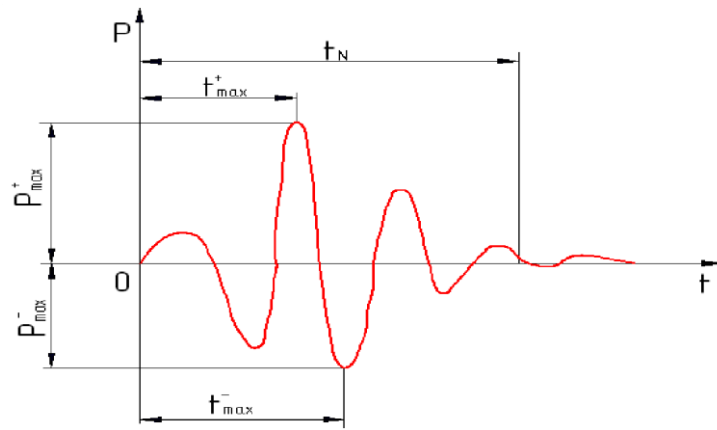


Рисунок 3.6 – Поздовжня роздільна здатність

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

$$\delta D \geq \frac{c \cdot \tau_i}{2} \quad (3.7)$$

розрахуємо

$$\tau \leq \frac{2\delta D}{c} = \frac{2 \cdot 5 \cdot 10^{-3}}{1540} = 0,6 \cdot 10^{-6} (\text{с}) \quad (3.8)$$

3.8 Розрахунок коефіцієнта послаблення акустичного тракту

Формула розрахунку коефіцієнта послаблення акустичного тракту для ближньої зони має вигляд

$$K_{a.m} = \frac{S_{цим} \cdot S_{перем} \cdot T_{I1} \cdot T_{I2} \cdot T_{I3} \cdot T \cdot R_p}{\lambda_{сеп} \cdot (h_1 + h_2 + h_3 + h_4)} \cdot e^w \quad (3.9)$$

$$e^w = e^{-2 \cdot (\alpha_1 h_1 + \alpha_2 h_2 + \alpha_3 h_3 + \alpha_4 h_4)}, \quad (3.10)$$

h_i – товщина шарів;

α_i – коефіцієнт загасання;

$$z = \rho_i \cdot c_i.$$

Для цього розрахуємо коефіцієнт відбиття за тиском кожного із шарів та загального для всього акустичного тракту

$$R_{ци.зал-мяз.пр} = \frac{|z_2 - z_1|}{|z_2 + z_1|} = \frac{|1,67 - 1,7|}{|1,67 + 1,7|} = 0,03$$

$R_{ци.зал-мяз.пр}$ – коефіцієнт відбиття за тиском.

Загальна формула для знаходження товщини шарів, через які проходить ультразвук,

$$h_i = h_i' / \cos \alpha_i, \quad (3.11)$$

де h'_i – товщина i -го шару;

α_i – кут, під яким падає ультразвук в i -му 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;

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

Визначимо загасання акустичного променя в біологічних шарах. Коефіцієнт загасання ультразвукових хвиль при фіксованій частоті зазвичай виражається в логарифмічних одиницях – децибелах або Неперах на одиницю відстані.

У таблиці 3.4 наведено середні значення коефіцієнта загасання ультразвуку в біологічних середовищах на частоті 1 МГц.

Для біологічних середовищ важливим параметром акустичних хвиль є також гранична допустима інтенсивність ультразвуку. Численними дослідженнями встановлено, що безпечними для біологічних об'єктів є середня інтенсивність ультразвуку, менша $0,1 \text{ Вт}\cdot\text{см}^{-2}$, і енергія опромінення, що не перевищує $50 \text{ Дж}\cdot\text{см}^{-2}$.

