

Міністерство освіти і науки України
Національний технічний університет України
“Київський політехнічний інститут”

«БІОФІЗИКА»

МЕТОДИЧНІ ВКАЗІВКИ

до виконання лабораторних робіт

Київ
«Політехніка»
2008

Міністерство освіти і науки України
Національний технічний університет України
“Київський політехнічний інститут”

«БІОФІЗИКА»

МЕТОДИЧНІ ВКАЗІВКИ

до виконання лабораторних робіт
для студентів напрямку підготовки 6.0909-«Прилади»,
7.090905 - «Медичні прилади та системи»
приладобудівного факультету

Затверджено Методичною радою НТУУ «КПІ»

Київ

«Політехніка»

2008

Біофізика»: Метод. вказівки до викон. лаборатор. робіт для студ. напрямку підготов. 6.0909 «Прилади» та 7.090905 – «Медичні прилади та системи» приладобудівного ф-ту /Уклад.: М.Ф.Терещенко, Н.В. Стельмах., О.В. Осадчий - К.: НТТУ «КПІ», 2008 . – 68 с.

*Гриф надано Методичною радою НТТУ «КПІ»
(Протокол № 7 від 27.03.2008)*

Навчальне видання

«Біофізика»

Методичні вказівки

до виконання лабораторних робіт
для студентів напряму підготовки 6.0909-«Прилади»,
7.090905 - «Медичні прилади та системи»
приладобудівного факультету

Укладачі: *Терещенко Микола Федорович*, канд. техн. наук, доц.
Стельмах Наталія Володимирівна
Осадчий Олександр Васильович

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

Рецензент: М. Д. *Гераїмчук*, д-р техн. наук, проф.

За редакцією укладачів

Надруковано з оригінал-макета замовника

Темплан 2008, поз. 2-018

Підп. до друку 11.04.2008. Формат 60x84¹/₁₆. Папір офс. Гарнітура Times.
Спосіб друку – ризографія. Ум. друк. арк. 3,95. Обл.-вид.арк.6,57.
Зам. 8-99. Наклад 50 пр.

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

З М І С Т

1. Лабораторна робота 1

Прилади для вимірювання параметрів артеріального тиску крові. 6

2. Лабораторна робота 2

Фізичні основи електрокардіографії.

Електрокардіограф ЕК1Т-03М2. 10

3. Лабораторна робота 3

Фізичні основи акустичних методів дослідження в медицині.

Ультразвукова діагностична системи.

Прилади для ультразвукової терапії. 22

4. Лабораторна робота 4

Фізична дія електромагнітних хвиль на біологічні тканини. Апарат для місцевої дарсонвалізації «Корона». 37

5. Лабораторна робота 5

Магнітотерапія. Апарат для низькочастотної магнітотерапії портативний «МАГ-30-4». 49

6. Лабораторна робота 6

Іонізуюче випромінювання. Дозиметрія. 54

Домашні контрольні роботи 63

Література 65

ВСТУП

Захист здоров'я людства – одна з найважливіших державних задач, вирішення якої залежить від матеріального забезпечення системи охорони здоров'я, в тім числі і виробами медичної техніки.

Сучасна медична апаратура – найбільш складна галузь медичної техніки, що інтенсивно розвивається. Більшу частину медичної апаратури складають електротехнічні прилади та апарати, що являють собою електричні або електронні пристрої, які базуються на застосуваннях різних перетворювачів електричної енергії.

Головним завданням проектування та виробництва медичних приладів є необхідність задовольнити всі вимоги медичних працівників та пацієнтів, а саме зробити їх зручними в користуванні, довговічними та максимально дешевими по вартості. Перед розробниками та конструкторами стоїть завдання, за допомогою технічних засобів максимально точно розкрити фізіологічну картину функціонування окремих органів і систем та організму людини, в цілому, в діагностичних приладах, та максимально точно і вибірково діяти різними фізичними ефектами на окремі органи та системи організму в фізіотерапевтичних приладах.

Навчальний план з дисципліни “Біофізика” передбачає виконання студентами напрямків підготовки 6.0909- «Прилади» і 7.090905 – «Медичні прилади та системи» всіх форм навчання, лабораторних робіт з гемодинаміки, кардіології, акустичних методів діагностики, дозиметрії, фізіотерапевтичних методів та приладів.

Перед виконанням кожної роботи студент повинен самостійно ознайомитись з основними теоретичними викладами та порядком виконання роботи. Потім студент отримує у викладача завдання та виконує роботу в присутності лаборанта. Після виконання роботи кожний студент повинен скласти звіт по роботі та захистити отримані результати у викладача. Звіт повинен містити:

1. Стислі теоретичні відомості.

2. Структурні схеми приладів. Функціональні схеми устаткування, прилади та матеріали, що застосовуються при виконанні роботи.
3. Порядок проведення роботи.
4. Аналіз отриманих результатів та висновки.

Мета лабораторних робіт – поглибити теоретичні знання з дисципліни і набути практичні навички в використанні сучасних медичних приладів та систем з точки зору фізичних закономірностей біологічної природи та впливу зовнішнього середовища на фізіологію людини.

1. Лабораторна робота 1

Прилади для вимірювання параметрів артеріального тиску

Мета роботи: Опанувати основи гемодинаміки, освоїти фізичні методи дослідження і вимірювання параметрів кров'яного тиску, вивчити принципи побудови приладів для вимірювання артеріального тиску (АТ) крові.

1.1. Теоретична частина

Класифікація методів та принципи побудови приладів для вимірюванні параметрів артеріального тиску крові

Класифікація приладів вимірювання АТ представлена на рис. 1.1.



Рис. 1.1 Класифікація приладів вимірювання АТ

Конструкція приладу

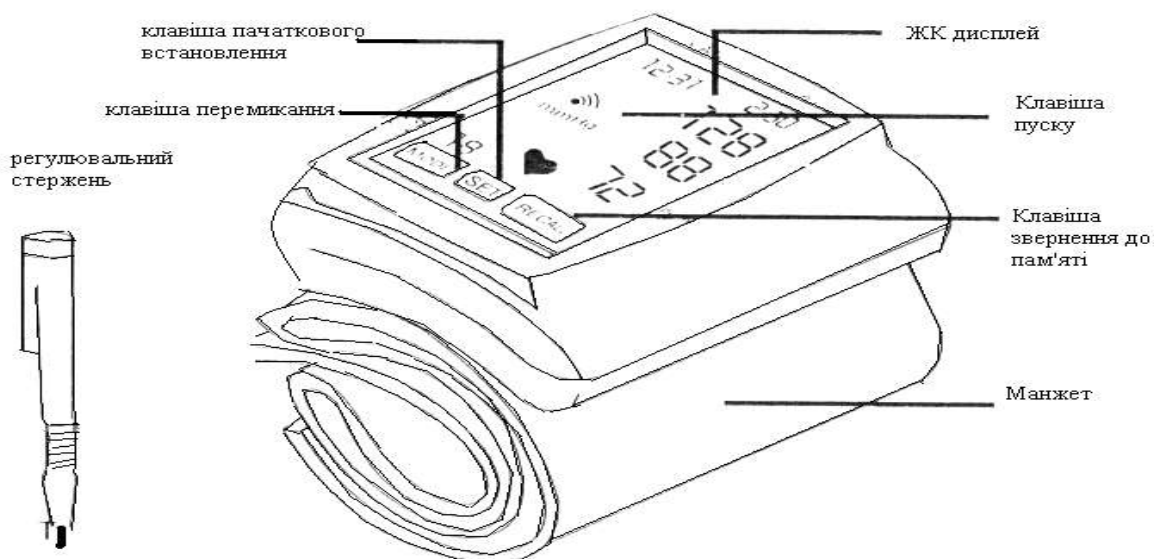


Рис.1.2. Найменування частин та елементів приладу.

Рідиннокристалічний дисплей представлений на рис. 1.3.

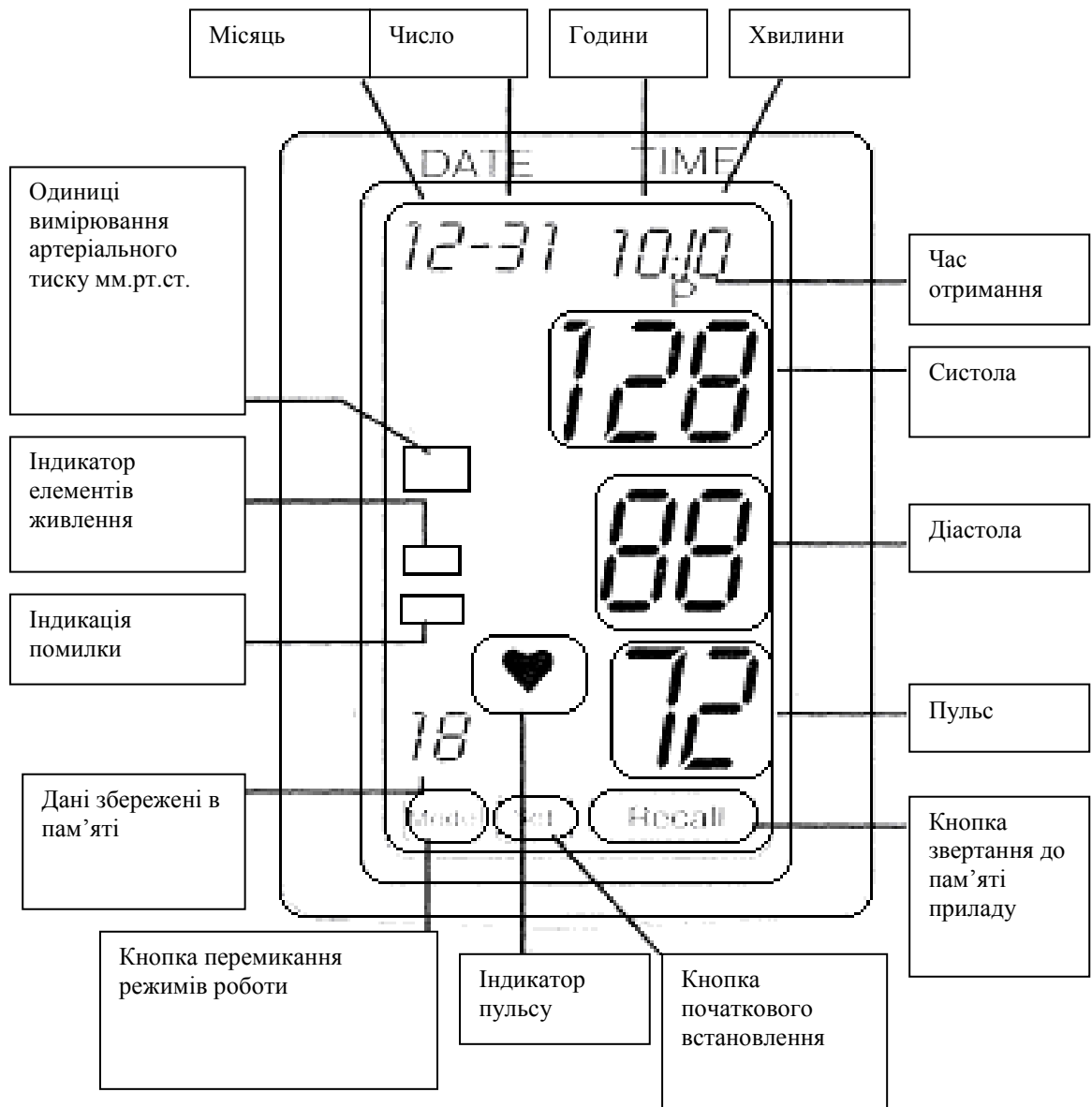
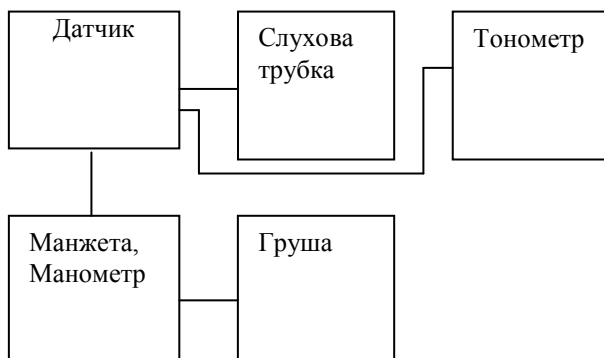


Рис. 1.3. Рідиннокристалічний дисплей.

