

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ ТА НАУКИ УКРАЇНИ

Миколаївський національний університет ім. В. О. Сухомлинського

Біологічний факультет

Кафедра лабораторної діагностики

Я.М. АНАСЕВИЧ

МЕТОДИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ

до лабораторних робіт з дисципліни

БІОФІЗИКА

для підготовки фахівців при здобутті ступеня вищої освіти «Бакалавр»

Напрямок підготовки: 6.040102 Біологія*

6.040102 Біологія

Анаसेвич Я.М. Методичні рекомендації до лабораторних робіт з дисципліни «Біофізика» для підготовки фахівців при здобутті ступеня вищої освіти «Бакалавр» напрямку підготовки: 6.040102 Біологія*, 6.040102 Біологія: – Миколаїв: МНУ ім. В.О. Сухомлинського, – 2018, – 137 с.

Друкується за рекомендацією Вченої Ради біологічного факультету Миколаївського національного інституту імені В.О. Сухомлинського, протокол № 4 від «16» травня 2018 року.

Рецензенти:

Трохименко Ганна Григорівна

кандидат біологічних наук, професор, завідувач кафедри екології та природоохоронних технологій, Національного університету кораблебудування імені адмірала Макарова

Наконечний Ігор Володимирович

доктор біологічних наук, професор, завідувач кафедри біології, Миколаївського національного інституту імені В.О. Сухомлинського

Методичні рекомендації до лабораторних робіт з дисципліни «Біофізика» складені у відповідності до робочої програми нормативної навчальної дисципліни «Біофізика». В методичних рекомендаціях на сучасному науковому рівні висвітлюються основні питання біофізики. Приділено основну увагу дослідженню молекулярної біофізики, біофізиці клітини, органів чуття та впливу зовнішніх факторів на організм. Значна увага в методичних рекомендаціях приділена заключному етапу засвоєння знань. Після кожної лабораторної роботи наведений перелік контрольних запитань обов'язкових для виконання.

Методичні рекомендації до лабораторних робіт з дисципліни «Біофізика» розраховані на студентів вищих навчальних закладів біологічного профілю. Вони можуть стати у нагоді учням спецшкіл з поглибленим вивченням біології.

ЗМІСТ

Передмова	4
<i>Лабораторна робота 1. Дослідження механічних коливань за допомогою самописця.....</i>	<i>5</i>
<i>Лабораторна робота 2. Визначення спектральної характеристики слуху на порозі чутності</i>	<i>14</i>
<i>Лабораторна робота 3. Вивчення методу ультразвукової ехолокації</i>	<i>22</i>
<i>Лабораторна робота 4. Визначення в'язкості рідини за допомогою капілярного віскозиметра</i>	<i>32</i>
<i>Лабораторна робота 5. Визначення рухливості іонів методом електрофорезу.....</i>	<i>44</i>
<i>Лабораторна робота 6. Вивчення роботи електронного осцилографа</i>	<i>52</i>
<i>Лабораторна робота 7. Вивчення роботи поляриметра.....</i>	<i>63</i>
<i>Лабораторна робота 8. Визначення показника заломлення рідини за допомогою рефрактометра</i>	<i>77</i>
<i>Лабораторна робота 9. Визначення концентрації забарвлених розчинів за допомогою фотоелектроколориметра</i>	<i>87</i>
<i>Лабораторна робота 10. Вивчення роботи апарату для гальванізації</i>	<i>96</i>
<i>Лабораторна робота 11. Вивчення роботи електрокардіографа</i>	<i>109</i>
<i>Лабораторна робота 12. Вивчення апарату для Увч-терапії</i>	<i>122</i>
Завдання для контрольних робіт.....	133
Перелік тем самостійної роботи.....	136
Література.....	136

ПЕРЕДМОВА

Методичні рекомендації до лабораторних робіт містять опис робіт лабораторного практикуму, що виконується на кафедрі лабораторної діагностики Миколаївського національного університету імені В.О. Сухомлинського студентами 4-го курсу. Кожна робота присвячена вивченню конкретного розділу курсу і має мету роботи і перелік устаткування. Особлива увага приділена значенню даного явища або процесу для сучасної медицини. Теоретична частина містить короткий виклад основних питань, а практична частина - вказівки до виконання роботи. У кінці опису кожної роботи даний список контрольних питань і перелік учбової літератури.

При виконанні практикуму студенти отримують навички роботи, як з фізичною апаратурою, так і з медичними приладами. Також вивчаються принципи дії медичних апаратів і первинний механізм впливу фізичних чинників на організм людини.

У кожній роботі належить виконати вимірювання, провести статистичну обробку експериментальних даних, представити їх у вигляді графіків і на підставі отриманих результатів зробити узагальнення (висновки). На завершальній стадії необхідно відповісти на контрольні питання, розглянувши теоретичні основи відповідного розділу курсу.

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА № 1
ДОСЛІДЖЕННЯ МЕХАНІЧНИХ КОЛИВАНЬ
ЗА ДОПОМОГОЮ САМОПИСЦЯ

МЕТА РОБОТИ:

1. Ознайомитися з принципом роботи самописця.
2. На прикладі механічних коливань навчитися реєструвати динамічні процеси і використати діаграму коливань для визначення їх параметрів.
3. Визначити основні параметри (період, частоту, логарифмічний декремент загасання, коефіцієнт загасання).

УСТАТКУВАННЯ: самописець ЕПЛ-09, маятник з датчиком потенціометра, набір вантажів.

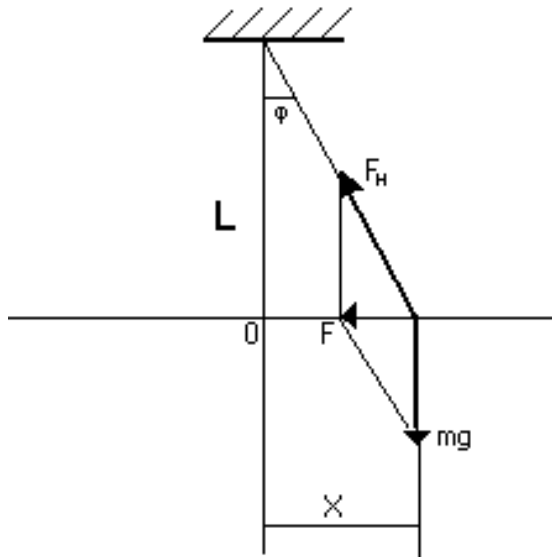
ЗНАЧЕННЯ МЕТОДУ

Усі складні періодичні процеси, що відбуваються в природі, можуть бути представлені у вигляді суми простих гармонійних коливань. Тому вивчення гармонійних коливань дозволяє аналізувати такі важливі для оцінки стану організму процеси, як скорочення серцевого м'яза, електрична активність головного мозку, біологічні ритми органів і систем людини і так далі. Кількісний аналіз динамічних процесів, що протікають в організмі, виконується якнайповніше при безперервній реєстрації явищ, що вивчаються, в часі, тобто записи діаграми коливань, наприклад, на папір. Для цієї мети використовують спеціальні прилади-самописці. З їх допомогою вивчають роботу серцевого м'яза (звукові коливання - фонокардіографія, електричні коливання - електрокардіографія), головного мозку (електроенцефалографія), стан м'язових тканин (міографія), кровопостачання органів і тканин (реографія) і так далі. При цьому основну інформацію отримують в результаті аналізу діаграми коливань.

ТЕОРЕТИЧНА ЧАСТИНА

Коливаннями називаються рухи, що повторюються в часі, або зміни стану досліджуваного об'єкту. Серед різних видів коливань найбільш простими є гармонійні **коливання**, тобто такі, при яких досліджувана величина змінюється в часі за законом синуса або косинуса.

Розглянемо коливання так званого математичного маятника. **Математичним маятником** називають матеріальну точку, підвішену на тонкій, нерозтяжній і невагомій нитці. Моделлю математичного маятника може служити важок, підвішений на тонкій пружній нитці завдовжки L (мал. 1). Коли маятник знаходиться в положенні рівноваги (0), сила тяжіння ($P \cdot P = mg$, m - маса важка, g - прискорення вільного падіння) урівноважена силою натягнення нитки F_n . При відхиленні X сила тяжіння P і сила натягнення нитки F_n діють на важок під кутом один до одного. Рівнодійною цих двох сил буде сила F . З мал. 1 видно, що сила F завжди буде спрямована до положення рівноваги, причому величина її буде тим більше, чим більше відхилений маятник від положення рівноваги. Такі сили, непружні за природою, але аналогічні за властивостями силам, що виникають при малих деформаціях пружних тіл, називаються квазіпружними. Величина сили F , що повертає маятник до положення рівноваги, залежить від кута φ . Встановимо цю залежність математично. Припустимо, що зміщення X маятника від положення рівноваги (0) така мала, що дуга, що описується їм при русі, може бути поєднаною з віссю OX .



Мал. 1. Модель математичного маятника (пояснення в тексті).

Тоді допустима рівність:

$$\sin \varphi \approx \operatorname{tg} \varphi \approx \frac{X}{L}. \quad (1)$$

З урахуванням того, що зміщення X і рівнодійна сила F мають протилежні напрями, можна записати:

$$F = -P \cdot \operatorname{tg} \varphi = -mg \cdot \operatorname{tg} \varphi = -mg \frac{X}{L}. \quad (2)$$

Згідно з другим законом Ньютона отримаємо рівняння:

$$ma = -mg \frac{X}{L}$$

$$m \frac{d^2 X}{dt^2} = -mg \frac{X}{L}. \quad (4)$$

Проведемо перетворення отриманого диференціального рівняння другого порядку:

$$m \frac{d^2 X}{dt^2} + mg \frac{X}{L} = 0, \quad (5)$$

$$\frac{d^2X}{dt^2} + g \frac{X}{L} = 0, \quad (6)$$

$$\frac{d^2X}{dt^2} + \omega_0^2 X = 0, \quad (7)$$

$$\text{де } \omega_0 = \sqrt{\frac{g}{L}}.$$

Вираження (7) є диференціальним рівнянням гармонійних коливань. Його рішенням служить рівняння гармонійних коливань:

$$X = A \cos(\omega_0 t + \varphi_0) \quad \text{або} \quad (8)$$

$$X = A \sin(\omega_0 t + \varphi_0) \quad (9)$$

де X - досліджувана величина (при механічних коливаннях це зміщення маятника від положення рівноваги); A – амплітуда (максимальне значення величини X); $(\omega_0 t + \varphi_0)$ - фаза коливань, φ_0 - початкова фаза (при $t=0$);

ω_0 - кругова частота; t - час.

Час, впродовж якого здійснюється одне повне коливання, називається **періодом** T . За час одного періоду фаза коливання змінюється на 2π . Число коливань в одиницю часу, рівне $\nu = 1/T$, називається **частотою**. Кругова частота $\omega = 2\pi\nu$. Рівняння (7) описує незгасаючі власні гармонійні коливання.

