

**Міністерство освіти і науки України
Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут»**

Акустичні медичні прилади

Методичні вказівки
до виконання лабораторних робіт

Київ-2014

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

Акустичні медичні прилади

Методичні вказівки
до виконання лабораторних робіт
для студентів напряму підготовки
6.051003-«Приладобудування»

*Рекомендовано Вченою радою
приладобудівного факультету НТУУ «КПІ»*

Київ
НТУУ «КПІ»
2014

«Акустичні медичні прилади»: метод. вказівки до викон. лаборатор. робіт для студ. напряму підготовки 6.051003-«Приладобудування» /Уклад.: М.Ф.Терещенко, Г.С. Тимчик, В.Ю. Рудик - К.: НТУУ «КПІ», 2014.- 124с.

*Рекомендовано Вченою радою ПБФ НТУУ «КПІ»
(Протокол №11/13 від 23.12.2013 р.)*

Навчальне видання

Акустичні медичні прилади

Методичні вказівки

до виконання лабораторних робіт
для студентів напряму підготовки
6.051003-«Приладобудування»

Укладачі: *Терещенко Микола Федорович*, канд. техн. наук, доц.,
Тимчик Григорій Семенович, д-р. техн. наук, проф.,
Рудик Валентин Юрійович

Відповідальний редактор *В. О. Румбешта*, д-р. техн. наук, проф..

Рецензенти: *А. Г. Мисюра*, д-р. біол. наук., проф.,
М. Д. Гераймчук, д-р. техн. наук, проф..

*За редакцією укладачів
Надруковано з оригінал-макета замовника*

Темплан 2014, поз. 2-009
Підп. до друку 15.01.2013. Формат 60x84¹/₁₆. Папір офс. Гарнітура – Times.
Спосіб друку – ризографія. Ум. друк. арк. 7,21. Обл.-вид.арк. 11,98
Наклад 50 Зам. 14-8 Лабораторія офсетного друку НТТУ «КПІ»

НТУУ «КПІ» ВПІ ВПК «Політехніка»
Свідоцтво ДК № 1665 від 28.01.2004 р.
03056, Київ, вул. Політехнічна, 14, корп. 15
тел./факс(044)406-81-78

Мета і завдання дисципліни

Метою дисципліни «Акустичні медичні прилади» є поглиблення і вдосконалення знання, вміння, практичного розуміння принципів побудови акустичних приладів, базуючись на використанні фізичних і фізіологічних процесів в організмі людини для створення і експлуатації сучасних медичних апаратів, приладів і діагностичних систем. При вивченні дисципліни студент здобуває знання, вміння і практичні навички з:

- структурних, функціональних схем побудови приладів з урахуванням фізичних процесів в організмі людини і біологічних систем;
- фізичних методів акустодіагностики захворювань і дослідження біологічних систем і приладів, які використовуються для цього;
- акустичних фізіотерапевтичних апаратів і систем, які забезпечують вплив акустичних факторів на організм людини при її лікуванні;
- фізичних властивостей матеріалів, які використовуються в акустичних приладах для медицини;
- фізичних властивостей і метрологічних характеристик установок і систем для тестування і перевірки акустичних приладів.

Специфічною особливістю дисципліни є системне продовження і поглиблення фізичних і спеціальних знань студентів з фізичної акустодіагностики та акустотерапії. З'явилися нові медичні акустичні прилади і діагностичні системи засновані на найновіших методах, досягненнях науки в дослідженні фізичної природи фізіологічних процесів в живій природі. Знання формуються, в основному, на лекціях і при самостійній роботі студентів, вміння та навички – на лабораторних, практичних заняттях та курсовому проектуванні.

Завданнями лабораторних робіт є постановка і реалізація фізичних експериментів і дослідження принципів побудови приладів для

діагностики та терапевтичного впливу акустичних хвиль. Вивчаються лабораторні засоби, відпрацьовується техніка експеримента, режими її реалізації в роботі приладів і систем.

Навчальний план з дисципліни передбачає виконання студентами всіх форм навчання лабораторних робіт з акустичних методів діагностики та терапії.

Перед виконанням кожної роботи студент повинен самостійно ознайомитись з основними теоретичними положеннями та порядком виконання роботи.

Лабораторні роботи виконуються бригадами з 2 до 5 студентів . До виконання робіт допускаються тільки студенти які пройшли інструктаж з правил техніки безпеки. Кожна бригада студентів отримує у викладача завдання та виконує роботу тільки в його присутності, дотримуючись правил техніки безпеки. Після виконання роботи кожний студент повинен скласти звіт з роботи та захистити отримані результати у викладача. Звіт повинен містити:

1. Стислі теоретичні відомості.
2. Структурні та електричні принципові схеми приладів. Функціональні схеми устаткування, прилади та матеріали, що застосовуються при виконанні роботи.
3. Порядок проведення роботи.
4. Аналіз отриманих результатів, розрахунки та висновки.

Мета лабораторних робіт – поглибити теоретичні знання з дисципліни і набути практичні навички з використання сучасних акустичних медичних приладів та систем з точки зору фізико-акустичних закономірностей біологічної природи та впливу фізичних факторів на фізіологію людини.

**Міністерство освіти і науки України
Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут»**

Лабораторна робота № 1

з дисципліни: «Акустичні медичні прилади»

**Акустичні методи впливу на біологічну тканину, принципи
побудови функціональні і принципіальні схеми апарата
ультразвукової терапії «УЗТ-1.01 Ф» та його датчики. Регламент
наладки та обслуговування**

Виконав:

студент 4-го курсу

гр. ПБ- , ПБФ

Перевірив:

Київ 2013 р.

Лабораторна робота № 1

Мета роботи: вивчити фізичні основи акустичних методів впливу на біологічну тканину (БТ); виникнення УЗ коливань; проходження звукових коливань через БТ; відбиття УЗ хвиль; ознайомитись з класифікацією приладів УЗ діагностики та терапії; вивчити конструкцію та принципи побудови апаратів УЗ терапевтичних (УЗТ) та їх датчиків.

Прилади та обладнання: Апарат для ультразвукової терапії УЗТ-1.01 Ф, датчик – випромінювач ультразвукового терапевтичного апарату ИУТ 0,88- 4.04Ф.

1.1. Механізми фізіологічного та лікувального впливу ультразвуку

На організм людини при проведенні УЗТ діють, в основному, три фактори: механічний, тепловий і фізико-хімічний.

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

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

Фізико-хімічний фактор проявляється в зміні фізико-хімічних, біохімічних та біофізичних процесів. УЗ стає їх своєрідним каталізатором. Це призводить до утворення вільних радикалів і біологічно активних

речовин, стимуляції окисно-відновних процесів, зміни рН і ферментативної активності, підвищення дисперсності колоїдів клітини.

Дія всіх трьох факторів тісно взаємопов'язана. **Біологічна дія УЗ** залежить від його дози, яка може бути для тканин стимулюючою, пригнічуючою або навіть руйнівною. Найбільш адекватними для лікувально-профілактичних впливів є невеликі дозування ультразвуку (до $1,2 \text{ Вт/см}^2$), особливо в імпульсному режимі. Вони здатні викликати болезаспокійливу, антисептичну, судинорозширювальну, розсмоктуючу, протизапальну, десенсибілізуючу дію. При їх застосуванні в зоні впливу активується крово - і лімфообіг, підвищується фагоцитоз, активуються механізми загальної та імунологічної реактивності організму, прискорюються процеси репаративної регенерації.

1.2. Апаратура, методика і техніка УЗТ

На рис. 1.1 представлена класифікація УЗТ апаратури.

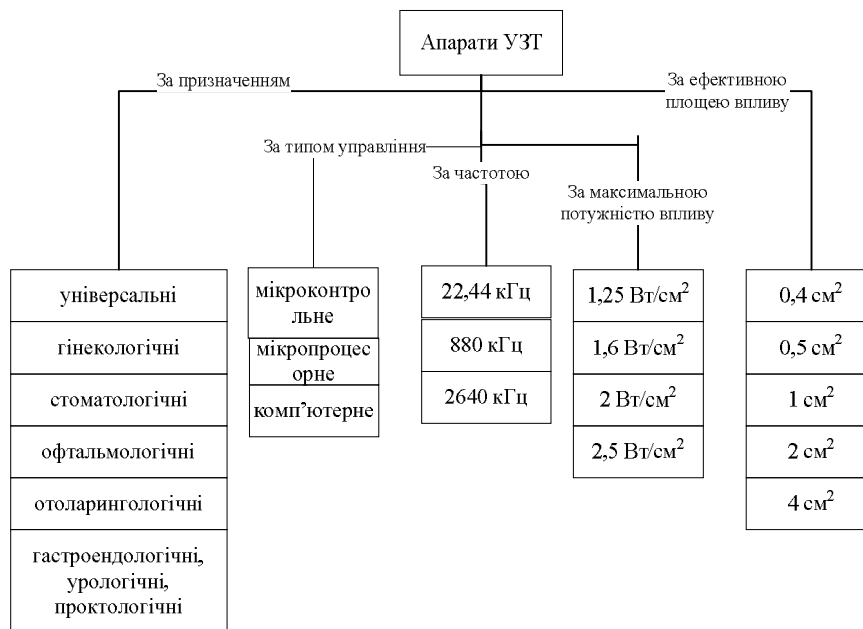


Рис. 1.1. Класифікація УЗТ апаратури

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

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

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

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

Апарати працюють у безперервному та імпульсному режимах і можуть комплектуватися різним набором спеціалізованих УЗ випромінювачів (тип ИУТ), що відбивається в його назві відповідною літерою. Літера «Ф» в аббревіатурі «УЗТ-1.01 Ф» вказує на переважне застосування апарату в області терапії, неврології та ін, літери «С» - у стоматології, літери «У» - в урології, літери «Г» - у гінекології, літери «Л» - у оториноларингології.

З кінця 90-х років двадцятого століття в медичній практиці України використовуються фізіотерапевтичні апарати серії «МИТ», що випускаються Науково-методичним центром «Медичні інноваційні технології», м. Київ, такі як апарат для фізіотерапії комбінований «МИТ-11» з низькочастотною (22 та 44 кГц) і середньочастотною (880 кГц) УЗТ.

Апарати УЗТ «Барвінок» використовуються для лікування урологічних та гінекологічних захворювань коливаннями 22 кГц, а також апарати для високочастотної УЗТ «Стриж» (2640 кГц і 880 кГц) і імпорتنі імпульсні апарати «Sonostat», «Sonopuls», «Sonotur», «EECOSCAN».

В основі генерації УЗ в терапевтичних апаратах лежить зворотний п'єзоелектричний ефект, тобто здатність п'єзокристалів здійснювати механічні коливання під дією змінного електричного поля.

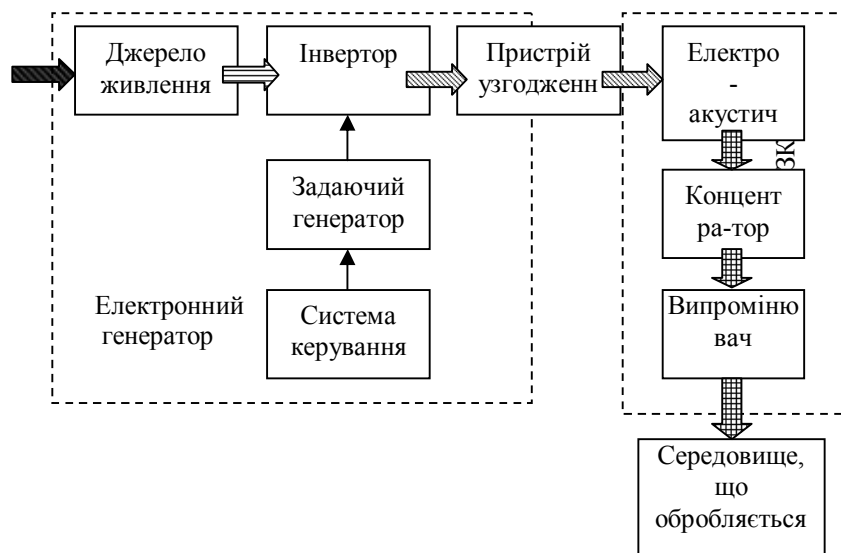
Вплив УЗ проводять на обмежену частину тіла – паравертебрально на відповідні рефлексогенні зони, або на область ураження (навколо суглоба, по ходу нервових стовбурів, на больові точки і т.п.), або на

нашкірну проекцію органу. Площа дії не перевищує 250 см^2 у дорослих і $100\text{-}150 \text{ см}^2$ у дітей. Не слід застосовувати УЗ на область мозку, шийних симпатичних вузлів, кісткових виступів, епіфізів зростаючих кісток, тканин з вираженим порушенням кровообігу, зон з порушенням чутливості, на живіт при вагітності, мошонку.

Дію УЗ проводять через контактне середовище (вазелинове масло, гліцерин, ланолін, рослинні олії, гелі), яке наносять на озвучувану область.

Інтенсивність УЗ при впливі змінюють від $0,05$ до 1 Вт/см^2 . Малі дози - $0,05 - 0,4 \text{ Вт/см}^2$, середні - $0,5\text{-}0,8$, великі - $0,9\text{-}1,2 \text{ Вт/см}^2$. Більш часто використовують малі або середні інтенсивності. При стабільному озвучуванні доза не перевищує $0,6 \text{ Вт/см}^2$, при озвучуванні через воду інтенсивність збільшується в $1,5\text{-}2$ рази. Режим генерації може бути безперервним і імпульсним (тривалість імпульсів $10, 4$ і 2 мс). Імпульсний режим, як більш прийнятний, використовується для впливу на сегментарні зони в педіатричній та геріатричній практиці, при сильних болях, в гострий період захворювання. Тривалість дії на 1 поле - від 1 до $3\text{-}5$ хв. Загальний час впливу за одну процедуру складає $10\text{-}15$ хв. Курс лікування складається з $10\text{-}15$ процедур, що проводяться щодня або через день.

На рис .1.2 представлена структурна схема УЗ генератора.







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

Рис 1.2. Структурна схема УЗ генератора

1.3. Конструкція УЗТ апарату та його блоків.

Загальний вигляд УЗТ апарату «УЗТ-1.01 Ф» приведений на рис. 1.3.



Рис.1.3. Апарат «УЗТ-1.01 Ф»

Апарат складається з електронного блоку та двох змінних випромінювачів. Електронний блок оснащений ручкою 1 для перенесення, яка одночасно призначена для встановлення його в робоче положення. Корпус електронного блоку виконаний з алюмінієвого сплаву. В середині корпусу встановлені направляючі, по яким переміщується шасі. Кріплення шасі здійснюється знизу корпусу за допомогою 4 гвинтів.

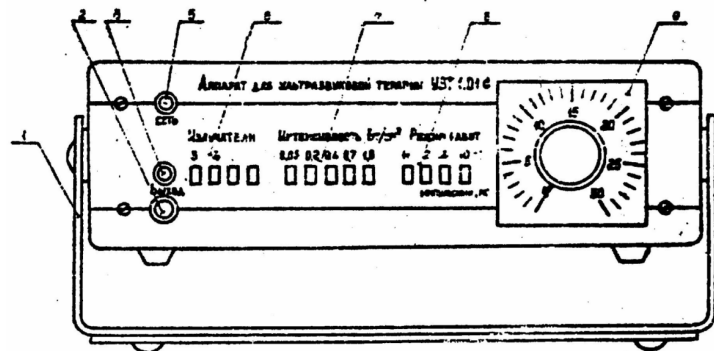


Рис.1.4. Електронний блок апарату «УЗТ-1.01 Ф» зі сторони передньої панелі: 1- ручка, 2- роз'єм ВИХІД для підключення випромінювачів, 3- світловий індикатор вихідного сигналу, 4 - перемикач ІНТЕНСИВНІСТЬ Вт/см², 5- світловий індикатор ввімкнення мережі живлення, 6- перемикач ВИПРОМІНЮВАЧІ, 8- перемикач вибору РЕЖИМ РОБОТИ (синусоїдальний чи імпульсний), 9- процедурний годинник, що здійснює вмикання апарату в мережу та встановлення часу процедури

На передній панелі електронного блоку (рис. 1.4) розміщені роз'єм (2) ВИХІД для підключення кабелю випромінювачів, індикатор вихідного сигналу (3), індикатор ввімкнення мережі живлення (5), процедурний годинник (9) та перемикачі: ВИПРОМІНЮВАЧІ (6), ІНТЕНСИВНІСТЬ Вт/см² (7), РЕЖИМ РОБОТИ (8).

На задній панелі електронного блоку (Рис.1.5) встановлені ніжки опори 1, що призначені для захисту кабеля живлення 2 від згину і кріплення його та мережевої вилки 3 під час транспортування апарату.

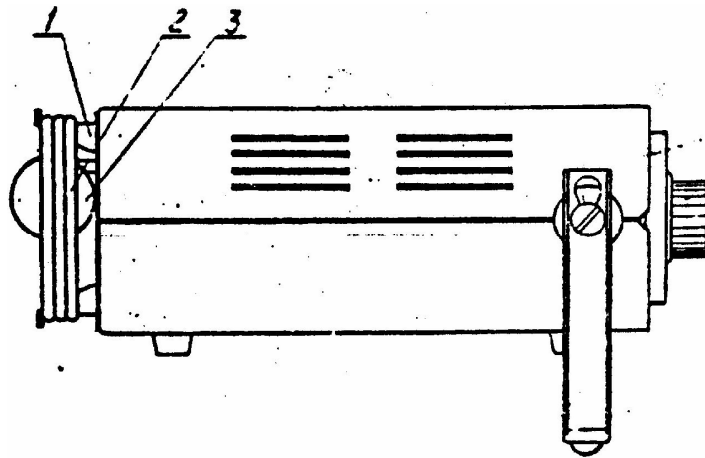


Рис. 1.5. Електронний блок апарату «УЗТ-1.01 Ф» збоку:

1- ніжки, 2-кабель мережі, 3- мережева вилка.

В комплект апарату входить футляр, в якому розміщені стакани для лікувальних та дезінфікуючих речовин та шпатель для нанесення контактного гелю. Конструкцією футляру передбачені гнізда для встановлення випромінювачів в перервах між процедурами.

1.4. Схеми електрична функціональна та принципова апарату «УЗТ-1.01 Ф»

На рис.1.6 зображена функціональна схема апарату «УЗТ-1.01 Ф».

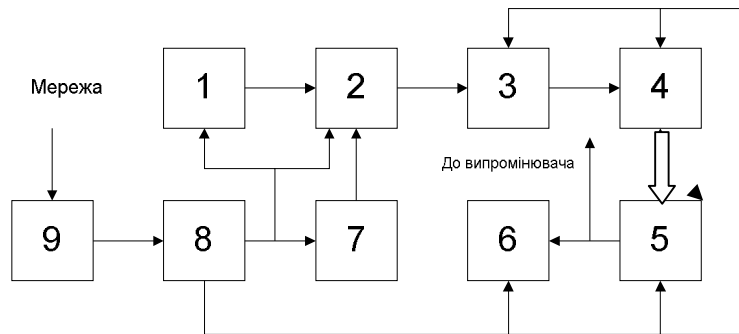


Рис. 1.6. Схема електрична функціональна електронного блоку апарату «УЗТ-1.01Ф»: 1- автогенератор, 2- модулятор, 3- буферний каскад, 4- попередній підсилювач, 5- підсилювач вихідний, 6-індикатор вихідної напруги, 7- імпульсний генератор, 8- блок живлення, 9- процедурний годинник

Електронний блок призначений для отримання напруги збудження УЗ випромінювача в неперервному (синусоїдальному) та імпульсному режимах роботи. В неперервному режимі напруга збудження представляє собою гармонічні коливання з частотою 0,88 МГц, в імпульсному – послідовність високочастотних імпульсів з тією ж частотою заповнення, тривалістю 2, 4, та 10 мс і періодом слідування $T_n = 20$ мс. Коливання УЗ частоти генеруються в автогенераторі 1 (рис. 1.6) і через модулятор 2 подаються на вхід буферного каскаду 3, призначеного для ослаблення впливу послідовних каскадів на параметри генеруемого сигналу. 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 ступінчатий регулятор інтенсивності, з виходу якого сигнал подається на вхід попереднього підсилювача 4, де підсилюється до рівня, необхідного для нормальної роботи вихідного підсилювача 5. Вихідний підсилювач 5 призначений для підсилення потужності заданої інтенсивності УЗ випромінювача. Наявність напруги на виході

електронного блоку індикуюється по свіщенню світодіоду індикатора вихідної напруги 6. Апарат живиться від мережі змінного струму. Блок живлення 8 містить вузли стабілізованих випрямлячів +5В та +50 В.

На рис. 1.7 представлена схема електрична принципова апарату «УЗТ -1.01Ф». Автогенератор призначений для отримання коливань частотою 0,88 МГц. Він зібраний на трьох елементах «І-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 послідовних каскадів на роботу автогенератора. Нестабільність частоти генеруємих коливань не перевищує 10^{-5} .

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) поступає напруга з виходу автогенератора на інший вхід мікросхеми D1 (вивід 13) з виходу імпульсного генератора. В момент співпадання напруг на обох входах елемента D4 на його виході (вивід 11) маємо напругу, огинаюча якої ідентична огинаючій модульованого імпульсу.

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

Модулюючі імпульси тривалістю 2, 4 і 10мс 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) модулюючі імпульси подаються на вхід модулятора. Сигналом, що задає період проходження ($T_n = 20\text{мс}$) і

модулює імпульси, є синусоїдальна напруга частоти 50 Гц, що знімається з обмотки IV силового трансформатора Т1.

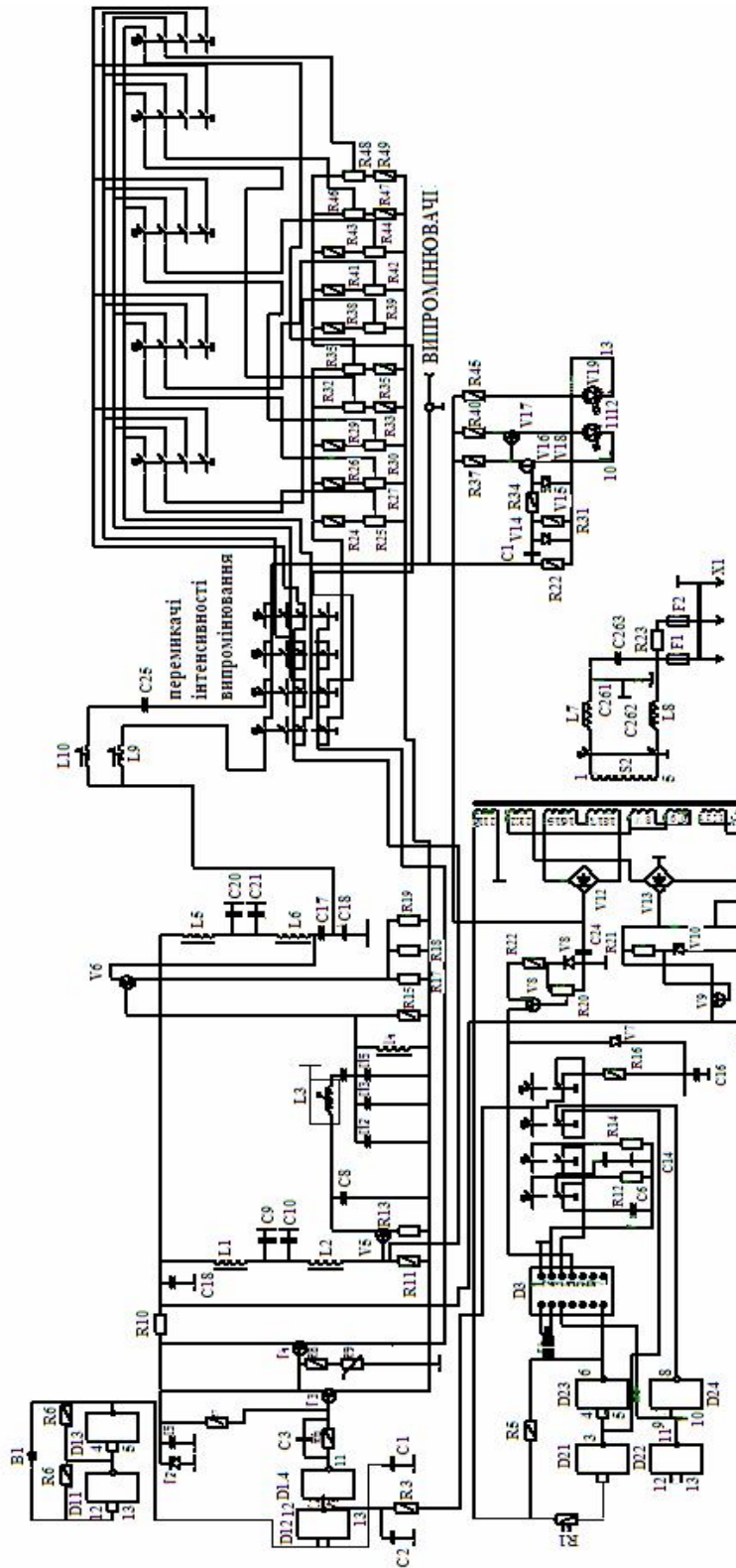


Рис. 1.7. Схема електрична принципова апарату «УЗТ-1.01Ф»

Сигналом, що задає період проходження ($T_n = 20\text{мс}$) і модулює імпульси, є синусоїдальна напруга частоти 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, що надходять з виходу мультівібратора, що працює в режимі очікування, при віджатих кнопках РЕЖИМ РОБОТИ (тривалість імпульсних перешкод - 1-2 мкс). Ці перешкоди при відсутності фільтра приводили б до помилкової індикації, наявності напруги на виході апарата при віджатих кнопках РЕЖИМ РОБОТИ. Індикатор вихідного сигналу містить у своєму складі піковий детектор, що запам'ятовує як сигнал, так і вище згадану 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 відповідної 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 по потужності до рівня, достатнього для забезпечення необхідної інтенсивності УЗ коливань, здійснюється у вихідному підсилювачі. Він зібраний по схемі з загальним емітером на транзисторі V6 і охоплений негативним зворотним зв'язком.