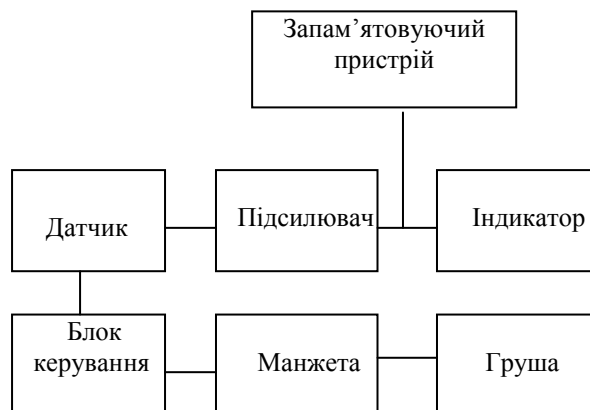
1.2. Порядок виконання роботи та функціональні схеми приладів

Функціональні схеми:

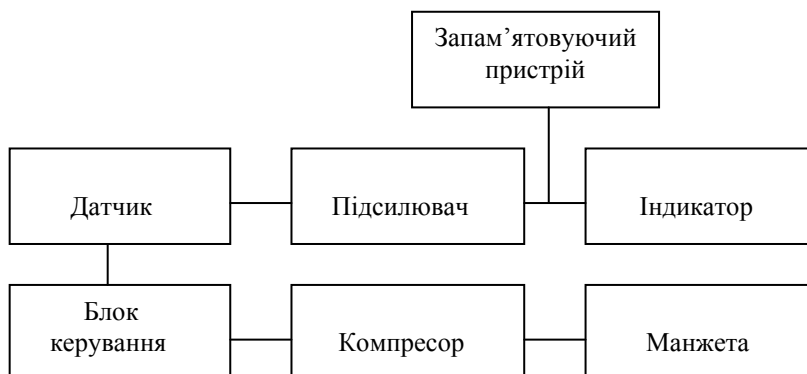
а) Механічного типу:



б) Напівавтоматичного типу



в) Автоматичного типу



Результати вимірювання

1. Напівавтоматичний прилад

Таблиця №1.

№ п/п	$P_{ст.}$, мм. рт. ст.	$P_{д.}$, мм. рт. ст.	Пульс, одиниць
1			
2			
3			
Ср.			

2. Автоматичні прилади:

Таблиця №2.

№ п/п	$P_{ст.},$ мм.рт.ст..	$P_{д.},$ мм.рт.ст..	Пульс, одиниць
1			
2			
3			
Ср.			

3. Прилади зап'ястного типу:

Таблиця №3.

№ п/п	$P_{ст.},$ мм.рт.ст..	$P_{д.},$ мм.рт.ст..	Пульс,одиниць
1			
2			
3			
Ср.			

4. Прилади механічного типу:

Таблиця №4.

№ п/п	$P_{ст.},$ мм.рт.ст..	$P_{д.},$ мм.рт.ст..
1		
2		
3		
Ср.		

Обробка результатів

1) Напівавтоматичний прилад

$$P_{см.ср.} = \frac{P_{см.1} + P_{см.2} + P_{см.3}}{3} =$$

$$\Delta P_{см.1} = |P_{см.1} - P_{см.ср.}| =$$

$$\Delta P_{см.2} = |P_{см.2} - P_{см.ср.}| =$$

$$\Delta P_{см.1} = |P_{см.1} - P_{см.ср.}| =$$

$$\Delta_{ср.} = \frac{\Delta P_{см.1} + \Delta P_{см.2} + \Delta P_{см.3}}{3} =$$

$$\delta = \frac{\Delta_{ср.}}{P_{см.ср.}} \cdot 100 \% =$$

2) Автоматичний прилад

$$P_{cm.cp.} = \frac{P_{cm.1} + P_{cm.2} + P_{cm.3}}{3} =$$

$$\Delta P_{cm.1} = |P_{cm.1} - P_{cm.cp.}| =$$

$$\Delta P_{cm.2} = |P_{cm.2} - P_{cm.cp.}| =$$

$$\Delta P_{cm.1} = |P_{cm.1} - P_{cm.cp.}| =$$

$$\Delta_{cp.} = \frac{\Delta P_{cm.1} + \Delta P_{cm.2} + \Delta P_{cm.3}}{3} =$$

$$\delta = \frac{\Delta_{cp.}}{P_{cm.ch.}} \cdot 100 \% =$$

Висновки по роботі

Контрольні запитання

1. Що вивчає гемодинаміка? Моделі кровообігу. Пульсова хвиля.
2. Чим відрізняються систолічний і діастолічний тиск. Їх математичні вирази. Методи вимірювання.
3. Класифікація і принципи побудови приладів для вимірювання параметрів артеріального тиску.
4. Порівняння абсолютних і відносних похибок визначення параметрів артеріального тиску.

Лабораторна робота 2

Фізичні основи електрокардіографії.

Електрокардіограф ЕК1Т-03М2

Мета роботи: вивчити фізичні основи електрокардіографії (ЕКГ).
Теорія Ейнтховена. Вектор-кардіограма. Принципи побудови електрокардіографів.

2.1. Теоретична частина

Електрокардіографічна апаратура.

Електрокардіографи - прилади, що реєструють зміну різниці потенціалів між двома місцями в електричному полі серця (наприклад, на поверхні тіла) . Сучасні електрокардіографи відрізняються високою технічною досконалістю і дозволяють здійснити як одноканальний, так і багатоканальний запис електрокардіограм (ЕКГ).



Рис. 2.1. Принцип побудови електрокардіографа.

В останньому випадку синхронно реєструються декілька різних електрокардіографічних відведень (від 2 до 6-8), що значно скорочує час дослідження і дає можливість одержати більш точну інформацію про електричне поле серця.

Електрокардіографи складаються з вхідного пристрою, підсилювача біопотенціалів і реєстратора (рис. 2.1). Різниця потенціалів, що виникає на поверхні тіла при роботі серця, реєструється за допомогою системи металевих електродів, укріплених на різних ділянках тіла гумовими ремнями чи грушами. Через вхідні проводи, маркіровані різним кольором, електричний сигнал подається на комутатор, а потім на вхід підсилювача, що складає з тріодів інтегральних схем.

Мале значення напруги, що отримана на електродах не перевищує 1-3 mV, підсилюється в багато разів і подається в реєстратор. Запис

проводиться звичайно на електрокардіографічній паперовій стрічці, що нагадує міліметровку (рис. 2.2). У деяких електрокардіографах здійснюється тепловий запис ЕКГ за допомогою пера, що нагрівається і як би "випалює" відповідну криву на спеціальному тепловому папері.

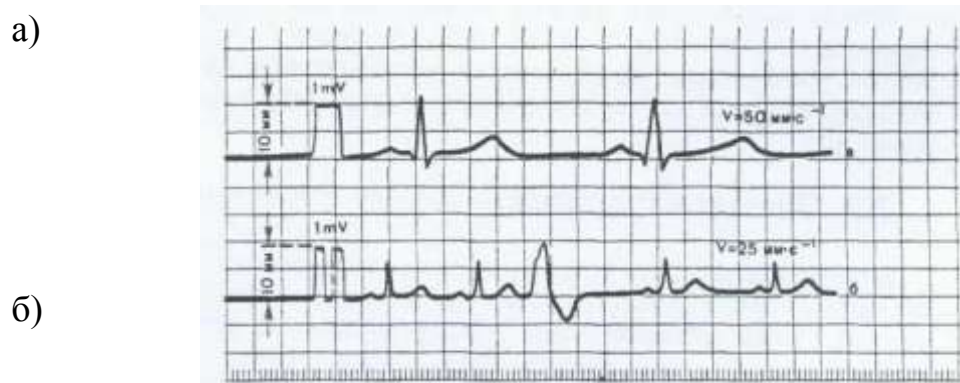


Рис. 2.2 Електрокардіограми, зареєстровані зі швидкістю 50 мм/хв (а) і 25 мм/хв (б). На початку кожної кривої показаний контрольний перевірочний імпульс в один мілівольт.

Нарешті, існують такі електрокардіографи капілярного типу (мінгографи), у яких запис ЕКГ здійснюється за допомогою тонкого струменя чорнила, що розприскуюються.

Незалежно від технічної конструкції кожен електрокардіограф має пристрій для регулювання і контролю посилення. Для цього на підсилювач подається стандартна калібрована напруга, що дорівнює 1 mV. Посилення електрокардіографа звичайно встановлюється таким чином, щоб ця напруга викликала відхилення системи, що реєструє, на 10 мм (див. рис. 2.2). Таке калібрування дозволяє порівнювати між собою ЕКГ, зареєстровані в пацієнта в різний час і різними приладами.

Стрічкопротягувальні механізми у всіх сучасних електрокардіографах забезпечують рух папера з різною швидкістю: 25, 50, 100 мм/хв і т.д. У залежності від обраної швидкості руху папера змінюється форма кривої, що реєструє: ЕКГ записується або розтягнутою (рис. 2.2, а), або більш стиснутою

(рис. 2.2, б). Найчастіше в практичній електрокардіології швидкість реєстрації ЕКГ складає 50 мм/хв.

2.2. Електрокардіограф ЕК1Т-03М2

Призначення приладу

Електрокардіограф ЕК1Т-03М2 - це одноканальний прилад з пір'яним записом на теплочутливій діаграмній стрічці.

Електрокардіограф ЕК1Т-03М2 призначений для виміру і графічної реєстрації біоелектричних потенціалів серця в медичних установах і в умовах "швидкої допомоги".

Електрокардіограф ЕК1Т-03М2 може бути використаний для реєстрації електрокардіограм, переданих по телефонному каналу за допомогою комплексу апаратури САЛЮТ (СВЯЗЬ МТ).

Технічні дані

Електрокардіографи ЕК1Т-03М2 забезпечують реєстрацію відведень: I, II, III, aVR, aVL, aVF, V. Чутливість - 5, 10, 20 мм/мВ. Діапазон сигналів, що реєструються: від 0,03 до 5 мВ. Відносна похибка виміру напруги в діапазонах: від 0,1 до 0,5 мВ не більше $\pm 20\%$;
від 0,5 до 4 мВ не більше $\pm 10\%$.

Відносна похибка виміру інтервалів часу в діапазоні інтервалів часу від 0,1 до 1,0 с не більш 10%.

Ефективна ширина запису каналу, не менше 40 мм.

Швидкість руху носія запису 25 і 50 мм/с.

Відносна похибка швидкості руху носія запису не більше $\pm 5\%$.

Забезпечено захист електрокардіографа від робочих імпульсів дефібрилятора. Час встановлення робочого режиму не більше 1 хв.

Принцип побудови та робота складових частин приладу.

1. Будова електрокардіографа

Електрокардіограф ЕК1Т-03М2 (зовнішній вигляд показаний на рис.2.3) складається з наступних складових частин:

- блоку керування, у який входить панель керування з органами керування, підсилювач біопотенціалів, підсилювач реєстратора, стабілізатор швидкості;

- стрічкопротягувального механізму, поляризований електромагнітний гальванометр-перетворювач, плата індикації розряду акумуляторної батареї БЖА (не встановлюється при виготовленні модифікації з мережевим живленням), плата стабілізаторів позитивної напруги (+9В) і негативної напруги (мінус 9В) з регулятором зсуву пера;

- блоку живлення (мережевого чи акумуляторного).

2. Органи керування і індикатори режимів роботи

Розташування органів керування ЕКГ показане на рис.2.3. Вони мають наступне призначення: 1 - кнопка включення живлення; 2 - індикатор розряду акумуляторної батареї (світиться при розряді батареї нижче 11,8 В); 3 - регулятор зсуву пера; 4 - перемикач виду робіт. Нижнє положення відповідає роботі приладу при записі електрокардіограм у відведеннях. Верхнє положення, відзначене знаком " 21564", відповідає роботі приладу при реєстрації електрокардіограм, переданих по телефонному каналу за допомогою комплексу САЛЮТ; 5 - канал підключення кабелю відведень; 6 - індикатори перемикача відведень; 7- кнопка переключення відведень у зворотній послідовності "Δ"; 8 - кнопка переключення відведень у прямій послідовності "▼"; 9 - індикатор включення заспокоєння (світиться при включенні заспокоєння); 10 - кнопка включення заспокоєння "0"; 11 - кнопка включення каліброваної напруги "1 mV "; 12 - індикатор включення швидкості руху носія запису 50 мм/хв (світиться при включенні); 13 - кнопка включення швидкості 50 мм/хв "50"; 14 - індикатор включення швидкості руху носія запису 25 мм/хв (світиться при включенні); 15 - кнопка включення швидкості 25 мм/хв "25"; 16 - кнопка переключення чутливості

ЕКГ; 17 - індикатори чутливості (світяться один з індикаторів, що відповідає включеній чутливості ЕКГ).

3. Пристрій і принципи роботи блоків.