Таблиця 3.4 – Коефіцієнт загасання ультразвуку в біологічних середовищах

Біологічна тканина	$K_{\text{заг}}$, дБ/см
Сироватка	0.03
Кров	0.09
Жирова тканина	0.6
Мозок	0.9

Продовження таблиці 3.4

Печінка	1.0
Стінки прямої кишки	1.2
М'язи	0.7-1.4
Серцевий м'яз	2.0
Нирка	2.5
Шкіра	3.5
Кістка	Більше 8.0
Тканини легень	30.0

Наведемо коефіцієнти загасання залежно від виду біологічних тканин:

$$\alpha_{p1} = 400 \cdot 10^{-3} \text{ Нп/ м} \quad \alpha_{p2} = 80 \cdot 10^{-3} \text{ Нп/ м};$$

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

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

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

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 коефіцієнта акустичного тракту від глибини проникнення $K_{a.m.}$ зображено на рисунку 3.7.

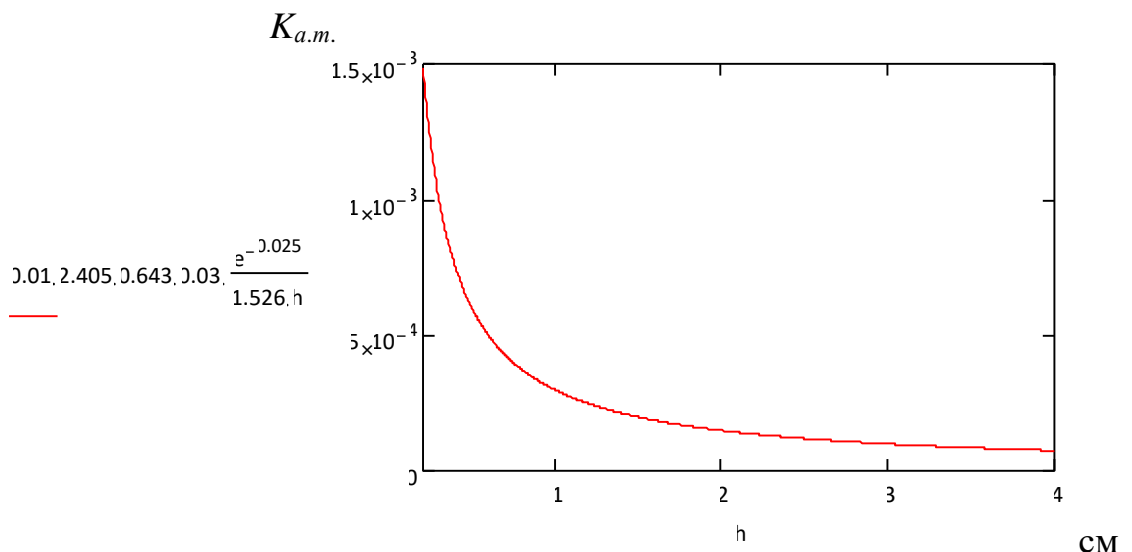


Рисунок 3.7 – Залежність коефіцієнта загасання акустичного тракту від глибини проникнення

3.9 Розрахунок просвітлювального шару та демпфера

Як просвітлювальний шар в конструкції передавача буде використано протектор, який водночас захищає пластину п'єзоперетворювача від пошкодження та стирання:

$$z_{ЦТС} = 25,54 \cdot 10^6 \text{ кг/м}^2\text{с} \quad z_{води} = 1,48 \cdot 10^6 \text{ кг/м}^2\text{с};$$

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

Вибираємо матеріал, який має цей імпеданс, для виготовлення просвітлюючого шару:

$$\lambda_{шару} = \frac{c_{шару}}{f} = 1,44 \cdot 10^{-3} \text{ (м)} \quad (3.12)$$

Задачею демпфера є гасіння енергії акустичного коливання з неробочої сторони п'єзоперетворювача.

Схематичне зображення демпфера представлено на рисунку 3.8.