Узгодження вихідного підсилювача з випромінювачами і фільтрація вихідного сигналу здійснюється 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 блоку, 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 вище опору навантаження електронного блоку (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 першій щаблі ключа, низький вихідний опір забезпечується біполярним транзистором V17 під час другого ступеня регулювання.

Захист від пробую переходу «ИСТОК-ЗАТВОР» польового транзистора здійснюється паралельним несиметричним обмежувачем R34, V15. В якості світлового індикатора 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 випрямляча. Один з них (5 В) складається з діодного мосту V12 і мікросхеми D3. Інший (+50 В) - з

діодного мосту V13 і параметричного стабілізатора напруги (транзистор V9, стабілітрон V10, резистор R21). При зміні напруги мережі на $\pm 10\%$ зміна напруги на виході стабілізованої випрямляча не перевищує $\pm 3\%$.

З виходу стабілізованої випрямляча 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.

1.5. Діючі фактори та залежність інтенсивності від напруги випромінювача

Випромінювач забезпечує перетворення електричних коливань в ультразвукові на частоті 0,88 МГц $\pm 0,03\%$. Випромінювач забезпечує отримання ряду інтенсивностей УЗ при напругах на клеммах вихідного підсилювача, представлених в табл. 1.1.

Табл. 1.1. 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

1.6. Принципи побудови та особливості використання випромінювачів

Випромінювач водонепроникний до контрольної відмітки (з'єднання у випромінювача «ИУТ 0,88-4,04 Ф»).

Випромінювач експлуатується в нормальних кліматичних умовах при температурі повітря від +10 до +35°C і відносною вологою до 80% при температурі +25°C.

Випромінювач забезпечує роботу протягом 6 годин в повторно-короткочасному режимі випромінювання: 15 хвилин роботи в

неперервному режимі при інтенсивності 1 Вт/см^2 та 10 хвилин перерви. Повний встановлений термін використання випромінювача не менше 3,5 років. На рис. 1.8 зображена спрощена схема конструкції УЗ випромінювача.

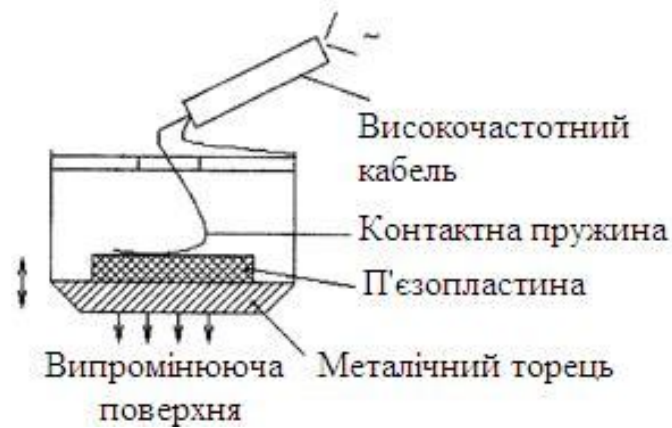


Рис. 1.8. Спрощена конструкція УЗ випромінювача

1.7. Протокол дослідження

1. Підключіть випромінювач до електронного блоку і встановіть необхідний режим, інтенсивність випромінювання та час процедури.
2. Перевірте працездатність випромінювача візуальним способом по вібрації крапель води нанесених на випромінюючу поверхню.
3. Підготовку пацієнта до процедури і проведення процедури проводьте у відповідності з методичними рекомендаціями по застосуванню випромінювача в медичній практиці.

Висновки: у даній лабораторній роботі ознайомилися і вивчили фізичні основи акустичних методів дослідження в медицині, виникнення акустичних коливань і особливості проходження акустичних коливань в БТ, принципи побудови, особливості роботи та конструктивні особливості УЗТ апаратів та УЗ перетворювач.

Контрольні питання

1. Механізми фізіологічного та лікувального впливу ультразвуку на біологічну тканину.
2. Класифікація УЗТ апаратів..
3. Принципи побудови сучасних ультразвукових терапевтичних апаратів та особливості їх роботи.
4. Апарат для ультразвукової терапії «УЗТ-1.01 Ф». Структура і принцип побудови приладу та їх датчиків.
5. Схема функціональна електронного блоку апарату «УЗТ-1.01 Ф».
6. Схема електрична принципова апарату «УЗТ-1.01 Ф». Принцип її роботи.

**Міністерство освіти і науки України
Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут»**

Лабораторна робота № 2

з дисципліни: «Акустичні медичні прилади»

**Принципи побудови і робота приладів та систем ультразвукової
діагностики. Ехотомоскоп: регламент наладки та
обслуговування. Методика дослідження акустичного тракту**

Виконав:
студент 4-го курсу
гр. ПБ- , ПБФ

Перевірив:

Київ-2013 р.

Лабораторна робота № 2

Мета роботи: вивчити фізичні основи акустичних методів діагностики; проходження та відбиття звукових коливань в біологічних середовищах; конструкцію та принципи побудови УЗ діагностичних приладів; методику дослідження акустичного тракту.

Прилади та обладнання: Прилад ультразвуковий діагностичний ехоімпульсний скануючий - ехотомоскоп ЕТС-ДМУ-02 з датчиком.

2. 1. Теоретична частина

Звукові коливання можна описати рядом параметрів. Частота, період, амплітуда і інтенсивність визначаються джерелом УЗ, швидкість поширення - середовищем, а довжина хвилі - джерелом звуку і середовищем. Звукові хвилі, у тому числі і ультразвукові, характеризуються періодом коливання - часом, за який молекула (частка) здійснює одне повне коливання, частотою - числом коливань в одиницю часу, довжиною - відстанню між точками однієї фази і швидкістю поширення.

У системах медичної УЗ діагностики зазвичай використовують частоти від 2 до 10 МГц. Роздільна здатність сучасних УЗ апаратів досягає 1-3 мм. Досягнувши межі двох середовищ з різним акустичним опором, пучок УЗ хвиль зазнає суттєвих змін: одна його частина продовжує поширюватися в новому середовищі, в тій або іншій мірі поглинаючись ним, інша - відбивається. Коефіцієнт відбиття залежить від різниці величин акустичного опору тканин, що граничать: чим ця відмінність більша, тим більше відбиття і, відповідно, більша амплітуда зареєстрованого сигналу, а значить, тим світліше і яскравіше він виглядатиме на екрані апарату. Майже повним відбивачем є межа між біологічними тканинами та повітрям.

При УЗ скануванні пацієнта необхідна обробка поверхні шкіри гелем, який виконує роль узгоджуючого середовища. Відбиття залежить від кута падіння УЗ променя і частоти УЗ коливань.

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

2.2. Принцип роботи УЗ сканеру

Функціональна схема роботи УЗ сканеру приведено на рис. 2.1.

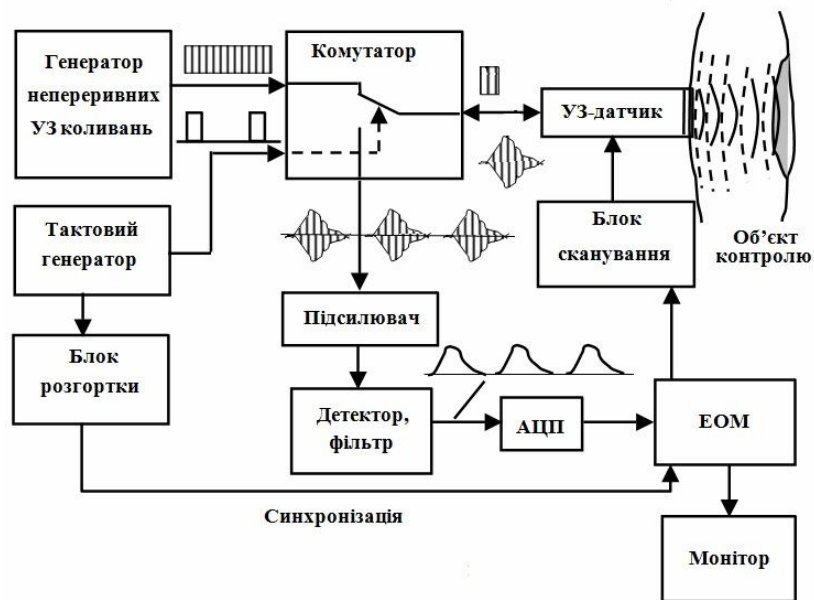


Рис. 2.1. Функціональна схема роботи УЗ сканеру

На схемі зображено основні вузли та системи приладу, що використовуються для побудови та обробки зображення органів та систем серцево-судинної системи людини. Генератор неперервних УЗ коливань

генерує електричні сигнали для проведення сканування. Він працює в імпульсному режимі, посиляючи близько 1000 імпульсів за секунду.

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

Після комутатору в момент спрацювання електричний сигнал поступає на датчик. В якості детектора (трансдюсера) застосовується складний датчик, що складається з декількох сотень дрібних п'єзокристалів, що працюють в однаковому режимі, або в датчик може бути вмонтована фокусуюча лінза, що дає можливість створити фокус на визначеній глибині. При подачі на п'єзоелемент змінного електричного заряду в кристалах виникають механічні коливання з випромінюванням УЗ хвиль. У проміжках між генеруванням УЗ хвиль п'єзодатчик фіксує відбиті сигнали. При деформації монокристалів за рахунок акустичного тиску на них віддзеркаленої від ОК УЗ-хвилі на поверхні кристалів виникають протилежні по знаку електричні заряди. Таким чином, один і той же п'єзоелемент може бути поперемінно то приймачем, то джерелом УЗ хвиль. В момент, коли на комутатор не надходить імпульс дозволу спрацювання від тактового 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 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.

2.3. Принцип побудови приладу, структурна, електрична схеми, конструкція ехотомоскопу

Розглянемо детальніше та проаналізуємо роботу діючого УЗ секторного сканера «ЕТС-ДМУ-02» (ехотомоскоп «ЕТС-ДМУ-02») (рис. 2.2).



Рис.2.2. Ехотомоскоп «ЕТС-ДМУ-02»

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

Призначення клавіш ехотомоскопу.

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

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

На передній панелі розташовані наступні органи керування і індикації: **перемикач «BRIGHT»** (ЯСКРАВИСТЬ) - призначений для регулювання яскравості екрана; **перемикач «CONTRAST»** (КОНТРАСТ) - для регулювання контрасту екрана; **перемикач «COMPRESS»** (КОМПРЕСІЙ) - для регулювання компресії екрана; **перемикач «ENERGY OUTPUT»** (ВИХІДНА ЕНЕРГІЯ) - для регулювання амплітуди енергії імпульсного збудження ехо сигналу; **перемикач «NEAR»** (БЛИЖНЯ ЗОНА) - для регулювання підсилення ехо-сигналів ближньої зони сканування; **перемикач «FAR»** (ДАЛЬНЯ ЗОНА) - для регулювання підсилення ехо-сигналів дальньої зони сканування; **перемикач «GAIN»** (ПОСИЛЕННЯ) - для регулювання підсилення ехо-сигналу глибинної зони сканування; **кнопка і світлодіод «POWER»** - вимикач і індикатор джерела живлення; **роз'єм «TRANSDUCER»** (ДАТЧИК) - призначений для підключення ультразвукового датчика.

На задній панелі приладу розміщені: **два запобіжника** для захисту від коротких замикань; **гніздо «VIDEO OUT»** (ВИХІДНИЙ ВІДЕОСИГНАЛ) - для підключення зовнішнього монітору; джгут з вилкою для ввімкнення у мережу 220 В.

Можливості приладу:

- збільшення зображення для детального вивчення в режимі ковзаючого вікна;
- фіксація миттєвого зображення в режимі стоп-кадр;
- отримання позитивного і негативного зображення простим перемиканням;
- запам'ятовування чотирьох зображень у відео пам'яті з можливістю їх подальшого багаторазового перегляду;
- вимірювання розмірів елементів зображення, обведення контурів зображення, обчислення периметра і площі фігур;
- акушерсько-гінекологічна програма діагностики терміну вагітності за вимірними розмірами елементів плоду і гінекологічних органів;

- кардіологічна програма, що дозволяє отримати М-ехограму у обраному напрямку руху візирної мітки з подальшим автоматичним обчисленням гемодинамічних параметрів середовища;
- введення текстово - графічної інформації у відео кадр для документування;
- підключення відеопринтера і відеомагнітофона для документування;
- підключення зовнішніх маніпуляторів - мищі і педалі;
- підключення до IBM-PC;
- вбудований таймер;
- запам'ятовування обраного режиму роботи приладу енергонезалежною внутрішньою пам'яттю.

В табл. 2.1 наведені основні технічні характеристики ехотомоскопа «ЕТС-ДМУ-02».

Табл. 2.1. Основні технічні характеристики ехотомоскопа «ЕТС-ДМУ-02»

Вид зображення, Режими	В В1 М 1,2, 3 с	
Датчики	3 МГц 5 МГц	
Глибина локації (тип скользяче вікно), мм	<u>3МГц</u> 10 – 110 25 – 125 35 – 135 50 – 150 0 – 200	<u>5МГц</u> 10 – 110 50 – 150 35 – 135 25 – 125
Ємність цифрової пам'яті	(256x256x4 біт) x 4	
Частота кадрів	8 кадрів max	
Зображення	Екран з одним зображенням	
Сіра шкала	16 рівнів	
Відеопам'ять	чотирьох кадрове запам'ятовування зображення	
Обробка відео зображення	Стоп-кадр, цифрове логарифмування, негативне та позитивне зображення	
Службова та графічна інформація на	Дата, час, датчик, П.І.П. пацієнта,	

екрані	буквено – цифрова індикація
Розмір телемонітору, см	16
Клавіатура	Буквено – цифрова
Живлення	180-250В, 50Гц, 150 Вт
Габарити, мм	170x444x508
Маса (нето), кг	17

2.4. Структурна схема ехотомоскопу

На рис. 2.3 представлена структурна схема ехотомоскопа «ЕТС-ДМУ-02».

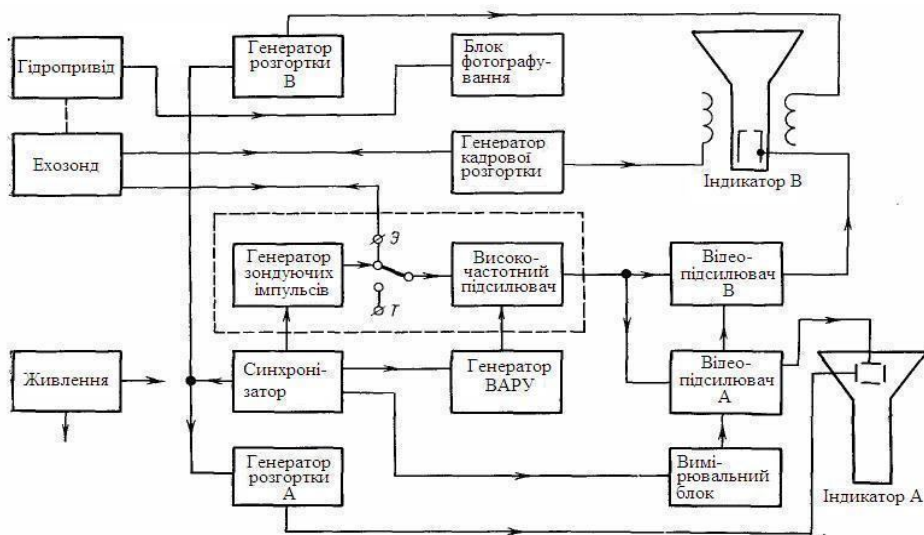


Рис. 2.3. Структурна схема ехотомоскопа «ЕТС-ДМУ-02»

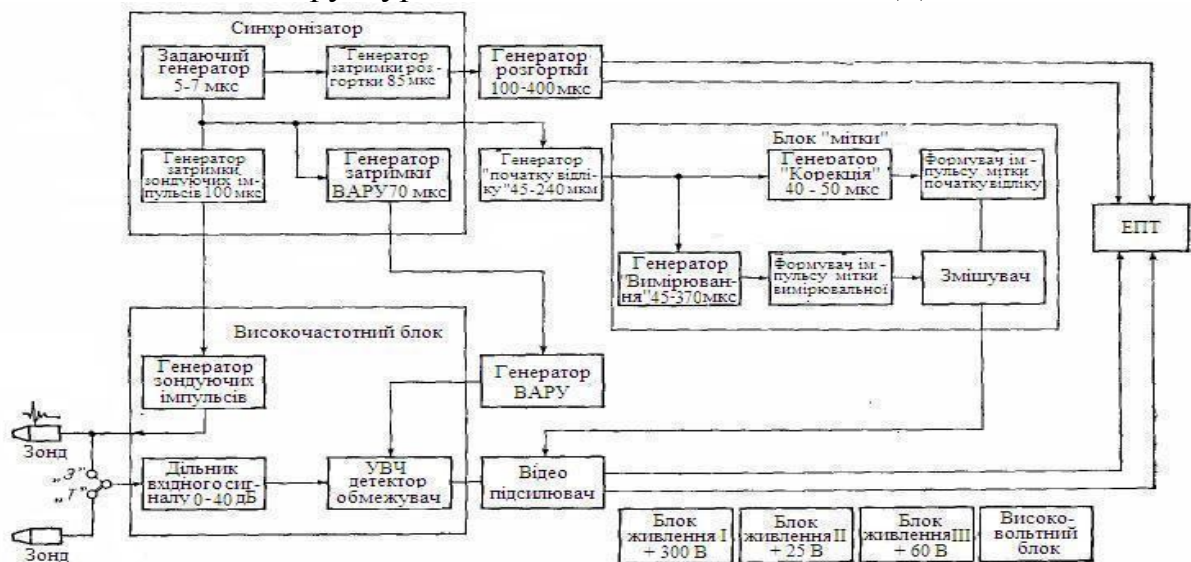


Рис.2.4. Структурна схема ехотомоскопа з блоком мітки

Для більш точного визначення розмірів досліджуемого об'єкта використовується режим «Мітки», структурна схема цього блоку у взаємодії з вимірювальними блоками показана на рис.2.4.

2.5. Аналіз електричної схеми ехотомоскопа

Наведемо електричні принципові схеми блоків ехотомоскопу «ЕСМ-01» (рис. 2.5 – 2.6) ідентичних ехотомоскопу «ЕТС-ДМУ-02», і різняться лише окремими конструктивними особливостями, удосконаленнями та зовнішнім оформленням.

2.6. Методика дослідження акустичного тракту

Проведемо дослідження акустичного тракту на прикладі УЗ діагностики щитовидної залози.