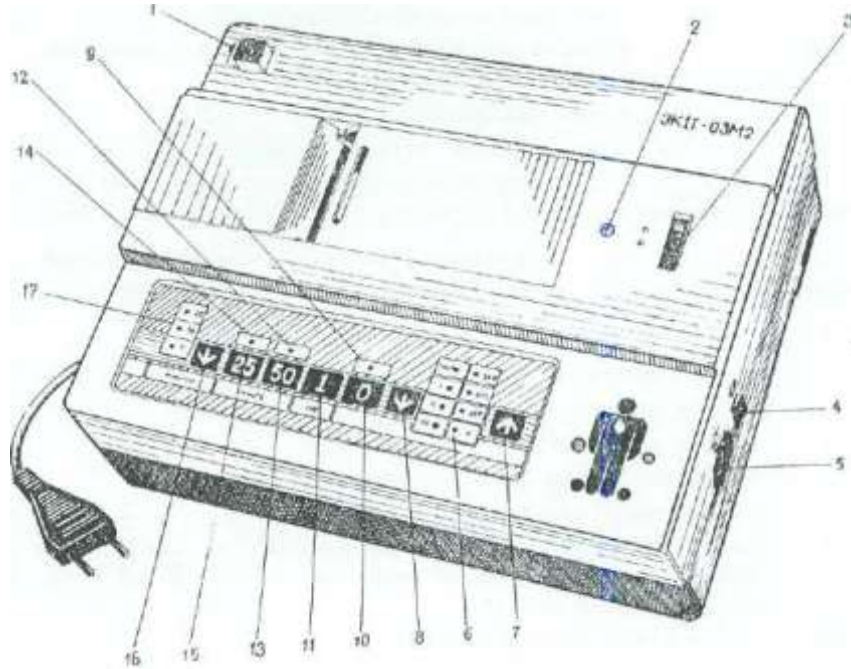


Рис.2.3 Зовнішній вигляд електрокардіографа

Структурна схема електрокардіографа приведена на рис. 2.4:

1 - кабель відведень; 2.- панель керування; 3 - плата підсилювача біопотенціалів; 4 - плата підсилювача реєстратора(ППР); 5 - блок гальванометра-перетворювача з ємнісним датчиком негативного зворотного зв'язку (НЗЗ) по куту повороту ротора; 6 - плата стабілізатора швидкості; 7 - двигун колекторний постійного струму; 8 - редуктор; 9 - стрічкопротягувальний механізм (СПМ); 10 - оптоелектронний датчик НЗЗ по швидкості двигуна СПМ; 11 - блок живлення.

Усі режими роботи ЕКГ визначає панель керування 2, на якій розташовані псевдо сенсорні кнопки і схеми керування виконавчими елементами, а також світлодіодні індикатори режимів роботи.

Біоелектричні сигнали, що знімаються електрокардіографічними електродами з тіла пацієнта, через кабель відведень 1 з елементами захисту (баластові резистори) від впливу імпульсів дефібрилятора, надходять на вхід

підсилювача біопотенціалів (ПБП) 3. В ПБП сигнали підсилюються, відбувається формування кардіографічних відведень. Джерело каліброваного сигналу 1mV, наявне в ПБП, дозволяє подавати сигнал у будь-яке відведення. ПБП, за рахунок спеціального схемотехнічного рішення, має великий коефіцієнт придушення перешкод.

З виходу ПБП біоелектричні сигнали надходять на вхід підсилювача реєстратора (ПР) 4. В ПР відбувається подальше посилення електрокардіосигналів (ЕКС) до величини, що забезпечує роботу елемента гальванометра, що реєструє сигнал, з укріпленням на його осі тепловим пишучим пером. В ПР також відбувається обмеження ЕКС по величині і швидкості для виключення биття теплового пера по механічних упорах, зменшення величини викиду, формування необхідної частотної характеристики і чутливості тракту, а також прискорене заспокоєння перехідних процесів (при натисканні на кнопку включення заспокоєння "О" чи автоматично, при переключенні відведень). До виходу ПР підключений поляризований електромагнітний гальванометр-перетворювач (ПЕГП), що входить у блок гальванометра-перетворювача (ГП) 5.

На ПЕГП, крім теплового пера, встановлений ємнісної датчик положення (кута повороту), що складається з рухливого сектора і з двох нерухомих друкованих плат. На верхній платі розташовані 4 сектори диференціального конденсатора, до яких підведена напруга від мультівібратора, що задає сигнал готовності, а на нижній платі корекції - обкладка конденсатора кільцевої форми, з якого знімається вихідна напруга датчика, та підключений до обкладки початковий повторювач.

Між обкладками ємнісного датчика переміщається, насаджений на вал, ротора ПЕГП, з'єднаний з корпусом приладу плоский металевий сектор, що змінює величину ємкостей між собою і друкованими обкладками.

З виходу початкового повторювача сигнал негативного зворотного зв'язку по положенню, амплітуда якого залежить від відхилення рухливого сектора від вихідного положення, а фаза - від напрямку цього відхилення,

подається на вхід фазочутливого підсилювача, розташованого на друкованій платі, установленій на корпусі ПЕГП. Сигнал постійного струму з виходу фазочутливого підсилювача є вихідним сигналом блоку гальванометра-перетворювача. Датчик положення застосований для охоплення частини ПР і ГП негативним зворотним зв'язком по положенню (куту повороту) ротора ПЕГП, що дозволяє звести до мінімуму сигнал помилки (різниця між ЕКС і сигналом датчика положення), забезпечити мінімальне значення гістерезису запису (не більш 0,5 мм).

Стрічкопротягувальний механізм (СПМ) приводиться в рух колекторним електродвигуном постійного струму 7 через редуктор 8. Двигун керується імпульсним стабілізатором швидкості 6, розташованим на платі стабілізатора швидкості. Швидкість обертання вала електродвигуна визначається частотою імпульсів генератора стабілізатора, що задає швидкість.

У такий спосіб, стабілізація швидкості досягається, охопленням двигуна і стабілізатора негативним зворотним зв'язком (НЗЗ) по швидкості двигуна. На платі стабілізатора швидкості також розташований імпульсний регулятор теплового пера, що має три автоматично встановлюваних режими: - попередній розігрів пера при виключеному СПМ; - середній розігрів пера при швидкості СПМ 25 мм/хв; - максимальний розігрів пера при швидкості СПМ 50 мм/хв.

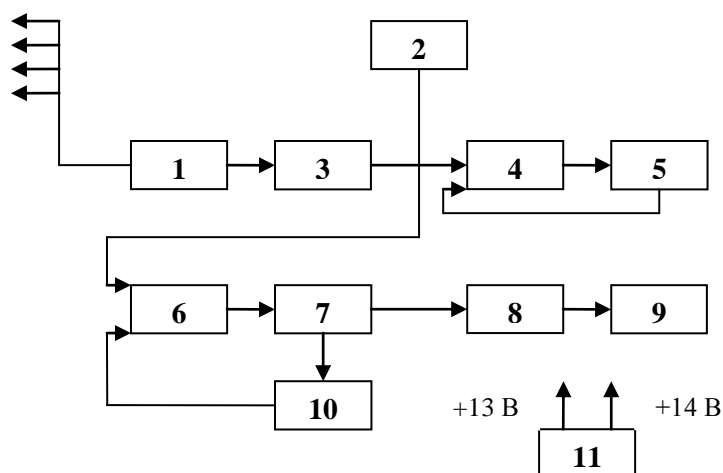


Рис. 2.4 Структурна схема електрокардіографа

Крім того на платі стабілізатора швидкості розташовані три вторинних джерела живлення:

джерело негативної напруги - 13 В;

джерело негативної напруги - 25 В;

Система живлення електрокардіографа складається зі змінних первинних джерел живлення - блок живлення мережний(БЖМ) чи акумуляторний (БЖА), і вторинних джерел живлення (три джерела, розташовані на платі стабілізатора швидкості та стабілізатори напруги +9 В и -9 В, розташовані на платі стабілізатора напруги).

У БЖМ знаходиться мережний трансформатор, що гальванічно розв'язує ЕКГ від мережі перемінного струму і знижує живлячу напругу до рівня необхідного для роботи електричної схеми.

З однієї вторинної обмотки трансформатора через випрямляч не стабілізована напруга +14 В надходить на плату стабілізатора швидкості для живлення нагрівального елемента теплового пера й електродвигуна СПМ. З іншої вторинної обмотки через випрямляч і стабілізатор стабілізована напруга +13 В подається на блок керування електрокардіографа.

БЖА встановлюється замість БЖМ.

Заряд акумуляторної батареї ведеться від спеціального зарядного пристрою. Плата індикації призначена для контролю напруги акумуляторної батареї БЖА.

При розряді акумуляторної батареї до напруги $(11,8 \pm 0,2)$ В починає постійно світитися індикатор 2 (рис. 2.3), попереджаючи про необхідність закінчення роботи від БЖА і заряду батареї.

При подальшому зниженні напруги до $(11 \pm 0,2)$ В відбувається відключення акумуляторної батареї.

Підготовка до роботи

Установити електрокардіограф у зручне для оператора положення.

Заправити електрокардіограф діаграмною стрічкою, піднявши лівий край столика стрічкопротягувального механізму, установити столик у вертикальне положення. Висунути столик з-під гумового валика вліво і дістати його з приладу; установити рулон стрічки на обертову втулку так, щоб при витягуванні стрічки рулон обертався по годинниковій стрілці; притримуючи кінець діаграмної стрічки на робочій поверхні столика, покладеної поверх напрямних роликів столика, установити столик у робоче положення.

Застосовується стрічка діаграмна ТУ 29.01-59-83 реєстровий № 2749.

Установити перемикач виду робіт у положення запису електрокардіограм (нижнє положення).

Підключити кабель до розетки перемінного струму з номінальною напругою 220 В.

Перед накладенням електродів на кінцівці пацієнта і на грудну клітку відповідно до загальноприйнятої методики, поверхню електродів, що контактують з тілом пацієнта, продезінфікувати 1% розчином хлораміну і протерти насухо. Для поліпшення контакту під електроди рекомендується укласти прокладки (по розмірі електродів) з марлі чи фільтрувального папера, змочені фізіологічним розчином і злегка віджаті.

Закріпити електроди на кінцівках пацієнта за допомогою гумових стрічок і кнопок.

З'єднати кабель відведень з електродами, накладеними на пацієнта.

Кабеля відведень приєднуються до електродів у наступному порядку:

червоний (R) - до електрода на правій руці; жовтий (L) - до електрода на лівій руці; зелений (F) - до електрода на лівій нозі; чорний (N) - до електрода на правій нозі; білий (C) - до електрода, що присмоктується, на грудній клітці.

Розташування кабелю відведень на тілі пацієнта і приклад накладення електрода на руку показані на рис. 2.5.

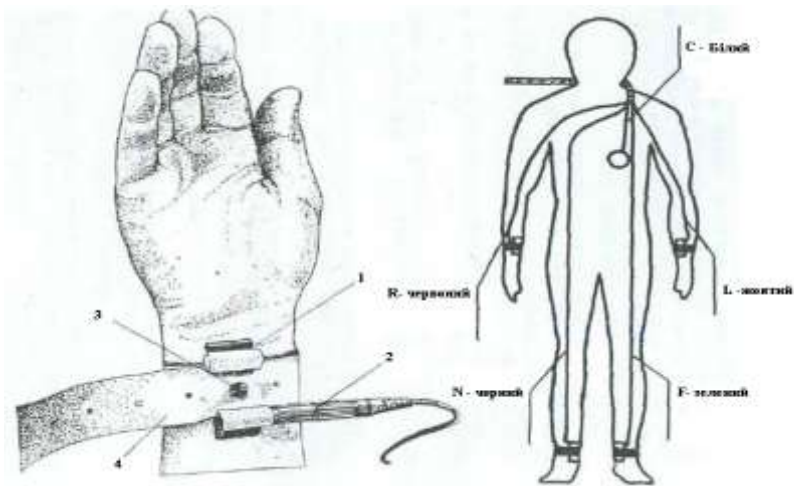


Рис. 2.5 Розташування кабелю відведень на тілі пацієнта і приклад накладення електрода на руку: 1 - електрод для кінцівок; 2 - контактний електрод кабелю відведень; 3- кнопка; 4- гумова стрічка

Порядок роботи приладу.

Ввімкнути електрокардіограф, натиснувши кнопку включення живлення, що повинна зафіксуватися в нижньому положенні. При цьому повинні світитися: індикатор живлення, один з індикаторів чутливості електрокардіографа й індикатор перемикача відведень, що указує включення каліброваного відведення "1 mV". Установити чутливість електрокардіографа 10мм/мВ, натискаючи кнопку перемикача чутливості. Установити теплове перо на середину стрічки запису, регулятором зсуву пера. Виключити заспокоєння, короткочасно натиснувши на кнопку включення заспокоєння. Включити протягання діаграмної стрічки зі швидкістю 25 мм/хв, короткочасно натиснувши на кнопку включення швидкості "25". Записати два-три каліброваних сигналу, короткочасно натискаючи на кнопку калібрування "1 mV", що вказують на чутливість електрокардіографа. Виключити протягання стрічки, короткочасно натиснувши на кнопку включення швидкості "25". Установити перемикач відведень у положення "1", короткочасно натиснувши на кнопку перемикача відведень «▼».

Ввімкнути протягання діаграмної стрічки з необхідною швидкістю (25 чи 50 мм/хв) і записати необхідне число циклів електрокардіограм. Записати електрокардіограму в інших відведеннях, установлюючи перемикач відведень у наступні відведення короткочасним натисканням на кнопку "▼". При переключенні відведень заспокоєння включається автоматично на час, рівний 1 с. У разі потреби збільшення часу заспокоєння варто включити заспокоєння, короткочасно натиснувши на кнопку "0". Якщо при реєстрації електрокардіограми розмах запису перевищує ширину запису, чи навпаки, розмах запису занадто малий, що утрудняє дослідження, варто змінити чутливість електрокардіографа.