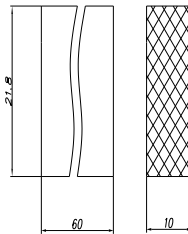


Рисунок 3.8 – Демпфер лінійного датчика

Розрахунок геометричних розмірів демпфера проводиться за формулою

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

$$h_{\max} = \frac{\ln(0.01)}{-2 \cdot \alpha_p}, \quad (3.13)$$

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

3.10 Електроакустичний розрахунок напруги випромінювача

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

$$U_{II} = U_{B} g K_{AT} g K_{III} \quad (3.14)$$

U_{II} – приймальна напруга ехосигналу;

$U_{ш}$ – напруга шумової складової (шуму) відбитого ехосигналу;

U_B – напруга випромінювання датчика;

K_{AT} – коефіцієнт акустичного тракту;

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

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

$$U_{II} = 500g \cdot 10^{-6} B;$$

$$U_{III} = 5g \cdot 10^{-6} B;$$

$$K_{AT} = 7,8g \cdot 10^{-5} B;$$

$$U_B = \frac{U_{II}}{K_{AT}gK_{III}} = \frac{500g \cdot 10^{-6}}{7,8g \cdot 10^{-5}g0,4} = 16B$$

Таким чином вибираємо номінальне значення напруги випромінювання датчика $U_B = 16$ В.

3.11 Розрахунок затримок сканування для фазованих решіток п'єзоперетворювача

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

Часова затримка визначається за формулою

$$\Delta\tau = \frac{d_n}{C_{ш}} \cdot \sin\theta \tag{3.15}$$

для N-го елемента

$$\Delta\tau_N = (N-1) \cdot \Delta\tau \tag{3.16}$$

В досліджуване середовище випромінюється плоска хвиля, відхилена на кут θ_k від нормалі. Введення відповідних затримок окремих елементів решітки створює необхідний фронт хвилі (рисунок 3.9).

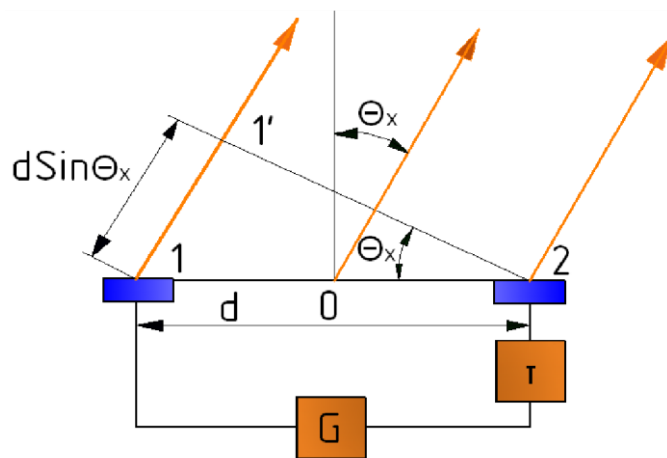


Рисунок 3.9 – Принцип формування фронту за допомогою решітки

3.12 Розрахунок параметрів фокусування променів сканування

Кут огляду при обстеженні (рисунок 3.10), виходячи з технічного завдання, становить 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.

Фокусування для N-го елемента визначається за формулою

$$\Delta\tau = \frac{h^2 \cdot (N_{\max}^2 - N^2)}{2 \cdot R_N \cdot C_{ш}} \quad (3.17)$$

де R_N – фокусна відстань.

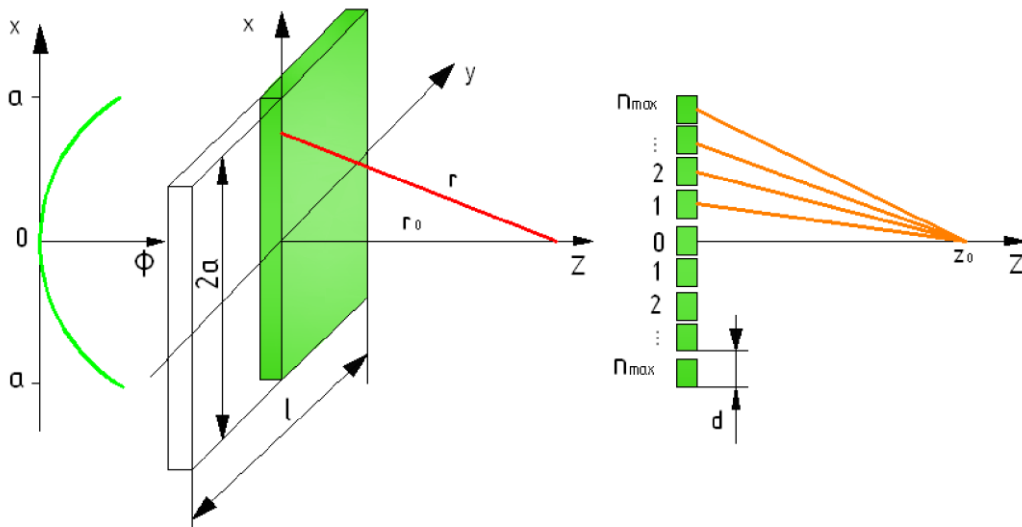


Рисунок 3.10 – Лінійна матриця випромінювачів

Для прикладу розглянемо наступні значення R_N :