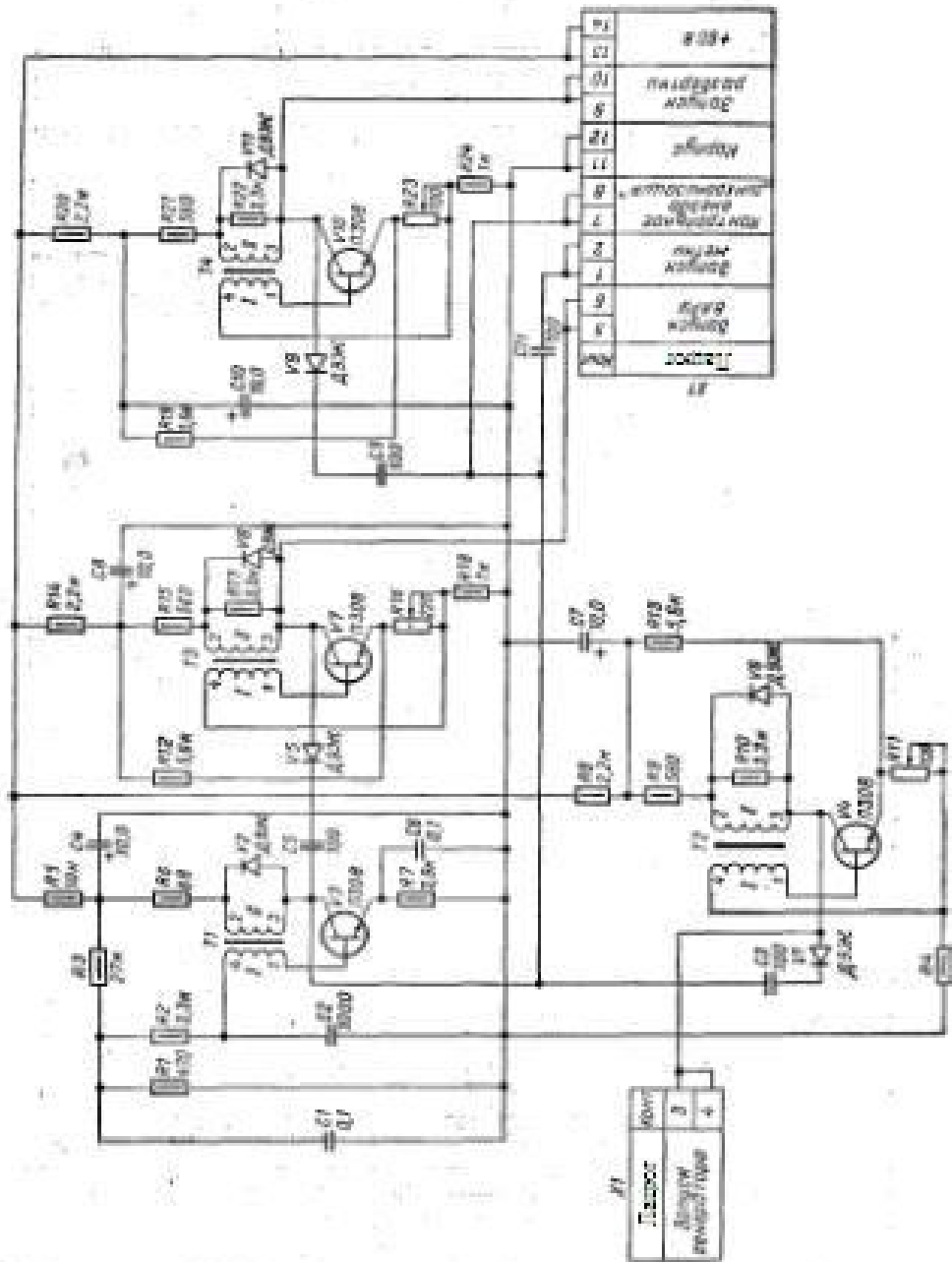


Рис. 2.5. Принципіальна електрична схема блока синхронізації ехотомоскопа «ЕСМ-01»

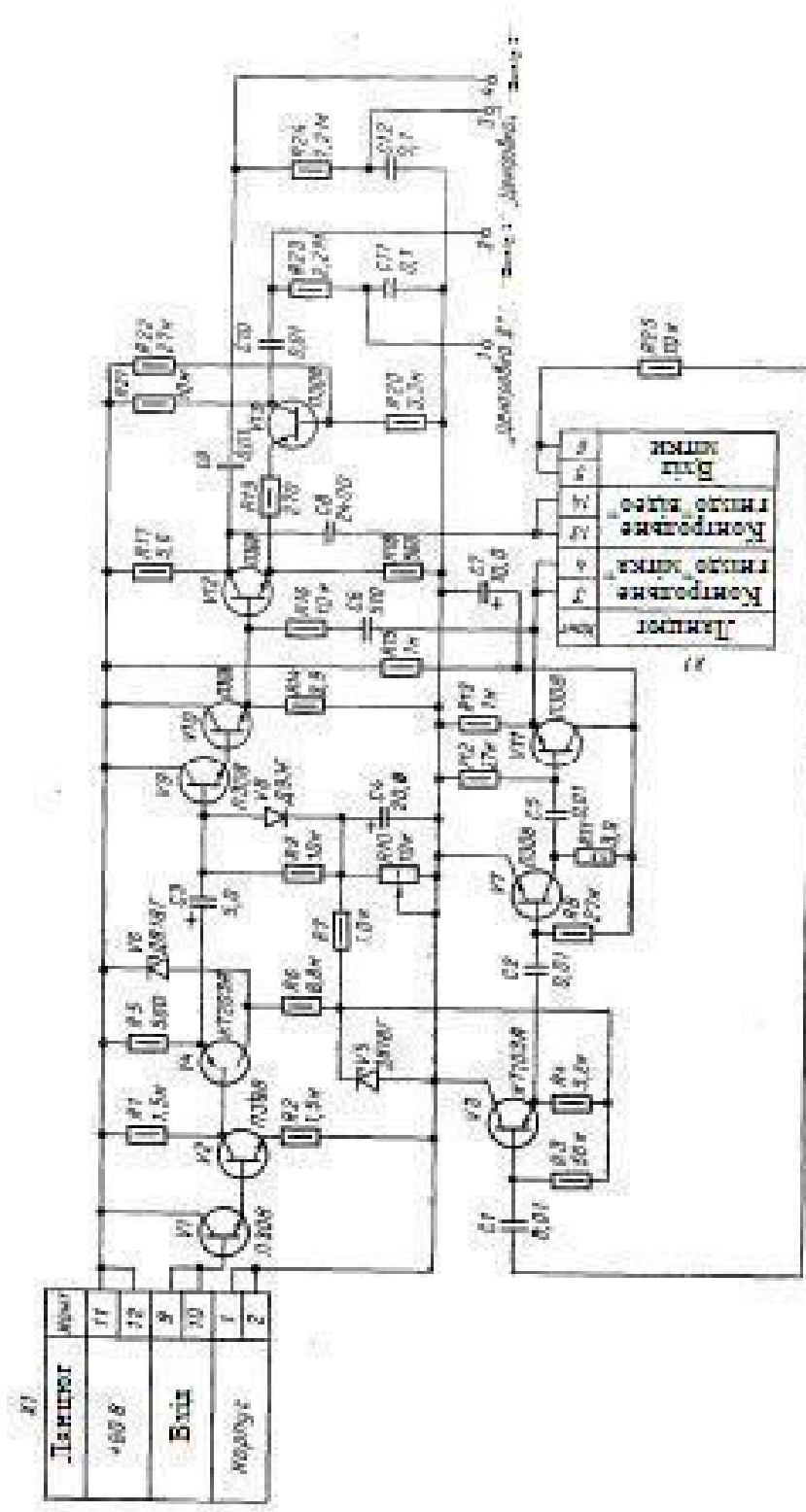


Рис.2.6. Принципіальна електрична схема блока відеопідсилювача ехотомоскопа

2.6.1. Фізична модель та еквівалентна схема акустичного тракту

Акустичний тракт – це шлях УЗ хвилі від випромінюючого перетворювача до перетворювача-приймача. Одною із основних особливостей при скануванні є значення параметрів акустичного тракту, тобто як буде себе вести УЗ хвиля при проходженні через різні біологічні шари. В нашому випадку мова йде про дослідження щитовидної залози, тому для розрахунку акустичного тракту вибрано фізичну модель, що складається з 4 шарів: шкіра, жировий прошарок, м'язова тканина, щитовидна залоза. Фізична модель зображена на рис. 2.7.



Рис. 2.7. Фізична модель акустичного тракту

Еквівалентна схема проходження УЗ біологічних шарів в акустичному тракті зображена на рис. 2.8, де h_i - товщини шарів, z_i - імпеданси шарів, T_{i1} - коефіцієнти проходження по інтенсивності, R_{pi} - коефіцієнти відбиття по тиску, C_i - швидкість УЗ в середовищі, α_{pi} - коефіцієнти затухання для шарів БТ по тиску.

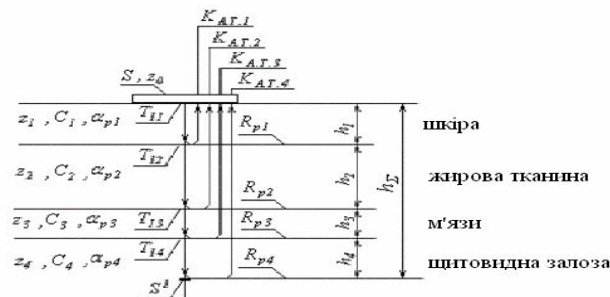


Рис. 2.8. Еквівалентна схема акустичного тракту,

2.6.2. Вибір і обґрунтування робочої частоти

Вибір робочої частоти перетворювача визначається фундаментальними фізичними чинниками. Кінцеве значення діаметру перетворювача обумовлює наявність дифракційного розподілу інтенсивності УЗ 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. Ефект розбігу пучка погіршує просторову роздільну здатність, тому область дальнього поля використовувати не рекомендується.

Як відомо, для контролю на невеликій глибині застосовуються високочастотні п'єзоперетворювачі. Це забезпечує більш високу роздільну здатність перетворювача. Роздільна здатність характеризується мінімальною відстанню між об'єктами, коли їх можна розрізнено розділити. Для даного дослідження доцільно використовувати п'єзоперетворювач з частотою 5 МГц. Глибина дослідження до 5 см.

Табл. 2.2. Швидкість УЗ в різних біологічних середовищах

Середовище	Значення швидкості УЗ, м/с
Шкіра	$C_1 = 1490$
Жировий шар (підшкірна клітчатка)	$C_2 = 1440$
М'язи	$C_3 = 1560$
Щитовидна залоза стінки судин	$C_4 = 1540$

Швидкості проходження акустичної хвилі в середовищах, через які проходить УЗ: $C_0 = 4700$ (м/с) - п'єзоперетворювач з п'єзоелементом ТБК-3; $C_1 = 1490$ (м/с) - шкіра; $C_2 = 1440$ (м/с) - жирова тканина; $C_3 = 1560$ (м/с)

- м'язи; $C_4 = 1540$ (м/с) - щитовидна залоза (табл. 2.2).

2.6.3. Параметри тракту при проходженні УЗ через різні біологічні шари

Еквівалентна схема акустичного тракту не враховує заломлень УЗ хвиль на межі розподілу двох середовищ. За законом Снеліуса розраховуємо кути θ , під якими УЗ хвилі вводяться у кожний з шарів схеми акустичного тракту. Для розрахунку використовуємо дані табл. 2.2

Оскільки місце контакту з БТ та поширення УЗ здійснюється приблизно під кутом 45° , кут падіння на межу розподілу поверхні перетворювача і шкіри (без товщі контактної рідини) складає $\theta_1 = 45^\circ$.

В даному прикладі проводимо розрахунки для трьох меж, з можливістю прогнозування ще на четвертий та п'ятий прошарки (судини та кров), а саме:

Межа перетворювач – шкіра.

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

При переході УЗ коливань з перетворювача до шару шкіри не відбувається його заломлення.

Тобто : $\theta_{шкіри}$.

Межа шкіра – жировий прошарок.

Кут падіння на межу: $\theta_{шкіри}$.

$$\frac{C_{шкіри} \sin \theta_{шкіри}}{C_{жир.прошар} \sin \theta_{жир.прошар}} = \frac{\sin \theta_{шкіри}}{\sin \theta_{жир.прошар}}$$

де $C_{шкіри}$ - швидкість УЗ у шкірі, $C_{жир.прошар}$ - швидкість УЗ у жировому прошарку, $\theta_{шкіри}$ і $\theta_{жир.прошар}$ - умовне позначення кутів відхилення УЗ від уявної осі перетворювача до заломлення (у шкірі) і після заломлення (у жировому прошарку) відповідно.

Знайдемо:

Межа жировий прошарок – м'язовий прошарок.

Кут падіння на межу: $\theta_{жир.прошар.}$.

Аналогічно до попередніх розрахунків визначаємо кут θ_3 (або $\theta_{м'язов.прошар.}$) - кут, під яким хвиля виходить із шару підшкірної клітчатки, падає на наступну межу:

$$\frac{C_{\alpha \text{ єд.і ді о ад.}}}{\tilde{N}_i \text{ 'уці а.і ді о ад.}} = \frac{\sin \theta_{\alpha \text{ єд.і ді о ад.}}}{\sin \theta_i \text{ 'уці а.і ді о ад.}},$$

Межа м'язовий прошарок– щитовидна залоза.

Кут падіння на межу: $\theta_{м'язов..прошар.}$.

Визначаємо кут θ_4 (або $\theta_{щитов. залоза}$) – кут, під яким хвиля виходить із шару щитовидної залози :

$$\frac{C_i \text{ 'уці а.і ді о ад.}}{\tilde{N}_{ii} \text{ єд і а.çàēī çà}} = \frac{\sin \theta_i \text{ 'уці а.і ді о ад.}}{\sin \theta_{ii} \text{ єд і а.çàēī çà}},$$

В табл. 2.3 представлені значення кутів падіння на межі розподілу двох середовищ.

Табл. 2.3. Значення кутів падіння УЗ на межі розподілу двох середовищ

Межа середовищ	Кут падіння УЗ
Первинний перетворювач – шкіра	$\theta_1 = 45^\circ$
Шкіра – жировий прошарок	$\theta_2 = 39,8^\circ$
Жировий прошарок – м'язи	$\theta_3 = 43,17^\circ$
М'язи – щитовидна залоза	$\theta_4 = 44,2^\circ$

Акустичні імпеданси шарів обчислюються за формулою:

$$z_n = C_n \cdot \rho_n$$

Проведемо розрахунок різних видів акустичного імпедансу для межі середовищ:

а) п'єзоелектр. перетворювача з п'єзоелементом із ТБК-3:

$$z_0 = C_0 \cdot \rho_0 \text{ (кг/(м}^2\text{с))}$$

б) шкіри:

$$z_1 = C_1 \cdot \rho_1;$$

в) жирової тканини:

$$z_2 = C_2 \cdot \rho_2;$$

г) м'язової тканини:

$$z_3 = C_3 \cdot \rho_3;$$

д) щитовидної залози:

$$z_4 = C_4 \cdot \rho_4.$$

Розрахуємо коефіцієнти проходження по інтенсивності T_i на межі розподілу середовищ:

$$T_{i1} = \frac{4z_0z_1}{(z_0 + z_1)^2}$$

Розрахуємо коефіцієнти відбиття по тиску R_p на межі розподілу середовищ:

$$R_{p1} = \left| \frac{z_2 - z_1}{z_2 + z_1} \right|.$$

Значення коефіцієнтів затухання по тиску для шарів БТ:

$\alpha_{p1} = 3$ (Дб/см) - шкіра; $\alpha_{p2} = 0,6$ (Дб/см) - жировий прошарок;

$\alpha_{p3} = 1,2$ (Дб/см) - м'язи; $\alpha_{p4} = 2,5$ (Дб/см) - щитовидна залоза.

Переведемо значення коефіцієнтів згасання по тиску з Дб/см в нП/м:

$$\alpha_{p1} = 3 \cdot 100/8,68 = 34,562 \text{ (нП/м)};$$

$$\alpha_{p2} = 0,6 \cdot 100/8,68 = 6,912 \text{ (нП/м)};$$

$$\alpha_{p3} = 1,2 \cdot 100/8,68 = 13,825 \text{ (нП/м)};$$

$$\alpha_{p4} = 2,5 \cdot 100/8,68 = 28,802 \text{ (нП/м)}.$$

Загальна формула для знаходження товщини шару

$$h_i = h'_i / \cos \theta_i,$$

де h'_i - товщина i -ого шару; θ_i - кут, під яким падає УЗ в i шарі.

Обчислимо товщини шарів, через які проходить УЗ хвиля:

$h_1 = 1 \cdot 10^{-3}$ (м) - шкіра; $h_2 = 5 \cdot 10^{-3}$ (м) - жирова тканина;

$h_3 = 3 \cdot 10^{-3}$ (м) - м'язи; $h_4 = 2 \cdot 10^{-2}$ (м) - щитовидна залоза.

Загальна товщина БТ, що діагностується:

$$h = h_1 + h_2 + h_3 + h_4 = 29 \cdot 10^{-3} \text{ (м)}.$$

Довжини хвиль в середовищах, через які проходить УЗ з частотою $f=5$ (МГц) розраховуються за формулою):

$$\lambda = \frac{C_n}{f}.$$

Розрахунок коефіцієнтів акустичного тракту для площі відбивача ($S' = 2 \cdot 10^{-7}$) здійснюється за формулою:

$$S' = \frac{\pi d_{\min}^2}{4},$$

$$d \geq \frac{\lambda_{i\epsilon}}{2}, \quad d_{\min} = \frac{0,3136}{2} = 0,1568(i \lambda).$$

Припустимо, що $d=0,5$ (мм), тоді $S' = \frac{\pi \cdot (0,5 \cdot 10^{-3})^2}{4} = 0,2 \cdot 10^{-6}$.

2.6.4. Розрахуємо похибку за рахунок проходження сигналу через контактну рідину.

Якщо час проходження УЗ сигналу через шар контактної рідини включено у вимірювальний інтервал, то сам вимірюваний інтервал буде збільшений на величину

$$\Delta \tau_2 = 2 \frac{h_{\text{жс}}}{\tilde{c}_{\text{жс}}},$$

де $c_{\text{жс}} = 1500$ м/с- швидкість звуку в контактній рідині, а $h_{\text{жс}} = 2$ мм - товщина шару контактної рідини.

Тоді час проходження УЗ сигналу через контактну рідину дорівнює

$$\Delta\tau_2 = 2 \frac{2 \cdot 10^{-3}}{1500} = 2,66 \cdot 10^{-6}.$$

2.6.5. Розрахунок електроакустичного тракту

Розрахуємо випромінюючу напругу на п'єзоперетворювачі за формулою:

$$U_v = \frac{U_p}{K_{\text{А04}} \cdot \hat{E}_{\text{дд}}}, \quad (2.1)$$

де U_p - прийнята напруга ехосигналу, U_v – напруга випромінювання на п'єзоелементі, K_{pp} - коефіцієнт п'єзоперетворювача «ТБК-3», $K_{\text{АТ4}}$ - коефіцієнт акустичного тракту. Мінімально-оптимальне значення відбитого від досліджуемого об'єкта УЗ сигналу складає $U_p = 500 \cdot 10^{-6} (\hat{A})$. Коефіцієнт п'єзоперетворювача «ТБК-3» дорівнює $K_{\text{pp}} = 0.3$.

Підставляємо отримані значення в формулу (2.1)

$$U_v = \frac{500 \cdot 10^{-6}}{1,138 \cdot 10^{-4} \cdot 0,3} = 14,6 (\hat{A}).$$

Вибираємо випромінюючу напругу $U_v = 15 (\hat{A})$.

Тоді напруга прийнятого ехосигналу буде

$$U_p = U_v \cdot K_{\text{АТ4}} \cdot K_{\text{pp}}.$$

Підставимо знайдені значення та проведемо розрахунок напруги прийнятого ехосигналу

$$U_p = 15 \cdot 1,138 \cdot 10^{-4} \cdot 0,3 = 5,12 \cdot 10^{-4} (\hat{A}).$$

Таким чином приймемо амплітуду зондуючого імпульсу 15 В.

2.7. Протокол дослідження

1. Включити ехотомоскоп та визначити розміри об'єкту дослідження, встановити необхідний режим, глибину сканування та фокус.
2. Перевірте працездатність ехотомоскопа в режимах М і В.
3. Опишіть ехограму в В-режимі.
4. Зробити заміри довжини периметра об'єкта дослідження та визначити його площу . контури та лінійні розміри

Висновки: у даній лабораторній роботі вивчили фізичні основи акустичних методів дослідження в медицині, виникнення акустичних коливань і особливості проходження та затухання акустичних коливань в БТ. Розрахували параметри акустичного тракту об'єкта дослідження.

Контрольні питання

1. Фізичні основи акустичних методів дослідження в медицині.
2. Принцип роботи, технічні характеристики та. конструкція ехотомоскопу «ЕТС-ДМУ-02».
3. Функціональна схема роботи ультразвукового сканеру
4. Структурна та електричні схеми ехотомоскопу «ЕТС-ДМУ-02».
5. Методика розрахунку електроакустичного тракту.

**Міністерство освіти і науки України
Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут»**

Лабораторна робота № 3

з дисципліни «Акустичні медичні прилади»

**Принципи побудови, структурні схеми керування,
вимірювальні перетворювачі приладів фонокардіографії,
сфігмографії та приладів для вимірювання параметрів
кровообігу**

Виконав:

студент 4-го курсу

гр. ПБ- , ПБФ

Перевірив:

Київ 2013 р.

Лабораторна робота № 3

Мета роботи: принципи побудови та робота фонокардіографів, сфігмографів та блоків керування, вимірювальних перетворювачів, приладів для вимірювання параметрів кровообігу, приладами для вимірювання тиску і швидкості течії крові.

Прилади та обладнання: Автоматичні вимірювачі-тонометри артеріального тиску моделі SBM-500S, SBM-200T .

3.1. Сфігмографія

Сфігмографія – це реєстрація пульсових коливань стінок артерій. Сфігмограми реєструють за допомогою спеціальних датчиків, що перетворюють механічні коливання в електричні. Датчики встановлюють на ділянках тіла з чітко вираженою пульсацією артерій – на сонній, підключичній, стегновій і променевій артеріях. На сонній, рідше на підключичній артеріях, близько розташованих до серця, реєструють **сфігмограму центрального пульсу**. **Сфігмограму периферичного пульсу** записують на стегновій або променевій артерії.

Сфігмограма сонної артерії, яка по формі нагадує криву тиску в аорті (рис. 3.1), що починається з невеликої пресистоличної хвилі (1), що обумовлена вибухом створок аортального клапану в просвіт аорти під час фази ізоволюметричного скорочення шлуночків у зв'язку з швидким збільшенням в цей час внутрішньошлуночкового тиску.

Основна систолічна хвиля починається з крутого підйому - апокроти 2, обумовленої швидким надходженням крові з ЛШ в аорту у період виштовхування. Вершина систолічної хвилі 3 відповідає максимальному тиску в аорті. Після цього реєструється плавний спад основної систолічної хвилі (катакрота-4), який в кінці фази вигнання переходить в інцизуру (5), що направлена вниз. Найбільш низька точка інцизури відповідає моменту

закриття клапану аорти. В нормі інцизура розміщується приблизно на висоті $2/3$ загальної амплітуди сфігмограми. Діастолічна частина сфігмограми сонної артерії представлена дикротичною хвилею 6, що відображає поступовий спад тиску в аорті.

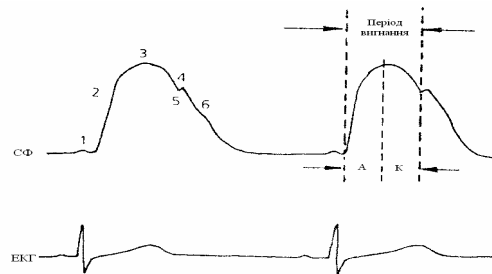


Рис. 3.1. Сфігмограма сонної артерії:

1 - пресистолічна хвиля, 2 - анакрота, 3 - вершина систолічної хвилі, 4 - катакрота, 5 - інцизура, 6 - дикротична хвиля. А - анакрота, К - катакрота, СФ - сфігмограма

Сфігмограма периферичного артеріального пульсу відрізняється від кривих центрального (каротидного) пульсу більш простою формою: вона складається з двох хвиль - основної (систолічної) і дикротичної (рис. 3.2).

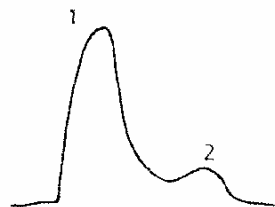


Рис. 3.2. Сфігмограма стегнової артерії:

1 - систолічна хвиля, 2 - дикротична хвиля.

Зменшення амплітуди периферичної сфігмограми може бути пов'язано з порушенням проходження великих артерій або аорти (периферичний атеросклероз, коарктація аорти та ін.). Висока амплітуда систолічної хвилі, її крутий підйом та швидкий спад характерні для зниженого тону артеріальної стінки.

Сфігмограми периферичного пульсу використовуються для

контролю зменшення швидкості розповсюдження пульсової хвилі. Для цього синхронно реєструють сфігмограми сонної, стегнової та променевої артерій та визначають час затримки периферичного пульсу по відношенню до центрального (Δt) (рис. 3.3). Вимірявши відстань між точками реєстрації сфігмограми сонної та стегнової, сонної та променевої артерій ($L_{1,2}$), розраховують швидкість розповсюдження пульсової хвилі відповідно по судинам еластичного типу (на ділянці сонна–стегнова артерія) та м'язового типу (на ділянці сонна–променева артерія) за формулою:

$$V = \frac{L}{\Delta t},$$

де V - швидкість розповсюдження пульсової хвилі, Δt - час затримки периферичного пульсу по відношенню до центрального, L - відстань між точками реєстрації центрального та периферичного пульсу.

В нормі швидкість розповсюдження пульсової хвилі, що розрахована таким методом, складає $450-800 \text{ см}\cdot\text{с}^{-1}$. Швидкість пульсової хвилі в декілька разів вища швидкості кровотоку.

По швидкості розповсюдження пульсової хвилі можна говорити про еластичність артерій та величину їх м'язового тонусу.

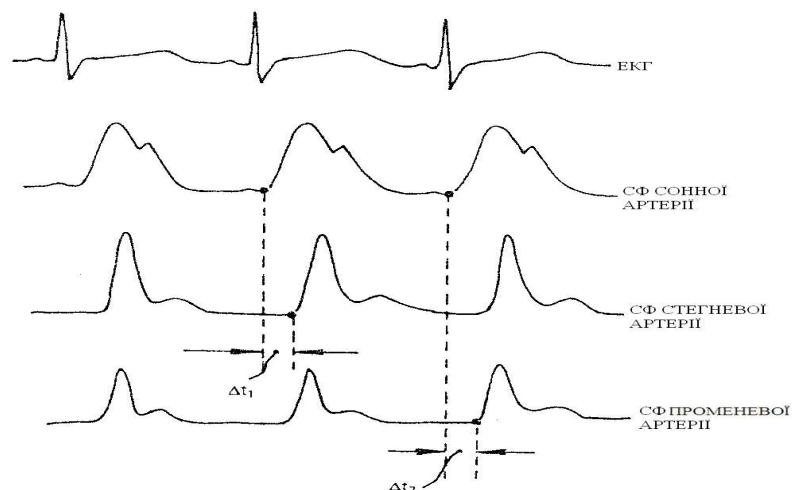


Рис. 3.3. Визначення швидкості розповсюдження пульсової хвилі на відрізках: «сонна-стегнова артерія» і «сонна-променева артерія»; Δt_1 і Δt_2 - затримка пульсової хвилі на рівні стегнової та променевої артерії

Швидкість розповсюдження пульсової хвилі збільшується при атеросклерозі аорти, гіпертонічної хвороби та симптоматичних гіпертензіях і зменшується при аортальній недостатності, відкритому артеріальному (боталовому) протоці, при зниженні м'язового тону судин, а також при облітерації периферичних артерій, їх стенозах та зменшенні ударного об'єму і артеріального тиску (АТ).