Установивши чутливість 5 мм/мВ чи 20 мм/мВ, варто знову записати калібровані імпульси, що вказують чутливість електрокардіографа, і зареєструвати електрокардіограму в потрібному відведенні.

Запис каліброваного сигналу може проводитися в будь-якім відведенні.

Для одержання якісного запису електрокардіограми необхідно, щоб пацієнт лежав у зручному положенні, був розслаблений і спокійний. Під час запису електрокардіограми пацієнт не повинний торкатися корпуса електрокардіографа, а оператору не слід одночасно торкатися пацієнта й електрокардіографа.

2.3. Порядок виконання роботи та функціональні схеми приладів.

1. Ознайомитись зі структурою та електричною принципіальною схемою приладу і його основних блоків. Освоїти роботу приладу.
2. Ознайомитись з теоретичними основами ЕКГ та моделлю Ейнтховена.
3. Ознайомитись з діючими біоелектричними сигналами та іншими впливаючими факторами.
4. Освоїти методику зняття ЕКГ та оформити протокол досліджень.

№ п\п досліда	I відведення мВ	II відведення мВ	III відведення мВ	Диполь серця мВ
1 діляниця				
2 діляниця				
3 діляниця				
U_{cp}				

Обробка результатів вимірів.

Висновки по роботі.

Контрольні запитання

1. Теоретичні основи електрографії. Електрокардіографія. Біоенергетичні основи мембранної теорії потенціалів. Потенціал серця.
2. Трикутник Ейнтховена. Принципи побудови електрокардіографів. Структурно-функціональна та принципальна схеми електрокардіографа.

3. Лабораторна робота 3

Фізичні основи акустичних методів дослідження в медицині.

Ультразвукова діагностична системи.

Прилади для ультразвукової терапії.

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

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

Швидкість ультразвуку в біологічних середовищах, відображення і переломлення.

Для усіх видів біологічних тканин швидкість звуку чи ультразвуку (УЗ) у кожній з них практично не залежить від частоти (чи довжини хвилі). У табл. 3.1 приведені межі зміни швидкості звуку для ряду біологічних тканин людини [2, 3]. Крім цього, для порівняння приведені значення швидкості звуку в повітрі при нормальних умовах і в дистильованій воді при температурі $+20^{\circ}\text{C}$.

На рис. 3.1 показано принцип поширення і відображення УЗ хвиль.

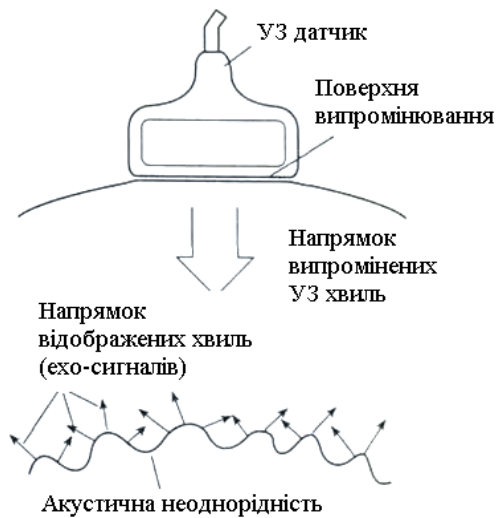


Рис. 3.1. Поширення і відображення УЗ хвиль.

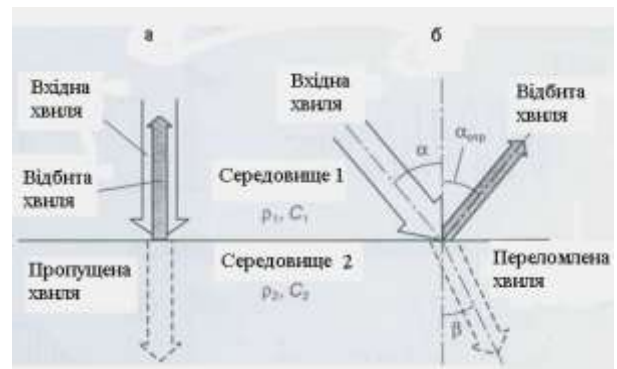


Рис 3.2 Відбиття і переломлення ультразвуку на межі середовищ

Розкид значень швидкості звуку в тканинах одного виду обумовлений багатьма причинами, зокрема, станом пацієнта, суб'єктивними особливостями організму, віком, розходженням температур при проведенні вимірів і т.д. У ряді випадків виявлена залежність швидкості звуку від стану досліджуваної тканини (норма чи патологія), що в принципі могло б бути

використане для діагностики, якби удалося перебороти труднощі, зв'язані з точним виміром швидкості звуку в окремих структурах *in vivo*.

На основі даних табл. 3.1 можна виділити три класи тканин: **тканини легенів з малою швидкістю звуку**, що обумовлено високим рівнем газонаповнення, **кісткові тканини з високою швидкістю звуку і всі інші рідкі середовища і м'які тканини**, швидкість звуку в якій відрізняється від швидкості звуку у воді не більше ніж на $\pm 10\%$. У цих останніх (водо-подібних) тканин середня швидкість звуку складає **1540 м/с**, мало відрізняючись від швидкості звуку у воді. При відтворенні акустичного зображення використовується допущення про сталість швидкості звуку в м'яких тканинах і рідких середовищах організму. Таке допущення дозволяє з визначеною точністю розрахувати глибину розташування неоднорідності за часом приходу відбитого від неї сигналу. Розходження у швидкості звуку в тканинах визначають характер відображення на границі середовищ (рис.3.2). При перпендикулярному падінні звукової хвилі на плоску границю середовищ відбита хвиля не змінює свого напрямку, щодо падаючої хвилі і відрізняється від неї, зменшеною енергією, тому, що частина енергії разом з відбитою хвилею переноситься у напрямку, протилежному падаючої хвилі (рис. 3.2а).

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

Середовище	Швидкість звуку, м/с	Густина відносно води, ρ_c/ρ_v	Акустичний опір відносно води, Z_c/Z_v
Повітря (за нормальних умов)	343	$1,2 \times 10^{-3}$	$0,3 \times 10^{-3}$
Дистильована вода (при $+20^{\circ}\text{C}$)	1480	1,0	1,0
Легені	400-1200	-	-
Жирова тканина	1350-1470	0,95	0,86-0,94
Мозок	1520-1570	1,03	1,06-1,09
Кров	1540-1600	1,06	1,04-1,08

Печінка	1550-1610	1,06	1,11-1,14
М'язова тканина	1560-1620	1,07	1,13-1,18
Нирка	1560	1,07	1,13
М'які тканини (середнє значення)	1540	1,06	1,11
Кісткова тканина	2500-4300	1,2-1,8	2,2-5,0
Каміння печінки	1400-2200	-	0,8-1,6

3.2. Ультразвукові діагностичні прилади.

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

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

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

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

На початку чергового циклу сканування пристрій керування скануванням забезпечує установку променя датчика в положення 1 (рис. 3.3). Пристрій передачі-прийому сигналів формує короткий передавальний електричний імпульс, який надходить на датчик. У датчику електричний імпульс перетворюється в зондувальний акустичний імпульс, що випромінюється в напрямку осі променя. Зондувальний імпульс починає рух

усередину біологічного об'єкта, поширюючись зі швидкістю, близької до швидкості звуку у воді ($C = 1500$ м/с). За межами променя 1 зондувальний імпульс швидко зменшується по потужності, і тільки в межах границь його рівень досить великий. В міру руху в межах зондувальний імпульс зменшується по потужності в наслідок відображення, розсіювання і поглинання частини його енергії.

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



Рис. 3.3 Структурна схема отримання двомірного зображення в УЗ приладі

Акустичне зображення з досить високою точністю відтворює геометричні форми внутрішніх структур, за рахунок того, що взаємне розташування акустичних рядків на екрані монітора у визначеному масштабі точно відтворює взаємне розташування осей відповідних променів, що

переключаються в процесі сканування. Положення що відбивають неоднорідність уздовж акустичного рядка може бути обчислена за допомогою виміру часу приходу ехо-сигналів від них відносно початку зондування. Тут використовується та обставина, що швидкість поширення ультразвукового імпульсу в м'яких тканинах не сильно варіює в залежності від типу тканин (як правило, у межах $\pm 5\%$) і близька до швидкості ультразвуку у воді. Тому глибину розташування утворення, що відбиває, по осі променя (акустичному рядку) можна обчислити по формулі

$$L = f/2C,$$

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

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

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

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

часто режим використовується для дослідження руху структур серця.

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

3.3. Ультразвукові перетворювачі.

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

УЗ перетворювач виконує наступні функції:

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

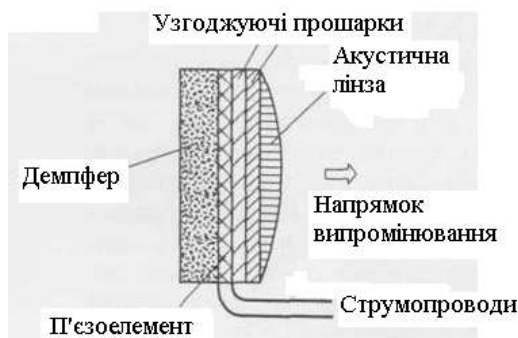


Рис. 3.4 Ультразвуковий перетворювач.

Рис. 3.5 Конфігурація пізоеlementів в різноманітних типах датчиків.

- приймає ультразвукові ехо-сигнали, відбиті неоднорідністю в біологічних тканинах, і перетворить ці сигнали в електричні, для подальшого

підсилення й обробки;

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

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

3.4. Ехотомоскоп ЕТС-ДМУ-02. Призначення приладу

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

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

Прилад передбачає роботу в режимах:

„В” (відтворення секторних ехограм);

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

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

Переважною областю використання приладу в медицині являється уронефрологія.

Основні технічні характеристики.

Ділянка ультразвукового огляду приладу характеризується наступними значеннями параметра:

глибина зондування, мм 180 ± 18 ; протяжність мертвої зони, мм, не

більше 20; кут сканування, град. 87 ± 2 ;

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

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

Аксіальна роздільна здатність приладу не гірше 2 мм.

Азимутальна роздільна здатність приладу не гірше 4 мм.

Відхилення вимірювання приладу не повинно перевищувати:

- ± 2 мм при вимірюванні лінійних розмірів;
- ± 4 мм при вимірюванні периметра;
- ± 40 мм² при вимірюванні площі;
- $\pm 0,2$ мс. при вимірюванні часових інтервалів;

Прилад забезпечує автоматичну індикацію наступної службової інформації:

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

Прилад забезпечує клавіатурне управління та індикацію наступної службової інформації:

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

Динамічний діапазон електроакустичного тракту приладу складає не менш 60 дБ.

Число рівнів квантування ехо-сигналу - 16.

Розміри робочого поля індикатора приладу складає по горизонталі не

менш 60 мм, по вертикалі не менш 80 мм.

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

Потужність, споживана приладом від мережі, складає 120 Вт.

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

Час установлення робочого режиму не перевищує 5 хв.

Будова та принцип роботи.

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

1. Конструкція приладу.

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

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

На передній панелі розташовані наступні органи керування й індикації: ручка «BRIGHT» (ЯСКРАВІСТЬ) – призначена для регулювання інтенсивності світіння екрана; ручка «CONTRAST» (КОНТРАСТ) – для регулювання насиченості екрана; ручка «COMPRESS» (КОМПРЕСІЙ) – для

регулювання відтворюваності на екрані ехо-сигналів різної інтенсивності; ручка „ENERGY OUTPUT” (ВИХІДНА ЕНЕРГІЯ)—для регулювання амплітуди імпульсного збудження; ручка „NEAR” (БЛИЖНЯ ЗОНА)— для регулювання амплітуди ехо-сигналів ближньої зони; ручка „FAR” (ДАЛЬНЯ ЗОНА)—для регулювання ехо-сигналів дальньої зони; ручка „GAIN” (ПОСИЛЕННЯ)—для загального регулювання інтенсивності ехо-сигналу і його інверсії; кнопка і світло діод „POWER”—вимикач і індикатор джерела живлення; роз’єм „TRANSDUCER” (ДАТЧИК)—призначений для підключення ультразвукового датчика; на задній панелі приладу розміщені: два запобіжника для захисту від коротких замикань; гніздо „VIDEO OUT” (ВИХІДНИЙ ВІДЕОСИГНАЛ)—для підключення зовнішнього монітору; джгут з вилкою для ввімкнення у мережу 220 В.

Призначення клавіш

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

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

Порядок використання приладу

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

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

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

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

Режим “В”

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

Змінюючи положення датчика шляхом його переміщення по тілу пацієнта, обертання і вибору кута нахилу, отримують потрібний ракурс спостереження області, яка цікавить.

Режим “М”

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

Режим “В/М”

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

Дисплейний режим

Спостереження динамічних ехограм в режимах “В”, “М”, “В/М”, вибраних і випадковим методом, дозволяє оцінити структуру і життєдіяльність біологічного об’єкту в реальному часі, але на якісному рівні. Для того, щоб можна було оцінити кількісні характеристики отриманого

акустичного зображення. Ехограму “заморожують”, тобто запам’ятовують у відео пам’яті приладу шляхом натискання клавіші “FRZ”. Після цього можна проводити вимірювання отриманої статистичної ехограми та ідентифікувати пацієнта.