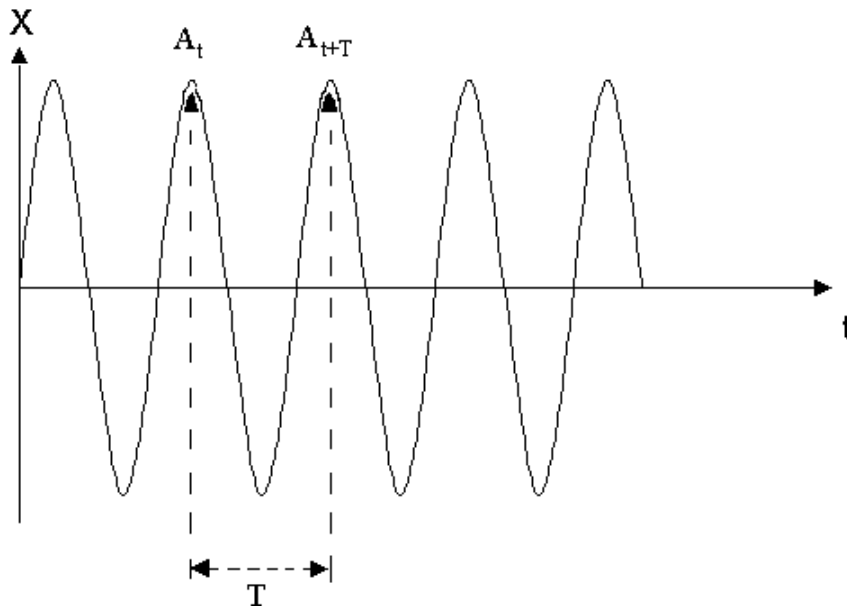
Власними коливаннями вони називаються тому, що відбуваються без участі як сил, що перешкоджають руху, - сил тертя, так і сил, що викликають вимушені коливання системи.

Частота коливань в цьому випадку називається **власною частотою** коливань системи. Графік гармонійних незгасаючих коливань представлений на мал. 2.

У реальних умовах руху тіл завжди супроводжується тертям. Енергія тіла витрачається на здійснення роботи проти сил тертя, і коливання згасають. Зазвичай припускають, що при не дуже великих амплітудах і частотах величина сили тертя F_{TP} залежить від:

- властивостей природи речовини (наприклад, повітря, вода, колоїдний білковий розчин і тому подібне), в якій відбувається рух тіла

(коефіцієнт внутрішнього тертя r);



Мал. 2. Графік гармонійних коливань, що відбуваються згідно із законом синуса з початковою фазою $\varphi_0=0$.

- швидкості v руху тіла (сила тертя збільшується із зростанням швидкості і спрямована протилежно їй).

Тоді цю залежність можна представити у виді:

$$F_{TP} = - r \cdot v. \quad (10)$$

Якщо в системі, окрім квазіпружної сили, діє ще сила тертя, то другий закон Ньютона можна записати так:

$$F = - mg \frac{X}{L} - r \cdot v, \quad (11)$$

чи в диференціальній формі

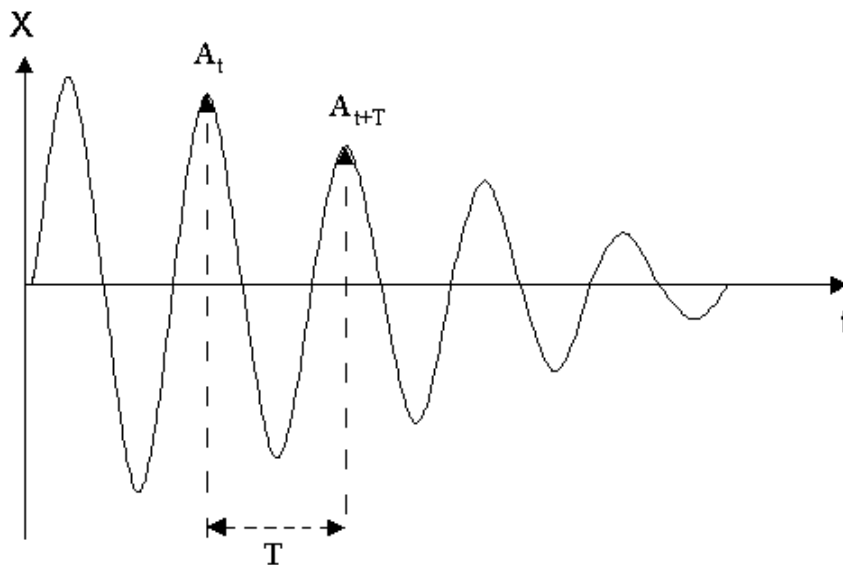
$$m \frac{d^2 X}{dt^2} = -mg \frac{X}{L} - r \frac{dX}{dt}. \quad (12)$$

Після перетворення отримуємо диференціальне рівняння затухаючих коливань:

$$\frac{d^2X}{dt^2} + 2\beta \frac{dX}{dt} + \omega_0^2 X = 0, \quad (13)$$

де β - показник загасання ($\beta = \frac{r}{2m} = \text{const}$).

Перш ніж представити його рішення, розглянемо графік затухаючих коливань (мал. 3).



Мал. 3. Графік затухаючих коливань маятника.

Відмітимо, що зі зменшенням величини амплітуди її зміна за період також зменшується. Цю закономірність можна представити у вигляді наступного диференціального рівняння:

$$\frac{dA}{dt} = -\beta A, \quad (14)$$

де $\frac{dA}{dt}$ — швидкість убуття амплітуди, а β - коефіцієнт або показник загасання.

Рішення цього рівняння показує, що амплітуда в затухаючих коливаннях убиває за експоненціальним законом:

$$A_t = A_0 \cdot e^{-\beta t}, \quad (15)$$

де A_t — амплітуда коливання у момент t

A_0 - початкова амплітуда коливання (при $t = 0$)

e - основа натурального логарифма

t - час коливання.

Показник загасання залежить від маси тіла m і величини коефіцієнта опору r :

$$\beta = \frac{r}{2m} \quad (16)$$

Порівняємо графіки на малюнках 2 і 3. Повторюваність, періодичність змін першого графіку в другому випадку доповнюється поступовим зменшенням амплітуди (згідно з рівнянням 15). Тому з урахуванням рівнянь (1) і (2) для зміщення X при затухаючих коливаннях можна записати:

$$X = A_0 e^{-\beta t} \sin(\omega t + \varphi_0) \quad \text{або} \quad (17)$$

$$X = A_0 e^{-\beta t} \cos(\omega t + \varphi_0). \quad (18)$$

Ці рівняння є рішенням диференціального рівняння затухаючих коливань (13).

Однією з характеристик затухаючих коливань є логарифмічний декремент загасання. Він визначається як натуральний логарифм відношення амплітуд, що відповідають моментам часу, що відрізняються на період, і характеризує швидкість убування амплітуди:

$$\lambda = \ln \frac{A(t)}{A(t+T)} \quad (19)$$

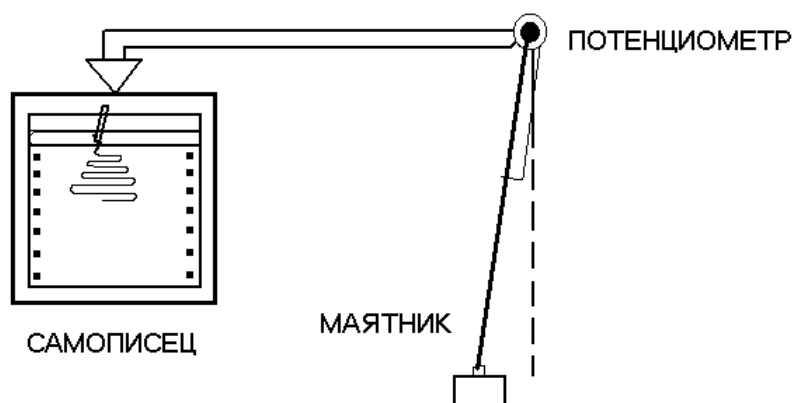
Між логарифмічним декрементом загасання і коефіцієнтом загасання існує зв'язок:

$$\lambda = \ln \frac{A(t)}{A(t+T)} = \ln \frac{Ae^{-\beta t}}{Ae^{-\beta(t+T)}} = \ln \frac{Ae^{-\beta t}}{Ae^{-\beta t} e^{-\beta T}} = \ln(e^{\beta T}) = \beta \cdot T \quad .$$

ПРАКТИЧНА ЧАСТИНА

1. Включіть самописець і датчик (див. мал. 4) потенціометра.

2. Відхиліть маятник від положення рівноваги на 15-20 см і відпустіть його. Зареєструйте на приладі 10-15 коливань.
3. Змініть вагу тіла маятника (додайте вантаж) і повторіть реєстрацію коливань.
4. Після закінчення запису коливань вимкнете самописець.



Мал. 4. Блок-схема установки для реєстрації механічних коливань.

5. З урахуванням швидкості v руху діаграмної стрічки, величини її зміщення L і числа зареєстрованих за цей час t коливань n визначите період T і частоту коливань (по формулах (20) і (21):

$$T = \frac{t}{n} = \frac{L}{v \cdot n}$$

$$v = \frac{L}{T} \quad (21)$$

6. Для двох коливань визначенняйте амплітуду $A(t)$ і $A(t+T)$. Визначте логарифмічний декремент загасання по формулі (19). Повторіть такі визначення для 4-х пар амплітуд. Визначення амплітуд проведіть для коливань маятника масою m_1 і m_2 .

7. Для середніх значень розрахуйте показник загасання по формулі:

$$\beta = \frac{\lambda_{\text{CP}}}{T_{\text{CP}}} \quad (22)$$

8. Отримані дані занесіть в таблицю.

Дослід	L, мм	n	T, з	T _{CP} , з	v, Гц	A (t), мм	A, мм	λ	λ _{CP} +σ	β _{CP} , с ⁻¹
m1 1										
2										
3										
4										
m2 1										
2										
3										
4										

КОНТРОЛЬНІ ПИТАННЯ

- Виведіть диференціальне рівняння гармонійних коливань.
Доведіть, що рівняння $X = A \cos(\omega_0 t + \varphi_0)$ є рішенням диференціального рівняння гармонійних коливань.
- Що називається амплітудою, фазою, періодом, частотою гармонійних коливань? У яких одиницях визначенняються ці величини?
- Як зміниться амплітуда коливань за наявності тертя? Виведіть рівняння.
- Виведіть диференціальне рівняння затухаючих коливань.
- Як визначити показник загасання? Логарифмічний декремент загасання? Напишіть формули.
- За допомогою математичних перетворень покажіть зв'язок логарифмічного декременту загасання і показника загасання.
- Де і з якою метою застосовуються самописці в медицині?

Наведіть приклади.

8. Наведіть приклади коливальних процесів в організмі людини.

Література

1. Ливенцев Н. М. Курс фізики. – М.: Высшая школа, 1978. –Т.1.– С. 67–76.
2. Ремизов А. Н. Курс фізики, електроніки і кібернетики для медичинських інститутів. – М.: Высшая школа, 1999.– С. 64–76.
3. Ремизов А. Н. Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1987. – С. 130–133, 139–141.
4. Ессаулова И. А., Блохина М. Е., Гонцов Л. Д. Руководство к лабораторным работам по медицинской и биологической физике. – М.: Высшая школа, 1987. – С. 83–84.

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА №2

ВИЗНАЧЕННЯ СПЕКТРАЛЬНОЇ ХАРАКТЕРИСТИКИ СЛУХУ НА ПОРОЗІ ЧУТНОСТІ

МЕТА РОБОТИ:

1. Ознайомитися з роботою аудіометра.
2. Освоїти метод визначення порогу чутності за допомогою аудіометра.
3. Побудувати аудіограму повітряної провідності для лівого і для правого вуха.

УСТАТКУВАННЯ:

Аудіометр, навушники для визначення повітряної провідності.

ЗНАЧЕННЯ МЕТОДУ

Визначення спектральної характеристики слуху має велике значення як при оцінці функціональних можливостей органу слуху, так і слуху при

діагностиці типу порушень у пацієнта. Кількісне вивчення проводять за допомогою медичного приладу - аудіометра.

ТЕОРЕТИЧНА ЧАСТИНА

Звук - це подовжні механічні хвилі, що сприймаються слуховим апаратом людини. Звукові хвилі можуть поширюватися в повітрі, рідинах, твердих тілах і не існують у вакуумі. Відмітимо основні **об'єктивні** (фізичні) характеристики звукових хвиль.