3.2. Фонокардіографія

Фонокардіографія (ФКГ) - це метод графічної реєстрації тонів і шумів серця. Переваги фонокардіографії:

По-перше, ФКГ дозволяє об'єктивізувати багату звукову симптоматику, що виявляється при аускультатії серця, а також дає можливість точно визначити час появи того або іншого звукового феномену. По-друге, ФКГ має певну перевагу перед аускультатією, даючи можливість зареєструвати деякі низькочастотні і низькоамплітудні звуки (наприклад, III і IV тони), що погано виявляються при аускультатії. По-третє, крива ФКГ, що зареєстрована синхронно з електрокардіограмою, сфігмограмою сонної артерії або апекскардіограмою, дозволяє провести фазовий аналіз систоли і діастоли працюючого серця і отримати важливу інформацію про загальну функціональну здатність серцевого м'яза.

3.2.1. Методика дослідження

ФКГ реєструють за допомогою фонокардіографів, що складаються з мікрофону, блоку посилення, фільтрації і реєструвального пристрою. В якості останнього звичайно використовують багатоканальні малоінерційні електрокардіографи. Синхронно з ФКГ реєструють одно з відведень елктрокардіограми, а при необхідності - інші криві (сфігмограму сонної артерії або апекскардіограму). У мікрофоні, який встановлюють в

загальноприйнятих точках аускультативної, звукові коливання перетворюються в електричні. Останні посилюються і передаються в систему частотних фільтрів, де відбувається як би «розкладання» звуку на різні частотні складові, кожна з яких подається потім на окремий канал фонокардіографа (рис. 3.4). Низькочастотний канал реєструє звуки з частотою до 70 Гц, середньочастотні канали - з частотою від 40 до 400 Гц і високочастотні - від 250 до 1000 Гц. Крім того, записують так званий «аускультативний» канал ФКГ, частотні характеристики якого наближаються до органів слуху (оптимальна реєстрація звуків від 100 до 400 Гц).



Рис. 3.4. Фонокардіограма. Зверху вниз: електрокардіограма, низькочастотний, середньочастотний, високочастотний та аускультативний канали ФКГ. Римськими цифрами позначені основні та додаткові тони серця

3.3. Неінвазивні методи дослідження артеріального та венозного відділів системи кровообігу

3.3.1. Вимірювання артеріального тиску (АТ)

Упродовж серцевого циклу рівень АТ постійно міняється,

підвищуючись на початку виштовхування і знижуючись під час діастоли. У момент серцевого викиду частина крові, що знаходиться в проксимальному сегменті аорти, отримує значне прискорення, тоді як інша частина крові, що має інерцію, прискорюється не відразу. Це призводить до короткочасного підвищення тиску в аорті, стінки якої розтягуються.

У міру того як інша частина крові прискорює свій рух під впливом пульсової хвилі, тиск в аорті починає падати, але все таки у кінці систоли залишається більш високим, ніж на її початку. Під час діастоли тиск рівномірно знижується, але АТ не падає до нуля, що пов'язано з еластичними властивостями артерій і досить високим периферичним опором.

Таким чином, рівень АТ залежить від декількох чинників:

1) величини серцевого викиду; 2) місткості судинної системи; 3) інтенсивності відтоку крові; 4) пружної напруги стінок судин.

Розрізняють систолічний, діастолічний, пульсовий, середній та боковий АТ (рис. 3.5).

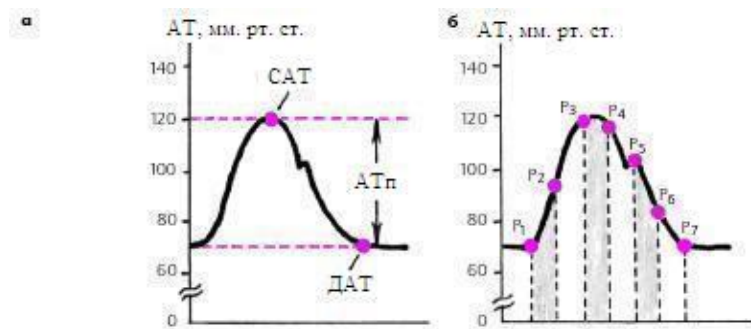


Рис. 3.5. Схема визначення систолічного, діастолічного, пульсового (а) та середнього АТ (б)

Систолічний АТ (САТ) - це максимальний тиск в артеріальній системі під час систоли лівого шлуночку. Він обумовлений, в основному, ударним об'ємом серця і еластичністю аорти і великих артерій.

Діастолічний АТ (ДАТ) - це мінімальний тиск в артерії під час

діастолі серця. Він багато в чому визначається величиною тону периферичних артеріальних каналів.

Пульсовий АТ (АТп) - різниця між систолічним і діастолічним АТ.

Середній АТ (АТср) - це результуюча усіх змінних значень АТ упродовж серцевого циклу, обрахована шляхом інтеграції кривої пульсового коливання тиску в часі (рис. 3.5 (б)) :

$$P_{\text{ср}} = (P_1 + P_2 + \dots + P_n) / n,$$

де $P_{\text{ср}}$ - середній АТ, P_1, \dots, P_n - змінні значення тисків на протязі серцевого циклу, n - число вимірювань тиску за серцевий цикл.

Середній АТ для периферичних артерій розраховується за формулою:

$$\dot{A}\dot{O}_{\text{ср}} = \ddot{A}\dot{O} + ([\tilde{N}\dot{A}\dot{O} - \ddot{A}\dot{O}] / 3).$$

Для центральних артерій більше підходить інша формула:

$$\dot{A}\dot{O}_{\text{ср}} = \ddot{A}\dot{O} + ([\tilde{N}\dot{A}\dot{O} - \ddot{A}\dot{O}] / 2).$$

Середній АТ для периферичних артерій дорівнює сумі діастолічного та 1/3 пульсового АТ, а для центральних артерій - сумі діастолічного та 1/2 пульсового тисків.

Середній АТ є найважливішою інтегральною гемодинамічною характеристикою системи кровообігу. Це та середня величина тиску, яка була б здатна за відсутності пульсових коливань тиску дати такий же гемодинамічний ефект, який спостерігається при природному коливальному руху крові у великих артеріях (І. А. Єфімова).

Бічний систолічний АТ - це тиск, що діє на бічну стінку артерії в період систоли шлуночків.

3.3.2. Методи визначення артеріального тиску

АТ можна вимірювати прямими і непрямими методами. Прямі методи застосовуються переважно в хірургічній практиці; вони пов'язані з

катетеризацією артерії і використанням тензометричних датчиків.

Найбільш поширеним з непрямих методів є аускультативний метод М. С. Короткова. Найчастіше цим методом визначають АТ на плечовій артерії. Вимір проводять в положенні пацієнта лежачи на спині або сидячи, після 10-15-хвилинного відпочинку. Під час виміру АТ пацієнт повинен лежати або сидіти спокійно, без напруги, не розмовляти.

Манжета сфігмоманометра щільно накладається на голе плече пацієнта. У ліктьовій ямці знаходять пульсуючу плечову артерію і прикладають до цього місця стетофонендоскоп. Після цього нагнітають повітря в манжету дещо вище (приблизно на 20 мм рт.ст.) за момент повного припинення кровотоку в плечовій (чи променевої) артерії, а потім повільно випускають повітря, знижуючи тиск в манжеті і, тим самим, зменшуючи стискування артерії.

При зниженні тиску в манжеті трохи нижче рівня систолічного артерія починає пропускати в систолу перші пульсові хвилі. У зв'язку з цим еластична артеріальна стінка приходить в короткий коливальний рух, що супроводжується звуковими явищами (рис. 3.6). Поява початкових неголосних тонів (I фаза) відповідає САТ.

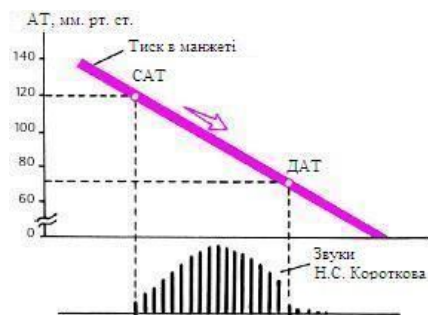


Рис. 3.6. Принцип вимірювання АТ за методом М. С. Короткова

Подальше зниження тиску в манжетці призводить до того, що артерія з кожною пульсовою хвилею розширюється все більше. При цьому з'являються короткі систолічні компресійні шуми (II фаза), які надалі

змінюються гучними тонами (III фаза). Коли ж тиск в манжеті знизиться до рівня діастолічного АТ в плечовій артерії, остання стає повністю прохідною для крові не лише в діастолу, але і в систолу. У цей момент коливання артеріальної стінки мінімальні і тони слабшають (IV фаза).

Цей момент відповідає рівню ДАТ. Подальше зниження тиску в манжеті веде до повного зникнення звуків Короткова (V фаза).

Визначення АТ описаним способом роблять три рази з інтервалом 2-3 хв. Доцільно визначати АТ на обох руках.

При вимірюванні АТ за методом Короткова САТ реєструють при появі перших тихих тонів над променевою артерією (I фаза), а ДАТ - у момент різкого послаблення тонів (IV фаза). Доцільно визначати рівень тиску в манжеті у момент повного зникнення звуків Короткова (V фаза).

При вимірюванні АТ аускультативним методом інколи зустрічаються з двома важливими в практиці феноменами: «нескінченим тоном Короткова» і з феноменом «аускультативного провалу».

«Нескінчений тон Короткова» можна зареєструвати при значному підвищенні серцевого викиду або/і зниженні тону судин. Нескінчений тон Короткова обумовлений або значним зростанням АТ (недостатність клапана аорти), або різким падінням тону судин, особливо при збільшеному серцевому викиді (тиреотоксикоз, нейроциркуляторна дистонія) і краще виявляється на фоні фізичного навантаження.

Феномен «аускультативного провалу». Іноді у хворих з артеріальною гіпертензією при вимірюванні АТ аускультативним методом після появи перших тонів, що відповідають САТ, звуки Короткова повністю зникають, а потім, після зниження тиску в манжеті ще на 20-30 мм рт. ст., з'являються знову. Вважають, що феномен «аускультативного провалу» пов'язаний з різким підвищенням тону периферичних артерій.

З інших непрямих методів визначення АТ частіше використовуються

осцилографія, тахоосцилографія і УЗ методи дослідження судин, які відрізняються не лише більш високою точністю при вимірюванні САТ і ДАТ, але і дозволяють визначити також середній і бічний АТ.

Останніми роками використовуються автоматичні системи тривалого моніторного спостереження за добовими коливаннями рівня АТ (рис. 3.7). У них застосовуються різні методи визначення тиску, засновані або на реєстрації за допомогою мікрофонів звукових явищ над областю здавленої судини, або на оцінці змін місцевого кровотоку, що виникають під час програмованої компресії і декомпресії судини.



Рис. 3.7. Сучасна автоматична моніторінгова система для тривалого вимірювання АТ.

У цих останніх випадках зміну кровотоку реєструють за допомогою УЗ датчиків, реографічних електродів або осцилометричним чи тахоосцилометричним методами. При цьому АТ автоматично вимірюють через певні проміжки часу, наприклад, кожні 30 хв.

3.3.3. Інтерпретація результатів вимірювання артеріального тиску

У нормі САТ на плечовій артерії не перевищує 139 мм рт. ст., а ДАТ - 89 мм рт. ст. Згідно рекомендаціям Національного комітету США з артеріальної гіпертензії (АГ) (1993 р.), до нормального рівня АТ на плечовій артерії слід відносити цифри САТ, що не перевищують 129 мм рт. ст. і ДАТ - 84 мм рт. ст. (рис. 3.8). Рівень САТ від 130 до 139 мм рт. ст. і

ДАТ від 85 до 89 мм рт. ст. оцінюється як «високий нормальний АТ».

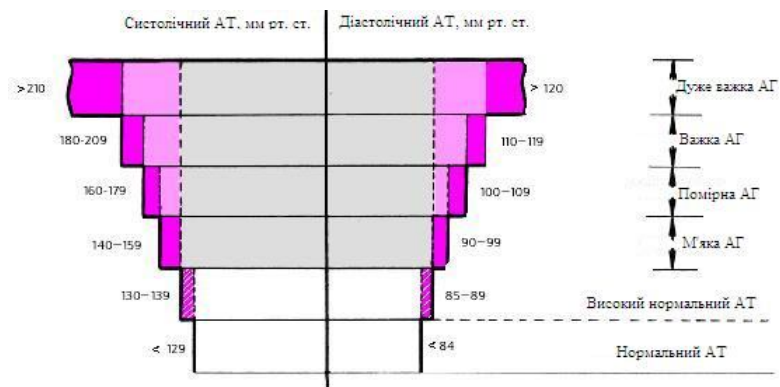


Рис. 3.8. Класифікація АГ в залежності від рівня АТ

Підвищення АТ (140/90 мм рт. ст. і вище) носить назву артеріальна гіпертензія (АГ). Причинами її можуть бути гіпертонічна хвороба (есенціальна гіпертензія) або численні варіанти симптоматичних гіпертензій. Серед пацієнтів з АГ нерідко виділяють особливу групу хворих з пограничною АГ, у яких рівень АТ коливається в так званій «пограничній зоні»: 140-159 (САТ) і 90-94 мм рт. ст. (ДАТ).

Для гіпертонічної хвороби (есенціальної гіпертензії), згідно класифікації ВООЗ, характерні більш високі значення АТ (160/95 мм рт. ст. і вище). У хворих з симптоматичною АГ (нирковою, ендокринною, гемодинамічно обумовленою і т. п.) можуть реєструватися будь-які цифри АТ, що перевищують нормальний рівень (140/90 мм рт. ст. і вище).

Класифікація ВООЗ ступеня тяжкості АГ розрізняє:

1) **м'яку** АГ з рівнем САТ від 140 до 159 мм рт. ст. і ДАТ - від 90 до 99 мм рт. ст. 2) **помірну** АГ - при коливаннях САТ від 160 до 179 мм рт. ст. і ДАТ від 100 до 109 мм рт. ст. 3) **важку** АГ - з цифрами САТ від 180 мм рт. ст. і вище і ДАТ - від 110 мм рт. ст. і вище.

При зниженні АТ (**артеріальна гіпотонія**) діагностують первинну або вторинну артеріальну гіпотонію, якщо АТ знижується до 100/60 мм рт. ст. і нижче.

3.4. Артеріальна осцилографія та тахоосцилографія

Артеріальна осцилографія - це метод дослідження артерій, заснований на реєстрації *пульсових змін об'єму тканин* при штучній (за допомогою манжети) компресії і декомпресії судин. Метод дозволяє кількісно оцінити: 1) прохідність великих артерій; 2) рівень систолічного, діастолічного і середнього АТ; 3) еластичність артеріальних стінок.

Для реєстрації артеріальних осцилограм використовують осцилографи різних систем і компресійну манжету, яка одночасно є приймачем пульсових коливань.

Дослідження проводять в положенні пацієнта лежачи на спині. Компресійну манжету фіксують на плечі або гомілці. Тиск в манжеті підвищують до величини, що дещо перевищує САТ, після чого тиск в манжеті повільно і рівномірно знижують, реєструючи при цьому пульсові коливання. При досягненні в манжеті тиску, що відповідає рівню САТ, на осцилограмі стрибкоподібно з'являються перші досить виражені осциляції, які свідчать про проходження перших пульсових хвиль.

У міру подальшого зниження тиску в манжеті їх амплітуда збільшується, а потім знижується і осциляції зникають (рис. 3.9). Різке зменшення амплітуди осциляцій або їх зникнення відповідає рівню ДАТ, а максимальне значення - величині АТ_{ср}.

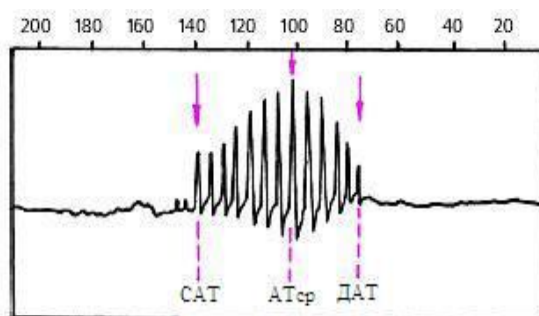


Рис. 3.9. Артеріальна осцилограма

Тахоосцилографія - заснована на тих же принципах, що і

артеріальна осцилографія, проте відрізняється від останньої тим, що реєструють не пульсові коливання об'єму тканин, що піддаються компресії і декомпресії, а *швидкість змін цього об'єму*. Метод дозволяє з достатньою точністю визначати рівень мінімального, максимального, істинного систолічного, бічного і середнього АТ.

Тахоосцилограми реєструють, встановлюючи компресійну манжету в середній третині плеча. По мірі компресії судини змінюється форма осциляцій (рис. 3.10): при досягненні в манжеті тиску, що відповідає ДАТ, в нижній частині кривої з'являється діастолічне западання. Поступово це западання поглиблюється, а між ним і висхідною частиною чергового систолічного підйому з'являється своєрідне вузлувате потовщення – «хвиля закриття». Момент його появи часто співпадає з максимальною систолічною осциляцією і відповідає досягненню АТ_{сер}.

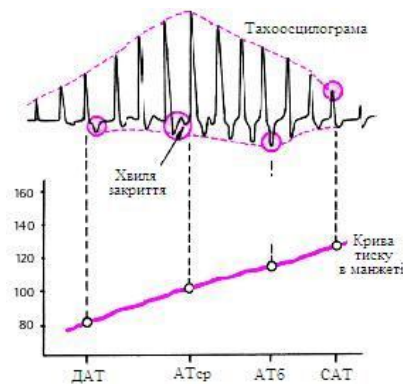


Рис. 3.10. Тахоосцилограма

При подальшій компресії амплітуда позитивної систолічної хвилі тахоосцилограми зменшується, а амплітуда діастолічного спаду збільшується до певної межі. Цей момент відповідає рівню так званого **бічного п'єзометричного тиску**. Нарешті, зникнення пульсацій на променевій артерії вказує на досягнення САТ.

Сегментарна тахоосцилографія використовується для вивчення регіонарних порушень гемодинаміки, нерідко у поєднанні із записом

сегментарних об'ємних сфігмограм. Запис проводять одночасно з двох симетричних ділянок кінцівок. Манжети встановлюють на верхніх кінцівках в області середньої третини плеча, верхній і нижній третині передпліччя і в області кисті, а на нижніх кінцівках - в середній третині стегна, верхній і нижній третині гомілки і в області стопи.

Найбільше поширення сегментарна тахоосцилографія отримала для дослідження периферичної гемодинаміки у хворих з облітеруючими захворюваннями артерій нижніх і верхніх кінцівок.

3.5. Обробка результатів вимірювання

3.5.1. Електронні прилади для вимірювання параметрів АТ крові

1. Прилад напівавтоматичного типу. Експериментальні дані вимірювання САТ (Рст.), ДАТ (Рд.) та пульсу наведені в табл. 3.1.

Табл. 3.1. Дослідження АТ та пульсу за допомогою приладу напівавтоматичного типу

№ п/п	Рст., мм рт.ст.	Рд., мм рт.ст.	Пульс, ударів/хв.
1	107	70	60
2	110	65	60
3	98	70	65
Сер.	105	69	62

2. Прилад автоматичного типу. Експериментальні дані вимірювання САТ (Рст.), ДАТ (Рд.) та пульсу наведені в табл. 3.2.

Табл. 3.2. Дослідження АТ та пульсу за допомогою приладу автоматичного типу

№ п/п	Рст., мм рт.ст.	Рд., мм рт.ст.	Пульс, ударів/хв.
1	100	80	75
2	110	75	70
3	108	75	65
Сер.	106	77	70

3. Прилад електронного типу. Експериментальні дані вимірювання САТ

(Рст.), ДАТ (Рд.) та пульсу наведені в табл. 3.3.

Табл. 3.3. Дослідження АТ та пульсу за допомогою зап'ясного приладу електронного типу

№ п/п	Рст., мм рт.ст.	Рд., мм рт.ст.	Пульс, ударів/хв.
1	109	82	72
2	110	90	65
3	100	85	70
Сер.	106	86	69

3.5.2. Розрахунок середніх значень та похибок визначення систолічного, діастолічного АТ та пульсу

Для приладу напівавтоматичного типу

$$P_{\dot{n}\dot{o}. \dot{n}\dot{a}\dot{d}.} = \frac{D_{\dot{n}\dot{o}.1} + D_{\dot{n}\dot{o}.2} + D_{\dot{n}\dot{o}.3}}{3} = \frac{107 + 110 + 98}{3} = 105 \text{ мм рт.ст.}$$

$$P_{\ddot{a}. \dot{n}\dot{a}\dot{d}.} = \frac{D_{\ddot{a}.1} + D_{\ddot{a}.2} + D_{\ddot{a}.3}}{3} = \frac{70 + 65 + 70}{3} = 69 \text{ мм рт.ст.}$$

$$P_{\dot{i}. \dot{n}\dot{a}\dot{d}.} = \frac{D_{\dot{i}.1} + D_{\dot{i}.2} + D_{\dot{i}.3}}{3} = \frac{60 + 60 + 65}{3} = 62 \text{ ударів/хв.}$$

Для приладу автоматичного типу

$$P_{\dot{n}\dot{o}. \dot{n}\dot{a}\dot{d}.} = \frac{D_{\dot{n}\dot{o}.1} + D_{\dot{n}\dot{o}.2} + D_{\dot{n}\dot{o}.3}}{3} = \frac{100 + 110 + 108}{3} = 106 \text{ мм рт.ст.}$$

$$P_{\ddot{a}. \dot{n}\dot{a}\dot{d}.} = \frac{D_{\ddot{a}.1} + D_{\ddot{a}.2} + D_{\ddot{a}.3}}{3} = \frac{80 + 75 + 75}{3} = 77 \text{ мм рт.ст.}$$

$$P_{\dot{i}. \dot{n}\dot{a}\dot{d}.} = \frac{D_{\dot{i}.1} + D_{\dot{i}.2} + D_{\dot{i}.3}}{3} = \frac{75 + 70 + 65}{3} = 70 \text{ ударів/хв.}$$

Для зап'ясного приладу електронного типу

$$P_{\dot{n}\dot{o}. \dot{n}\dot{a}\dot{d}.} = \frac{D_{\dot{n}\dot{o}.1} + D_{\dot{n}\dot{o}.2} + D_{\dot{n}\dot{o}.3}}{3} = \frac{109 + 110 + 100}{3} = 106 \text{ мм рт.ст.}$$

$$P_{\ddot{a}. \dot{n}\dot{a}\dot{d}.} = \frac{D_{\ddot{a}.1} + D_{\ddot{a}.2} + D_{\ddot{a}.3}}{3} = \frac{82 + 90 + 85}{3} = 86 \text{ мм рт.ст.}$$

$$P_{i.\text{пад.}} = \frac{D_{i.1} + D_{i.2} + D_{i.3}}{3} = \frac{72 + 65 + 70}{3} = 69 \text{ ударів/хв.}$$

Значення абсолютної похибки:

$$\Delta_c =$$

$$\Delta_d =$$

$$\Delta_n =$$

Значення відносної похибки:

$$\delta_c =$$

$$\delta_d =$$

$$\delta_n =$$

Висновки: в даній лабораторній роботі ознайомились з принципами побудови та роботи приладів фонокардіографії, зі структурою керування, з вимірювальними перетворювачами приладів для вимірювання параметрів кровообігу, приладами для вимірювання АТ.