“COMPRESS” (Компресія) – використовується для зміни діапазону ехо-сигналу і перетворення амплітудної характеристики підсилювача. Широкий динамічний діапазон дозволяє відтворити більш м’які зображення, в той час коли більш вузький дає різкий контраст. Положення регулювання задається посилюючись на зорові властивості спостерігача, характер досліджуваної ділянки і рівень фонового підсвічування екрану індикатора.

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

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

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

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

Ідентифікація

Після включення приладу і натискання клавіші “RES”, а також в дисплейному режимі після натискання клавіші “OR” можна вказати час обстеження, прізвище та ініціали пацієнта шляхом набору і вводу на екран у відповідному йому місці потрібних повідомлень за допомогою клавіш алфавітно-цифрових символів. Крім того, можливо у символному вигляді вказати місцезнаходження досліджуваної області на тілі пацієнта, де отримана ехограма. Для цього необхідно натиснути клавішу “POS” та, повторюючи натискання, обрати досліджувану частину тіла людини. Далі, натискаючи послідовно в потрібному порядку клавіші переміщення “”, “”, “”, “”, “”--“та обертання “” (при необхідності разом із клавішею реверса “DLE”) перемістити і зорієнтувати по напрямку символ датчика на зображенні символу тіла в потрібному місці.

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

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

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

Для виміру параметрів плоских еліптичних фігур на ехограмі потрібно натиснути клавішу “AREA”. Після посилення на зображення маркера, необхідно розмітити дві точки на зображенні. При цьому друге натискання клавіші “FIX” викличе на зображенні еліпса, орієнтованого великою віссю уздовж зазначених точок за допомогою клавіш переміщення покажчиків ” ” і ” “ можна розширити чи звузити другу вісь еліпса, підігнавши його конфігурацію під визначений розмір. Результат виміру з'являється після натискання клавіші “MARK” у позиції L (периметр) і A (площа).

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

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

Протокол і порядок виконання лабораторної роботи. Вимоги до звіту.

Ультразвукові сигнали та їх поширення в живих тканинах.
Акустичний опір м'яких тканин та кісток.

Градації прозорості біологічних тканин.

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

Діючі параметри УЗ сигналу при його відбитті на межі середовищ .

Протокол дослідження: Ехограма лодоні.

Висновки.

Контрольні питання.

- 1.Що таке акустодіагностика?
- 2.Параметри ультразвукових коливань.
- 3.Аналіз структурно-функціональних схем блоків та приладів УЗД і УЗТ.

4. Лабораторна робота 4

Фізична дія електромагнітних хвиль на біологічні тканини

Мета роботи: вивчити дію електромагнітних хвиль та полів на біологічні тканини. Фізіотерапевтичний вплив і взаємодія зовнішніх та біоелектричних сигналів людини. Дарсонвалізація та ультрависокочастотна терапія.

Теоретична частина.

Дія фізичних факторів на біологічні об'єкти.

Протягом усього розвитку життя на Землі живі організми піддавалися дії електромагнітних хвиль і іонізуючих випромінювань, джерелами яких були космічні (Сонце, планети, галактики) і земні (радіоактивні елементи земної кори) об'єкти. На сучасному етапі до природного електромагнітного поля додалося штучний - випромінювання радіостанцій, ядерних установок і ін.

Дія електричного струму й електромагнітного випромінювання може приводити до несприятливих наслідків для людини, у тому числі і до летального. Незважаючи на це, струм і електромагнітне випромінювання володіють цілим пучком властивостей, завдяки яким вони знайшли широке застосування в медицині: як у терапії, так і в діагностиці.

Вплив електричного струму на живий організм.

Під впливом електричного струму в живих організмах відбувається рух заряджених часток, поляризація тканин і їхнє нагрівання (тепловий ефект). Постійний струм і перемінний струм, частота якого нижче 10^5 Гц, можуть становити небезпеку для організму. Вражаюча дія обумовлена

струмом, а не напругою. Безпечної вважається сила струму нижче 0,01 А (хоча навіть слабкі струми позначаються на функціонуванні нервової системи); струм вище 0,1 А небезпечний для життя. Ступінь небезпеки, обумовлений струмом, залежить від шляху поширення струму по організму, наприклад, від того, чи проходить він через чи серце ні.

Як відомо, електричний струм, що проходить через м'яз, викликає його скорочення. При цьому реакція м'яза залежить як від сили струму, так і від тривалості його впливу. Сила струму нижче деякої граничної величини не викликає скорочення, так само, як і занадто короткочасний імпульс. Якщо імпульс був одиночним, то за скороченням піде розслаблення, тобто м'яз здригнеться. Щоб м'яз після скорочення цілком розслабився, потрібно якийсь час. Тому, якщо імпульси слідуєть один за іншим, причому інтервал між ними менше часу, необхідного для скорочення, то м'яз не встигає розслабитися і її скорочення триває стільки ж часу, скільки подаються збудливі імпульси. Такий стан м'яза називається тетанусом. Імпульси постійного струму (імпульсний струм) викликають приблизно таку ж дія на організм, як і змінний струм. Тетанічне скорочення м'яза пояснює той факт, що людина, яка взялася за оголений провід, не може його самостійно відпустити.

Електричний струм невеликої сили (0,01-0,025 А) може привести до розладу подиху (у випадку скорочення дихальних м'язів), серцебиттю і так далі; струм більш високої сили (від 0,1 А) - до оборотної або необоротної зупинки серця. Дія електричного струму може також викликати денатурацію білка, опіку, як результат теплового ефекту.

Будь-яка біологічна система гетерогенна, її опір електричному струму визначається опорами, що змінюються в досить широких межах по її складових частинах (табл. 4.1.). Кут зсуву фаз для різних тканин та рідин організму наведено у табл. 4.2.

Таблиця 4.1. Питомий опір деяких

Таблиця 4.2. Кут зсуву фаз для

біологічних об'єктів
(при частоті 1 кГц).

різних тканин та рідин організму

Тканина або рідина	Питомий опір Ом·м
Спинномозкова рідина	0,55
Кров	1,66
М'язи	2
Мозкова та нервова тканини	14,3
Жирова тканина	33,3
Суха шкіра	10^5
Кістка без надкiсницi	10^7

Біологічний об'єкт	Кут зсуву фаз, град.
Шкіра людини, жаби	55
Нерв жаби	64
М'язи кроля	65

Опір організму, насамперед, визначається опором шкіри, а ця величина, у свою чергу, залежить від її стану: товщини, вологості. Усередині тіла струм в основному поширюється по кровоносних і лімфатичних судинах, м'язам і оболонкам нервових волокон. Опір тканин залежить від стану організму. Наприклад, опір збільшується при запальних процесах, що супроводжуються набряканням кліток, тому що при цьому зменшується перетин міжклітинних з'єднань. Зменшення опору, у свою чергу, відбувається при станах з підвищеною пітливістю.

Повний опір якої-небудь системи перемінному струму визначається його активними і реактивними (індуктивною та ємнісною) складовими. У живих системах, як конденсатори виступають біологічні мембрани, а системи, що виявляють індуктивні властивості, відсутні. Тому повний опір - імпеданс - біологічних систем визначається тільки омичним R і ємнісним X_c опорами:

$$Z = \sqrt{R^2 + X_c^2}, \quad (4.1)$$

а прикладена напруга відстає по фазі від сили струму на кут:

$$\varphi = \operatorname{arctg} \frac{X_c}{R} \quad (4.2)$$

Значення кутів зрушення фаз для біологічних об'єктів приведені в табл. 4.2. Залежності імпедансу від частоти перемінного струму відрізняються для здорових, хворих і мертвих тканин. На рис. 4.1 приведений якісний вид частотної залежності імпедансу здорової (крива 1) і мертвої (крива 2), де

зруйновані мембрани, тобто відсутній ємнісний опір. Дослідження частотних залежностей тканини, у якій унаслідок впливу яких - не будь вражаючих факторів (наприклад термічного впливу) імпедансу знайшли застосування в трансплантології, де вони проводяться перед пересадженням тканин і органів. Імпеданс тканин і органів змінюється при наповненні кровоносних судин, тобто залежить від стану серцево-судинної системи. Реєстрація імпедансу тканин і органів у процесі серцевої діяльності лежить в основі діагностичного методу, названого реографією (імпедансом-плетизмографією). Знімають реограми серця (реокардіограми), головного мозку (реоенцефалограми), магістраль судин, легень, печінки і кінцівок. Як правило, дослідження проводять на частоті 30 кГц.

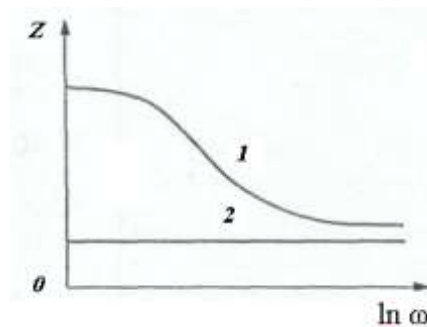


Рис. 4.1 Частотна залежність імпедансу живої (1) та мертвої (2) тканин

Роздратування може викликати тільки такий струм, тривалість якого перевищує деякий мінімальний час, необхідний для скорочення м'язового волокна. Тому що зі зростанням частоти струму тривалість роздратування знижується, проте при досягненні деякої граничної величини частоти (10^5 Гц) струм уже не викликає скорочення м'язів. У цьому випадку він викликає

тільки теплову дію.

Проходження електричного струму через провідник, що має активним опором, супроводжується нагріванням останнього, тому що прискорені електричним полем носії заряду, зіштовхуючись з іншими частками і передають їм частину своєї кінетичної енергії, що приводить до збільшення теплового руху часток, а отже, до підвищення температури провідника.

Кількість виділеної теплоти розраховується за законом Джоуля - Ленца:

$$Q = I^2 \cdot R \cdot t, \quad (4.3)$$

де I — сила струму; R — опір; t — час дії струму. Розділивши даний вираз на об'єм та час, одержуємо кількість теплоти, що виділяється в одиниця об'єму тканини за одиницю часу:

$$q = j^2 \cdot \rho, \quad (4.4)$$

де j — щільність струму; ρ — питомий опір.

Тепловий ефект електричного струму широко застосовується в медицині для прогрівання тканин, для чого використовують струм силою 10-15 А, частотою $\nu > 500$ кГц (зсув іонів, викликуваний їм, безпечно для організму), напругою ~ 10 кВ. Високочастотні струми застосовуються в хірургії для з'єднання (діатермокоагуляція) і розсічення (діатермотомія) тканин. Постійний струм широко використовується для введення лікарських речовин - електрофорезу. Під дією електричного поля іони лікарської речовини проникають через шкіру в тканині. Негативно заряджені частки речовини (аніони) вводяться з катода; позитивні (катіони) - з анода.

Електрофорез має ряд переваг у порівнянні зі звичайними методами введення лікарських препаратів, тому що дозволяє вводити їхній безпосередньо в тканині, минаючи травний тракт і кров.

Імпульсні струми застосовуються для стимуляції серця, нервових волокон, м'язів з метою відновлення їх скорочувальної чи провідної функції. Пропущенні через серце короткочасних імпульсів струму (декілька мілісекунд) силою 10 А викликає рівномірну деполяризацію мембран і сприяє виникненню синхронного скорочення м'язів міокарда. При реанімації для цих цілей використовують спеціальний апарат - дефібрилятор. У залежності від амплітуди, тривалості і форми імпульсів струм може викликати різну фізіологічну дію на організм.

Електромагнітне опромінення, його дія на біологічні об'єкти і застосування у медицині наведено у таблиці 4.3.

Вплив випромінювання оптичного діапазону на біологічні об'єкти

Дія інфрачервоного випромінювання на організм викликає відчуття тепла; видимого діапазону - зорові реакції, фотосинтез (утворення органічної сполуки за рахунок енергії світла), фототаксис (рух мікроорганізмів до світла, чи від нього); фототропізм (поворот листів і стебел рослин до чи світла від нього); ультрафіолетового - синтез вітаміну D, еритему (почервоніння шкіри, викликане розширенням кровоносних судин шкіри), засмага (утворення в шкірі пігменту меланіну), канцерогенез (утворення пухлин), робить бактерицидний ефект. З усього діапазону електромагнітного випромінювання людина має рецептори тільки до інфрачервоного випромінювання (терморекцептори) і до видимого (зорові рецептори).