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

$C_{ш} = 1.56 \cdot 10^3$ м/с – швидкість поширення УЗ хвилі в ЩЗ.

Фокусування для кожного з 512 елементів розраховано за допомогою програми Excel та наведено в таблиці 3.6.

Таблиця 3.6. 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

3.13 Розрахунок параметрів генератора зондуючих імпульсів

На рисунку 3.11 показано еквівалентну схему генератора зондуючих імпульсів.

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

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

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

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

$U_{ВИПР} \leq 0,4E$, тому що частково напруга конденсатора C перерозподіляється між елементами ланцюга.

Для того щоб не вивести перетворювач з ладу, необхідне виконання умови: $E < U_{MAX}$.

Маємо $40\text{ В} < 180\text{ В}$ – умова виконується.

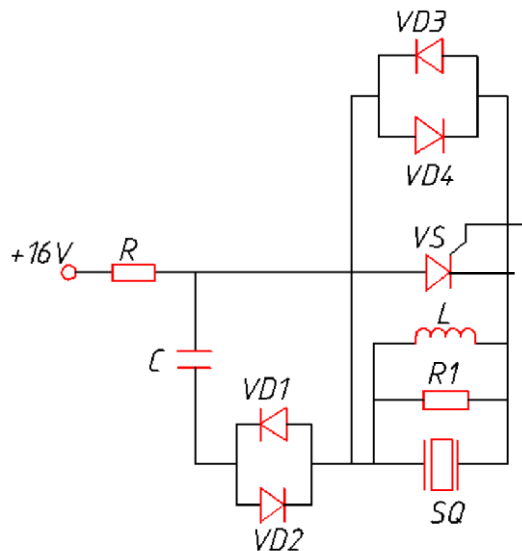


Рисунок 3.11 – Еквівалентна схема генератора зондуючих імпульсів

Для того щоб можна було проводити сканування на всю глибину об'єкта контролю, період заряду має бути не меншим, ніж

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

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

Час розрядження ємності повинен бути набагато меншим часу зарядження:

$$\tau_{розрядж} \ll \tau_{зарядж}$$

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

Ємність п'єзоперетворювача розраховується за наступною формулою:

$$C_{ПЕП} = \varepsilon_0 \cdot \varepsilon_{итс-19} \cdot \frac{S}{h} = 8,85 \cdot 10^{-12} \cdot 1700 \cdot \frac{1060 \cdot 10^{-6}}{2 \cdot 10^{-4}} = 80 \text{ (нФ)}$$

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

$$C_{ФАГ} = \frac{C_1 \cdot C_{ПЕП}}{C_1 + C_{ПЕП}} = \frac{4 \cdot 80}{4 + 80} = 3,81 \text{ (нФ)}$$

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

Час розряду $\tau_{розрядж} = C_{ФАГ} \cdot R_{VS} = 3,81 \cdot 10 = 38,1$ (нс)

Відношення часу заряду до часу розряду становить

$$\frac{\tau_{зарядж}}{\tau_{розрядж}} = \frac{0,02 \cdot 10^{-6}}{38,1 \cdot 10^{-6}} = 0,00053$$

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

$$f_p = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot \sqrt{L \cdot C_{ПЕП}}}$$

Звідси знайдемо індуктивність котушки L для заданої частоти:

$$L = \frac{1}{4 \cdot \pi^2 \cdot f_{ПЕР}^2 \cdot C_{ПЕП}} = \frac{1}{4 \cdot 3,14^2 \cdot 7,5 \cdot 10^6 \cdot 80 \cdot 10^{-6}} = 0,043 \text{ (Гц)}$$

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

3.14 Розрахунок енергетичних характеристик перетворювача

Інтенсивність УЗ коливань, що застосовуються в діагностиці, не повинна перевищувати 50 мВт/см². При такій інтенсивності випромінювання акустична потужність випромінювача буде дорівнювати:

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

де $W_{питом}$ – акустична потужність випромінювання,

S_n – площа п'єзоблока.