Контрольні питання

1. Сфігмографія - визначення, методика реєстації та принципи роботи сфігмографа.
2. Фонокардіографія - визначення, методика реєстації та принцип фонокардіографа.
3. Визначення систолічного, діастолічного, середнього, пульсового та бічного артеріальних тисків.
4. Артеріальна осцилографія - визначення, методика реєстрація.
5. Тахоосцилографія - визначення, методика реєстрація. .
6. Прилади для вимірювання АТ.
7. Порядок обробки результатів виміру.

**Міністерство освіти і науки України
Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут»**

Лабораторна робота № 4

з дисципліни «Акустичні медичні прилади»

**Датчики акустичних коливань:
принципи побудови, конструкція, функціональні і
принципіальні схеми. Регламент наладки та обслуговування**

Виконав:
студент 4-го курсу
гр. ПБ- , ПБФ

Перевірив

Київ 2013 р.

Лабораторна робота №4

Мета роботи: вивчити конструктивні особливості та принципи побудови акустичних датчиків; техніку та методи проведення процедури акустичного сканування; засвоїти принципи роботи акустичного датчика для черезстравоходної ехокардіографії; провести розрахунки енергетичних характеристик та геометричних параметрів п'єзоелектричного перетворювача.

Прилади та обладнання: Датчик ехотомоскопа ЕТС-ДМУ-02, датчик – випромінювач ультразвукового терапевтичного апарату ИУТ 0,88- 4.04Ф .

4.1. Акустичні коливання

Акустичні коливання розділяються на інфразвукові, звукові та ультразвукові коливання.

Акустичні хвилі з частотами нижче 16 Гц, які не сприймаються слухом людини, називають **інфразвуком**, акустичні хвилі з частотами від 16 Гц до 20000 Гц називають **звуковими**, акустичні хвилі з частотами від 20000 Гц до 10^9 Гц - **ультразвуком**, а коливання з частотами вище, ніж 10^9 Гц, називають гіперзвуком.

УЗ діапазоном звичайно вважають діапазон частот від 20000 до декількох мільярдів Гц. Людське вухо не сприймає УЗ, проте деякі тварини, наприклад, кажани, можуть сприймати та відтворювати УЗ. УЗ коливання виникають при роботі двигунів автомобілів, станків та ракетних двигунів. Через високу частоту (малу довжину хвиль) УЗ має особливі властивості. Він сильно поглинається газами та слабкими рідинами. В рідині при дії УЗ утворюються пустоти в вигляді найдрібніших бульбашок з короткочасним зростанням тиску

усередині них (кавітація). Крім того, УЗ хвилі прискорюють протікання процесів дифузії (взаємопроникнення двох середовищ одне в друге), суттєво впливають на розчинність речовини та в цілому на хід хімічних реакцій. Ці властивості УЗ та особливості його взаємодії з середовищем обумовлюють його широке технічне і медичне використання.

4.2. Акустичні датчики. Загальні відомості. Принцип дії

Акустика коливань, що рухаються зі швидкістю 344 м/с в повітряному середовищі, така ж сама, що і чутного звука. Оцінюючи швидкість звуку і його робочий цикл, можна визначити точну відстань до предмета. Акустичні датчики по частотній ознаці розділяються на інфразвукові (до 16 Гц), звукові (16-20000 Гц) та ультразвукові (більше 20 кГц) датчики. УЗ датчики працюють з п'єзоелектричним перетворювачем, який є як випромінювачем, так і приймачем. Основним елементом перетворювача є п'єзопластина. Перетворювач з п'єзопластиною посилає пакет акустичних імпульсів і перетворює імпульс відлуння в напругу. Інтегрований контролер обчислює відстань за часом відлуння та швидкості акустичних коливань.

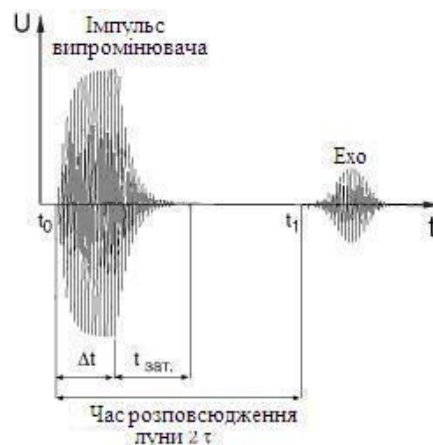


Рис. 4.1. Схема проходження імпульсу УЗ випромінювача

Тривалість випромінюваного імпульсу Δt і час загасання $t_{зам}$ звукового перетворювача є причиною формування сліпої зони, в якій УЗ датчик не може виявити предмет (рис. 4.1). УЗ частота для датчиків випромінювання (терапія) знаходиться між 65 кГц і 400 кГц, залежно від типу датчика; частота повторення імпульсів з 14 Гц до 140 Гц.

Активний діапазон УЗ датчика позначається як робочий діапазон виявлення. Діапазон виявлення – це відстань, у межах якої УЗ датчик виявляє об'єкт, чи наближаються вони до чутливого елемента в осьовому напрямку, чи рухаються через звуковий конус в поперечному напрямку.

Принцип дії. УЗ датчик з блоком обробки сигналів обчислює час, що потрібний звуку для руху від датчика до об'єкта і назад до датчика (дифузійний режим роботи) або перевіряє, чи був отриманий посланий сигнал окремим приймачем (опозитний режим роботи) (рис. 4.2).

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



Рис. 4.2. Схема опозитного режиму роботи УЗ датчика

Передавач (П) і приймач(Пр) є окремими пристроями і монтуються один напроти одного. Особливості:

- широкий діапазон, так як УЗ пучок проходить відстань один раз;
- практично відсутня інтерференція в роботі у важких умовах;
- дуже швидкі перемикання;
- недоліком є підвищена вартість монтажу (два датчики П і Пр).

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

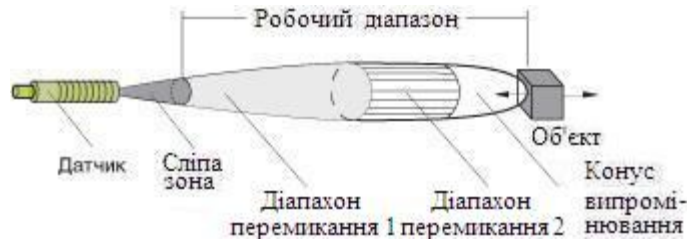


Рис. 4.3. Схема дифузійного режиму роботи УЗ датчика

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

Контроль області. УЗ датчик контролює оціночне вікно (рис. 4.4).



Рис. 4.4. Схема контролю оціночного вікна

Особливості: - діапазон виявлення залежить від поверхні і кута;

- проста установка, повноцінний датчик в одному блоці.

Рефлекторний режим роботи. На рис. 4.5. зображена схема рефлекторного режиму роботи УЗ датчика.

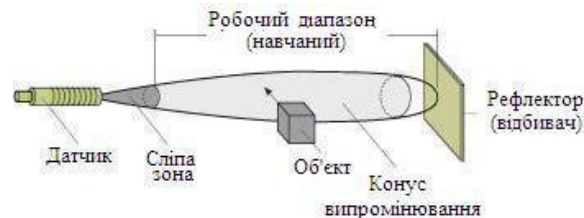


Рис. 4.5. Схема рефлекторного режиму роботи

Випромінювач і приймач встановлюються в одному і тому ж корпусі. УЗ промінь відбивається назад на приймач від фону (рефлектора). Об'єкти, що входять в діапазон виявлення, виявляються: - шляхом зміни у вимірюваній відстані та втраті потужності у відбитому сигналі через поглинання або відбиття.

Вплив навколишнього середовища.

Температура і вологість повітря впливають на швидкість звуку.

Збільшення температури повітря на 20°С змінює відстань спрацьовування від +3% до +8%, при цьому відстань до об'єкта здається меншою. З ростом вологості повітря швидкість звуку підвищується також приблизно на 2% для насиченого вологою повітря по відношенню до сухого.

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

Повітряні течії впливають на швидкість звуку. Вплив швидкостей потоків до 10 м/с на роботу датчиків дуже малий.

Атмосферні опади (дощ чи сніг) при нормальній щільності опадів не роблять впливу на роботу. За допомогою УЗ датчиків можуть визначатися тверді, рідкі, зернообразні і порошкоподібні об'єкти. Об'єкти, величина *шорсткості* поверхні яких перевищує **0,15** мм, мають перевагу в тому, що їх поверхня не повинна бути спрямована точно на сам датчик, проте для них робочий діапазон зменшується.

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

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

Синхронізація УЗ датчиків забезпечує одночасне випромінювання приладами УЗ імпульсів.

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

4.2.1. Типи датчиків

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

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

Робоча частота є найважливішою характеристикою датчика. Датчики працюють на стандартних частотах - 3,5; 5; 7,5 і 10, 15 МГц. Треба прагнути використовувати датчики з більшою частотою, так як вони забезпечують більш високу якість зображення, однак слід пам'ятати, що при цьому зменшується глибина дослідження. На рис. 4.6 показані основні типи датчиків для зовнішнього обстеження. Робоча поверхня датчиків, що контактує з тілом пацієнта, на зображена більш темною.

У **секторних механічних датчиках** робоча поверхня (захисний ковпачок) закриває об'єм, в якому знаходиться одноелементний або кільцевий УЗ перетворювач, що переміщається по куту (рис. 4.6 (а), (б)). Об'єм під ковпачком заповнений акустично прозорою рідиною для зменшення втрат при проходженні УЗ сигналів. **Основною характеристикою** таких датчиків крім робочої частоти є **кутовий розмір** сектора сканування α , який вказується у маркуванні датчика (іноді додатково дається довжина відповідної дуги H робочої поверхні). Маркування: **3,5 МГц/90 °**.

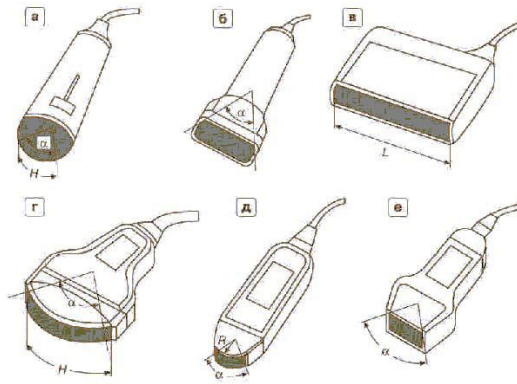


Рис. 4.6. Типи УЗ датчиків для зовнішнього обстеження: а, б- секторні механічні (а - кардіологічний, б - з водною насадкою); в - лінійний електронний; г - конвексний; д - мікроконвексний; е - фазований секторний

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

В лінійних датчиках характерною є довжина апертури L (рис. 4.6 (в)), так як вона визначає ширину прямокутної зони огляду. Маркування лінійного датчика: **7,5 МГц/42 мм**.

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

У конвексних датчиках зона огляду визначається двома характерними розмірами - довжиною дуги H (іноді її хорди), що відповідає опуклій робочій частині, і кутовим розміром сектора сканування α в градусах (рис. 4.6 (г)). Маркування конвексного датчика: **3,5 МГц / 60° / 60 мм**. Рідше для маркування використовується радіус R кривизни робочої поверхні, наприклад: **3,5 МГц/60R** (радіус - 60 мм).

У мікроконвексних датчиках характерним є R - радіус кривизни робочої поверхні (апертури), іноді додатково дається кут дуги α , що визначає кутовий розмір сектора огляду (рис. 4.6 (д)). Маркування: **3,5 МГц/20R** (радіус - 20 мм).

Для фазованого секторного датчика (рис. 4.6 (е)) дається кутовий розмір сектора електронного сканування в градусах. Маркування: **3,5 МГц/90°**.

4.2.2. Класифікація датчиків за областями медичного застосування

За областю медичного застосування датчики поділяються на:

1). **Універсальні датчики для зовнішнього дослідження** («UST-934N-3,5»; «UST-979-3,5»; «UST-9123»; «UST-9126»). Застосовуються для обстеження абдомінальної області і органів малого таза у дорослих і дітей. Використовуються конвексні датчики з робочою частотою 3,5 МГц (для дорослих) або 5 МГц (для педіатрії), ріже 2,5 МГц (для глибоко розташованих органів). Кутовий розмір сектора сканування: 40°-90° (ріже - до 115°), довжина дуги робочої поверхні - 36-72 мм.

2). **Датчики для поверхнево розташованих органів** («UST-5512U-7,5»; «UST-5710-7,5»; «UST-5545»): щитовидної залози, периферичних судин, суглобів і т.п.). Робоча частота - 7,5 МГц, іноді 5 або 10 МГц. Тип датчика - лінійний розміром 29-50 мм, ріже конвексний, мікроконвексний або секторний механічний з водною насадкою (рис. 4.6 (б)) з довжиною дуги 25-48 мм.

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

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

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

5). **Внутрішньополостні датчики**, розрізняються за областями медичного застосування: трангвагінальні («UST-945B-5»; «UST-981-5»; «UST-9112-5»; «UST-984-5»; «UST-9124»; «UST-9118»); трансректальні («UST-657-5»; «UST-670P-5»; «UST-657-5»; «UST-660-7,5»; «UST-675P»; «UST-676P»; «UST-672-5/7,5»); інтраопераційні («UST-995-7,5»; «UST-9124»; «UST-9118»; «UST-9104-5»; «UST-9116P-5»; «UST-5526L-7,5»; «UST-5531»); трануретральні («ASU-65B»); черезстравохідні («UST-5293»; «UST-5280-5»); внутрішньо судинні.

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

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

8). **Широкополосні і багаточастотні датчики** використовують широкополосний УЗ перетворювач.

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

10). Датчики для отримання 3D - зображень.

4.3. Розробка УЗ перетворювача датчика

УЗ перетворювач - це один з основних вузлів будь-якого датчика (рис. 4.7).

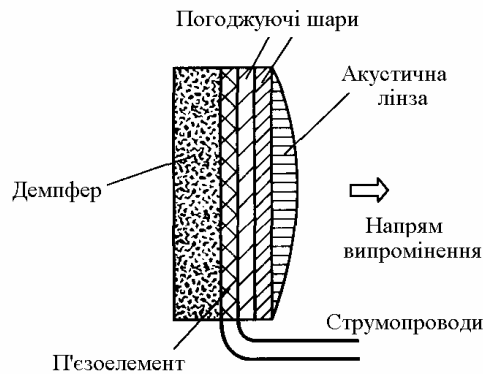


Рис. 4.7. Структурна схема УЗ перетворювача

УЗ перетворювач виконує такі функції:

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

П'єзоелемент виготовляється зі спеціального матеріалу (часто п'єзокераміки), що володіє властивістю п'єзоефекта. Здатність перетворювати механічні (в тому числі УЗ) коливання в електричну напругу називається **прямим п'єзоефектом**. Зміна розмірів елемента під дією електричної напруги і пов'язана з цим здатність перетворювати коливання електричної напруги в механічні (УЗ) коливання називається **зворотним п'єзоефектом**. П'єзоелементи перетворюють електричні сигнали, що поступають з електронного блоку приладу, в УЗ сигнали (зворотний п'єзоефект). 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 метала (як правило, срібло), а до них припаюються провідники - струмопроводи. Від матеріала і якостей виготовлення п'єзоелемента залежить така характеристика приладу, як чутливість. **П'єзокераміка**, з якої виготовляються п'єзоелементи, дуже крихкий матеріал, тому датчики вимагають дбайливого ставлення до себе. У сучасних приладах все частіше знаходять застосування п'єзоелементи, що виготовлені з **п'єзокомпозитів** - матеріалів, окрім п'єзокераміки, що включають в свій склад органічні наповнювачі. Ці матеріали дозволяють досягти більш високих характеристик чутливості, роздільної здатності і більшої технологічності .

Демпфер. Основне призначення демпфера відповідає його назві - це часткове загасання (демпфірування) механічних коливань п'єзоелемента для розширення смуги 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).

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

Акустична лінза виготовлена з матеріалу із спеціально підібраними властивостями, фокусує УЗ промінь, тобто забезпечує мінімальну ширину променя в певному діапазоні глибини і покращує роздільну здатність.

Одночасно акустична лінза виконує роль протектора - захисного шару, що захищає п'єзоперетворювач від пошкоджень в процесі роботи.

4.4. Внесення змін до оригінальної конструкції датчика

В залежності від вимог до точності і діапазонів роботи кожен може обрати датчик, який задовільнятиме поставленим вимогам, проте у більшості із датчиків є суттєвий недолік, який проявляється після певного часу використання, а саме перегинання кабеля біля протектора (рис. 4.8).



Рис. 4.8. Згин кабеля датчика в процесі роботи

Є кілька шляхів вирішення цієї проблеми: - зміцнення матеріалу кабеля; продовження протектора; заміна нееластичного матеріалу.

Проте ущільнення матеріалу кабеля може привести до зменшення його гнучкості, що не є позитивним, особливо у портативних сканерах, прикладом якого є «AlokaSSD-500». Продовження протектора не є зручним рішенням для діагностики, адже він обмежує вільний хід руки діагноста..

Оригінальним матеріалом протекторів датчиків «AlokaUST-5669» є ABS-сополімер (акрилонітрилбутадієнстирол). Він володіє наступними характеристиками: - підвищена ударостійкість та еластичність; нетоксичність; довговічність; стійкість до лугів і миючих засобів; вологостійкість; маслостійкість; кислотостійкість; теплостійкість до 113 ° C ; широкий діапазон експлуатаційних температур (-40 °C до +90 °C).

Однак еластичність АБС пластику значно уступає еластичності

каучуку СКИ-3, який володіє наступними характеристиками:- високий опір роздиранню і стиранню; діапазон робочих температур - в межах від -55°C до 80°C ; висока еластичність по відскоку; водостійкість; електроізоляційна стійкість.

Недолік - вкрай низька стійкість до бензинів, вуглецевих розчинників і масел.

В останніх розробках датчиків товщина п'єзоелектричного елемента дорівнює $1/4$ випромінюваної довжини хвилі переданої частоти. Така конструкція, безперечно, поліпшила ефективність та чутливість датчика. Конструкції датчиків продовжують вдосконалюватися, що в більшій мірі визначає подальше покращення зображення в сучасних приладах.

Опір одного елемента перетворювача може змінюватися від 50 Ом до 10 кОм, а для перетворювача загальний опір становить від 50 до 300 Ом. Оптимальна відстань між елементами повинна бути менша, ніж половина довжини хвилі $\lambda/2$ (тобто 250 мм в при 3 МГц).

Збільшення частоти перетворювача, довжини хвилі і, відповідно, зменшення площі приводить до збільшення імпедансу елементів (зниження ємності). У збільшенні імпедансу елементів є сильні недоліки, що ускладнюють зв'язок перетворювача з кабелем. Для переходу від кабелю до перетворювача необхідне велике ємнісне зменшення, яке можна досягти декількома способами: 1) зменшенням імпедансу елемента; 2) використанням попереднього підсилювача в ручці перетворювача; 3) використанням більш чутливого низькочастотного підсилювача.

4.5. Конструкція УЗ датчика

На рис. 4.9 представлені головні компоненти УЗ датчика, у тому числі п'єзоелектричний елемент з електродами, приєднаними до електричного джерела. Позаду п'єзоелектричного елемента знаходиться

опорний матеріал, що абсорбує звукову енергію, що йде у зворотному напрямку і поліпшує форму випромінюемого УЗ пучка енергії.

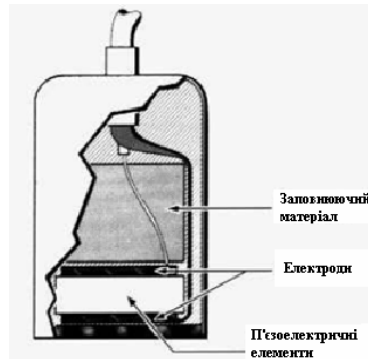


Рис. 4.9. Основні компоненти УЗ датчика.

4.6. Розрахунок енергетичних характеристик перетворювача

Відповідно до ГОСТ 26831-86 інтенсивність УЗ коливань, що застосовуються в діагностиці, не повинна перевищувати 50 мВт/см^2 . При такій інтенсивності випромінювання акустична потужність випромінювача буде дорівнювати:

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

де $W_{i\text{эд}}$ - питома акустична потужність випромінювання, S_n - площа п'єзоелемента.

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

$$N = d_{31} \cdot E_{p1}^A \cdot w = 1 \cdot 10^{-10} \cdot 6,4 \cdot 10^8 \cdot 0,026 = 1,7 \cdot 10^{-3} \frac{\text{А}}{\text{А}},$$

де d_{31} - п'єзомодуль, E_{p1}^A - модуль Юнга.

Знайдемо еквівалентну масу:

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

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

Опір випромінювання:

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

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

Опір механічних втрат:

$$r_{i\dot{A}} = \frac{2 \cdot \pi \cdot f_p \cdot M}{Q} = \frac{2 \cdot \pi \cdot 2 \cdot 10^6 \cdot 0,2 \cdot 10^{-2}}{50} = 502,4 \text{ (кг / с)},$$

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

Добротність перетворювача:

$$Q_n = \frac{2 \cdot \pi \cdot f_p \cdot M_{\dot{A}} \cdot \eta}{Z_n + r_{i\dot{A}}} = \frac{2 \cdot \pi \cdot 2 \cdot 10^6 \cdot 1,02 \cdot 10^{-3} \cdot 0,5}{1,65 \cdot 10^4 + 502,4} = 0,4,$$

де η - електромеханічний коефіцієнт корисної дії.

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:

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

де a_p - радіус пластини, c - швидкість звука в пластині, $P_{\dot{A}\dot{e}\dot{o}}$ - питома акустична потужність випромінювання при резонансі.

4.7. Розрахунок геометричних параметрів п'єзоелектричного перетворювача

Об'єкт контролю - мозок, враховуються вимоги, які пред'являються

до безпеки та якості діагностики. Робоча частота $f_p = 1$ МГц.

Середня швидкість повздовжніх УЗ хвиль в БТ $C_{ок} = 1540$ м/с.

4.7.1. Розрахунок геометричних розмірів п'єзоелектричного перетворювача

- довжина хвилі:

$$\lambda_{i\dot{e}} = \frac{\tilde{N}_{i\dot{e}}}{f_p} = \frac{1,54 \cdot 10^6}{1 \cdot 10^6} = 1,54 \text{ (мм)};$$

- задаємо діаметр п'єзоелектричного перетворювача:

$$2a = 15 \text{ мм, тоді радіус } a = 7,5 \text{ мм};$$

- товщина п'єзопластин, що використовуються для контролю:

$$h = \frac{\tilde{N}_{i\dot{a}\ddot{o}}}{f_p} = \frac{2,2 \cdot 10^6}{2 \cdot 1 \cdot 10^6} = 1,1 \text{ (мм)};$$

- розрахунок діаграми спрямованості:

$$\theta_0 = \arcsin 1,22 \cdot \frac{\lambda_{i\dot{e}}}{2a} = 7^\circ$$

$$\theta_0 = \arcsin 1,12 \cdot \frac{\lambda_{i\dot{e}}}{a} = 13^\circ$$

$$\theta_0 = \arcsin 1,09 \cdot \frac{3\lambda_{i\dot{e}}}{2a} = 19^\circ$$

2. Розрахунок глибини ближньої зони:

$$r_{\dot{a}\ddot{e}} = \frac{a^2}{\lambda_{i\dot{e}}} = \frac{7,5^2}{1,54} = 36,52 \text{ (мм)}.$$

4.8. Алгоритм методики повірки датчика.

Операції повірки: - зовнішній огляд датчика; опробування датчика; визначення основної приведенної похибки; визначення варіації вихідного сигналу датчика.

При проведенні повірки повинні бути застосована установка повірочна імітаційна.

Повірка повинна проводитись в заводських, випробувальних та інш. лабораторіях (приміщеннях), де повинні бути дотримані наступні умови:

- температура навколишнього повітря 20 ± 1 °С; атмосферний тиск 84-106,4 кПа; відносна вологість 30 – 80 %; зміна температури протягом повірки не більше 0,5 °С; живлення здійснюється від мережі змінного струму напругою $220 \pm 4,4$ В і частотою 50 Гц; опір зовнішнього навантаження в ланцюзі вихідного сигналу не більше 200 Ом; відсутність вібрації, джерел електричних і магнітних (крім зеленого) полів.