Процеси, що відбуваються в біологічних системах при впливі випромінювання оптичного діапазону, називаються фотобіологічними. Виділяють наступні їхні стадії: фотофізичну - поглинання кванта світла і перенос енергії збудженого стану; фотохімічну - хімічні перетворення молекул та фізіологічну - відповідь організму на випромінювання. Поглинання кванта випромінювання оптичного діапазону приводить до порушення структури молекули, а отже, до підвищення її реакційної здатності, у результаті чого

	Радіохвилі довгі, середні, короткі, УВЧ, СВЧ	Інфрачервоне опромінення	Видиме світло	Іонізуюче опромінення		
				Ультрафіолетове	Рентгенівське	Гамма-випромінення
Довжина хвилі, м	$10^8 \dots 10^{-3}$	$10^{-3} \dots 7,6 \cdot 10^{-7}$	$7,6 \cdot 10^{-7} \dots 3,8 \cdot 10^{-7}$	$3,8 \cdot 10^{-7} \dots 10^{-8}$	$10^{-7} \dots 10^{-12}$	$10^{-10} \dots 10^{-11}$ і менше
Полоса частот, Гц	$3 \dots 3 \cdot 10^{11}$	$3 \cdot 10^{11} \dots 3,95 \cdot 10^{14}$	$3,95 \cdot 10^{14} \dots 7,9 \cdot 10^{14}$	$7,9 \cdot 10^{14} \dots 3 \cdot 10^{16}$	$3 \cdot 10^{15} \dots 3 \cdot 10^{20}$	$3 \cdot 10^{18} \dots 3 \cdot 10^{21}$ і більше
Енергія кванту	$1,24 \cdot 10^{-14} \dots 1,24 \cdot 10^{-3}$	$1,24 \cdot 10^{-3} \dots 1,63$	1,63...3,27	$3,27 \dots 1,24 \cdot 10^2$	$12,4 \dots 1,24 \cdot 10^6$	$1,21 \cdot 10^4 \dots 1,24 \cdot 10^7$ і більше
Дія на речовину	Виникнення струмів провідності; поляризація діелектриків. Тепловий ефект	Коливання ядер і рух молекул	Збудження молекул	Збудження і іонізація молекул	Іонізація за рахунок фото- і комітон-ефектів	Іонізація за рахунок фото- і комітон-ефектів, утворення пари
Біологічний ефект	Порушення водневих зв'язків і гідрофобних взаємодій; зміна гідратації і конформації макромолекул	Тепловий ефект. Активація термоцентрів у тварин	Зорові реакції у тварин; фотосинтез у рослин.	Синтез вітаміну D і пігменту меланіну у людини. Канцерогенез. Бактерицидний ефект	Первинні і вторинні радіобіологічні ефекти, які призводять до руйнування окремих біологічно важливих молекул і організму у цілому	
Застосування у терапії	Лікувальне прогрівання УВЧ- і СВЧ- хвилями (УВЧ- і СВЧ-терапія)	ІК-прогрівання	Лазерна терапія	УФ-терапія шкірних і онкологічних захворювань	Рентгенотерапія	γ -терапія
Застосування у клінічній діагностиці	Тепловізійні методи діагностики		Методи діагностики, основані на явищі люмінесцентності		Рентгенодіагностика: рентгенографія і рентгеноскопія, комп'ютерна томографія	Радіонуклідні методи діагностики

Таблиця 4.3. Електромагнітне опромінення: дія на біологічні об'єкти і застосування у медицині

можуть відбуватися хімічні реакції, що були б неможливі в темряві. Такі реакції називаються фотохімічними, а продукти, що утворюються в них - ф о т о п р о д у к т а м и. Безпосередній вплив світла на хімічну речовину найчастіше приводить до утворення нестабільних продуктів, що у ланцюзі наступних реакцій перетворюються в стабільні. Ці реакції, як правило, уже не вимагають дії світла і тому називаються темповими.

Оптичне випромінювання в медицині

Оптичне випромінювання широке використовується при лікуванні і діагностиці ряду захворювань. Наприклад, тепловий ефект інфрачервоного випромінювання ближньої області ($\lambda = 0,76 \dots 2,5$ мкм) використовують для прогрівання поверхневих шарів тіла (на глибині близько 2 см). Як джерело випромінювання використовуються спеціальні лампи. Терморегулююча система організму для охолодження нагрітої ділянки підсилює кровообіг у ньому, що і викликає терапевтичний ефект.

Невеликі дози ультрафіолетового опромінення роблять сприятлива дія на серцево-судинну, ендокринну, нейрогуморальну, дихальну системи. Однак молекулярний механізм такого впливу ультрафіолету в більшості випадків точно невідомий.

Випромінювання гелій-неонового лазера ($\lambda = 632$ нм) застосовується для прискорення загоєння ран. У хірургії використовуються лазерні скальпелі, здатні викликати високотемпературне руйнування тканини з одночасною коагуляцією білка. Такі операції протікають безкровно і широко практикуються при лікуванні відшарування сітківки, глаукоми (лазером проколюються мікроскопічні отвори діаметром 50-100 мкм, що викликає відтік внутрішньої рідини і, отже, зниження внутрішнього тиску).

Ультрафіолетове випромінювання великої потужності робить бактерицидний ефект, що використовується при стерилізації медичних інструментів і приміщень. Як джерело випромінювання застосовуються

спеціальні бактерицидні лампи.

Деякі речовини, наприклад лікарські препарати промазін, сульфаніламід, прометазин і інші, у сполученні з ультрафіолетовим випромінюванням викликають фотоалергійні реакції. Поглинаючи ультрафіолет А -зони, ці речовини зв'язуються з білками, утворити антиген (рис. 4.2). При першому утворенні такого комплексу "речовина - білок" у результаті імунної відповіді організму утворюються сенсibilізовані лімфоцити, а при повторному - спостерігаються алергійні реакції і навіть анафілактичний шок.

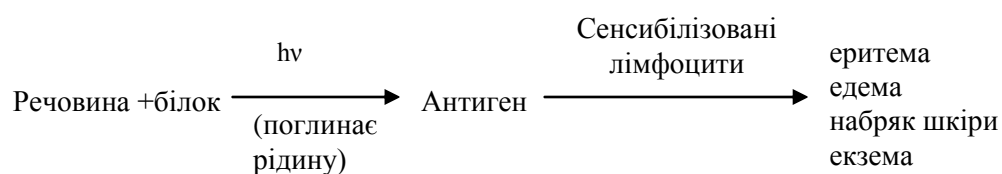


Рис. 4.2 Фотоалергійна реакція організму.

4.2. Апарат для місцевої дарсонвалізації «Корона».

Призначення приладу

Апарат для місцевої дарсонвалізації «Корона» використовується для лікування і профілактики різних захворювань і забезпечує вплив на поверхню шкіри, коронним високочастотним розрядом, без ушкодження структурних біологічних тканин.

Апарат призначений для застосування в косметологічній практиці, спортивній медицині, домашній фізіотерапії й у лікувально-профілактичних установах широкого профілю, лікування і профілактики дерматологічних, невралгічних, судинних і інших захворювань.

Особливо ефективно використання апарата для лікування і профілактики респіраторних захворювань.

Фізіологічні основи лікувального застосування приладу «КОРОНА»

В основі лікувального впливу апарата на біологічні об'єкти є коронний розряд, що виникає між поверхнею тіла й електродом.

Основними діючими факторами при коронному розряді є: електромагнітне випромінювання в широкій смузі частот; високочастотний струм, що протікає в глибинах тканини; теплові випромінювання, що виникають у тканинах організму й в області коронного розряду; ультразвукові коливання слабкої інтенсивності, що виникають безпосередньо в тканинах; хімічно активні речовини: окиси азоту і озон.

Особливістю впливу фізичних факторів при коронному розряді є те, що розряд розвивається не тільки в повітряному проміжку, але і ендогенно, у глибинах біологічних тканин. Шкіра людини містить численні вивідні протоки потових і жирових залоз, що є струмопровідними каналами, заповнені електролітом.

У цих каналах розвивається електричний розряд з утворенням електромагнітних випромінювань і ультразвукових коливань, що здійснюють своєрідний дренаж вивідних проток. Електромагнітні випромінювання різного діапазону, що виникають у глибинах тканин, стимулюють обмін речовин, нормалізують діяльність вегетативної нервової системи, діяльність ендокринних залоз.

З огляду на багатогранність впливу коронного заряду, апарат можна рекомендувати для лікування наступних захворювань: шкірні хвороби, гнійні і запальні процеси; захворювання дихальної системи, м'язів, сухожиль; суглобів; артерій і вен.

4.3 Порядок виконання лабораторної роботи

Підготовка приладу до роботи

1. Вийміть прилад і електрод зі споживчої тари.

- 2.Перевірте відсутність механічних ушкоджень апарата, з'єднувального шнура й електродів.
- 3.Встановіть електрод 3 у корпус трансформатора 2.
- 4.Встановіть регулятор амплітуди 5 у крайнє ліве положення.
- 5.Підключите вилку генератора 1 до розетки мережі.
- 6.Проконтролюйте наявність світіння індикаторної лампи 6.
7. Регулятор амплітуди сигналу поставте в середнє положення.
8. Прикладіть електрод до тильної сторони руки, і, обертаючи регулятор амплітуди, дочекайтесь появи відчуттів у виді легкого поколювання. Інтенсивність коронного розряду збільшується в міру обертання регулятора амплітуди по напрямку вправо.

Порядок роботи з приладом

1. Встановіть регулятор амплітуди в крайнє ліве положення.
2. Приєднаєте електрод до корпусу трансформатора.
3. Обробіть поверхню електрода 3% розчином перекису водню.
4. Підключіть вилку генератора до розетки мережі. Регулятор амплітуди встановіть в середнє положення.
5. Фізіотерапевтичний вплив можна проводити контактнo і дистанційно, лабільним і стабільним способами.
 - 5.1. При контактній методиці ділянка шкіри попередньо висушується і посипається тальком, потім електрод прикладають до шкіри і переміщують лінійними чи круговими рухами, не відриваючись від поверхні шкіри.
 - 5.2. При дистанційній методиці електрод розміщують над місцем впливу на відстані 0,5-1,0 см.
6. Регулятором амплітуди регулюйте інтенсивність коронного розряду по індивідуальному відчуттю.
- 7.Після закінчення процедури лікування виключіть апарат, видаліть електрод з поверхні шкіри, вийміть вилку з мережі, від'єднайте електрод,

промийте його теплою водою з милом і занурити його в дезінфікуючий розчин.

Вимоги до звіту

Вплив електромагнітних хвиль на біологічні тканини.

Структурні схеми: апаратів для місцевої та загальної дарсонвалізації ;

Призначення та область використання апаратів;

Технічні характеристики.

Діючі фактори.

Протокол дослідження (для кожного з апаратів)

№ , досліду	Час дії, с	Діючий фактор	Ефект впливу
1			
2			
3			
4			

Задані параметри часу для приладів

При $t=10$ с – відчувається слабке поколювання.

При $t=30$ с - більш помітне поколювання, з'являється специфічний запах.

При $t=120$ с – відчувається тепло, запах, поколювання.

Діючі фактори: 1. електромагнітне випромінювання;
2. високочастотний струм;
3. теплове випромінювання;
4. слабо інтенсивне УЗ випромінювання;
5. хімічно-активні речовини(озон, окиси азоту).

Висновки по роботі.

Контрольні питання.

1. Які параметри електромагнітних хвиль та їх вплив на організм?

2. Що таке дарсонвалізація?
3. Принцип роботи та структурна схема апарата «Корона».
4. Які фактори впливу електромагнітного випромінювання?
5. Що таке реографія?

5. Лабораторна робота 5

Магнітотерапія. Апарат для низькочастотної магнітотерапії, портативний МАГ-30-4.

5.1 Теоретична частина. Особисті фізичні поля людини.

Процеси, що відбуваються в живому організмі, створюють фізичні поля: електромагнітні і акустичні. Джерелами електромагнітного випромінювання є електрична активність органів, тертя одягу об тіло; акустичного - биття серця, струм крові по судинах, випромінювання з вуха людини (так називане кохлеарне випромінювання), тепловий рух атомів і молекул (мегагерців діапазон) і ін. Діапазон довжин хвиль електромагнітного випромінювання тіла людини - від 60 см (радіодіапазон) до 0,5 мкм (оптичний діапазон), а діапазон акустичного випромінювання - від 0,01 Гц (інфразвук) до 10 МГц (ультразвук).

Ці поля, а також їхня зміна в часі дозволяють одержати інформацію про фізіологічні процеси в організмі. У медичній практиці широко використовуються з діагностичною метою методи виміру електричної активності серця, мозку й інших органів, магнітотерапія для фізіотерапевтичного впливу на біологічні тканини і багато інших методів.

Електричні і магнітні поля людини.

Кожна клітка організму має електричний потенціал. Потенціал деяких з них (наприклад, нервових і м'язових) змінюється в часі, у зв'язку з чим змінюється і потенціал цілих органів і тканин. Залежність електричного потенціалу якого-небудь органа чи тканини від часу називається *електрограммою*, а діагностичний метод дослідження – *електрографією*. Електрографічний метод застосовується для клінічної діагностики захворювань цілого ряду органів – серця (електрокардіографія), м'язів (електроміографія), головного мозку (електроенцефалографія), сітківки ока (електроретинографія) і ін.

Останнім часом у медицині використовуються методи виміру магнітних полів серця (магнітокардіографія) і мозку (магнітоенцефалографія). Джерелом магнітного поля є заряди, що рухаються, тобто електричний струм, що, у свою чергу, пропорційний напрузі. Тому магнітограми багато в чому схожі з електрографами й у той же час дозволяють одержати деяку додаткову інформацію.