Коефіцієнт електромеханічної трансформації (для поперечного п'єзоефекту):

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

де d_{31} – п'єзомодуль;

$E_{ю1}^E$ – модуль Юнга;

w – питома акустична потужність випромінювання.

Еквівалентна маса:

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

де ρ – густина п'єзокераміки;

S_{nc} – площа поперечного 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 поширення хвилі в 1-й п'єзоналадці;

S – площа випромінювання.

Опір механічних втрат:

$$r_{MB} = \frac{2 \cdot \pi \cdot f_p \cdot M}{Q} = \frac{2 \cdot \pi \cdot 2 \cdot 10^6 \cdot 0,2 \cdot 10^{-2}}{50} = 502,4 \text{ кгз / с}$$

де f_p – робоча частота перетворювача;

M – маса перетворювача;

Q – добротність п'єзокераміки.

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,

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

де a_p – радіус пластини;

c – швидкість звуку в пластині;

$P_{a \text{ шт}}$ – питома акустична потужність випромінювання при резонансі;

η – коефіцієнт корисної дії електромеханічний.

Таким чином, встановлено, що енергетичні характеристики п'єзоперетворювача не перевищують допустиму інтенсивність УЗ коливань в 50 мВт/см².

ВИКОРИСТАНА ТА РЕКОМЕНДОВАНА ЛІТЕРАТУРА

1. Афанасьєва Л. О. Основи біологічної і медичної фізики, інформатики й апаратури: навч. посіб. / Л. О. Афанасьєва та ін.; за ред. Л. С. Годлевського. – Одеса : Одес. держ. мед. ун-т, 2003. – 258 с.
2. Грінченко В. Т. Основи акустики: навч. посіб. / В. Т. Грінченко, І. В. Вовк, В. Т. Маципура. – К. : Наук. думка, 2007. – 640 с.
3. Эфрусси М. М. Слуховые аппараты и аудиометры / М. М. Эфрусси. – М. : Энергия, 1975. – 96 с.
4. Медична апаратура спеціального призначення: навч. посіб. / С. М. Злепко, Л. Г. Коваль, Н. М. Гаврілова, І. С. Тимчик. – Вінниця : ВНТУ, 2010. – 158 с.
5. Лисенко О. М. Сучасні методи та засоби дослідження слуху людини / О. М. Лисенко. – К. : КВІЦ, 2002. – 176 с.
6. Минкин Р. Б. Электрокардиография и фонокардиография / Р. Б. Минкин, Ю. Д. Павлов. – Л. : Медицина, 1980. – 200 с.
7. Митьков В. В. Клиническое руководство по ультразвуковой диагностике: в 5 т. / В. В. Митьков. – М. : Видар, 1995. – 1503 с.
8. Никитина Ю. М. Ультразвуковая доплеровская диагностика в клинике / Ю. М. Никитина, А. И. Труханова. – Иваново : МИК, 2004. – 496 с.
9. Олейник В. П. Терапевтические аппараты и системы / В. П. Олейник. – Харьков : Нац. аэрокосмич. ун-т Харьк. авиац. ин-та, 2002. – 93 с.
10. Осипов Л. В. Ультразвуковые диагностические приборы / Л. В. Осипов. – М. : Видар, 1999. – 256 с.
11. Ремизов А. Н. Медицинская и биологическая физика / А. Н. Ремизов. – М. : Высш. школа, 1999. – 616 с.
12. Рыбакова М. К. Практическое руководство по ультразвуковой диагностике. Эхокардиография / М. К. Рыбакова, М. Н. Алехин, В. В. Митьков. – М. : Видар, 2008. – 512 с.
13. Ройтберг Г. Е. Лабораторная и инструментальная диагностика заболеваний внутренних органов / Г. Е. Ройтберг, А. В. Струтынский. – М. : БИНОМ, 1999. – 622 с.
14. Самосюк И. З. Терапия ультразвуковыми волнами (низко- и высокочастотная ультразвуковая терапия с применением аппаратов серии МИТ, Барвинок, Стриж, Лор) / И. З. Самосюк. – К. : НМЦ Мединтех, 2003. – 175 с.
15. Акустичні медичні прилади : метод. вказівки до виконання курсового проекту та розрахунково-графічної роботи для студентів 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.