Зовнішній огляд датчика.

При проведенні зовнішнього огляду повинна бути встановлена відповідність вивіреного датчика вимогам технічної документації в частині комплектності, маркування та зовнішнього вигляду.

Випробування датчика.

Випробуванням датчика повинно бути встановлене загальне функціонування датчика (надходження сигналів від відбиваючої поверхні) і його працездатність згідно з відповідним розділом технічного опису або паспортом на датчик.

Визначення основної приведенної похибки датчика.

Визначення основної приведенної похибки датчика проводиться на установці «УПУ-35І». Імітація вимірюваного рівня датчика проводиться за допомогою електронного блоку фіксованим значенням часової затримки зондуєчого сигналу у вимірювальному тракті установки.

Основна приведена похибка датчика визначається як різниця між фактичним значенням вихідного сигналу j_i і розрахунковим значенням цього сигналу j_p , віднесена до діапазону зміни вихідного сигналу $j_{\max} - j_0$

і виражається в %.

Для діапазонів 0-5,0 і 0-20,0 мА похибка обчислюється за формулою:

$$J_i = \frac{J_i - J_p}{J_{\max}} \cdot 100\% [\%].$$

Для діапазонів 4,0-20,0 мА за формулою:

$$J_i = \frac{J_i - J_p}{J_{\max} - 4} \cdot 100\% [\%],$$

де J_i (мА) - вихідний сигнал датчика з шкали вольтамперметра;

J_p (мА) - розрахункове значення вихідного сигналу;

J_{\max} (мА) - максимальне значення вихідного сигналу, що відповідає верхній межі діапазону вимірюваного рівня вивіреного датчика; i - число вимірювань.

Кількість вимірювань у кожній з п'яти контрольних точок повинна бути не менше трьох.

Максимальне значення величини J_i приймається за основну приведену похибку вимірювання рівня і не повинне перевищувати 0,75 абсолютного значення нормованої похибки.

Оформлення результатів перевірки.

Позитивні результати перевірки слід оформляти свідоцтвом про перевірку, а в паспорті (або документі, що його замінює) робиться запис результатів перевірки і ставиться дата і підпис особи, яка проводила перевірку, скріплена відбитком повірочного тавра.

При негативних результатах перевірки датчик до застосування не допускається.

Висновки: вивчили класифікацію та конструктивні особливості і принципи побудови датчиків для акустичних коливань. Розглянули

принцип роботи різних типів УЗ датчика. Проведені розрахунки енергетичних характеристик п'єзоелектричного перетворювача і геометричних параметрів п'єзоперетворювача та методика їх перевірки.

Контрольні питання

1. Акустичні хвилі: інфразвук, звук, ультразвук, гіперзвук.
2. Принцип дії та функціональні і структурні схеми акустичних датчиків.
3. Типи ультразвукових датчиків для зовнішнього обстеження.
4. Класифікація датчиків за областями медичного застосування.
5. Розрахунки енергетичних характеристик та геометричних параметрів п'єзоперетворювача
6. Алгоритм методики перевірки датчика

**Міністерство освіти і науки України
Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут»**

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА № 5

з дисципліни «Акустичні медичні прилади»

**Аудіометри та слухові апарати. Принципи побудови,
структура та алгоритми їх роботи**

Виконав:
студент IV курсу
ПБФ, гр. ПБ-

Перевірив:

Київ 2013 р

Лабораторна робота №5

Мета роботи: вивчити особливості діагностики та корекції слуху людини; будову аудіометрів та слухових апаратів і принципи їх роботи.

Прилади та обладнання: Аудіометр поліклінічний АП-02, слухові апарати U-2M1, XM-999E, MagniEar 9000.

5.1. Слухова система людини

Слухова система - це сенсорна система, що забезпечує сприйняття звукових сигналів і можливість орієнтуватися за акустичними подразниками. Периферичні відділи слухової системи представлені **зовнішнім, середнім та внутрішнім вухами**. Проведення інформації до мозку забезпечує слуховий нерв. Чутливість слухових рецепторів регулюється спеціальною системою нервових волокон.

5.2. Звукова аудіометрія

Світова медицина наводить дані, що в наш час у світі більше, ніж 42 мільйони людей мають глибокі або малі порушення слуху. Розрізняють **глухоту** - це повна або часткова втрата слуху. Якщо слух втрачається у визначеній смузі частот (наприклад, на частотах, вищих за 4 кГц), говорять про **недочутливість**.

Ступінь недочутливості у медичній практиці оцінюють за відстанню, з якої хворий розуміє голосну мову або шепотіння. 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 mastosdeus (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 **аудиометричному дослідженні** використовують стимул в області порогу, тобто визначають межу між ще не чутним і тільки-но вже чутним звуками. Для вимірювань порогових кривих слуху необхідно мінімізувати як звукові сигнали ззовні (транспорт тощо), так і від досліджувального пристрою (за допомогою акустичної ізоляції). Контакт між пацієнтом і лікарем-оператором здійснюється за допомогою звукоізованого вікна або телефонним каналом. Максимально допустимий фон у кімнаті становить 20 Фн у діапазоні частот від 10 до 200 Гц; 10 Фн - для смуги від 200 до 500 Гц; для вищих частот - 5 Фн.

5.2.1. Тоновий аудіометр

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

При визначенні часових характеристик слухового сприйняття

встановлюється вибрана частота, і пацієнт порівнює тривалість вимірюваного сигналу з тривалістю опорного тону (від 300 до 1000 мс). Пацієнт повинен визначити, коли послідовності імпульсів мають однакову тривалість. Опорний тон можна вибирати: - у часовій послідовності; - одночасно; - монаурально зі зміною вух;- з двома частотами.

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 слуха змінюється рівень маскуючого білого шуму).

За типом медичного обладнання встановлюються якісні показники на технічні параметри аудіометрів (табл. 5.1). Точність досліджень звичайно забезпечується з похибкою, не більшою, ніж ± 5 дБ.

Табл. 5.1. Головні параметри аудіометрів

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

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

5.2.2. Аудиометр Бекеші

В аудіометрі Бекеші амплітуда тестових тонів послідовно змінюється стрибкоподібно із швидкістю, вибраною дослідником: 2,5 дБ/с або 5,0 дБ/с. Для зміни частоти стрибками звичайно використовують частоти: 500 Гц; 1 кГц; 2 кГц; 3 кГц; 4 кГц; 6 кГц; 8 кГц. Пацієнт слухає звук у слухавках та рукою керує інтенсивністю тестових тонів між «Чутно» і «Нечутно». Крім того, можна перемкнути напрямок зміни інтенсивності. Сприйняті рівні реєструються в діаграмі так, що із зменшенням гучності олівець рухається донизу. Приклад аудіограми із стрибкоподібною зміною частоти наведено на рис. 5.1.

Вимірювання для одного вуха тривають близько 5 хвилин.

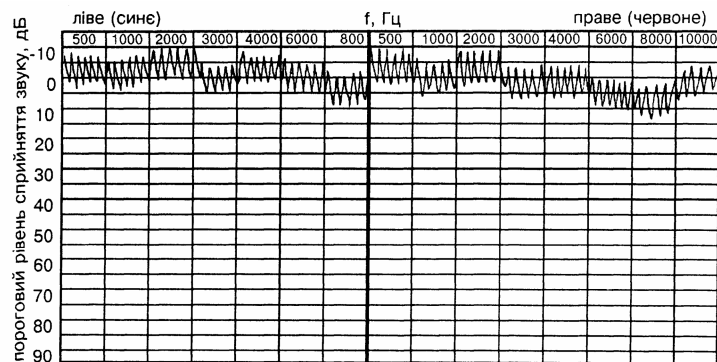


Рис. 5.1. Аудіограма із стрибкоподібною зміною частоти

5.2.3. Аудиометрія мовна

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

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

Більш ніж 30 років тому були розроблені **тести бінаурального синтезу**. Їх базою є поділ частотного діапазону на дві смуги: 1) **глибока** смуга (від 500 до 800 Гц); 2) **висока** смуга (від 1500 до 2500 Гц).

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

5.2.4. Імпедансна аудіометрія

В імпедансній аудіометрії за допомогою електроакустичного моста на базі падаючого та відбитого акустичних сигналів вимірюють акустичний імпеданс (його модуль, або реальну та уявні складові, або їх зміни). При вимірюванні акустичного імпедансу зонд повністю закриває зовнішній звуковод. За рахунок акустичного стимулу виникає контракція стрем'ячкового м'яза та натягувача мембрани, що веде до зміни акустичного імпедансу.

У наш час використовують збудження з того ж боку і звичайно 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 (по відношенню до атмосферного). Зміну акустичного

імпедансу визначають при штучно змінюваному тиску повітря у зовнішньому звуководі (звичайно від мінус 400 до +400 мм рт. ст.).

Тимпанограма графічно відображає значення акустичної провідності в мілісіменсах (мСм) у залежності від тиску повітря у зовнішньому звуководі (рис. 5.2).

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.

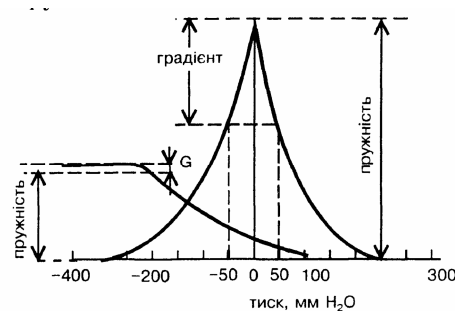


Рис. 5.2. Тимпанограма людського вуха

5.2.4.1. Імпедансний аудіометр

Структурна схема імпедансного аудіометра (рис. 5.14) складається з трьох блоків, які забезпечують виконання наступних операцій:

1). **Генерування звукової хвилі**, яка досягає мембрани. У тоновому осциляторі одержують звуковий гармонічний сигнал звичайно з частотою 220 Гц (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 звичайно 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). Звичайно тиск встановлюють у межах від мінус 400 до +400 мм рт. ст. .

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 рис. 5.3) дозволяють вимірювати складові акустичного адмітансу Y_a : тобто G_a і B_a .

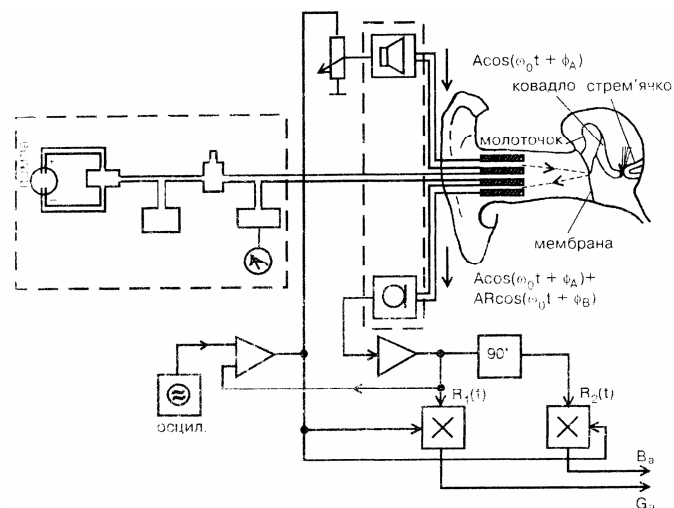


Рис. 5.3. Схема вимірювань акустичного імпедансу вуха

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

5.2.5. Рефлексна аудіометрія.

Рефлексна аудіометрія є відносно новим методом, відповідно якому реєструють акустично викликану реакцію на різних ступенях слухового шляху, яка без відома досліджуваної особи проходить рефлексно або сомато-моторичною, або вегетативною нервовою системою. У пацієнта, що лежить в акустично ізольованій кімнаті, оцінюють відгуки (табл. 5.2), які спричинені відповідним звуковим стимулом.

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 - або 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 у електроенцефелограми, до 30 Гц).

Табл. 5.2. Найважливіші методи у рефлексній аудіометрії

Вид реакції	Вимірювана величина	Орган	Метод
Сомато-моторична	Збудження	м'яз кістковий	електробалістографія
	рух очного вікна	поперечні очні м'язи	ЕОГ, ЕНГ
	напруга м'язів	Кісткові м'язи	ЕМГ
Вегетативна (реакції автономних нервів)	частота дихання	Легені	ел. імпеданс, плетизмографія
	шелести дихання	Легені	фонографія
	вентиляція легенів	Легені	спірометрія, термістографія
	серцева частота	Серце	ЕКГ, МКГ
	кровонаповнення	кров'яний обіг у периферійних судинах	плетизмографія

	електричний опір шкіри	Потові залози в шкірі	реографія
--	------------------------	-----------------------	-----------

5.3. Призначення та принципи побудови слухових апаратів

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

Загальна функціональна схема слухового апарату приведена на рис. 5.4. 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. В якості вихідного перетворювача сигналу використовується мініатюрний телефон або кістковий вібратор в залежності від того, для якого виду звукопроведення - повітряного чи кісткового - призначений

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

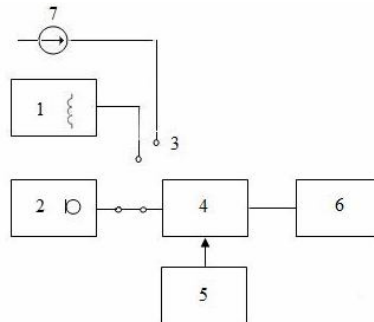


Рис. 5.4. Функціональна схема слухового апарату: 1,2 - перетворювачі вхідного сигналу; 3 - перемикач; 4 - блок обробки сигналу; 5 - блок живлення; 6 - вихідний перетворювач сигналу; 7 - електричний вхід

Режим роботи слухового апарату від мікрофону являється, як правило, основним і дозволяє безпосередньо сприймати мову співрозмовника і оточуючі звуки, важливі для користувача слуховим апаратом. Можливість переключення на режим від індукційної котушки дозволяє слабчучим вести телефонні переговори, слухати без перешкод звукове супроводження при перегляді фільму в кінотеатрах, на театральних виставах, звукове супроводження телевізійних передач. Принцип передачі сигналі, що використовуються в цих випадках, заснований на індуктивному зв'язку між джерелом сигналу і індуктивною котушкою.

Велике поширення отримав заушний слуховий апарат, який являє собою конструкцію дугоподібної форми, розташовувану за вушною раковиною (рис. 5.5). Утримується слуховий апарат за допомогою дужки із пластмаси, що виходить із корпусу апарата та огинає верхню частину вушної раковини. Ця дужка служить одночасно й твердим звукопроводом,

один кінець якого зістикований з вихідним акустичним отвором слухового апарата, а на інший надівається гнучка трубка з органічного матеріалу, що закінчується м'яким або твердим вушним вкладишем. Трубка, що називається гнучким звукопроводом, забезпечує разом із твердим звукопроводом передачу посиленних звукових коливань від телефону. Безпосереднє введення звуку в слуховий прохід здійснюється за допомогою вушного вкладиша. Телефон у цьому випадку є вбудованим і розташовується усередині корпуса слухового апарату. Існує варіант конструкції слухового апарата «завушина», у якому застосований виносний телефон пов'язаний з підсилювачем апарата гнучким проведенням і розташований безпосередньо у вушній раковині. З метою найбільшого камуфляжного ефекту кольори пластмаси, з якої виготовляється корпус «завушини», робиться близьким до тілесного.

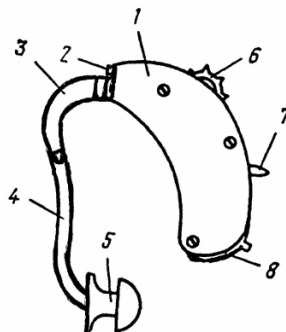


Рис. 5.5. Завушний слуховий апарат:

1- корпус слухового апарата; 2- акустичний (мікрофонний) вхід; 3- твердий звукопровід; 4- гнучкий звукопровід; 5- вушний вкладиш; 6- регулятор акустичного посилення; 7- перемикач режиму роботи; 8- обойма джерела живлення

5.4. Аудіометр поліклінічний «АП – 02»

5.4.1. Призначення аудіометра поліклінічного «АП – 02»

Аудіометр поліклінічний «АП - 02» призначений для визначення порогів чутності людини, повітряної провідності та порівняльних оцінних

досліджень за кістковою провідністю. Пороги чутності визначаються подачею пацієнту чистих тонів різної частоти та інтенсивності.

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

5.4.2. Технічні характеристики

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

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

3. Значення рівня еквівалентного звукового тиску, що досягається кожним телефоном повітряної провідності відповідає значенням в табл. 5.3 з похибкою не більше ± 3 дБ.

4. Напряга на телефонах кісткової провідності відповідає табл. 5.4. з похибкою не більше $\pm 30\%$.

Табл. 5.3. Значення рівня еквівалентного звукового тиску

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

Табл. 5.4. Напруга на телефонах кісткової провідності

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

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

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

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

8. Коефіцієнт передачі мікрофону на частоті 1000 Гц 35 дБ.

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

10. Номінальна потужність приладу не більше 30 ВА.

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

12. Час безперервної роботи приладу не менш 8 ч.

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

14. Маса приладу 7 кг, а повний комплект поставки не більше 35 кг.

15. По електробезпечності прилад відповідає ДЕРЖСТАНДАРТ 12.2.025-76 і виконаний за класом захисту 1 тип В.

5.4.3. Склад приладу та комплект поставки

1. Комплект поставки приладу наведений в табл. 5.5.

Табл. 5.5. Комплект поставки приладу

Найменування	Позначення документа	Кількість, Шт.
1. Аудиометр поліклінічний «АП-02»	5А3.293.002 Сп	1
2. Телефони повітряної провідності	5А3.844.013 Сп	1
3. Телефон кісткової провідності «КТМ» із оголів'ям	45-00-00	1
4. Мікрофон	5А3.842.004 Сп	1
5. Кнопка пацієнта	5А3.604.000 Сп	1
<i>Запасні частини</i>		
6. Запобіжник ПМ 0,15	НІ0.481.017	5
7. Лампа КМ 6-60	ДЕРЖСТАНДАРТ 6940-74	2
<i>Приналежності</i>		
8. Шнур (до телефону кісткової провідності)	5А4.853.276 Сп	1
9. Бланк аудіограми	5А8.820.110	3100
<i>Експлуатаційна документація</i>		
10. Паспорт	5А3.293.014 ПС	1

5.4.4. Принцип роботи аудіометра поліклінічного «АП-02»

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

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

На частотах від 125 до 2000 Гц в генераторі включені обидва

трансформатори. На частотах від 3000 до 8000 Гц первинна обмотка трансформатора Тр2 закорочена.

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

Коригуючі резистори R88...R103 визначають величину напруги на телефонах повітряної й кісткової провідності відповідно значенням максимального рівня для кожної фіксованої частоти. Сигнал далі підсилюється передкінцевим підсилювачем ПП2, ПП3 і подається на безтрансформаторний ококінцевий каскад ПП4...ПП8.

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

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

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

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

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

Перемикання телефонів повітряної провідності виробляється перемикачем В6.

4. Аудіометр конструктивно оформлений у вигляді настільного переносного приладу.

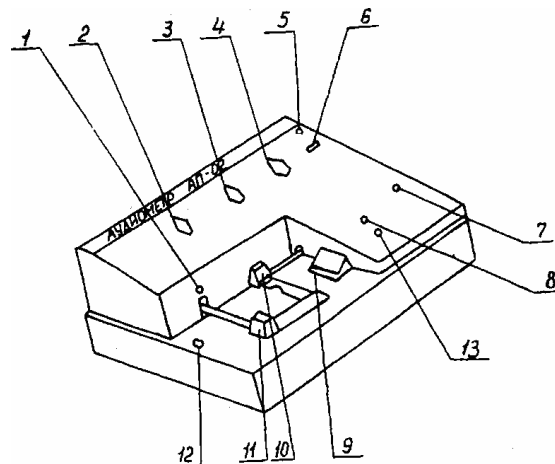


Рис. 5.6. Зовнішній вигляд приладу

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

На похилій площині кришки приладу (рис. 5.6) розташовані наступні органи керування: клавіша включення мережі (6), перемикач телефонів повітряної провідності (3), перемикач роду робіт - включення телефонів повітряної й кісткової провідності (2), перемикач інтенсивності

маскуючого шуму (4), перемикач і кнопка переривання-подачі тону (8,7). На тій же площині розташовується індикаторна лампа (5). Лампа відповідей пацієнта (1) розташована над перемикачем інтенсивності (11). На горизонтальній панелі приладу розташовується бланк аудіограми, що фіксується, притиском (9) за допомогою кнопки (13). На задній стінці шасі приладу (рис. 5.7) розташовані: шнур живлення (1), тримачі запобіжника (2), розетки для підключення кнопки пацієнта (3), телефону кісткової провідності (4), телефону повітряної провідності (5), мікрофону (6).

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

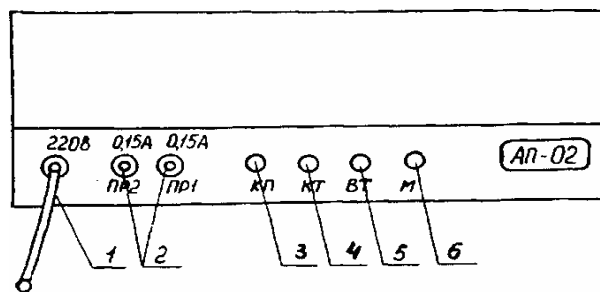


Рис. 5.7. Задня панель аудіометра.

Телефон повітряної провідності (рис. 5.8) складається з оголів'я 1, замка - застібки 2, амбушюри 3, планки 4, п'ятої кульової 5.

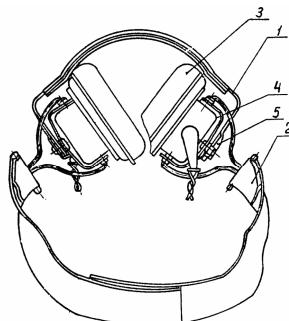


Рис. 5.8. Телефон повітряної провідності :

5.4.5. Особливості експлуатації та міри безпеки при роботі з аудіометром поліклінічним «АП-02»

1. Робота із приладом здійснюється в приміщенні, рівень шуму в якому не перевищує 30 дБ. При роботі не можна допускати багаторазового перекручування сполучних шнурів і проводів.

2. Допускається стерилізація зовнішньої поверхні приладу та гумового амбушюра шляхом обтирання ватою, змоченої спиртом.

3. У процесі експлуатації, особливо при перенесенні, прилад, мікрофон і телефони варто оберігати від ударів і струсів і охороняти від влучення пилу й вологи.

З метою безпеки пацієнта та обслуговуючого персоналу **забороняється:**

1) підключати прилад до мережної розетки, що не має заземлюючого контакту;

2) замінити запобіжник при включеному в мережу приладі.

5.4.6. Підготовка приладу до роботи

Перед початком роботи з приладом «АП-02» необхідно:

1. Установити прилад на столі.

Зібрати мікрофон. У відповідні розетки на задній стінці шасі приладу вставити вилки телефонів повітряної провідності, кісткової провідності, мікрофона, кнопки пацієнта.

2. На горизонтальній панелі приладу встановити бланк аудіограми, для чого необхідно:

- перемикач ТОН вивести в положення максимальної інтенсивності (крайне нижнє);

- правою рукою нажати кнопку притиску;

- лівою рукою встановити бланк аудіограми, сполучивши два крайніх отвори планки перемикача інтенсивності тону із крайніми крапками заштрихованої області бланка;

- відпустити кнопку притиску.

Перемикач частот установити так, щоб вертикальна сторона планки перебувала в лінії, що відповідає тій частоті, з якої починають дослідження.

Планку перемикача інтенсивності тону встановити в положення, при якому отвір у планці проти встановленої частоти перебував би на рівні положення -10 дБ за шкалою ЗНИЖЕННЯ СЛУХУ.

3. Установити органи управління приладу в наступні вихідні положення:

1) ручку перемикача виду робіт - у положення В;

2) ручку перемикача інтенсивності маскуючого шуму - у положення НЕМАЄ;

3) ручку перемикача переривання - подачі тону - у напрямку стрілки;

4) ручку перемикача ПЕРЕГОВОРИ - у положення, протилежне напрямку стрілки.