Магнітне поле тіла людини набагато слабкіше магнітного поля Землі, магнітна індукція якого складає $5 \cdot 10^{-5}$ Тл (для порівняння, індукція магнітного поля серця – 10^{-11} Тл, а мозку – 10^{-13} Тл), що створює при одержанні магнітограм істотні труднощі. Їх обходять у такий спосіб: вимірюють індукцію поля біля поверхні тіла (B_1) і на деякій відстані від нього (B_2). Магнітне поле Землі й інші перешкоди будуть майже однаковими в цих двох точках, а магнітне поле людини значно зменшиться. Тому різниця ($B_1 - B_2$) буде характеризувати магнітне поле тіла людини.

Магнітографія дозволяє одержувати тимчасову і просторову картини магнітного поля якого-небудь органа, для чого знімають трохи послідовних магнітограм окремих ділянок органа. Одним з переваг магнітографії у порівнянні з електрографією є можливість локалізувати джерело магнітного поля (приблизно до 1 см). Тому магнітографію можна використовувати для

дослідження електричної активності серця плоду. У цьому випадку зняття електрокардіограми неможливо, тому що електричний сигнал серця плоду заглушається серцем матері.

Ще одним напрямком застосування магнітного поля являється магніто терапія: вплив магнітного поля на життєдіяльність клітин.

5.2. Апарат для низькочастотної магнітотерапії портативний «МАГ – 30 – 4 ». Призначення приладу.

Прилад призначений для надання терапевтичного впливу на організм людини перемінним магнітним полем. Апарат призначений для експлуатації в нормальних кліматичних умовах: температура навколишнього повітря від +10 °С до +35 °С, атмосферний тиск 68,6 - 106,7 кПа (650 - 800 мм. рт. ст.). по електробезпеці апарат виконаний по класу 2 тип В.

Показання до застосування:

- захворювання опорно - рухового апарата; - ушкодження опорно - рухового апарата; - захворювання полових органів.

Протипоказання - загальні для усіх фізіотерапевтичних процедур (вагітність, гострі гнійні запальні захворювання, алкогольна інтоксикація).

Технічні характеристики

1 Амплітудне значення магнітної індукції на робочій поверхні апарата складає 10 - 30 мТл.

2 Електроживлення апарата здійснюється від мережі перемінного струму частотою 50 Гц, напругою 220 Вт.

3 Граничне значення магнітної індукції на відстані 0,5 м від робочої поверхні апарата не перевищує 0,5 мТл.

4 Перевищення температури корпусу апарата над температурою навколишнього середовища після одного циклу роботи - не більш 20⁰С.

Пристрій і принцип роботи.

Апарат являє собою джерело неоднорідного перемінного магнітного поля. Конструктивно апарат виконаний у виді розімкнутого магнітопроводу, на якому розміщена обмотка з мідного проводу. Електрична принципова схема апарата складається з конденсатора, що виконує роль реактивного опору, елементів сигналізації і резистора, що запобігає вплив електричним струмом при торканні штирів мережного шнура виключеного апарата. Корпус і кришка апарата виконані з ударостійкого полімерного матеріалу.

Робочою є нижня поверхня апарата.

Вплив магнітним полем не викликає утворення ендогенного тепла і підвищення температури в тканинах, роздратування шкіри.

5.3. Протокол лабораторної роботи і обробка результатів вимірювання.

Апарат для низькочастотної магніто терапії портативний «МАГ- 30 – 4 »

1. Принцип побудови приладу.
2. Призначення та технічні характеристики.
3. Склад приладів, які використовуються в лабораторій роботі.
4. Діючі параметри магнітного поля та його вплив на біологічні тканини.

5. Протокол дослідження.

При $t = 10c$

$B_{11} =$

$B_{12} =$

$B_{13} =$

$$B_{cp1} = \frac{B_{11} + B_{12} + B_{13}}{3} =$$

$$\Delta B_1 = B_{11} - B_{cp1} =$$

$$\Delta B_2 = B_{12} - B_{cp1} =$$

$$\Delta B_3 = B_{13} - B_{cp1} =$$

$$\Delta_{cp1} = \frac{\Delta B_1 + \Delta B_2 + \Delta B_3}{3} =$$

$$\delta = \frac{\Delta_{cp1}}{B_{cp1}} * 100\% =$$

$$B_{23} =$$

$$B_{cp2} = \frac{B_{21} + B_{22} + B_{23}}{3} =$$

$$\Delta B_1 = B_{21} - B_{cp2} =$$

$$\Delta B_2 = B_{22} - B_{cp2} =$$

$$\Delta_{cp2} = \frac{\Delta B_1 + \Delta B_2 + \Delta B_3}{3} =$$

$$\delta = \frac{\Delta_{cp2}}{B_{cp2}} * 100\% =$$

При t = 30с

$$B_{21} =$$

$$B_{22} =$$

При t = 120с

$$B_{31} =$$

$$B_{32} =$$

$$B_{33} =$$

$$B_{cp3} = \frac{B_{31} + B_{32} + B_{33}}{3} = \Delta B_1 = B_{31} - B_{cp3} =$$

$$\Delta B_2 = B_{32} - B_{cp3} =$$

$$\Delta B_3 = B_{33} - B_{cp3} =$$

$$\Delta_{cp3} = \frac{\Delta B_1 + \Delta B_2 + \Delta B_3}{3} =$$

$$\delta = \frac{\Delta_{cp3}}{B_{cp3}} * 100\% =$$

Діючі фактори: низькочастотне синусоїдальне магнітне поле справляє анальгезуючий та протизапальний вплив, покращує мікроциркуляторні процеси та місцевий кровообіг, поліпшує умови для відновлення пошкоджених тканин.

Висновки по роботі.

Контрольні питання.

1. Що таке магнітотерапія?
- 2 Структурні схеми апаратів для низькочастотної магнітотерапії.
3. Структурна схема лабораторної установки.
4. Параметри магнітного поля.

6. Лабораторна робота 6

Іонізуюче випромінювання. Дозиметрія

Мета роботи: вивчити особливості фізики атомів і молекул в біологічній природі. Випромінювання і поглинання енергії. Лазери в медицині. Електронний парамагнітний резонанс (ЕПР) в біології ЯМР-інтроскопія. Рентгенівські випромінювання. Рентгенодіагностика. Дозиметрія. Принципи побудови дозиметричних приладів. Радіометр бета-гамма випромінювання «Прип'ять РКС-20.03».

6.1. Теоретична частина.

Вплив іонізуючого випромінювання на організм.

Іонізація і порушення молекул, викликані дією іонізуючої радіації, приводять до хімічних змін у них, тобто до радіаційних ушкоджень. Сила радіаційного ураження молекули обумовлена безпосереднім влученням у квант, це говорить про пряму дію випромінювання; якщо ж взаємодією з радіаційними продуктами, це - про непряму дію випромінювання.

Ураження клітин викликаються в основному ушкодженнями молекул білків, нуклеїнових кислот, ліпідів, що знаходяться у водяній фазі. Тому що кількість молекул води набагато перевищує кількість розчинених у ній молекул, це радіаційні ушкодження біологічних молекул найчастіше викликаються їхньою взаємодією з продуктами радіолізу води, у ході якого

утворюються сольватировані електрони і вільні радикали.

У нуклеїнових кислотах під дією іонізуючого випромінювання відбуваються зміни як в окремих нуклеотидах (наприклад, розмикання піримідинового чи імідазольного кілець, дезамінування аденіну, гуаніну і цитозину, окислювання спиртових груп і розриви вуглець-вуглецевих зв'язків у дезоксирибозі), так і в спіральній структурі (одно- і двухниткові розриви ланцюгів ДНК, зшивки між нуклеотидами однієї чи різних ланцюгів, зшивки ДНК - білок).

6.2 Іонізуюче випромінювання в медицині.

Рентгенівське випромінювання широко застосовуються в медичній діагностиці для інтроскопії організму. Найбільш відомим з інтероскопічних методів є рентгенодіагностика, що розділяється на рентгеноскопію (зображення розглядається на люмінесцентному екрані) і рентгенографію (зображення фіксується на фотоплівці). Для одержання більш яскравого зображення потрібно посилення інтенсивності рентгенівського опромінення, що негативно позначається на здоров'ї пацієнта. Тому в рентгенології використовується цілий ряд технічних засобів для поліпшення якості зображення при малій інтенсивності опромінення.

Для того щоб досліджуваний орган, чи група органів була чітко відображена на рентгенограмі, необхідно, щоб його коефіцієнт поглинання рентгенівських променів відрізнявся від коефіцієнтів поглинання інших тканин. Для діагностичних цілей звичайно застосовується випромінювання $\lambda = (1.. .2) 10^{-11}$ м, для якого масовий коефіцієнт ослаблення визначається по формулі:

$$\mu_m = k \lambda^3 Z^3 \quad (6.1)$$

де k - коефіцієнт пропорційності; Z - заряд ядра речовини поглиначка.

Останнім часом одержав широке поширення метод комп'ютерної томографії, що дозволяє за допомогою просвічування вузькими рентгенівськими променями одержувати зображення не цілого обсягу

тканини, а тільки її вузьких шарів товщиною 3..5 мм. Цей метод володіє значно більш високою чутливістю в порівнянні з традиційними рентгенодіагностичними методами, тому що дозволяє визначити розходження в поглинанні випромінювання тканиною до 0,1 %

Рентгено- і γ - терапію широко використовують для лікування онкологічних захворювань. В основі методу лежить той факт, що найбільшою чутливістю до опромінення володіють клітки, що активно діляються. Тому дія іонізуючого випромінювання викликає переважну загибель саме ракових кліток.

6.3. Радіометр бета-гама випромінювання РКС-20.03 "ПРИП'ЯТЬ".

Радіометр призначений для контролю радіаційної обстановки в місцях проживання, перебування і роботи населення. За допомогою радіометра можна вимірювати :

величину зовнішнього гамма - фону; забруднення радіоактивними речовинами житлових і виробничих приміщень, будинків і споруджень, предметів побуту, одягу, прилягаючої території, поверхні ґрунту, транспортних засобів; зміст радіоактивних речовин у продуктах харчування.

Діапазон вимірів потужності експозиційної дози гамма-випромінювання від 0,01 до 20,00 мР/год і потужності еквівалентної дози гамма-випромінювання від 0,1 до 200,0 мкЗв/год.

Діапазон вимірів щільності потоку бета-випромінювання від 10 до 20,00- 10^3 (част/хв·см²)

Діапазон вимірів питомої активності від $1 \cdot 10^{-7}$ до $2 \cdot 10^{-5}$ Ки/кг.

Межі основної відносної похибки, що допускається, $\pm 25\%$.

Енергетична залежність у діапазоні енергій гамма випромінювання, що реєструється, від 0,05 до 0,66 ЕВ $\pm 25\%$, у діапазоні енергій від 0,66 до 3,0 ЕВ (+40 -25%)

Межі додаткової похибки, що допускається, напруги живлення від

границь діапазону (8,0+0,8) в діапазоні від 4,7 до 12В, не більше 10%.

Час установлення робочого режиму не більш 5с.

Час установлення показань при вимірі:

потужності дози і щільності потоку 20 чи 200 с;

питомої активності -10 чи 100 хв.

Принцип роботи радіометра

Як детектори бета - і гамма-випромінювання в радіометрів використовуються вбудовані лічильники типу СБМ-20. з появою іонізуючих чи часток гамма-квантів у газовому обсязі лічильників розвивається електричний розряд, що формує на виході електричної схеми імпульси напруги які за допомогою електронного перерахункового пристрою перетворюються в цифрову інформацію і відображаються на чотирьох розрядному рідиннокристалічному індикаторі.

Підготовка до роботи і порядок роботи з радіометром

Перед початком роботи з радіометром необхідно установити батарею живлення "Корунд" чи підключити зовнішнє джерело – блок живлення "Електроника Д2-10М".

Вимір потужності дози гамма – випромінювання:

1.Потужність дози гамма-випромінювання виміряється при встановленій кришці-фільтрі У. Радіометр вимірює потужність експозиційної дози в мілірентгенах за годину (мР/год) чи потужність еквівалентної дози в мікрозівертах за годину (мкЗв/год). Вибір виду вимірюваної потужності дози здійснюється перемикачем Н-Х.

2.Перед виміром потужності експозиційної дози перемикачі на передній панелі радіометра встановіть в наступні положення:

РЕЖИМ-У;

Н-Х-Х;

ПРЕДЕЛ – нижнє положення;

ЧАС-20 с (нижнє положення)

$\phi - Am - Am$;

3. Вмикайте радіометр, для чого перемикач ПИТАНИЕ, переведіть у положення ВКЛ. При цьому на цифровому табло повинне з'явитися чотиризначне число з комою після першої цифри.

Не менш чим через 20 с знімають показання приладу в мР/год. Наприклад, на цифровому індикаторі з'явилося число 0,114. Це означає, що потужність експозиційної дози гамма-випромінювання складає 0,114 мР/год, чи, що теж саме, 114мкР/год (мікрорентген за годину).