ДОДАТКИ

Додаток А

ЧЕРКАСЬКИЙ ДЕРЖАВНИЙ ТЕХНОЛОГІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
КАФЕДРА ПРИЛАДОБУДУВАННЯ, МЕХАТРОНІКИ
ТА КОМП'ЮТЕРИЗОВАНИХ ТЕХНОЛОГІЙ

КУРСОВИЙ ПРОЕКТ

з дисципліни «Акустичні медичні прилади та системи»

на тему «Ультразвуковий комп'ютерний томограф»

Студента 1 курсу групи МП-085
спеціальності 153 Мікро- та наносистемна
техніка

Керівник

Національна шкала _____

Кількість балів: _____ Оцінка: ECTS _____

Члени комісії _____

Черкаси – 2018 рік

Додаток Б

Черкаський державний технологічний університет

Кафедра приладобудування, мехатроніки та комп'ютеризованих технологій

Дисципліна: «Акустичні медичні прилади та системи»

Рівень вищої освіти: другий (магістерський)

Спеціальність: 153 Мікро- та наносистемна техніка

Курс 1

Група МП-_____

Семестр 2

ЗАВДАННЯ на курсовий проект студента

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. **Тема проекту:** _____
2. **Дата здачі** студентом закінченої роботи _____
3. **Вихідні дані** до 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 існуючих аналогів. Патентний пошук. Аналіз біологічного об'єкта. 2. Вибір та обґрунтування технічного завдання. 3. Розробка структурної схеми. 4. Конструктивне вирішення приладу, блока чи датчика. 5. Розробка електричної принципової схеми. 6. Розрахунок блоків приладу. 7. Висновки.*
5. **Перелік графічного матеріалу** (з точним зазначенням обов'язкових креслень):
Відомість технічного проекту (A4), структурна схема приладу (A1), електрична принципова схема (A1), креслення приладу (блока) (A1), демонстраційний матеріал (A1).
6. **Дата видачі** завдання _____

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ п/п	Назва етапів курсового проекту (роботи)	Строк виконання етапів проекту (роботи)	Примітки
1.	Видача та узгодження завдання		
2.	Вступ		
3.	Патентний пошук. Огляд та аналіз діючих приладів		
4.	Структура і конструкція приладів, блоків та датчиків		
5.	Технічні характеристики проектного приладу чи вузла		
6.	Обґрунтування технічного завдання		
7.	Розробка структурної схеми приладу		
8.	Розробка електричної принципової схеми приладу		
9.	Розрахунок блоків приладу		
10.	Технічні та технологічні властивості матеріалу датчика		
11.	Електричні та акустичні параметри датчика		
12.	Розрахунок акустичного тракту		
13.	Висновки		

Студент _____
(підпис)

Керівник _____
(підпис) (прізвище, ім'я, по батькові)

Дата _____

Додаток В

Список тем для курсового проекту

1. Апарати для ультразвукової терапії.
2. Апарат для УВЧ-терапії переносний.
3. Апарат для вібраційної терапії з інфрачервоним теплом.
4. Апарат ультразвуковий аерозольний.
5. Аудиометри.
6. Віброакустичні терапевтичні масажери.
7. Ехокардіограф.
8. Ехотомоскоп.
9. Екстракорпоральна ударно-хвильова терапія.
10. Полікардіоаналізатор.
11. Світлоакустичний фізіотерапевтичний апарат.
12. Слухові апарати: аналогові, цифрові, програмовані.
13. Сфігмографи.
14. Ультразвуковий прилад для дослідження лімфовузлів.
15. Ультразвуковий фізіотерапевтичний апарат типу «ЛОР».
16. Ультразвуковий комп'ютерний томограф.
17. Ультразвукова діагностична система.
18. Ультразвукові системи дроблення каміння та конгломератів.
19. Ультразвуковий інтроскоп для діагностики щитовидної залози
20. Ультразвуковий вимірювач швидкості потоку крові в судинах.
21. Фонокардіографи.
22. Фоноенцефалографи.