Частота (визначає число коливань часток середовища за одиницю часу і визначається в герцах (Гц). Звуковим хвилям відповідають коливання часток пружних середовищ в діапазоні **від 16 до 20000 Гц**. Подовжні механічні хвилі з меншою частотою називають інфразвуком, а з більшою частотою - ультразвуком.

Інтенсивність I звуку характеризує кількість енергії, переносимої хвилею в одиницю часу через одиницю площі, перпендикулярної напрямку хвилі. Визначенняється інтенсивність у ватах на квадратний метр ($\text{Вт}/\text{м}^2$). У нормі при частоті 1 кГц мінімальна інтенсивність I_{\min} (поріг чутності) для людини відповідає $10\text{-}12 \text{ Вт}/\text{м}^2$, а максимальна інтенсивність I_{\max} (поріг болю) - $10 \text{ Вт}/\text{м}^2$. Таким чином, числові значення інтенсивності для слуху людини змінюються на 13 порядків на частоті 1 кГц.

Тому на практиці часто використовують іншу характеристику звуку - рівень інтенсивності L звуку, рівний десятковому логарифму відношення досліджуваної інтенсивності I_x до мінімальної інтенсивності - порогового сигналу I_{\min} :

$$L = \lg \frac{I_x}{I_{\min}}, \quad (1)$$

Рівень інтенсивності визначенняється у белах (Б) або децибелах (дБ) - величинах в 10 разів менших. Тому для частоти 1 кГц мінімальний рівень інтенсивності (поріг чутності) для людини рівний:

$$L_{\min} = \lg \frac{10^{-12}}{10^{-12}} = \lg 1 = 0(\text{Б}), \quad (2)$$

а максимальний рівень інтенсивності (поріг болю) рівний:

$$L_{\max} = \lg \frac{10}{10^{-12}} = \lg 10^{13} = 13\text{Б} = 130\text{дБ}. \quad (3)$$

При поширенні звукової хвилі в ділянках згущування часток середовища утворюється додатковий звуковий або акустичний тиск P , який пов'язаний з інтенсивністю I звуку, щільністю (середовища і швидкістю v звуку в цьому середовищі:

$$I = \frac{P^2}{2 \rho v}. \quad (4)$$

Акустичний тиск P залежить від щільності середовища, амплітуди A , і кругової частоти коливань часток середовища, а також швидкості v поширення хвилі:

$$P = \rho \cdot A \cdot \omega \cdot v. \quad (5)$$

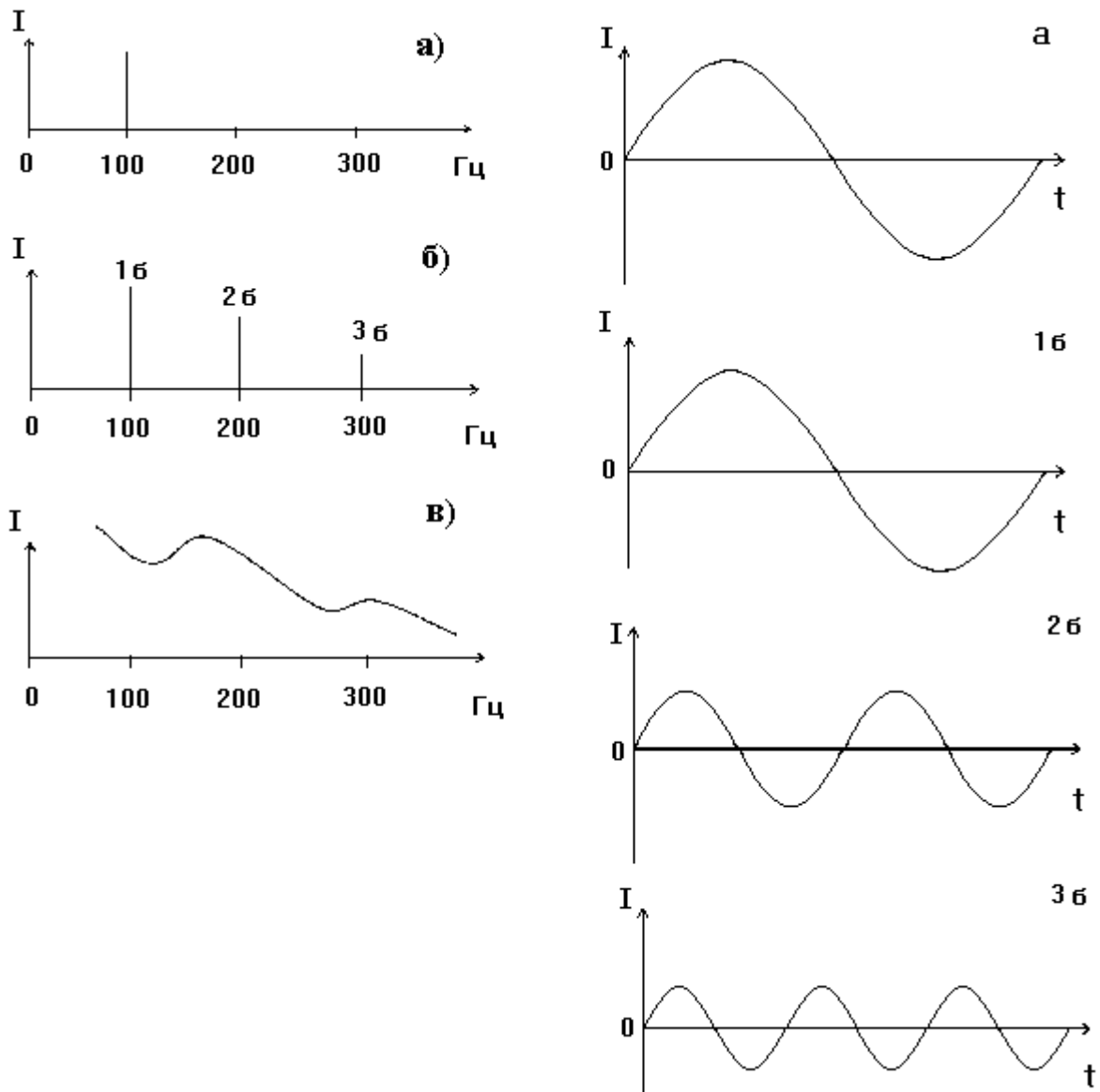
Звукові хвилі розділяються на тони і шуми. **Тон** - звук з періодичним процесом коливань часток середовища. Якщо коливання відбуваються за гармонійним законом, то тон називають простим (отримують за допомогою камертона або звукового генератора). Складний тон складається з основного тону (гармонійного коливання з найбільшою амплітудою) і кратних йому по частоті, але менших по амплітуді обертонів або гармонік.

Шум - звук із складною тимчасовою залежністю (скрип, шум прибою, полум'я газового пальника і т. п.), що не повторюється.

Досить наочно звукові хвилі описуються за допомогою **акустичного спектру**, який вказує набір частот і амплітуд, що відповідають їм, або інтенсивностей коливань, що утворюють цю звукову хвилю. На мал. 1 представлені приклади акустичних спектрів шуму і деяких звукових хвиль з однаковою частотою основного тону. Легко помітити, що спектр складного тону лінійчастий, а спектр шуму - суцільний.

Складні тони з однаковою основною частотою можуть мати різні акустичні спектри, а, відрізнятимуться один від одного за формою коливань (мал. 2).

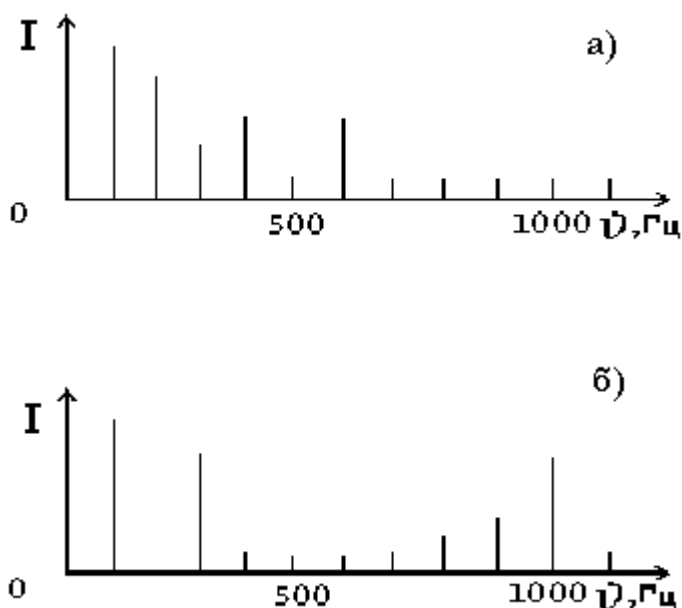
Оцінка звукових коливань за допомогою звукових відчуттів дістала назву *суб'єктивних* (фізіологічних) характеристик. Відмітимо основні суб'єктивні характеристики звуку і їх зв'язок з об'єктивними характеристиками звукової хвилі.



Мал. 1. Акустичний спектр простого (а), складного (б) тонів і (в) шуму (у правій частині малюнка дані графіки гармонійних коливань, що утворюють цей тон).

Висота звуку залежить від частоти коливань звукової хвилі: чим більше частоти коливань, тим більш високим сприймається звук.

Відмінність звуків однієї тональності, що створюються різними джерелами (забарвлення звуку), визначається **тембром**.



Мал. 2. Акустичні спектри однієї і тієї ж ноти, узяті на роялі (а) і на кларнеті (б), основна частота тону 100 Гц.

Тембр залежить від акустичного спектру звуку - від частот обертонів і їх інтенсивностей.

Гучність залежить від інтенсивності звуку: чим більше інтенсивності, тим більше гучності. Гучність можна оцінити кількісно, порівнюючи слухові відчуття від двох джерел. Сприйняття гучності підкоряється психофізичному закону Вебера - Фехнера: збільшення роздратування I в геометричній прогресії викликає зростання відчуття E в арифметичній прогресії. Тобто, якщо інтенсивність звуку має значення: I_1, I_2, I_3 , то відчуття гучності звуку, що відповідають їм, сприйматимуться як $E_1, 2E_1, 3E_1$. Отже, гучність звуку пропорційна логарифму інтенсивності звуку, а закон Вебера - Фехнера виражається формулою:

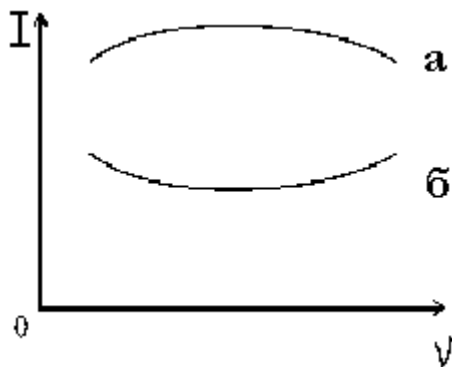
$$E = k \cdot \lg \frac{I_x}{I_0}, \quad (6)$$

де k - коефіцієнт пропорціональності, залежний від частоти і інтенсивності звуку

I_0 - інтенсивність порогу чутності

I_x - інтенсивність досліджуваного сигналу.

Звуки з однаковою інтенсивністю, але з різною частотою, суб'єктивно сприймаються з різною гучністю (мал. 3).