При вимірах малих рівнів потужності дози спостерігається значний розкид показань радіометра, викликаний статистичним характером радіоактивного розпаду. Для підвищення точності виміру необхідно при величині потужності експозиційної дози до 0,100 мР/год перемикач ЧАС перевести у верхнє положення, через 200 с і зробити зняття трьох послідовних показань і визначити середнє значення.

При вимірі потужності еквівалентної дози перемикач Н-Х перевести в положення Н і зробити зняття показань у мікросівертах у годину.

4. Якщо на цифровому індикаторі спостерігається швидке збільшення показників з'явиться сигнал переповнення, то перемикач ПРЕДЕЛ необхідно перевести у верхнє положення і через 20-30 с зняти показання.

Наприклад, на цифровому табло з'явилося число 17,52. Це означає, що потужність експозиційної дози гамма-випромінювання складає 17,52мР/год.

Якщо при верхнім положенні перемикача ПРЕДЕЛ через 30-40 с зберігається сигнал переповнення, виходить, потужність експозиційної дози перевищує 20мР/год.

5. Для оперативного пошуку на місцевості ділянок підвищеного гамма-фона рекомендується використовувати звуковий індикатор, частота сигналів якого пропорційна потужності дози гамма випромінювання.

6. Вимір радіоактивного забруднення

При вимірі радіоактивного забруднення бета-частинками необхідно пам'ятати, що газорозрядні лічильники, які використовуються в радіометрі, фіксують, гама- і бета-випромінювання. Тому, для обліку впливу гамма-фона необхідно спочатку провести вимірі з закритої кришкою-фільтром на відстані 1-2 см від контрольованої поверхні, а потім зробити вимір зі знятою кришкою на тій самій відстані.

Перед виміром радіоактивного забруднення перемикачі на передній панелі радіометра треба поставити в наступні положення:

РЕЖИМ- β ;

Н-Х- любе;

ПРЕДЕЛ- нижнє положення;

ЧАС-20с (нижнє положення);

$\phi - Am - \phi$;

8 –за бажанням оператора.

Радіоактивне забруднення визначається шляхом виміру-радіометром щільності потоку бета-випромінювання при знятої кришці-фільтрі «Y». Для зняття кришки-фільтра необхідно змістити фіксатор у бік від кришки і перевернути радіометр кришкою вниз.

Вимір радіоактивного забруднення на межі "нижнє положення" здійснюється в одиницях щільності потоку бета-випромінювання (частинок в хвилину на cm^2), на межі "верхнє положення" у тисячах часток за хвилину на квадратний сантиметр.

Для одержання величини радіоактивного забруднення поверхні необхідно з показань радіометра зі знятою кришкою – фільтром відняти значення показань радіометра з закритою кришкою-фільтром. Наприклад, на цифровому індикаторі при вимірі з закритою кришкою-фільтром з'явилося число 0171, а з відкритою кришкою-фільтром - 0327. Це означає, що забруднення поверхні бета-активними речовинами складає $327 - 171 = 156$ (част./хв· cm^2)

При вимірі малих значень радіоактивного забруднення і гамма-фона (менш $100 \text{ част./хв.см}^2$) для підвищення точності вимірів необхідно перемикач ЧАС перевести у верхнє положення. Не менш, ніж через 200с. робити, зняти три послідовних показань і визначати середні значення. Зробити обчислення ,як зазначено вище .

Якщо на цифровому табло спостерігається швидке збільшення показань і через кілька секунд з'явиться сигнал переповнення індикуюється одиниця старшого розряду, а інші три цифри гаснуть ,то перемикач ПРЕДЕЛ необхідно перевести у верхнє положення і через 30-40 с виконати вимір.

Наприклад, 12,41. Це означає, що радіоактивне забруднення бета-частинками контрольованої поверхні складає $12,41 \cdot 10^3 \text{ (част./хв.см}^2\text{)}$ Якщо через 20-30 с після переключення перемикача ПРЕДЕЛ зберігається сигнал переповнення, значить радіоактивне забруднення перевищує $20 \cdot 10^3 \text{ (част./хв.см}^2\text{)}$

7.Вимір питомої активності

1.Питома активність бета-випромінюючих нуклідів, у продуктах харчування і інших пробах зовнішнього середовища вимірюється в спеціально прикладеній до прибору кювет і при знятої кришці -фільтрі.

Одиниця вимірів питомої активності – кюрі на кілограм (Ки/кг).

2.Для виміру питомої активності необхідний виконання наступних умов:

1)рівень гамма-фона, по можливості, не повинний перевищувати $0,025 \text{ мР/год}$, для чого бажаний вимір проводить у закритих чистих приміщеннях з мінімальним рівнем фона;

2)при підвищених значеннях фона гамма-випромінювання місце розташування вимірюваної проби бажано екранувати (обкласти з усіх боків свинцевими чи цеглинами, сталевими листами товщиною 20-40мм);

3)робоче місце повинне мати миюче покриття (клеюнка, поліетилен), що допускає багаторазове вологе очищення .

3.Досліджувані харчові продукти підготовляються в тім вигляді, у

якому вони підлягають споживанню, тобто ретельно очищеними, вимитими, і т.д. Пробу харчового продукту необхідно подрібнювати, наприклад, на терці або в м'ясорубці, чи нарізати дрібними часточками .

4.Перемикачі на передній панелі радіометра установити в наступне положення:

РЕЖИМ- β ;

ПРЕДЕЛ – нижнє положення;

ЧАС-100хв (верхнє положення);

Н-Х- будь яке.

ϕ – Ам – Ам;

5.Встановити радіометр із вилученою кришкою-фільтром на задалегідь підготовлену чисту кювету. Увімкніть радіометр і не менш, ніж через 10 хв, зробіть зчитування трьох послідовних значень фона й визначте середнє значення.

6.Не менш, ніж через 100 хв. зробіть зчитування трьох послідовних показань і визначте середнє значення. Для одержання величини питомої активності і проби необхідно з отриманого значення відняти середнє значення фона. Отримана різниця є обмірюваним значення модельної активності проби.

Для оперативного контролю питомої активності потрібно перемикач ЧАС перевести в нижнє положення і виміри проводити через 10 хв, при цьому трохи збільшиться погрішність виміру.

Для прискорення скидання показань між вимірами рекомендується перемикач ϕ – Ам перевести в положення ϕ , а ЧАС – у нижнє положення. При цьому час скидання показань складає 30-40 с.

7.Якщо на цифровому індикаторі з'явиться сигнал переповнення, індикуються одиниця старшого розряду, а інші три цифри згаснуть , тепер перемикач ПРЕДЕЛ необхідно перевести у верхнє положення, перемикач ЧАС -у нижнє положення. Через 10 хв зробити зчитування трьох послідовних показань і визначити середнє значення. При цих же положеннях

перемикачів необхідно зробити вимір фона, відняти його з отриманих показань радіометра при вимірі питомої активності проби і помножити на показник ступеня під діапазону, рівний $1 \cdot 10^{-6}$. Наприклад, показання при вимірі проби 2,72, а при вимірі фона 0,47. Тоді активність проби складає $(2,72 - 0,47) \cdot 10^{-6} = 2,25 \cdot 10^{-6}$ Ки/кг.

6.4. Протокол і обробка результатів вимірювання

$\beta_1 =$	$\Delta\beta_1 =$
$\beta_2 =$	$\Delta\beta_2 =$
$\beta_3 =$	$\Delta\beta_3 =$
$\beta_{\text{ср}} =$	$\Delta\beta_{\text{ср}} =$

$$\delta = (\Delta\beta_{\text{ср}} / \beta_{\text{ср}}) * 100\% =$$

$\gamma_1 =$	$\Delta\gamma_1 =$
$\gamma_2 =$	$\Delta\gamma_2 =$
$\gamma_3 =$	$\Delta\gamma_3 =$
$\gamma_{\text{ср}} =$	$\Delta\gamma_{\text{ср}} =$

$$\delta = (\Delta\gamma_{\text{ср}} / \gamma_{\text{ср}}) * 100\% =$$

Висновки по роботі

Контрольні питання.

1. Діапазони вимірювання та параметри радіометра «Прип'ять».
2. Дози випромінювання.
3. Структурна та електрична принципіальна схеми радіометра.
4. Параметри радіоактивності та способи захисту.

Домашні контрольні роботи

Варіант 1

1. Біомеханіка людини.
2. Фізичні властивості звукових методів дослідження в медицині.
3. Розрахунок доз опромінення.

Варіант 2

1. Механічні властивості твердих тіл і біологічних тканин.
2. Ультразвукова діагностика.
3. Вимірювання параметрів кров'яного тиску.

Варіант 3

1. Гідродинамічні процеси в живому організмі.
2. Фізичні основи електрокардіографії.
3. Дозиметрія. Еквівалентна доза випромінювання.

Варіант 4

1. Термометрія і калориметрія. Температурні шкали.
2. Інфразвук і вібрація. Розрахунок рівня вібрації.
3. Електрокардіограф. Принципи побудови та методи вимірювання і зняття кардіограм.

Варіант 5

1. Електродинамічні явища в біофізиці. Електромагнетизм.
2. Ультразвукова діагностична система.
3. Ядерний магнітний резонанс (ЯМР). ЯМР-інтроскопія.

Варіант 6

1. Іонізуючі випромінювання. Рентгенодіагностика.
2. Фізичні основи електрокардіографії.
3. Магнітні властивості тканин організму. Фізичні основи магнітобіології.

Варіант 7

1. Фізика слуху. Акустодіагностика.
2. Класифікація частотних інтервалів в медицині.
3. Біофізичні основи зорової рецепції.

Варіант 8

1. Електронний парамагнітний резонанс (ЕПР) і його медико-біологічне використання.
2. Ультразвукові методи дослідження в медицині. Розрахунок проникнення ультразвуку в біологічну тканину.
3. Радіоактивність. Взаємодія іонізуючого випромінювання і організму.

Варіант 9

1. Фізичні основи гемодинаміки. Пульсова хвиля. Біофізика кровообігу.
2. Вестибулярний апарат людини як інерційна система орієнтації.
3. П'єзоелектричний ефект і його використання в медичній практиці.

Варіант 10

1. Електропровідність біологічних тканин і рідин при постійному струмі. Біологічні мембрани.
2. Характеристика слухових відчуттів. Звукові виміри.
3. Клінічні методи діагностики в'язкості крові.

Варіант 11

1. Біомеханіка руху. Вестибулярний апарат.
2. Транспорт речовин і енергії в біологічних мембранах.
3. Лазери та їх використання в медицині.

Варіант 12

1. Акустичні властивості біологічних тканин.
2. Біофізика системи кровообігу.
3. Термодинаміка біосередовищ.

Література

1. Тиманюк В. А., Животова Е. Н. Біофізика : Підручник. - 2-і видання. К.:ИД«Професіонал», 2004. - 704 с.ISBN 966-8556-46-1.
2. Кашуба В. А. Біомеханіка .К.Олімпійська література, 2003.-280 с.,іл.
3. Ремізов А. Н. Медична й біологічна фізика: Підр. для мед. спец. вузів- 3-і вид. - М.:Вища Школа, 1999-616 с.: іл. ISBN: 5-06-003689-8
4. Техника и методика физиотерапевтических процедур (справочник) /Под ред. Богомолова В. М. Тверь: Губернская медицина. 2002. И. 403. с 408.
5. Терещенко Н. Ф. Прецизионные источники изменяющихся магнитных полей. Автореферат диссертации на соиск. уч. степен, канд.техн. наук К.: ИЭД АН Украины, 1991г. - 19с: ил.
6. Основи гемодинаміки / Гуревич М. И., Берштейн С. А.- Київ: Наук. Думка,1979.-232с.
7. Системы комплексной электромагнитотерапии: Учебное пособие для вузов (Под ред. Беркутов А. М. и др.) - М: Лаборатория Базовых Знаний, 2000г. - 376 с: ил. ISBN: 5-93208-049-3; ISBN13: 978-5-93208-049-8
8. Линденбратен Л. Д., Королюк И. П. Медицинская радиология и рентгенология (основы лучевой диагностики и лучевой терапии): Учебник - М.: Медицина, 1993-560 с, ил. ISBN 5-22500-859-3
9. Осипов Л. В. Ультразвуковые диагностические приборы: Практическое руководство для пользователей. - М.: Впдар. 1999. 256 с: ил. ISBN 5-88429-041-1
10. Мурашко В. В., Струтинский А. В. Электрокардиография. Учебное пособие - 5-е издание - М.: МЕДпресс-информ. 2004 - 320 с: ил. ISBN 5-901712-09-9
11. Основы рентгенодиагностической техники. под ред. Блинов Н. Н.: Учебное пособие. - И.:Медицина, 2002 - 392 с: ил. ISBN: 5-225-04638-X
12. Ройтберг Г. Е., Струтинский А. В. Лабораторная и инструментальная диагностика заболеваний внутренних органов -М.:ЗАО "Издательство БИ1 ЮМ". 1991 .-622 с:ил. ISBN 5-7989-0173-4