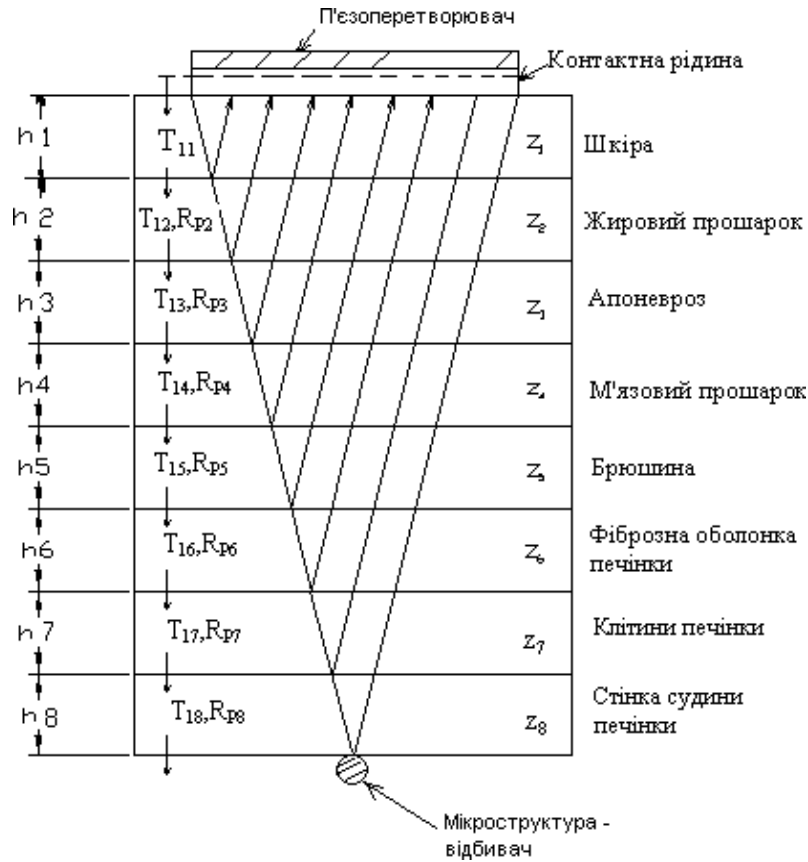
Додаток Г

Швидкість ультразвукових хвиль у різних середовищах та 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°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
М'язова тканина	1560-1620	1,07	1,13-1,18
Нирка	1560	1,07	1,13
М'які тканини	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 Д

Еквівалентні схеми проходження ультразвуку через біологічні шари



Еквівалентна схема проходження ультразвуку через біологічні шари при дослідженні печінки



Еквівалентна схема проходження ультразвуку через біологічні шари при дослідженні жовчного міхура

Навчальне видання

МЕТОДИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ
до виконання курсового проекту
з дисципліни «АКУСТИЧНІ МЕДИЧНІ ПРИЛАДИ ТА СИСТЕМИ»
для здобувачів освітнього ступеня магістра
зі спеціальності 153 «Мікро- та наносистемна техніка»
усіх форм навчання

Упорядники:
Куницька Лариса Георгіївна;
Трембовецька Руслана Володимирівна,
Базіло Костянтин Вікторович

В авторській редакції.

Коректура Костенко Т. В.

Макетування Вознюк Т. І.

Формат 60x84 1/16. Гарн. Times New Roman.
Ум. друк. арк. 6,16. Обл.-вид. арк. 6,36. Р. № 18-2-3-184. Зам. № 18-204.

Черкаський державний технологічний університет
Свідоцтво про державну реєстрацію ДК № 896 від 16.04.2002 р.
бульвар Шевченка, 460, м. Черкаси, 18006.
Редакційно-видавничий відділ ЧДТУ
red_vidav@chdtu.edu.ua