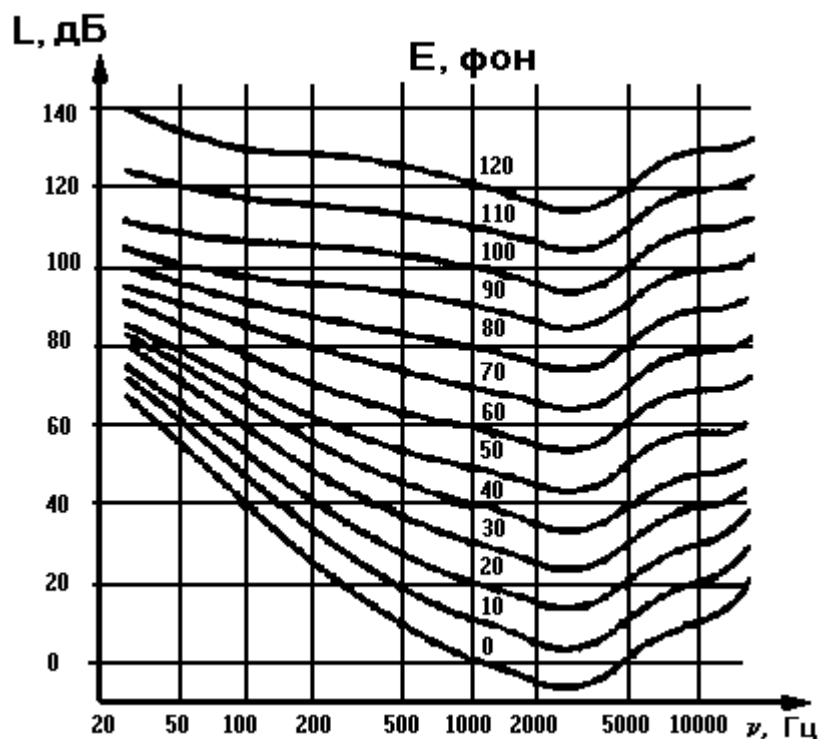
Мал. 3. Поріг больового відчуття (а) і поріг чутності (б).

Вважають, що шкали гучності і інтенсивності звуку співпадають при частоті 1 кГц, т. е. у формулі (6) $k=1$ і одиниці рівня інтенсивності (дБ) співпадають з одиницями гучності (фон).

Порівняння гучності на частоті 1 кГц із слуховими відчуттями на інших частотах дозволяє отримати зв'язок між гучністю і інтенсивністю в досліджуваному діапазоні частот - криві рівної гучності (лінії з постійною для усіх точок кривою гучністю) (мал. 4).

У сучасній медицині для повної кількісної оцінки слуху використовують аудіометрію. У основі методу лежить визначення точок кривою порогу чутності при різних частотах. Втрата слуху визначається як різниця між отриманим значенням і нормою.

Графічне представлення різниці досліджуваного порогового і нормального відчуття на різних частотах називають *аудіограма*.



Мал. 4. Криві рівної гучності.

ПРАКТИЧНА ЧАСТИНА

Для отримання аудіограми використовується аудіометр АП-02. Основним блоком приладу є генератор звукових коливань, який виробляє дискретні частоти в діапазоні від 125 до 8000 Гц.

Завдання 1. Підготувати аудіометр до роботи.

1. Включіть прилад в мережу.
2. Перемикач частот встановіть на частоту 1000 Гц.
3. Планку перемикача рівня інтенсивності тону встановіть в положення, при якому отвір в планці проти вибраної частоти знаходився б на рівні "10" за шкалою "пониження слуху, дБ".

Завдання 2. Визначити поріг чутності.

1. Надіньте навушник.
2. Знижуйте рівень інтенсивності звуку до значення, при якому звук

чутний мінімально.

3. У місці перетину планок через отвір в планці на аудіограма поставте мітку.

4. Визначення зробіть на усіх частотах для правого і лівого вуха, результати визначенняів занесіть в таблицю.

5. За отриманими даними побудуйте аудіограми для правого і лівого вуха.

6. На аудіограмі відмітьте лінію, що відповідає нормі.

ν , Гц	125	250	500	1000	2000	3000	4000	6000	8000
L (ліве вуха), дБ									
L (праве вуха), дБ									

7. Зробіть висновок.

КОНТРОЛЬНІ ПИТАННЯ

1. Що таке звук? Класифікація звуків.
2. Вкажіть об'єктивні характеристики звукового тону.
3. Назвіть суб'єктивні характеристики звукового тону і вкажіть їх зв'язок з об'єктивними характеристиками.
4. Шкала рівнів інтенсивності звуку. Одиниці визначення.
5. Шкала гучності. Одиниці визначення. Криві рівної гучності.
6. Що таке поріг чутності і поріг болю?
7. Звукові методи дослідження в клініці.
8. Вплив інфразвуку на біологічні об'єкти.
9. Шум, боротьба з ним.

Література

1. Агапов Б.Т., Максютин Г.В., Островерхов П.И. Лабораторный

практикум по физике. – М.: Высшая школа, 1982. – С. 133 – 199.

2. Ливенцев Н.М. Курс физики. – М.: Высшая школа, 1978. – Т. 1. – С. 88 – 103.

3. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1987. – С. 150 – 158.

4. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1999. - С. 127-142.

5. Ессаулова И.А., Блохина М.Е., Гонцов Л.Д. Руководство к лабораторным работам по медицинской и биологической физике. – М.: Высшая школа, 1987. – С. 86 – 89.

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА № 3 **ВИВЧЕННЯ МЕТОДУ УЛЬТРАЗВУКОВОЇ ЕХОЛОКАЦІЇ**

МЕТА РОБОТИ:

1. Вивчити принцип дії ехоенцефалоскопа.
2. Визначити швидкість поширення ультразвуку в оргсклі.
3. Визначити коефіцієнт поглинання ультразвуку в оргсклі.

УСТАТКУВАННЯ:

Ехоенцефалоскоп «ЛУНА - 12 », посудина з водою, зразки з оргскла, лінійка.

УЛЬТРАЗВУК В МЕДИЦИНІ

Ультразвукові методи отримали в медицині широке поширення, включаючи наступні напрями:

- фармакологія; застосовують здатність ультразвукових хвиль створювати емульсії речовин, що не змішуються в звичайних умовах;
- фізіотерапія; використовують механічну і теплову дію для

поліпшення обмінних процесів в тканинах, підвищення проникності мембран клітин при введенні ліків (фонофорез);

- діагностика; широке застосування отримали методи на основі:
 - а) ефекту Доплера (для визначення швидкості руху крові по судинах, структур серцевого м'яза при скороченнях та ін.)

- б) ехолокації (для оцінки розташування пухлини в головному мозку, визначення відшарування сітківки, а також отримання безпосередньо зображення внутрішніх органів на екрані приладу для ультразвукового дослідження);

- хірургія; ультразвуковий скальпель дозволяє виконувати операції з мінімальною крововтратою, викликаючи згортання крові в місці розтину тканин, а ультразвукова пила істотно підвищує рівень обробки кісткових тканин. Видалення каменів, що виникають при сечокам'яній хворобі, за допомогою ультразвукової апаратури стають легко переносимою операцією. Під дією сфокусованих ультразвукових хвиль камені руйнуються до легковивідних часток безпосередньо в організмі.

ТЕОРЕТИЧНА ЧАСТИНА

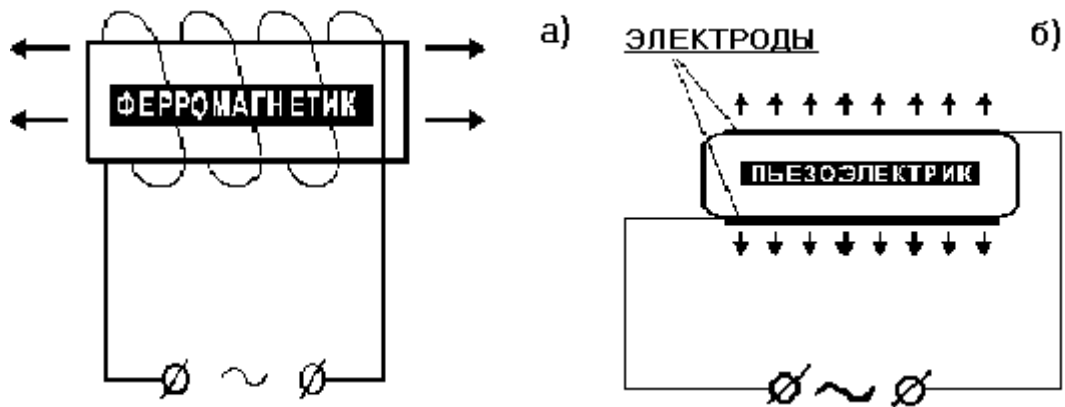
Ультразвуком називають механічні хвилі, частота яких перевищує 20 кГц.

Людське вухо не сприймає ультразвук. Проте деякі представники тваринного світу (комахи, кажани, дельфіни та ін.) мають здатність видавати і сприймати ультразвук низьких частот.

Для отримання ультразвуку використовують пристрої, що називаються ультразвуковими випромінювачами (генераторами). Принцип дії таких випромінювачів ґрунтований на явищах магнітострикції (при низьких частотах до 100 кГц) і зворотного п'єзоелектричного ефекту (при високих частотах). **Магнітострикція** полягає в коливаннях (подовження і укорочення) довжини феромагнітного сердечника під дією змінного

магнітного поля (рис.1а). *Зворотний п'єзоелектричний ефект* полягає в змінах лінійного розміру пластинки п'єзоелектрика під дією змінного електричного поля (мал. 1б). У обох випадках коливання розмірів робочого тіла випромінювача викликають в межуючому з тілом середовищі подовжню ультразвукову хвилю.

При поширенні подовжніх ультразвукових хвиль, так само як і при звукових хвилях, в речовині виникають ділянки згущування і розрядки часток середовища, що чергуються.



Мал. 1. Отримання механічних хвиль за допомогою магнітострикції (а) і зворотного п'єзоелектричного ефекту (б) (стрілками показаний напрям поширення ультразвукових хвиль).

Швидкість поширення ультразвуку залежить від властивостей середовища. Зі збільшенням щільності середовища швидкість збільшується. Так, в кістках вона складає близько 3500 м/с, а у воді і м'яких тканинах - близько 1500 м/с.

Поглинання ультразвукових хвиль в середовищі відбувається за експоненціальним законом:

$$I_d = I_0 e^{-\mu d}, \quad (1)$$

де I_0 - інтенсивність хвиль, що падають на речовину

I_d - інтенсивність хвиль, що пройшли шар речовини завтовшки d

μ - коефіцієнт поглинання, залежний від властивостей речовини

d - товщина шару речовини.

З формули (1) можна визначити *коефіцієнт поглинання μ* таким чином

$$\frac{I_d}{I_0} = e^{-\mu d}, \quad (2)$$

$$\ln \frac{I_d}{I_0} = -\mu d, \quad (3)$$

$$\mu = \frac{1}{d} \ln \frac{I_0}{I_d}. \quad (4)$$

Поширення ультразвукових хвиль має деякі особливості:

1. Ультразвук сильно поглинається газами (оскільки його довжини хвиль малі) і слабкіше - рідинами. Наприклад, коефіцієнт поглинання ультразвуку в повітрі приблизно в 1000 разів більше, ніж у воді. Тому контакт між випромінювачем і опромінюваним об'єктом не повинен містити повітряного прошарку.

2. Ультразвук випромінюється у вигляді вузьких спрямованих пучків і може бути сфокусований подібно до світлових потоків.

3. Відображення і заломлення ультразвукових хвиль на межі розділу двох середовищ відбувається за законами геометричної оптики і залежить від їх хвильових опорів. *Хвильовим опором* називається утворення щільності середовища ρ і швидкості поширення ультразвукових хвиль в середовищі v . Тому ультразвук добре відбивається на межах м'яз - кістка - кістка, на поверхні порожнистих органів і т. д., що дозволяє визначати локалізацію неоднорідних включень в тілі людини (ультразвукова локація).