4. Вставити вилку шнура живлення в мережну розетку. Клавiшу включення мережі перемкнути в положення ВКЛ.

При цьому повинна засвітитися індикаторна лампа. Після 10-хвилинного прогріву прилад готовий до роботи.

Підготовка пацієнта:

1. Пацієнта варто посадити так, щоб він не бачив органів управління приладу, і дати йому в руку кнопку пацієнта, роз'яснивши, що її необхідно натискати лише тоді, коли він чує тон у телефоні. Після цього надягти пацієнтові телефони повітряної провідності.

2. Залежно від того, яке вухо починають досліджувати, перемикач телефонів повітряної провідності ставлять у положення, при якому колір напису ТОН відповідав би кольору телефону з боку досліджуваного вуха. Після цього можна починати дослідження.

5.4.7. Порядок роботи аудіометра поліклінічного «АП-02».

1. Дослідження повітряної провідності.

Для дослідження необхідно надягти телефони повітряної провідності (рис. 5.8.) так, щоб оголів'я розташовувалося з боку потилиці, замок-застібка - на тім'яній частині голови, а отвори амбушюрів перебували проти зовнішнього слухового каналу.

Пружини оголів'я можна регулювати відповідно до розміру голови пацієнта для забезпечення притиску телефонів.

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

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

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

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

Далі встановити перемикач у положення -10.

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

Всі отримані крапки, що відповідають порогам чутності на різних частотах для одного вуха, з'єднують лініями, які і є - **аудиограма**.

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

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

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

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

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

2. Дослідження кісткової провідності.

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

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

При цьому варто врахувати, що максимальне значення рівня інтенсивності тону відповідних частот на 40 дБ менше, ніж у режимі роботи з телефоном повітряної провідності (табл. 5.1., 5.2.).

3. Використання маскуючого шуму. Якщо в одному вусі втрата слуху більш ніж на 40 дБ перевищує втрату слуху в іншому, то поданий у досліджуване (яке гірше чує) вухо тон значної інтенсивності може прослуховуватися по повітрю або через кості та тканини черепа краще ніж вухом, що чує. Щоб уникнути пов'язаної із цим можливої неточності вимірів, на більш чутливе вухо через телефон повітряної провідності подається маскуючий шум. Якщо, наприклад, перемикач телефонів повітряної провідності спрямований на напис ТОН червоного кольору, то шум буде подаватися в телефон із зеленою чашкою. Включення й регулювання інтенсивності маскуючого шуму здійснюється перемикачем. Слух у цьому випадку досліджується описаним вище способом. Щоб переконатися, що пацієнт у ході дослідження чує саме тон, а не маскуючий шум, потрібно натиснути кнопку переривання, що припиняє подачу тону в телефон. Якщо пацієнт сигналізує при цьому, що продовжує чути звук, значить він реагує на шум, а не на тон. У такому випадку роз'яснити пацієнтові, на який саме звук він повинен відповідати.

Переговори з пацієнтом проводять в режимі - перемикач ПЕРЕГОВОРИ встановити в напрямку стрілки, а перемикач МАСК ШУМ ДБ - у положення НЕМАЄ.

5.4.7. Технічне обслуговування аудіометра поліклінічного «АП-02»

1. Технічне обслуговування здійснюється кваліфікованим технічним

персоналом з метою забезпечення працездатності приладу в період його експлуатації та містить у собі:

- 1) зовнішній огляд приладу;
- 2) огляд внутрішнього стану монтажу та вузлів приладу.

2. Зовнішній огляд приладу проводиться один раз у три місяці та може сполучатися з іншими видами робіт.

При зовнішньому огляді перевіряються:

1) кріплення органів керування й регулювання, плавність дії та чіткість фіксації;

2) стан лакофарбових і гальванічних покриттів;

3) наявність комплектуючих елементів відповідно до розділу «Склад приладу та комплект поставки» справжнього паспорта, а також їхня справність;

4) загальна працездатність приладу.

3. Огляд внутрішнього стану монтажу та вузлів приладу.

Перевіряється кріплення вузлів і блоків, стан контактів, пайок, якість роботи перемикачів, відсутність тріщин на деталях із пластмаси, замінюється змащення на фіксаторах перемикачів, віддаляється бруд і корозія (корозійні місця покриваються змащенням).

4. При ремонті приладу варто користуватися картою напруг.

Методика ремонту приладу не відрізняється від звичайної методики ремонту радіотехнічного устаткування.

5. При розбиранні приладу для ремонту варто керуватися наступними правилами:

1) для доступу до всіх трюдів приладу, а також до органів регулювання, розташованим на шасі, необхідно зняти дно;

2) для доступу до блоку живлень, перемикачам частоти та інтенсивності необхідно зняти кришку приладу, попередньо відвернувши гвинти, якими вона кріпиться до шасі.

В табл. 5.6 представлені характерні неполадки та методи їх усунення.

Табл. 5.6. Характерні неполадки та методи їх усунення

Несправність	Ймовірна причина несправності	Методи виявлення і усунення несправності
Прилад не включається	1) відсутність напруги в мережі; 2) перегорів запобіжник у приладі; 3) несправний шнур живлення.	перевірити замінити перевірити
при включенні приладу індикаторна лампа, при натисканні кнопки пацієнта лампа відповідей пацієнта не горить	перегоріла лампа відповідей пацієнта	замінити лампу
при подачі на телефон більших рівнів один з телефонів не звучить	відсутність контакту на затискачах телефону або в вилках телефонів повітряної або кісткової провідності	відновити контакт
рівень шуму, випромінюваний телефоном, не відповідає нормі	зміна коефіцієнта підсилення підсилювача ПП11-ПП13 або зміна рівня власних шумів стабілітрона Д1	установити рівень шуму (по напрузі), регулюванням резистора R129

<p>рівні випромінювані телефонами повітряної кісткової провідності, відповідають нормі</p>	<p>зміна коефіцієнта підсилення підсилювача ПП2...ПП8</p>	<p>установити рівні тону (по напрузі), для телефонів повітряної провідності за допомогою коригувальних резисторів R95 ... R103, а для телефону кісткової провідності - R88...R94</p>
--	---	--

5.7. Протокол дослідження

1. Зняти аудіограму лівого і правого вуха для повітряної і кісткової провідності. На рис. 5.9 зображені аудіограми правого (а) та лівого (б) вуха.

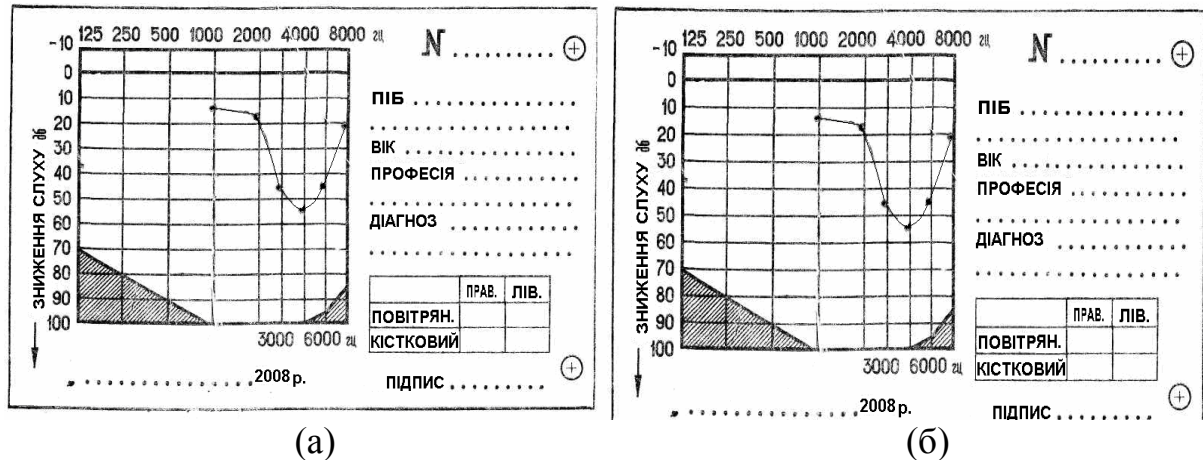


Рис. 5.9. Графік аудіограми правого (а) та лівого (б) вуха

Висновки: в ході лабораторної роботи вивчили будову слухової системи людини, фізичні основи звукових методів дослідження та лікування слуху людини; проходження звукових коливань в слухових трактах; гармонічний спектр; відбиття сигналу від барабанної перетинки; фізичні основи діагностики та терапії. Розглянули принципи побудови аудіометра поліклінічного «АП-02» та слухових апаратів. Провели визначення порогів чутності людини та побудували графік аудіограм.

Контрольні питання

1. Слухова система людини.
2. Види аудіометрії, їх відмінності та методики реєстрації .
3. Призначення, принципи побудови слухових апаратів, їх функціональна схема.
4. Конструкційні особливості та технічне обслуговування аудіометра поліклінічного «АП-02»
5. Дослідження повітряної провідності
6. Дослідження кісткової провідності
7. Порядок зняття аудіограм та обробка результатів виміру

**Міністерство освіти і науки України
Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут»**

Лабораторна робота №6

**з дисципліни «Акустичні медичні прилади»
Інфразвукові та віброакустичні коливання та їх
медикотерапевтичні апарати**

Виконав:

студент 4-го курсу

гр. ПБ-, ПБФ

Перевірив:

Київ 2013р.

Лабораторна робота №6

Мета роботи: вивчити біофізичні основи інфразвукових та віброакустичних коливань та їх медикотерапевтичні апарати; фізіологічну та лікувальну дію вібротерапії; техніку та методи вібротерапії; конструкцію та принципи побудови вібротерапевтичних апаратів.

Прилади та обладнання: Апарат для вібраційної терапії з інфрачервоним теплом «CLATRONIC MSI 2571», «MASSAGER W-M-201», апарат для вібраційної терапії роторний, апарат для вібраційної терапії електромагнітний «Ельво».

6.1. Інфразвук та вібротерапія

Сьогодні акустика як галузь фізики розглядає більш широкий спектр пружних коливань - від найбільш низьких до гранично високих, до 10^{12} - 10^{13} Гц. Для **інфразвука** (від лат. Infra - нижче, під) характерно мале поглинання в різноманітних середовищах, внаслідок чого інфразвукові хвилі в повітрі, воді та земній корі можуть розповсюджуватися на дуже великі відстані.

Вплив інфразвука на організм людини.

На початку 1950-х років французький дослідник Гавро, що вивчав вплив інфразвуку на організм людини, встановив, що при коливаннях, близьких до 6 Гц, у добровольців, що брали участь у дослідах, виникає відчуття втоми, потім занепокоєння, що переходить у беззвітний жах. При 7 Гц можливий параліч серця і нервової системи. Ритми, характерні для більшості систем організму людини, лежать в інфразвуковому діапазоні: скорочення серця 1-2 Гц, дельта-ритм мозку (стан сну) 0,5-3,5 Гц, альфа ритм мозку (у стані спокою) 8-13 Гц, бета-ритм мозку (при розумовій роботі) 14-35 Гц. Внутрішні органи коливаються в інфразвуковими діапазоні. У інфразвуковому

діапазоні знаходиться і ритм кишечника. Дослідження медиків в області впливу на людину інфразвуку показали небезпечний резонанс черевної порожнини, що має місце при коливаннях з частотою 4-8 Гц. Легені і серце, як і всякі об'ємні резонуючі системи, також схильні до інтенсивних коливань при збігу частот резонансів з частотою зовнішнього інфразвуку. У мозоку картина взаємодії інфразвуку особливо складна. Дія інфразвуку може викликати головні болі, зниження уваги та працездатності і іноді порушення функції вестибулярного апарату.

Для інфразвукової стимуляції внутрішніх органів використовується апарат «Интрафон-1» (рис. 6.1).

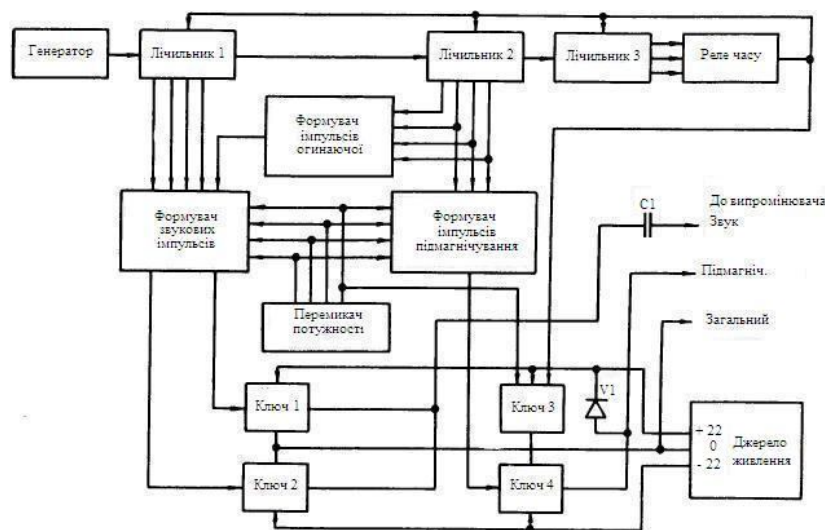


Рис. 6.1. Блок-схема стимулятора звукового «Интрафон-1»

Вібротерапія – лікувальний вплив механічними коливаннями, що здійснюється при безпосередньому контакті вібратора з тканинами пацієнта, та створює багатосторонній вплив на тканини, використовується при лікуванні різноманітних захворювань (рис. 6.2). За останні роки інтерес до використання механічних вібрацій зріс з розвитком сучасної апаратури для вібротерапії, зацікавленості до немедикаментозних методів лікування та профілактики захворювань.



Рис. 6.2. Види захворювань

Згідно сучасним уявленням, вібротерапія призводить до підсилення локального кровотока та лімфовідтока, активації трофіки тканин, активації гіпоталамо-гіпофізарної системи та мобілізації адаптивних можливостей організму.

У зв'язку з цим медична вібраційна терапія все частіше включається в комплекс засобів, методів, що використовуються для лікування та реабілітації хворих з різноманітними захворюваннями, травмами, а також як засіб естетичної та профілактичної медицини. Це пов'язано з високою терапевтичною ефективністю метода, можливістю комбінування його з багатьма методами фізіотерапії та фармакотерапії. Ринок фізіотерапевтичної апаратури пропонує велику кількість різноманітних апаратів, пристроїв для вібротерапії, що володіють найрізноманітнішими параметричними можливостями, що призначені як для місцевого, так і для загального впливу.

6.1.1. Біофізичні основи вібротерапії

Вібрація (від лат. vibratio - коливання) - періодичний, механічний коливальний рух, який викликає у людини почуття струсу. Реакції людини на механічні вібрації залежать як від фізичних характеристик фактора, тривалості впливу, так і механічних та фізіологічних властивостей БТ.

Основними характеристиками механічних факторів являються атмосферний, звуковий, парціальний тиск, коливальний зсув частинок середовища та напруги.

Атмосферний тиск – відношення сили, з якою стовб повітря тисне на одиницю площини земної поверхні. Одиниця в СИ – Паскаль (*Па*).

Звуковий тиск - амплітуда періодичних коливань атмосферного тиску, які виникають в результаті стискування і розрядження частинок середовища. В областях стиснення він більший, а в розрядженні - менший.

Колівальним зсувом частинок середовища (вібропереміщенням) називають амплітуду зсуву частинок речовини по відношенню до середовища в цілому, обумовленого механічним впливом. Колівальний рух має наступні кінетичні та динамічні показники:

а) **амплітуда коливання** - це значення відхилення тіла від стійкого положення;

б) **частота коливань** - число відхилень тіла від стійкого положення в одиницю часу (вимірюється в *Гц*).

Механічні впливи на тіла прийнято характеризувати не прикладеною до них силою, а **зовнішньою напругою** - частка від ділення прикладеної до тіла механічної сили (*F*) на площину його поперекового перерізу (*S*), перпендикулярну напрямленню сили: $\sigma = F/s$. Одиниця напруги в СИ - *Па*.

Механічні хвилі переносять **енергію** від одної частинки, що коливається, до іншої. **Енергетичною характеристикою** механічних хвиль є **інтенсивність звука** чи **густина потоку енергії** (*I*). В СИ одиниця інтенсивності - *Вт/м²*:

$$I = p^2 / 2\rho c,$$

де *p* – звуковий тиск, *ρ*- густина середовища, *c*- швидкість звука.

Реакція тканин, що піддаються механічному впливу при вібротерапії,

визначається механічними властивостями тканин, які залежать від просторового розподілу частинок в тканинах, а також типом зв'язку між ними. *Основними характеристиками механічних властивостей тканин* являються **напруга та деформація**.

Напруга в тканинах відображає механічні збудження, які розвиваються при дії механічних сил.

Деформація - пружне збудження, яке обумовлене зміною просторової структури тканини. Деформація розповсюджується з хвилею з одної точки в іншу та визначає тип механічного збудження.

При низьких частотах (вібротерапія), де довжина хвилі порівнянна з розмірами тіла, **акустичні коливання розповсюджуються** в організмі у вигляді **поперечних хвиль**.

6.1.2. Фізіологічна та лікувальна дія інфразвуку і вібротерапії

Основою фізіологічного впливу вібротерапії на організм являються **викликані в організмі механічні, фізико-хімічні** та, в меншій степені, **теплові ефекти**. Ступень вираження первинних механізмів, які формують складний комплекс відповідних фізіологічних та лікувальних реакцій, залежать, перш за все, від інтенсивності та параметрів (частоти, амплітуди) впливу, умов проведення, локалізації впливу. Механічні коливання, які генеруються апаратами, ділять на ряд діапазонів:

- 1) до 16 Гц - інфразвукові (**інфразвук**);
- 2) 16-20000 Гц - чутний звук (**звукові коливання**);
- 3) 20000 (20 кГц) -1000 МГц - **ультразвук**;
- 4) більше 1000 МГц - гіперзвукові (**гіперзвук**).

Механічні коливання частотою від 10 до 8000 Гц людський організм здатний сприймати і з певним ступенем точності диференціювати, проте за фізіологічною дією **найбільш суттєвим діапазоном є діапазон 10-200 Гц**.

Первинна реакція організму на локальну дію механічних коливань виникає завдяки безпосередній **взаємодії** цього фактора з **клітинами** та оточуючим їх середовищем. Кількість енергії, яка передається від джерела вібрації людини, знаходиться в прямій залежності від частоти коливань, амплітуди зміщення та коливального прискорення. З врахуванням властивостей БТ механічні вібраційні впливи з **амплітудою коливального зсуву 10^{-6} м** є фізіологічними подразниками та можуть сприйматися структурами - механорецепторами, які володіють високою чутливістю до даного фактора. Сенсорне сприйняття вібрації здійснюють нервові закінчення шкіри, клубковоутворені тільця Мейснера та тільця Пачіні. Частотний діапазон вібраційної чутливості тілець Мейснера, розташованих під базальною мембраною шкіри, складає 2-40 Гц, а порогове вібропереміщення - 35-100 мкм. Віброчутливість тілець Пачіні, які знаходяться в дермі, на порядок вища: частотний діапазон віброчутливості - 40-250 Гц, а порогове вібропереміщення 1-10 мкм. Механорецептори, за своєю суттю, являються підсилювачами, які підсумовують процеси, які відбуваються в тканинах, в енергію, яка набагато перевершує енергію діючого вібраційного фактора. **Механічні коливання частотою 20-50 Гц** викликають **вибіркове збудження механорецепторів**, судин, вегетативних нервових провідників, що приводить до розширення судин м'язового типу, підсиленню локального кровотока та лимфоток, сприяє зниженню м'язового тону та активації трофічних процесів в тканинах. **Механічні коливання більш високої частоти (100-200 Гц)** викликають **розрядження** від тілець Пачіні та **товстих мієлінізованих волокон** в відділі центральної нервової системи, які лежать вище.

Вібраційні впливи на біологічно активні точки формують виражені відповідні реакції по рефлекторному типу, які розвиваються в різноманітних системах та органах. Впливаючи на збільшення притоку

циркулюючої рідини (кров), вібраційні впливи **сприяють збільшенню відтоку рідини** (кров, лімфа), тим самим сприяючи та полегшуючи транспорт великих біологічних молекул, еритроцитів та іммунокомпетентних клітин, сприяючи при цьому полегшенню клітинного середовища існування та виносу з патологічного середовища токсичних продуктів порушеного метаболізму.

Вібрація, принесена ззовні, здійснює вплив на різноманітні тканини організму: м'язову, кісткову, з'єднувальну.

Одним з головних механізмів лікувальної дії вібрацій є їх **знеболююча дія**. Механізм знеболюючої дії вібрацій обумовлений адаптацією організму у зв'язку з розвитком в центральній нервовій системі явища гальмування. **Слабкі** вібраційні роздратування викликають **судиннозвужуючий ефект**, **сильні** - **розширення судин**. При низьких частотах механічних коливань виникає атонія судин, при високочастотних коливаннях (100-200 Гц) - спазм судин. Вібраційні впливи викликають **підвищення температури шкіри, гіперемію тканин та підсилення потовиділення**.

При впливі на м'яз механічні коливання при певних частотах передаються в центральну нервову систему та реалізуються на периферії в вигляді **короткочасних м'язових скорочень**.

При загальному вібраційному впливі кількість працюючих м'язових волокон складає до 100%, тоді як при загальному фізичному тренуванні в активну роботу включається до 40% м'язових волокон. Вібрація проникає глибоко, впливаючи по всьому об'єму м'язів. При цьому відбувається **суттєве збільшення скорочувальної здатності м'язів, підсилюється обмін речовин без накопичення молочної кислоти**, що дозволяє швидко відновлювати м'язи після **фізичного навантаження**, **прискорюються процеси репарації після травм м'язів**, як за рахунок блокади больової

аферентної імпульсації, так і за рахунок руйнування м'язових тригерних зон. Вібрація **сприяє м'язовій релаксації, підсиленню м'язового розтягування, підвищенню об'єма руху.**

Слабкі за інтенсивністю та ***короткочасні*** діючі вібрації **підвищують збудження нервової системи. Сильні та тривалі** за часом вібраційні впливи **пригноблюють функції нервової системи.**

Під впливом помірних доз механічних коливань підвищується тонус симпатoadреналової системи, гіпофіз-адреналової, виникає активація метаболічних процесів при асептичному запаленні, виражений десенсибілізуючий ефект по відношенню до чужерідних антигенів.

Вібротерапія **підвищує пружні властивості кісткової тканини, еластичність зв'язок та сухожиль, рухомість в суглобо - зв'язковому апараті, нормалізує мінеральний обмін, трофічні процеси, запобігає розвитку остеопорозу у хворих.**

Основними лікувальними ефектами є: гіпоалгізуючий, трофічний, міорелаксуючий, судиннорозширюючий, тонізуючий.

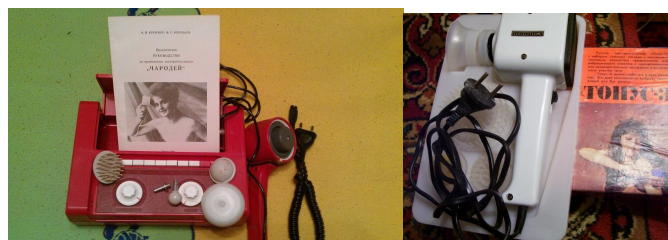
6.1.3. Техніка та методика вібротерапії

В даний час вібраційна терапія проводиться за **місцевою та загальною методикою.**

6.1.3.1. Місцева вібротерапія

Для місцевої вібротерапії використовують апарати «Вибромасаж», «Чародей» (рис. 6.3 (а)), «ВМП-1», «ПЭМ-1», «Тонус-3» (рис. 6.3 (б)) та інш.

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



(а)

(б)

Рис. 6.3. Апарати місцевої вібротерапії «Чародей» (а), «Тонус-3» (б)

Структурна схема апарата місцевої вібротерапії - рис. 6.4.