4. При великій потужності ультразвукової хвилі утворюють в рідких середовищах мікропорожнини, що виникають в ділянках розрідження середовища. У них інтенсивно входять з навколишньої рідини газу. Потрапляючи в область фронту хвилі, мікропорожнини стискаються, «згортаються» під великим тиском. При цьому виділяється велика кількість енергії і відбувається іонізація молекул середовища. Це явище називається

кавітацією. Зовні ефект кавітації нагадує кипіння рідини.

5. Ультразвук робить на речовину складну механічну, фізико-хімічну, теплову дію.

Механічна дія ультразвуку пов'язана з деформацією мікроструктури речовини, що відбувається внаслідок почергового зближення і розрідження його часток, що викликаються ультразвуковою хвилею. У рідині це призводить до явища кавітації.

На комплексній дії перерахованих чинників ґрунтована біологічна дія ультразвуку, яка супроводжується наступними ефектами:

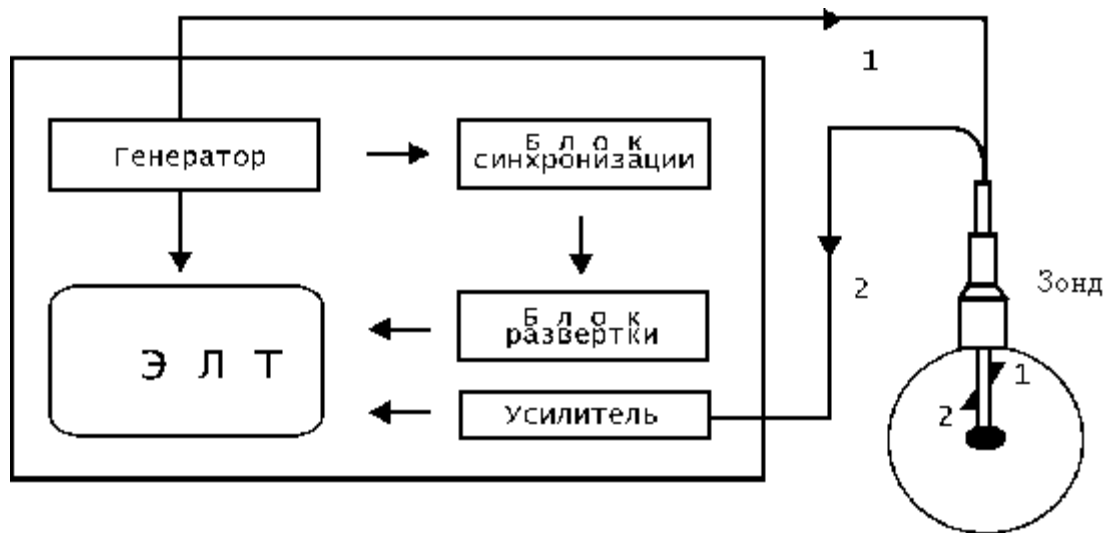
- мікровібрація на клітинному і субклітинному рівні
- збільшення проникності мембран
- руйнування біомакромолекул
- ушкодження біологічних мембран
- теплова дія
- руйнування клітин і мікроорганізмів.

МЕТОД УЛЬТРАЗВУКОВОЇ ЕХОЛОКАЦІЇ

Метод полягає в наступному: ультразвукові хвилі, утворені зондом - п'єзодатчиком (зворотний п'єзоефект), проходять через об'єкт і відбиваються від неоднорідностей. При цьому відбиті сигнали поширюються по тому ж шляху у зворотному напрямі і приймаються тим же зондом в інтервалах між випромінюваннями (мал. 2) (на основі **прямого п'єзоефекту**, що полягає у виникненні різниці потенціалів на гранях п'єзокристала під дією механічної деформації).

Розглянемо принцип отримання зображення (ехограми) на екрані ехоенцефалоскопа.

Зміщення променя по екрану уздовж горизонтальної осі здійснюється з постійною швидкістю блоком розгортки.



Мал. 2. Блок - схема эхоenceфалоскопа (1 - входний сигнал, 2 - відбитий сигнал).

Електричний імпульс, що виникає в генераторі, збуджує ультразвуковий зонд і одночасно відхиляє електронний промінь на екрані приладу, створюючи перший пік. Після проходження в речовині відбитий ультразвуковий сигнал приймається зондом, посилюється і передається на електронно-променеув трубку, створюючи другий і наступні списи. Таким чином, розташування імпульсів по горизонтальній осі визначається часом, необхідним для проходження ультразвуку до досліджуваного об'єкту і назад.

Для визначення глибини розташування досліджуваної структури визначенняється відстань від вхідного імпульсу до відбитого. Визначення робиться за допомогою мітки часу, що виробляється спеціальним генератором. Шкала визначенняника проградуєвана з урахуванням швидкості поширення ультразвуку у воді (1500 м/с), що відповідає швидкості ультразвуку в тканині мозку.

За допомогою ехоenceфалоскопа можна визначити швидкість поширення ультразвуку у будь-якому середовищі. Для цього направимо ультразвуковий сигнал на досліджуваний об'єкт завтовшки L і розглянемо на екрані ехоenceфалоскопа отримане зображення - ехограму.

Відстань L_0 між вхідним і відбитим імпульсами на ехограмі за шкалою визначенняника визначається таким чином:

$$L_0 = v_0 t, \quad (5)$$

де v_0 - швидкість ультразвуку у воді

t - час поширення ультразвукового сигналу в об'єкті.

З іншого боку, час поширення ультразвукового сигналу в досліджуваному об'єкті завтовшки L можна визначити по формулі

$$t = \frac{L}{v}, \quad (6)$$

де v - швидкість поширення ультразвуку в цьому середовищі (об'єкті).

Оскільки значення часу поширення t в рівняннях (5) і (6) однакове, то отримаємо:

$$v = v_0 \frac{L}{L_0}. \quad (7)$$

ПРАКТИЧНА ЧАСТИНА

Завдання 1. Перевірити градуювання визначенняювальної шкали.

1. Вивчіть призначення ручок управління, що знаходяться на лицьовій панелі приладу

- «мережа - выкл» (служить для включення і виключення приладу)
- «масштаб» (регулює масштаб зображення)
- «↑» (робить управління променем по вертикалі),
- «↔» робить управління променем по горизонталі),
- «Я» (встановлює яскравість ехограми)
- «Ф» (робить фокусування ехограми)
- «ПОТУЖНІСТЬ» (робить регулювання потужності, що подається на ультразвуковий зонд)
- «ПОСИЛЕННЯ» (служить для регулювання посилення приймача)

- «ВИЗНАЧЕННЯ» (служить для визначення відстані від зонду до відзеркалювальної поверхні шляхом поєднання мітки з фронтами сигналу).

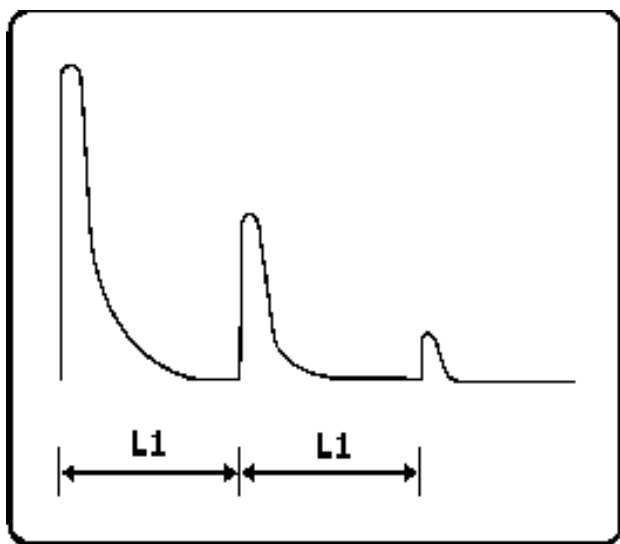
2. Включіть вилку мережевого дроту в розетку, клавішу «мережа - викл» поставте в положення «мережа». При цьому повинна освітлитися шкала. Прилад повинен прогрітися впродовж 2-3 хвилин.

3. Поверніть ручку «Я» за годинниковою стрілкою до появи на екрані яскравої горизонтальної лінії розгортки.

4. Поворотом ручки «Ф» добийтеся чіткого зображення розгортки.

5. Помістіть ультразвуковий зонд на поверхню води і, повертаючи ручки «ПОТУЖНІСТЬ» і «ПОСИЛЕННЯ», отримаєте на екрані відбиті імпульси.

6. За допомогою ручки «ВИЗНАЧЕННЯ» визначите відстань L_1 між будь-якими сусідніми імпульсами (мал. 3).



Мал. 3. Ехограма (пояснення в тексті).

7. За допомогою лінійки визначите товщину шару води L_2 .

8. Змінюючи товщину шару води, повторіть дослід кілька разів.

Отримані дані занесіть в таблицю 1, побудуйте графік, зробіть висновок.

Таблиця 1

Номер досліджу	L_1 , мм	L_2 , мм
1		
2		
3		
4		
5		

Завдання 2. Визначити швидкість ультразвуку в оргсклі.

1. Помістіть ультразвуковий зонд, заздалегідь змочивши його водою, на поверхню досліджуваного зразка з оргскла.
2. Отримайте на екрані відбиті імпульси і за допомогою ручки «ВИЗНАЧЕННЯ» визначте відстань L_0 між вхідним і відбитим імпульсами.
3. Визначення їх лінійкою товщину L зразка з оргскла.
4. Вичисліть швидкість поширення ультразвуку в оргсклі по формулі (7).
5. Повторіть дослід для декількох зразків різної товщини. Отримані дані занесіть в таблицю 2.

Таблиця 2

Номер досліджу	L_0 , мм	L , мм	v_i , м/с	v_{cp} (σ , м/с)
1				
2				
3				
4				

Завдання 3. Визначити коефіцієнт поглинання ультразвуку в оргсклі.

1. За допомогою лінійки визначення їх товщину L зразка.
2. Помістіть ультразвуковий зонд, заздалегідь змочивши його

водою, на поверхню досліджуваного зразка і отримаєте на екрані відбиті імпульси.

3. Визначте амплітуду вхідного A_1 і відбитого A_2 імпульсів.
4. Вичисліть коефіцієнт поглинання μ по формулі:

$$\mu = \frac{1}{2L} \ln \frac{A_1}{A_2}.$$

5. Отримані дані занесіть в таблицю 3.

Таблиця 3

Номер досліджу	L, мм	A_1 , мм	A_2 , мм	μ , мм ⁻¹	$\mu_{\text{ср}}$, мм ⁻¹
1					
2					
3					
4					

КОНТРОЛЬНІ ПИТАННЯ

1. Що називається ультразвуком?
2. Які існують способи отримання ультразвуку?
3. Вкажіть особливості поширення ультразвуку.
4. Яку дію робить ультразвук на речовину?
5. У чому полягає біологічна дія ультразвуку?
6. У чому полягає метод ультразвукової ехолокації?
7. Поясніть принцип роботи ехоенцефалоскопа.
8. Розкажіть про визначення швидкості поширення і коефіцієнта поглинання ультразвуку в речовині (за даними роботи).
9. Вкажіть основні напрями застосування ультразвуку в медицині.

ЛІТЕРАТУРА

1. Ливенцев Н.М. Курс фізики. – М.: Высшая школа, 1978. – Т. 1. –

С.103, 113 – 115, 198.

2. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1987. – С. 164 – 168, 282.

3. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1999. - С. 142-146, 270.

4. Ессаулова И.А., Блохина М.Е., Гонцов Л.Д. Руководство к лабораторным работам по медицинской и биологической физике. – М.: Высшая школа, 1987. – С. 90 –93.

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА №4

ВИЗНАЧЕННЯ В'ЯЗКОСТІ РІДИНИ З ДОПОМОГОЮ

КАПІЛЯРНОГО ВІСКОЗИМЕТРА

МЕТА РОБОТИ:

1. Опанувати метод визначення в'язкості рідини за допомогою капілярного віскозиметра Оствальда.
2. Дослідити залежність в'язкості розчину від його концентрації.

УСТАТКУВАННЯ:

капілярний віскозиметр, секундомір, термометр, досліджувані розчини.

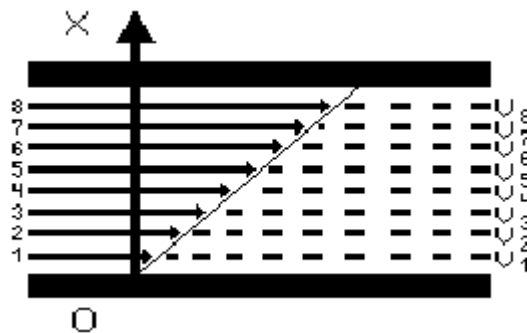
ЗНАЧЕННЯ МЕТОДУ

В'язкість біологічних рідин (крові, лімфи, ліквору та ін.) залежить від фізіологічного стану організму і змінюється при патології. Так, підвищення в'язкості крові відбувається при ішемічній хворобі серця, інфаркті міокарду, гіпертонічній хворобі, цукровому діабеті і інших захворюваннях. Знання в'язкості крові дозволяє оцінити міру навантаження на серцево-судинну систему пацієнта. Визначення в'язкості має важливе значення і широко застосовується в медицині:

- у клінічній діагностиці: визначення в'язкості крові за допомогою віскозиметрів, оцінка швидкості осідання еритроцитів (ШОЕ) (враховують також агрегацію еритроцитів);
- у судовій медицині (використовують залежність в'язкості крові від віку і статі);
- у медичних дослідженнях: визначається в'язкість (мікрів'язкість) цитоплазми клітини. Вона залежить від структури складових її біополімерів і субклітинних утворень, від періоду клітинного циклу, від температури, від інтенсивності різних зовнішніх дій (наприклад, радіоактивного опромінення).

ТЕОРЕТИЧНА ЧАСТИНА

Здатність реальних рідин чинити опір руху в них тіл або власній течії за рахунок сил міжмолекулярної взаємодії називається *внутрішнім тертям або в'язкістю рідини*. Це явище можна спостерігати при течії рідини між двома твердими пластинами, коли верхня пластина рівномірно рухається паралельно нижній нерухомій пластині (мал. 1).



Мал. 1. Діаграма швидкостей шарів рідини, що підкоряється формулі Ньютона.

Завдяки міжмолекулярній взаємодії верхній шар рідини матиме швидкість, рівну швидкості верхньої пластини v_B , а самий нижній шар буде нерухомим ($v=0$). Проміжні шари за рахунок сили внутрішнього тертя (між ними) матимуть проміжні значення швидкості ($0 < v < v_B$). Якщо зміна

швидкості шарів з відстанню лінійна, то величина сили внутрішнього тертя $F_{тр}$ визначається *рівнянням Ньютона*:

$$F_{тр} = \eta \frac{dv}{dx} S, \quad (1)$$

де η - коефіцієнт внутрішнього тертя або *динамічна в'язкість* (залежить від природи речовини і умов визначення), $\frac{dv}{dx}$ - *градієнт швидкості* (характеризує зміну швидкості між шарами з відстанню в напрямі перпендикулярному швидкості), S - площа зіткнення шарів.

Графічно ця течія рідини представлена на мал. 1. Такі рідини називають *ньютонівськими*. Коефіцієнт в'язкості таких середовищ залежить від їх природи, температури (з підвищенням температури він знижується), і від тиску при низьких температурах. До ньютонівських рідин відносяться вода, низькомолекулярні органічні сполуки, істинні розплави металів і їх солей.

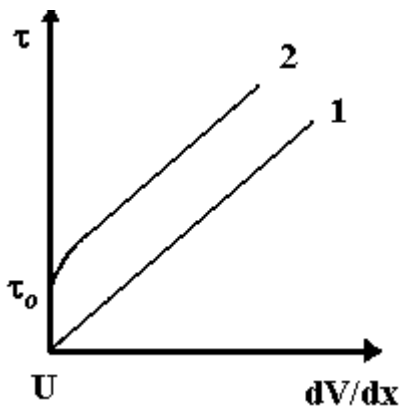
Якщо рідина має складну будову і містить великі молекули (наприклад, розчини полімерів, білків), то вони мають підвищену в'язкість, оскільки, окрім подолання відміченої сили міжмолекулярної взаємодії, робота зовнішніх сил витрачається також на руйнування створюваних групами молекул просторових структур. Течія таких рідин не підкоряється формулі Ньютона, а рідини називаються *неньютонівськими* або *структурно в'язкими*.

Зокрема, кров, що є суспензією формених елементів у білковому розчині - плазмі, відноситься до неньютонівських рідин. Проте у ряді випадків коефіцієнт в'язкості крові приймають за постійну величину, набуваючи його наближених значень.

Часто при вивченні в'язкості рідини визначають криву течії - залежність напруги зрушення ($=F/S$ від градієнта швидкості (мал. 2).

Для ньютонівської рідини (1) графік починається з початку координат і зростає лінійно зі збільшенням градієнта швидкості. Дійсно, згідно з формулою (1):

$$\frac{F_{\text{тр}}}{S} = \eta \frac{dv}{dx} \quad (2)$$



Мал. 2. Залежність напруги зрушення τ від градієнта швидкості $\frac{dv}{dx}$ для ньютонівської (1) і неньютонівської (2) рідин.

Отже, показник динамічної в'язкості ньютонівської рідини - константа і не залежить від градієнта швидкості.

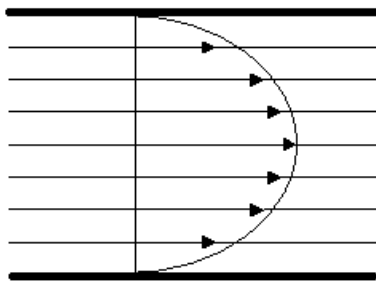
Для неньютонівської рідини (2) графік починається від деякого значення (0 (гранична напруга зрушення) і зростає нелінійно зі збільшенням градієнта швидкості. Тобто показник динамічної в'язкості (неньютонівської рідини) залежить від градієнта швидкості. У таких рідин коефіцієнт в'язкості залежить також від режиму течії і тиску. Їх в'язкість характеризують так званим умовним коефіцієнтом в'язкості, залежним від умов течії рідини.

Коефіцієнт внутрішнього тертя розчинів в'язких рідин залежить від їх концентрації. При збільшенні концентрації таких рідин в'язкість зростає.

Визначення в'язкості має важливе практичне значення для медицини. **Відносна в'язкість крові** в нормі складає 4,2-6. При патологіях вона може знижуватися до 2-3 (при анемії) або підвищуватися до 15-20 (при

полицитами), що відбивається на швидкості осідання еритроцитів (ШОЕ). В'язкість крові різна у чоловіків (4,3-5,9) і жінок (3,9-4,9), змінюється з віком, що важливо при судово-медичних дослідженнях. Відносна в'язкість сироватки крові - 1,4-1,7, у плазми - 1,5-1,8. В'язкість крові залежить від концентрації еритроцитів і білків плазми, а так само від їх складу, від розмірів клітин крові, еластичності мембран еритроцитів.

Стаціонарний рух рідин є *ламіна́рним*. При ламиній течії різні шари рідини течуть не перемішуючись, паралельно один одному. При ламінарній течії рідини по трубі постійного перерізу швидкість руху шарів збільшується від периферії до центру (мал. 3).



Мал. 3. Ламінарна течія рідини в трубі.

Максимальна швидкість буде уздовж осі труби, мінімальна (практично рівна 0) - у пристіночних шарів. Тому різниця між швидкостями двох сусідніх шарів має найбільше значення у стінок труби, а мінімальне - в центрі. Якщо кінці векторів швидкостей шарів з'єднати плавною кривою, то вийде парабола.

Збільшення швидкості течії в'язкої рідини внаслідок неоднорідності тиску по поперечному перерізу труби створює завихрення, і рух стає вихровим або *турбулентним*. При турбулентній течії швидкості часток в кожному місці безперервно і хаотично міняються, рух є нестаціонарним, супроводжується шумом.

Характер течії рідини по трубі залежить від її поверхні, діаметру D , від властивостей рідини (щільності ρ і в'язкості η), її швидкості v і визначається числом Рейнольдса:

$$Re = \frac{\rho v D}{\eta} . \quad (3)$$

Якщо число Рейнольдса більше за деяке критичне, то рух рідини буде турбулентним. Наприклад, для гладких циліндричних труб $Re_{кр} = 2300$, а для кровоносних судин в нормі $Re_{кр} = 2000$.

МЕТОДИ ВИЗНАЧЕННЯ В'ЯЗКОСТІ РІДИНИ

1. Метод Стоксу

Застосовують для дослідження рідин з великою в'язкістю. Досвідченим шляхом Стокс встановив, що при рівномірному русі кулі у в'язкій рідині сила опору $F_{тр}$ руху прямо пропорційна швидкості v , радіусу кулі R і коефіцієнту в'язкості рідини η

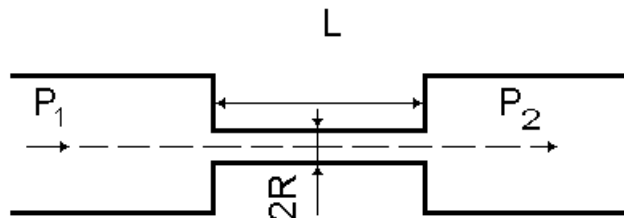
$$F_{тр} = 6\pi\eta R v . \quad (4)$$

Визначивши швидкість руху кульки і знаючи її розмір і щільність ρ , а також щільність рідини $\rho_{ж}$, знаходять її в'язкість

$$\eta = \frac{2}{9} g R^2 \frac{\rho - \rho_{ж}}{v} . \quad (5)$$

2. Метод капілярного віскозиметра

Застосовують при вивченні рідин з невисокою в'язкістю. Методика визначення коефіцієнта в'язкості капілярним віскозиметром ґрунтується на визначенні швидкості течії рідини в капілярній трубці (мал. 4).



Мал. 4. Течія рідини по капілярній трубці.

Швидкість протікання рідини по трубці v залежить від різниці тисків $(P_1 - P_2)$ на кінцях труби, її довжини L , радіусу R і в'язкості рідини:

$$v = \frac{R^2(P_1 - P_2)}{4\eta L}.$$

Формула Пуазейля визначає залежність Q - об'єму рідини, що протікає за одиницю часу через трубу завдовжки L , радіусом R , при різниці тисків на кінцях труби ($P_1 < P_2$), від в'язкості

$$Q = \frac{\pi R^4 (P_1 - P_2)}{8\eta L}. \quad (6)$$

Величина $X = \frac{8\eta L}{\pi R^4}$ називається *гідравлічним опором*.

Формула Пуазейля справедлива тільки для ламінарної течії. Тому, щоб при звичайних швидкостях не виникала турбулентна течія, на практиці користуються капілярними трубками. А оскільки точно визначити усі величини, що входять в неї, важко, то найчастіше визначають відносний коефіцієнт в'язкості, тобто в'язкість досліджуваної рідини відносно іншої рідини, найчастіше води. З цією метою визначають час протікання якогось об'єму V досліджуваної рідини і час t протікання такого ж об'єму води. Тоді для еталонної рідини, враховуючи, що $V = Q t$, згідно з формулою (6):

$$V = \frac{\pi R^4 \Delta P_0}{8\eta_0 L} t_0, \quad (7)$$

а для досліджуваної рідини:

$$V = \frac{\pi R^4 \Delta P_x}{8\eta_x L} t_x, \quad (8)$$

де $\Delta P_0, \Delta P_x$ - різниця тисків на кінцях трубки (капіляра) для еталонної і досліджуваної рідини відповідно; η_0, η_x - коефіцієнти в'язкості еталонної і досліджуваної рідини відповідно; t_0, t_x - час протікання еталонної і досліджуваної рідини через капіляр завдовжки L і радіусом R .