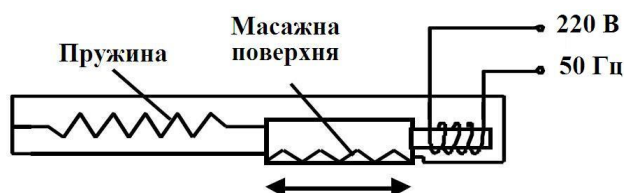


Рис. 6.4. Структурна схема апарата для місцевої вібротерапії

Вібратоди бувають різної форми та площини, вибір їх залежить від характеру та площини масажованої поверхні тіла. На великих площах застосовують плоскі вібратори з великою прилягаючою поверхнею; на опуклих областях - увігнуті; в поглибленнях тіла - шарові, пуговчаті; на волосистій частині голови - з резиновими шипами, відростками. Для *глибокого енергетичного впливу* використовують тверді і пластмасові вібратори. Для більш *поверхневого та м'якого впливу* – гумові чи губчаті.

Щітки для місцевої вібротерапії ілюструє рис. 6.5.

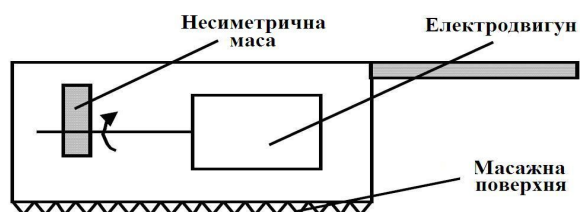


Рис. 6.5. Вібротерапевтична щітка та апарат віброакустичний "Вітафон"

На рис. 6.5.1, 6.5.2 зображені блок-схема та функціональна схеми апарату «Вітафон».

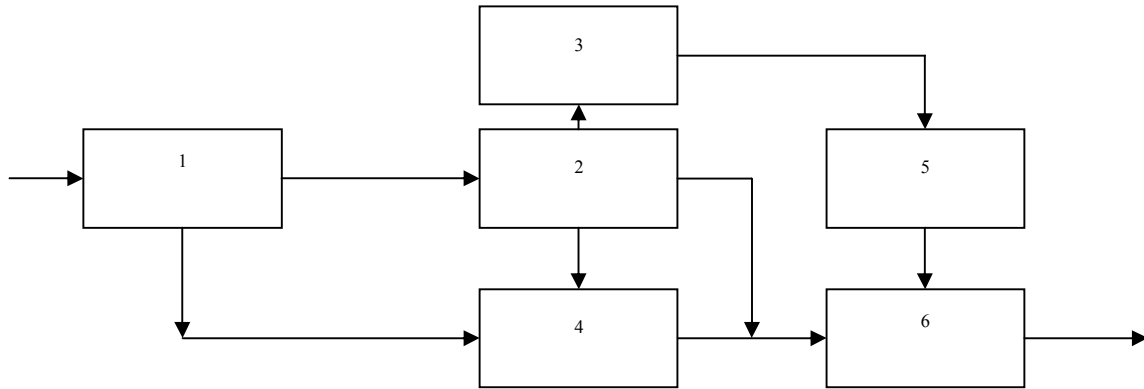


Рис. 6.5.1. Блок схема апарату “Вітафон”: 1 - Блок живлення, 2 - Блок керування, 3 - ГТЧ (генератор тактової частоти), 4 - Віброакустичний перетворювач. 5 - Підсилюючо-перетворюючий блок, 6 - Випромінювач.

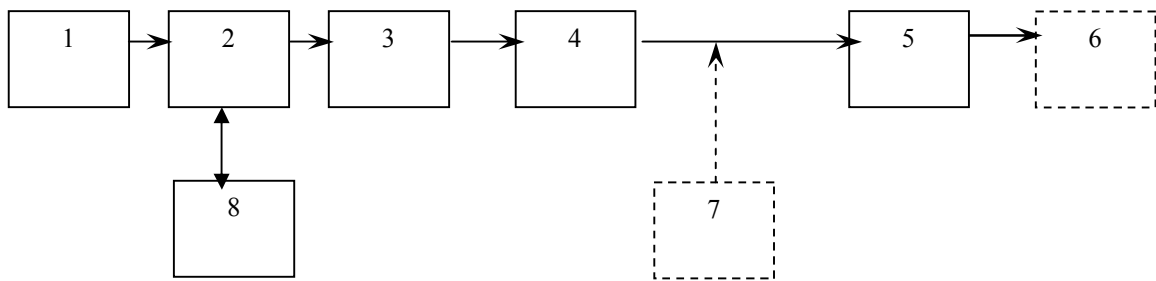


Рис. 6.5.2. Узагальнена структурно - функціональна схема апаратів для вібротерапії : 1 - блок живлення, 2 - система введення (задання) режимів, 3 - електродвигун, 4 - блок передачі механічного руху, 5 - насадки, 6 - біологічний об’єкт, 7 - блок додаткових впливів, 8 - блок візуалізації.

Вібраційна терапія здійснюється за лабільною чи стабільною методикам. При проведенні лабільної методики шкіру на місці впливу попередньо обробити тальком. Вібратор пересувають по вибраній ділянці повільними подовжніми чи круговими рухами, поглажуючи, розтираючи, рівномірно притискуючи до шкіри його поверхню.

Рухи вібратора при ковзаючому методі впливу подовжні, поперечні, зигзаго і кругоподібні. Напрямок руху вібратора при вібраційному впливі різноманітних областей тіла такий же, як і напрям руху руки при ручному самомасажі. Їх роблять за ходом струму лімфи, в напрямі від периферії до центру, повільно, при постійному контакті насадки з тканинами

масажованої ділянки тіла. В зворотному напрямі рухи вібратора більш швидкі, з дуже легким натиском на підлягаючі тканини.

Акустичні випромінювачі сигналів

У віброакустичних апаратах «Вітафон» в якості випромінювачів акустичного сигналу є звуковипромінювачі типу ЗП-3. Частота на випромінювачах постійно і плавно змінюється від 20Гц до 18кГц. Нижче наведені моделі ЗП випромінювачів (рис.6.5.3.). Виробником є Росія.



Рис. 6.5.3. Звуковипромінювачі типу ЗП-3.

Прийоми вібраційного масажу по формі руху розділяють на:

- 1) **прямолінійні** - рухи відбуваються суворо по прямій лінії масажованої області та по ходу струму лімфи (рис. 6.6 (а)); тиск, який здійснюється рукою на вібраторі мінімальний, коливання передаються на шкіру та підшкіряну клітчатку («погладження»);
- 2) **зигзагоподібні** (рис. 6.6 (б)) - рука, яка тримає вібратор, додатково виконує трушення з одного боку в інший;

3) **спіралевидні** (рис. 6.6 (в)) - тиск на вібратор може бути середньої сили (2-4 кгс), коли коливання розповсюджуються на шкіру та м'язи («розтирання»), та великої (до 9 кгс) - вібрація проникає через всі тканини до кісткової системи (імітація ручного прийому «розминка»);

4) **кругові** - використовуються частіше всього в локальній області з метою ліквідації гіпертонуса м'язів (рис. 6.6 (г));

5) **штрихоподібні** - 2-3 рухи вперед-назад (рис. 6.6 (д));

6) **поперечні** - використовуються при масажі великих за об'ємом областей: спини та задньої поверхні, нижніх кінцівок (рис. 6.6 (е)).

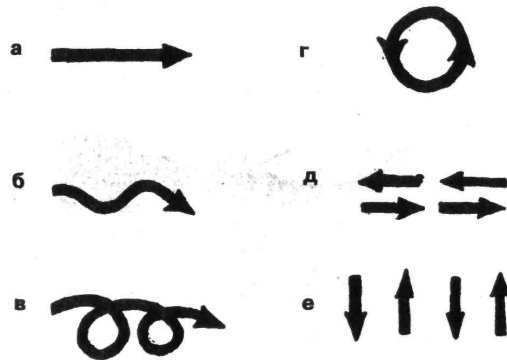


Рис. 6.6. Варіанти руху апаратних насадок:

а - прямолінійний; б - зигзагоподібний; в - спіралевидний; г - круговий; д - штрихоподібний; е – поперечковий

При **стабільному** методі впливу вібратор знаходиться на одній ділянці тіла 2-4 секунди, потім його переміщують на наступну ділянку.

Дозування лікувальних процедур здійснюють за частотою вібрації, амплітудою вібропереміщення, площиною вібратора та часу впливу, пам'ятаючи про те, що неперервні, з несуттєвою амплітудою вібрації володіють седативною, заспокійливою, розслаблюючою дією, а перервні, з великою амплітудою - дратівливою, збуджуючою, тонізуючою дією. В лікувальній практиці використовують вібрації з частотою від 10 до 200 Гц та амплітуду в межах від 0,1 до 5 мм.

Інтенсивність вібраційного впливу збільшується зі збільшенням

тиску насадки, а також в умовах відриву насадки на деяку відстань від поверхні тіла. Встановлено, що частоти в межах 3-40 Гц здійснюють виражену тонізуючу дію. Найбільше підвищення працездатності встановлено при вібраційному впливі з частотою 10 Гц, з послідовним короткочасним впливом вібраціями в 30-40 Гц. Така послідовна зміна частоти приводить до підвищення працездатності м'язів, викликає в них зсуви окисно-відновлювальних процесів з переходом м'язів на більш економний тип енергетичного обміну.

Вібраційна терапія широко застосовується при лікуванні неврологічних проявів остеохондроза.

6.1.3.2. Загальна вібротерапія

Як правило, в апаратах загальної вібраційної терапії «Тонус-1» (рис. 6.7 (а)), «Тонус-2» (рис. 6.7 (б)), «Beauty star» (рис. 6.7 (в)), «Vario exclusive», «Fitvibe Medical» (рис. 6.7 (г)), «Body Massage» вібраційний вплив здійснюють за допомогою тягових ременів різноманітної довжини, які кріпляться до платформи, яка являється джерелом механічних коливань низької частоти, а також безпосередньо через вібруючу платформу. Частота, що генерована апаратами, змінюється в межах 10-60 Гц, а амплітуда вібрації від 1 до 5 мм.



Рис. 6.7. Апарати загальної вібротерапії «Тонус-1» (а), «Тонус-2» (б), «Beauty star» (в), «Fitvibe Medical» (г)

Вплив здійснюється з наростанням та зменшенням частоти вібрації за період від 3 до 10 с.

Структурну схему пристрою загальної вібротерапії ілюструє рис. 6.8:

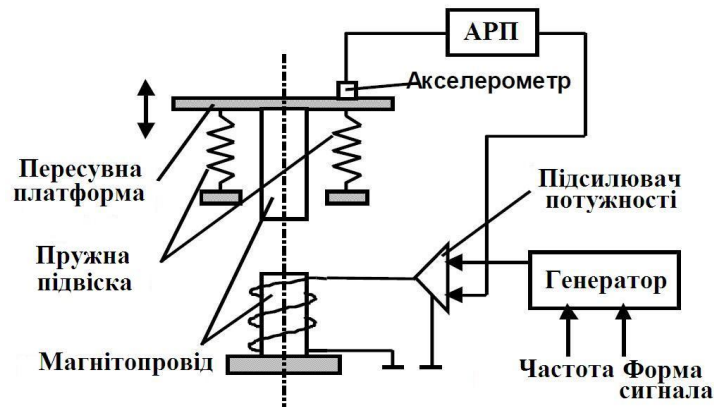


Рис. 6.8. Структурна схема пристрою для загальної вібротерапії

Одним із сучасних апаратів для загальної вібротерапії являється апарат «Fitvibe Medical», який представляє собою аналог в розвитку біомеханічного тренажеру професора Назарова, що був розроблений в Республіці Білорусь в 80-х роках минулого сторіччя та зарекомендував себе надійним та ефективним пристроєм для лікування захворювань опорно-рухового апарату та як засіб тренування спортсменів. Апарат «Fitvibe Medical» здійснює загальну та місцеву вібростимуляцію м'язів та тканин всього тіла. В умовах спортивних залів, фітнес-залів «Fitvibe Medical» дозволяє активно працювати над всіма м'язами тіла як в статиці, так і в динаміці.

Для комбінованого впливу різними видами масажу (гідромасаж, аеромасаж, вихревий масаж, ручний підводний масаж, а також для комбінованого впливу душами, паровою сауною, інфрачервоною сауною, хромотерапією) використовуються різноманітні пристрої типу капсуль, які дозволяють одночасно використовувати вібраційні терапевтичні впливи в комплексі з вищеперерахованими загальнотерапевтичними заходами (SPA-капсула «Neogi Mediq») (рис. 6.9).



Рис. 6.9. SPA-капсула «Neoqi Mediq»

Методика впливу загальної вібротерапії залежить від загального стану хворого та цілей впливу (лікувальний вплив, естетичний вплив).

Частота вібрацій визначається програмою впливу та коливається в обраному діапазоні низьких частот від 10 до 80 Гц з швидкістю наростання або убування вібрацій від 3 до 10 с. Час впливу від 10 - 30 хвилин, а знаходження в капсулах 40-60 хвилинами. Процедура кожен день чи через день з лікувальною метою, з профілактичною та естетичною цілями - 1-2 рази в неділю. Курс 10-15-20 процедур.

6.1.3.3. Техніка процедури загальної вібротерапії.

Для вертикальної вібротерапії можуть бути використані пристрої типу «Fitvibe Medical» (Німеччина) чи вібростенди «ВС-70», «ВСЧ-200» (Росія). Жорстке крісло прикріплюється до вібраційної платформи, хворого саджають в крісло, включається вібрація з амплітудою 2-4мм з частотою 7-15 Гц. Тривалість 10-20 хвилин. Вібротерапію проводять щодня або через день. На курс лікування застосовують до 10 процедур.

При лікуванні сечокам'яної хвороби використовується метод комбінованої фізіотерапії для видалення каменів з сечоводу. Хворий за 30 хвилин до початку процедур комбінованої фізіотерапії випиває 500-600 мл рідини (відвару листя брусники, нирковий чай, журавлинний морс, мін. води).

Використовуються апарати загальної вібраційної терапії:

біомеханічний тренажер Назарова (рис. 6.10) і «Vario Exclusive» за наступною схемою.

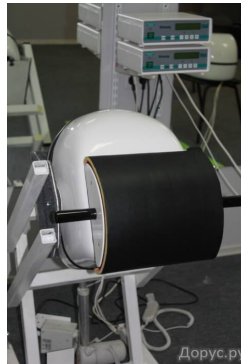


Рис. 6.10. Біомеханічний тренажер Назарова

Вібраційна терапія може проводитися в комбінації як із загальними ваннами, так і з іншими тепловими діями (озокеритовими апплікаціями, НВЧ-терапією або індуктотермією на стаціонарних апаратах з дією на область проекції сечоводу). Вібраційну терапію проводять і для хворих після дистанційної літотрипсії.

6.2 Апарати вібротерапії «MASSAGER W-M-201», «CLATRONIC MSI 2571», «Ельво»

В даній лабораторній роботі розглядаються апарати для вібротерапії «MASSAGER W-M-201», «CLATRONIC MSI 2571», «Ельво» (рис. 6.10, (а), (б), (в)).



а)

б)

в)

Рис. 6.11. Апарати для вібротерапії «MASSAGER W-M-201» (а), «CLATRONIC MSI 2571» (б), «Ельво» (в)

Масажер «Clatronic MSI 2571» складається з наступних деталей: функціональний перемикач, масажна головка з інфрачервоними діодами, насадка для точкового масажу, насадка для масажу плоских поверхонь, насадка для масажу обличчя. Масажер призначений для масажу, прогрівання інфрачервоним теплом (масаж інфрачервоним теплом). За допомогою функціонального перемикача масажер «Clatronic MSI 2571» перемикається на необхідний режим роботи. Для мотора даного масажеру характерний дуже тихий хід. Масажер «Clatronic MSI 2571» працює при напрузі 230 В, частоті 50 Гц, потужності 13 Вт.

Вібромасажер «Ельво» призначений для вібромасажу м'язів тіла з метою здійснення релаксаційного впливу. Масажер укомплектований 3 насадками: антицелюлітною, вакуумною та «100 голок». Основні технічні характеристики: амплітуда коливань накладки - 3 ± 5 мм, частота коливань накладки - 40 ± 5 Гц, режим роботи: кожні 15 хвилин роботи супроводжуються перервою в 15 хвилин. Апарат працює від мережі змінного струму з частотою 50 Гц та напругою 220 В.

Порядок виконання роботи.

Провести порівняльну оцінку впливу віброакустичних коливань на біологічну тканину різних віброакустичних апаратів.

Висновки: у даній лабораторній роботі вивчили біофізичні основи, фізіологічну, лікувальну дію та клінічні особливості використання інфразвукової та вібротерапії, техніку та методи проведення терапій, принципи побудови, структурні схеми, конструктивні особливості та технічні характеристики апаратів.

Контрольні питання

1. Характеристики та параметри інфразвуку.

2. Біофізичні основи вібротерапії.
3. Фізіологічна та лікувальна дія інфразвуку і вібротерапії
4. Техніка та методика вібротерапії
5. Структурно-функціональні схеми апаратів для місцевої вібротерапії.
6. Структурні схеми апаратів для загальної вібротерапії
7. Конструктивні особливості, принцип та режими роботи апаратів вібротерапії «MASSAGER W-M-201», «CLATRONIC MSI 2571», «Ельво»

Перелік рекомендованої літератури

1. Клиническое руководство по ультразвуковой диагностике в 5 томах / В.В. Митьков и др. - М.: Видар, 1995. - 1503 с.
2. Осипов Л.В. Ультразвуковые диагностические приборы: Практическое руководство для пользователей.-М.: Видар, 1999. - 256 с.
3. Техника и методика физиотерапевтических процедур (справочник) / Под ред. В.М.Богомолова.-Тверь: Губерн. Мед-на, 2001. – 408 с.
4. Основи біологічної і медичної фізики, інформатики й апаратури: Навч. посібник / Л.О. Афанасьєва і др.; За ред. Л.С. Годлевського.- Одеса: Одес. держ. мед. ун-т, 2003.-258 с.
- 5.Терапия ультразвуковыми волнами (низко- и высокочастотная ультразвуковая терапия с применением аппаратов серии МИТ, Барвинок, Стриж, Лор) /И.З.Самосюк и др.. -К.:НМЦ Мединтех, 2003-175с.
6. Лепіх Я. І. Прикладна акустика в медицині : Навч. посіб. для студ. вищ. навч. закл./ Я. І. Лепіх; Одес. нац. ун-т ім. І.І. Мечникова. -О.: АстроПринт, 2005.-206 с.
7. Ройтберг Г.Е., Струтынський А.В. Лабораторная и инструментальная диагностика заболеваний внутренних органов - М.: БИНОМ,1999.-622 с.
8. Медицинская электронная аппаратура для здравоохранения: Пер. с англ./Л. Кромвелл, М. Ардитти, Ф. Вейбелл и др.; Пер. под ред. Р. И. Утямышева.- М.: Радио и связь, 1981.-344 с.
9. Дідковський В.С., Лейко О.Г., Савін В.Г. Електроакустичні п'єзокерамічні перетворювачі (розрахунок, проектування, конструювання). Навч. посібник.-Кіровоград: Імекс-ЛТД,2006. - 448 с.
10. Джейкокс Дж. Руководство по поиску неисправности в электронной

аппаратуре: Пер. с англ. - М.: Мир, 1989.-176 с.

11. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика: Учеб. для мед. спец. вузов - 3-е изд. испр.- М.: Высш. Школа, 1999. - 616 с.

12. Системы отображения в медицине / Абакумов В.Г., Рыбин А.И., Сватош Й., Синекон Ю.С.- К.: Юниверс, 2001.-336 с.

13. Сторчун Є.В. Біофізичні та математичні основи інструментальних методів медичної діагностики : навч. посіб. для студ. вищ. навч. закл./ Є.В. Сторчун, Я.М. Матвійчук; Ін-т інновац. технологій і змісту освіти МОН України. -Л.: Вид-во "Растр-7", 2009.-215 с.

14. Минкин Р. Б., Павлов Ю.Д. Электрокардиография и фонокардиография.- Л.: Медицина, 1980. - 200 с.

15. Витрук С.К. Пособие по функциональным методам исследования сердечно-сосудистой системы - К.: Здоровья, 1990.-224 с.

16. Сиднев Д.А. Физико-технические основы лучевой диагностики и радиационная защита.- К.: Полиграф, 2005.-204 с.

17. Олейник В.П. Терапевтические аппараты и системы. Учеб. пособие. - Харьков: Нац. аэрокосмический ун-т Харьк. авиац. ин-т, 2002. - 93 с.

18. Эфрусси М.М. Слуховые аппараты и аудиометры М.:Энергия,1975.98 с.

19. Лисовский В.А., Елисеев В.А. Слуховые приборы и аппараты.-М.: Радио и связь, 1991.-192 с.

20. Беркута В.Г., Валевиц С. М. Ультразвукова дефектоскопія.

Навчальний посібник.- Кіровоград : ТОВ Імекс-ЛТД, 2006.-177 с.

21. Никандров А.В, Копысов В.С. Вибрационный массаж в подготовке тяжелоатлетов.-М.: Физкультура и спорт, 1981.-96 с.

22. Кузнецов А.А. Вибрационные испытания элементов и устройств автоматики.-М.: Энергия, 1976.-120 с.

23. Грінченко В.Т., Вовк І.В., Маципура В.Т. Основи акустики. Навчальний посібник.- К.: Наукова думка, 2007.- 640 с.

Післямова

Викладання дисципліни «Акустичні медичні прилади» має на меті продовжити спеціальну професійну підготовку фахівців з вивчення принципів побудови приладів і систем, які використовують акустичні сигнали для діагностики та лікування живого організму людини, їх методології проектування та виробництва і використання приладів в медичній практиці. Розробляються новітні медичні прилади і діагностичні системи на базі сучасних знань, впроваджуються нові принципи побудови структурних та функціональних схем з використанням передових досягнень науки.

Нові системні принципи побудови і методи діагностики в медичній апаратурі та приладах досить різноманітні та багатогранні і часто лежать на стику наук - біофізики, біохімії, інформатики, біометрії та других наук. В курсі вивчаються наступні розділи: прилади і системи діагностики слуху людини і вимірювання параметрів звукових коливань, механічні коливання і хвилі, акустика як фізика слуху, ультразвукові (УЗ) діагностичні прилади, сканери та датчики, прилади, які використовують інфразвук та вібрацію, акустичні фізіотерапевтичні прилади, які стимулюють фізичні процеси обміну тепла і енергії в біологічних мембранах, тканинах, кістках. Дисципліна «Акустичні медичні прилади» навчає фахівців з медичних приладів розумінню принципів побудови структурних, функціональних і принципіальних схем приладів з урахуванням фізичної природи фізіологічних процесів життєдіяльності людини як інформаційної бази для діагностики стану організму і є логічним продовженням спеціальних та професійно-спрямованих дисциплін: біофізики, матеріалознавства, біометрії, технології приладобудування.

ЗМІСТ

Мета і завдання дисципліни	3
1. ЛАБОРАТОРНА РОБОТА №1. Акустичні методи впливу на біологічну тканину, принципи побудови функціональні і принципіальні схеми апарата ультразвукової терапії «УЗТ-1.01 Ф» та його датчики. Регламент наладки та обслуговування.....	5
2. ЛАБОРАТОРНА РОБОТА № 2. Принципи побудови і роботи приладів та систем ультразвукової діагностики. Ехотомоскоп: регламент наладки та обслуговування. Методика розрахунку акустичного тракту.....	20
3. ЛАБОРАТОРНА РОБОТА № 3. Принципи побудови, структури, вимірювальні перетворювачі приладів фонокардіографії, сфігмографії та приладів для вимірювання параметрів кровообігу.....	39
4. ЛАБОРАТОРНА РОБОТА № 4. Датчики акустичних коливань: принципи побудови, конструкція, функціональні і принципіальні схеми. Регламент наладки та обслуговування.....	56
5. ЛАБОРАТОРНА РОБОТА № 5. Аудіометри та слухові апарати. Принципи побудови, структура та алгоритми їх роботи.....	76
6. ЛАБОРАТОРНА РОБОТА № 6. Інфразвукові та віброакустичні коливання та їх медикотерапевтичні апарати.....	103
Перелік рекомендованої літератури	122
Післямова	124
Зміст	126