Оскільки об'єми рідин в цих умовах однакові, то, прирівнюючи праві частини рівнянь (7) і (8) і замінивши відношення тисків відношенням

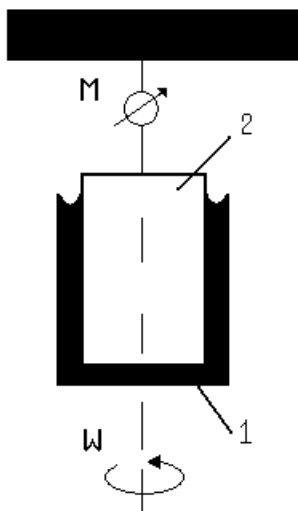
щільності досліджуваних рідин, отримаємо рівняння для визначення відносної в'язкості:

$$\eta_x = \eta_0 \frac{\rho_x t_x}{\rho_0 t_0}. \quad (9)$$

3. Ротаційний віскозиметр

Застосовують для визначення в'язкості неньютонівських рідин. Оскільки більшість біологічних рідин є неньютонівськими, то цей прилад представляє інтерес для медико-біологічних досліджень. Віскозиметр складається з двох співісних розташованих циліндрів вставлених один в одного (мал. 5).

Між циліндрами є невеликий проміжок, в який поміщається досліджувана рідина. Зовнішній циліндр кріплять на валу електродвигуна, а внутрішній підвішують на пружному підвісі - спіральній пружині з відомими характеристиками. Зовнішньому циліндру повідомляють задану кутову швидкість ω . За рахунок в'язкості рідини певний момент сили M повідомляється внутрішньому циліндру, і відбувається його поворот навколо осі на деякий кут.



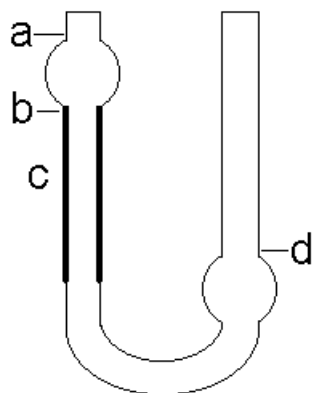
Мал. 5. Схема ротаційного віскозиметра (1 - зовнішній циліндр, 2 - внутрішній).

Чим більше швидкість обертання, тим на більший кут обернеться внутрішній циліндр. З урахуванням пружності пружини кругова шкала дозволяє визначати в'язкість рідини при різних швидкостях обертання, тобто при різних значеннях градієнта швидкості в рідині між циліндрами. Зазвичай визначають "криву течії" - залежність дотичної напруги $F_{тр}/S$ від градієнта швидкості dv/dx .

ПРАКТИЧНА ЧАСТИНА

В'язкість рідин визначають за допомогою капілярного віскозиметра Оствальда (мал. 6). Для того, щоб визначити коефіцієнт в'язкості η_x досліджуваної рідини, необхідно знати:

- η_0 - коефіцієнт в'язкості води
- t_0 - час протікання води між мітками а і б
- t_x - час протікання досліджуваної рідини між мітками а і б
- ρ_0 - щільність води
- ρ_x - щільність досліджуваної рідини.



Мал. 6. Капілярний віскозиметр Оствальда (а, b, d - мітки, рідини, що обмежують рівень, з - капіляр).

В'язкість досліджуваної рідини визначається по формулі (9).

ПОРЯДОК ВИКОНАННЯ РОБОТИ

Завдання 1. Визначити коефіцієнт в'язкості розчинів з різною концентрацією.

1. Налийте воду в коліно віскозиметра, що не має капіляра (мал. 6) до відмітки d.
2. Грушею засмокчіть рідину через капіляр до відмітки a. Прибравши грушу, визначите t_0 - час протікання води між мітками a і b.
3. Повторіть визначення 4-5 разів.
4. Виконайте пункти 1 - 3 для усіх досліджуваних рідин.
5. Розрахуйте коефіцієнти в'язкості досліджуваних рідин по формулі (9).
6. Дані занесіть в таблицю 1.

Таблиця 1

№ досліду	Концентрація %	t_1	t_2	t_3	t_4	t_5	t_{cp}	ρ	η
1									
2									
3									
4									
5									

Завдання 2. Визначити концентрацію невідомого розчину.

1. Побудуйте графік залежності коефіцієнта в'язкості від концентрації розчину.
2. Знаючи коефіцієнт в'язкості невідомого розчину, по графіку визначите його концентрацію.

Таблиця 2

Щільність води при різних температурах

$\rho, 10^3 \text{ кг/м}^3$	$t, ^\circ\text{C}$	$\rho, 10^3 \text{ кг/м}^3$	$t, ^\circ\text{C}$
0,99913	15	0,99802	21

0,99897	16	0,99780	22
0,99880	17	0,99757	23
0,99843	19	0,99732	24
0,99823	20	0,99707	25

Таблиця 3

В'язкість води при різних температурах

η , Па·с	t , °С	η , Па·с	t , °С
0,00114	15	0,00098	21
0,00111	16	0,00096	22
0,00108	17	0,00093	23
0,00103	19	0,00091	24
0,00100	20	0,00089	25

Таблиця 4

Щільність розчинів гліцерину різної концентрації

C , %	ρ , 10^3 кг/м ³	C , %	ρ , 10^3 кг/м ³
5	1,0125	45	1,1125
10	1,0250	50	1,1250
15	1,0375	55	1,1375
20	1,0425	60	1,1500
25	1,0525	65	1,1625
30	1,0750	70	1,1750
35	1,0875	75	1,1875
40	1,1000	80	1,2000

КОНТРОЛЬНІ ПИТАННЯ

1. Що називають в'язкістю рідини?

2. Яка течія рідини називається ламінарною? Турбулентною?
3. Що характеризує формула Рейнольдса?
4. Напишіть формулу Ньютона і поясніть фізичний сенс величин, що входять в неї?
5. Що називається коефіцієнтом динамічної в'язкості? У яких одиницях він визначається?
6. Які рідини називаються ньютонівськими? Від чого залежить їх коефіцієнт в'язкості?
7. Які рідини називаються неньютонівськими? Від чого залежить їх коефіцієнт в'язкості?
8. Напишіть формулу Пуазейля, поясніть фізичний сенс величин, що входять в неї.
9. Які методи застосовуються для визначення в'язкості рідини?
10. Розкажіть про властивості крові і інших біологічних рідин, про застосування аналізів реології в медицині.

ЛІТЕРАТУРА

1. Агапов Б.Т., Максютин Г.В., Островерхов П.И. Лабораторный практикум по физике. – М.: Высшая школа, 1982. – С. 124-127.
2. Ливенцев Н.М. Курс физики. - М.: Высшая школа, 1978. –Т.1.- С.26-33.
3. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1987. - С. 169-179.
4. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1999. - С. 148-164.
5. Ессаулова И.А., Блохина М.Е., Гонцов Л.Д. Руководство к лабораторным работам по медицинской и биологической физике. – М.: Высшая школа, 1987. - С. 98-102.

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА № 5
ВИЗНАЧЕННЯ РУХЛИВОСТІ ІОНІВ МЕТОДОМ
ЕЛЕКТРОФОРЕЗУ

МЕТА РОБОТИ:

1. Ознайомитися з пристроєм і роботою приладу для електрофорезу.
2. Опанувати метод електрофорезу на папері.
3. Виділити фракції іонів амідочорного барвника і визначити їх рухливість.

УСТАТКУВАННЯ:

апарат для електрофорезу ПЕФ - 3, буферний розчин, барвник амідочорний, фільтрувальний папір, лінійка, годинник.

ЗНАЧЕННЯ МЕТОДУ

Електрофорез отримав широке поширення в медико-біологічних дослідженнях:

- У діагностиці: за допомогою цього методу визначають склад білків (набір білків і їх кількість), нуклеїнових кислот, амінокислот і інших біологічно важливих компонентів в крові, спинномозковій рідині, шлунковому соку та ін., а потім аналізують характер відхилень складу від норми (кожне захворювання має характерний тип порушень);
- У терапії: використовуючи цей метод, лікарські речовини вводять з поверхні тіла, не порушуючи шкірного покриву і забезпечуючи рівномірний розподіл препарату у вибраній ділянці тіла пацієнта.

ТЕОРЕТИЧНА ЧАСТИНА

Електрофорез - цей спрямований рух заряджених часток (іонів) під дією зовнішнього електричного поля. Електрофоретичне розділення речовин

на компоненти проводять в електролітах. *Електролітами* називаються рідини, що проводять електричний струм. Електропровідність електролітів обумовлена наявністю в них вільних іонів - заряджених часток, що утворюються в результаті дисоціації молекул солей, кислот, лугів під впливом розчинника (явище електролітичної дисоціації). Іони, стикаючись між собою в процесі теплового руху, можуть рекомбінувати. Якщо в електроліт помістити два електроди і з'єднати їх з полюсами джерела напруги, то між електродами виникає електричне поле. Під дією цього поля іони, що знаходяться у безладному тепловому русі, починають рухатися в певних напрямках. Переміщення іонів між електродами відбувається уздовж силових ліній напруженості електричного поля. Таким чином, електричний струм в електролітах є спрямованим рухом іонів під дією електричного поля.

Розглянемо умови, що визначають рух іонів при електрофорезі. Нехай в електроліт поміщені два електроди на відстані L один від одного і до них прикладена напруга U . Тоді напруженість електричного поля E між електродами можна вчислити по формулі:

$$E = \frac{U}{L}. \quad (1)$$

Згідно з визначенням напруженості електричного поля ($E=F/q$) можна знайти силу, що діє на заряджену частку з боку цього електричного поля:

$$F_{\text{ел}} = q \cdot E, \quad (2)$$

де $F_{\text{ел}}$ - сила електричного поля, q - заряд іона або молекули.

При русі в електроліті іон зазнає утруднення при переміщенні, оскільки на нього впливають молекули довкілля. Подібно до кульки у в'язкому середовищі він випробовує опір, пропорційний коефіцієнту в'язкості η , радіусу досліджуваного іона або молекули R і швидкості руху v . За законом Стоксу величина сили тертя рівна:

$$F_{\text{тр}} = - 6\pi\eta Rv = - kv, \quad \text{де } k = 6\pi\eta R. \quad (3)$$

При поданні напруги в початковий момент часу досліджуваний іон рухається прискорено. Проте надалі його рух можна розглядати як

рівномірне і прямолінійне. Тому можна допустити, що для іона або молекули речовини при електрофорезі виконується наступне рівняння:

$$|F_{\text{ел}}| = |F_{\text{тр}}| \quad (4)$$

Підставивши в це рівняння вираження (2) і (3), отримаємо:

$$|qE| = |-kv|. \quad (5)$$

Швидкість руху досліджуваного іона виявиться рівною:

$$v = \frac{Eq}{k}. \quad (6)$$

Введемо позначення $b = (q/k)$. Цю величину b називають рухливістю іона. Тоді формула (6) набере вигляду:

$$v = bE \quad (7)$$

$$\text{звідси } b = \frac{v}{E}. \quad (8)$$

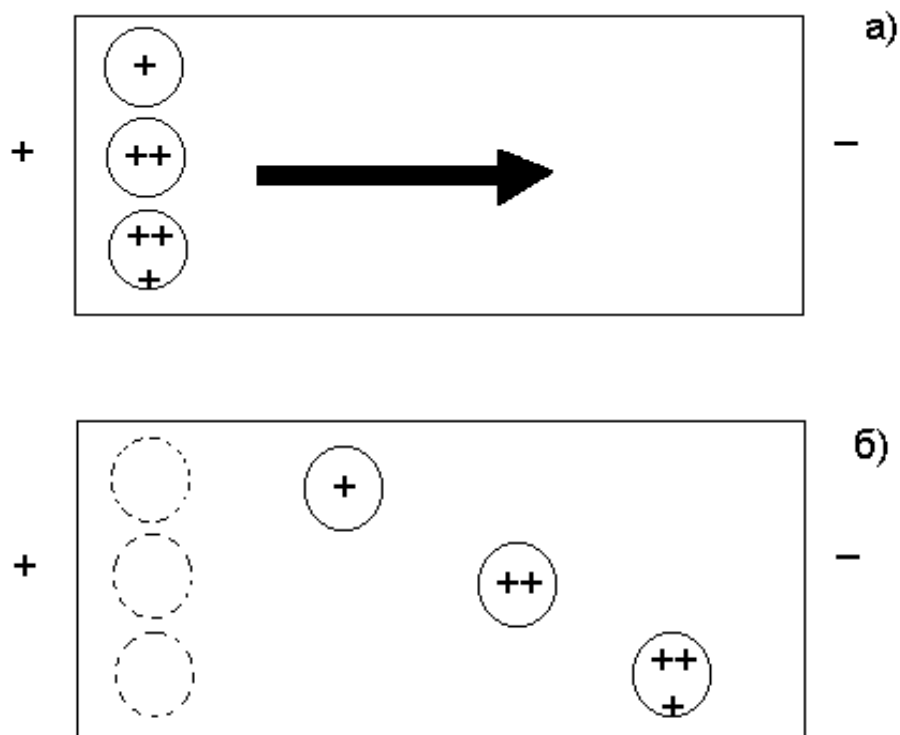
Таким чином, *рухливістю іона* називають величину, чисельно рівну швидкості руху іона в електроліті при напруженості електричного поля E , рівній 1 В/м. На практиці швидкість іонів v можна визначити, вимірявши відстань X , пройдену ними за час t :

$$v = \frac{X}{t}. \quad (9)$$

Підставивши вираження (1) і (9) у формулу (8), отримаємо:

$$b = \frac{X \cdot L}{t \cdot U}. \quad (10)$$

Рухливість іонів і молекул є величиною індивідуальною, характерною для кожного конкретного іона або молекули. Вона залежить від величини заряду іона, його розмірів, форми, маси, радіусу оболонки гідрата. Крім того, рухливість визначається в'язкістю середовища, в якому рухаються іони. Тому за величиною рухливості можна визначити вид іона. Якщо ж є суміш іонів або молекул, то можна розділити їх в електричному полі і за величиною рухливості визначити вид кожного з них. Як приклад розглянемо електрофорез іонів з різними значеннями електричного заряду (мал. 1).



Мал. 1. Розташування іонів на початку (а) і після (б) електрофорезу (пунктиром відмічено місце старту іонів).

Групи молекул або іонів з однаковими або близькими параметрами, виділені при електрофорезі (чи іншими методами), називаються **фракціями**. Ті молекули або іони, параметри яких істотно відрізняються, відокремити один від одного нескладно.

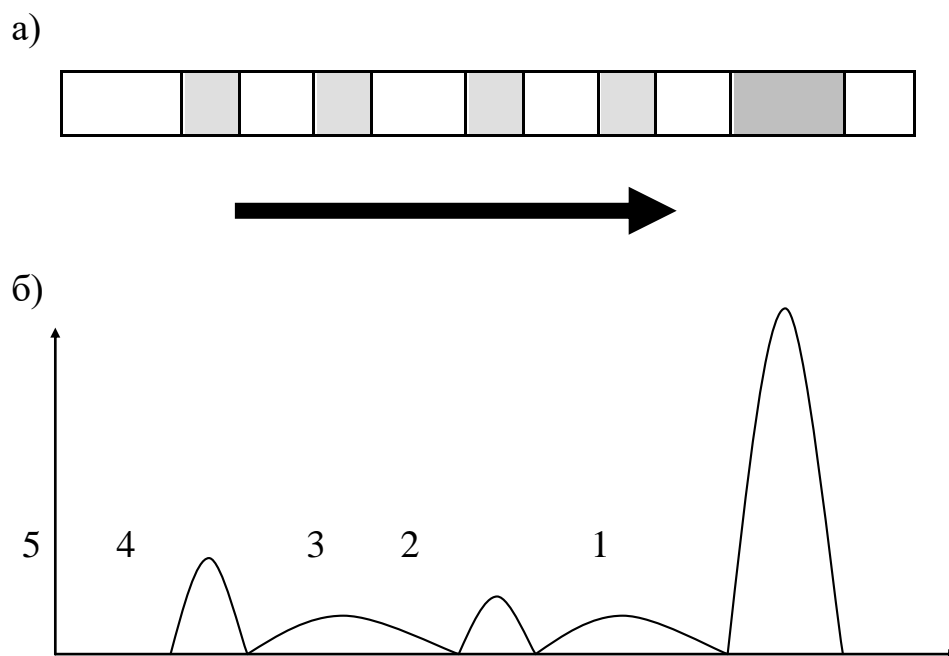
Розглянемо детальніше розділення на фракції білків сироватки крові людини. За допомогою електрофорезу на папері виділяють 5 фракцій: α_1 , α_2 , β , γ - глобуліни і альбумін. Проте кожна з перерахованих фракцій неоднорідна і складається з білків із слабкими відмінностями параметрів. Щоб досягти максимальної однорідності фракцій, для аналізу використовують вдосконалені електроліти і носії (підтримувальні середовища), на яких відбувається розділення досліджуваної суміші.

Наприклад, заміна електроліту з лужного буфера на розчин трис-ЕДТА дала можливість додатково розділити альбумін, α_1 , α_2 , β , γ - глобуліни і отримати не 5, а 9 фракцій. Досконалішими носіями в порівнянні з

фільтрувальним папером є крохмальний, агаровий, поліакриламідний гелі, ацетат-целюлозні матеріали і так далі. Якщо на фільтрувальному папері відбувається відділення один від одного молекул, що відрізняються по заряду, то в поліакриламідному гелі групуються молекули, схожі не лише по заряду, але і по молекулярній вазі. Використання цього гелю дало можливість виділити з сироватки крові вже 14 фракцій.

Оскільки білки сироватки крові безбарвні, то після електрофоретичного розділення електрофореграми забарвлюють відповідними барвниками. При цьому інтенсивність забарвлення фракції тим більше, чим більше міститься білка в цій фракції. Фотометрування електрофореграм дає можливість знаходити кількісні співвідношення цих виділених фракцій.

На мал. 2. показаний приклад електрофореграми сироватки крові і її кількісний аналіз при фотометрії - денситограмма.



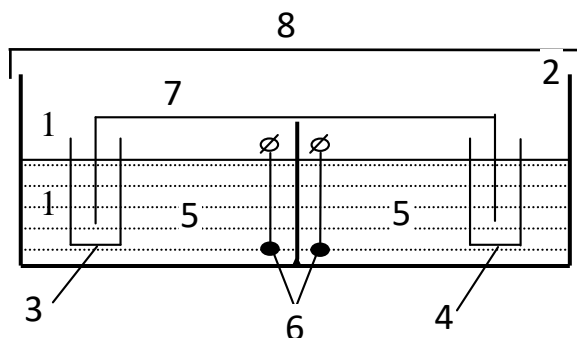
Мал. 2. Електрофореграма (а) і що відповідає їй денситограмма (б) сироватки крові. (1 - альбумін, 2 - α_1 -глобулін, 3 - α_2 -глобулін, 4 - β -глобулін, 5 - γ -глобулін. Стрілкою показаний рух іонів при електрофорезі).

Інший прийом розшифровки електрофореграм полягає в розділенні паперової смужки по довжині на відрізки, в кожній з яких міститься окрема забарвлена фракція, що відрізняється від інших рухливістю молекул. Кожен з відрізків поміщають в окрему пробірку з відповідним розчинником. Через певний час відбувається елюювання (перехід в розчин) вмісту цієї фракції. Потім зміст білку в цих фракціях визначається на спектрофотометрі або фотоелектроколориметрі. Чим вище концентрація білку в розчині, тим більше поглинання.

Розділення білків і інших біологічних речовин на фракції застосовується в клінічній практиці з метою діагностики захворювань.

ПРАКТИЧНА ЧАСТИНА

У цій лабораторній роботі використовується прилад ПЕФ - 3, вживаний в медичній практиці. Він складається з електрофоретичної камери (мал. 3) і джерела живлення.



Мал. 3. Електрофоретична камера (пояснення в тексті).

Електрофоретична камера (мал. 3) розділена перегородкою на два відсіки (1, 2), в які поміщені дві електролітичні ванни (3, 4), наповнені електролітом (5), і два електроди (6). Між електролітичними ваннами поміщають смужку спеціального паперу (7), на якому відбувається розділення досліджуваної речовини на фракції. Перед включенням камеру закривають кришкою (8).

ПОРЯДОК ВИКОНАННЯ РОБОТИ

1. Заповніть відсіки електрофоретичної камери розчином КОН.
2. Змочіть смужку фільтрувального паперу розчином КОН.
3. Помістіть смужку в камеру так, щоб її кінці були опущені в електролітичні ванни (3, 4) з розчином.
4. У середній частині смужки в поперечному напрямі нанесіть 4 точки амідочорним барвником, злегка торкаючись голкою з кристалами барвника поверхні паперу.
5. Закрийте камеру кришкою і з'єднаєте її з джерелом живлення.
(УВАГА! ЗНІМАТИ КРИШКУ МОЖНА ТІЛЬКИ, КОЛИ КАМЕРА ВІДКЛЮЧЕНА ВІД ДЖЕРЕЛА ЖИВЛЕННЯ!)
6. Включіть джерело живлення в мережу. Повинна спалахнути сигнальна лампочка.
7. Встановіть вказану викладачем напругу U , контролюючи його значення по вольтметру.
8. Зареєструйте час, впродовж якого проходить розділення речовини барвника на фракції (від 15 до 30 хв).
9. Вимкніть джерело живлення з мережі, відключіть від нього електроди, зніміть кришку з камери.
10. За допомогою лінійки визначити на смужці паперу відстані:
 - L - відрізок, на якому відбувалося падіння напруги (між точками дотику смужкою розчинів в електролітичних ваннах);
 - X_i - відрізки від місця старту до положення досліджуваної фракції на електрофореграмі після закінчення часу проведення електрофорезу.
11. По формулі (10) розрахуйте рухливість для кожної фракції. Оцініть точність виміру (середнє квадратичне відхилення). Отримані дані занесіть в таблицю

№	$X_1,$ м	$b_1,$ $\text{м}^2/\text{Вс}$	$b_{1\text{cp}}\pm\sigma_1,$ $\text{м}^2/\text{Вс}$	$X_2,$ м	$b_2,$ $\text{м}^2/\text{Вс}$	$b_{2\text{cp}}\pm\sigma_1,$ $\text{м}^2/\text{Вс}$	$X_3,$ м	$b_{3\text{cp}},$ $\text{м}^2/\text{Вс}$	$b_{3\text{cp}}\pm\sigma_1,$ $\text{м}^2/\text{Вс}$
1									
2									
3									
4									
Напруга, U (В)									
Відстань, L (м)									
Час, t (с)									

КОНТРОЛЬНІ ПИТАННЯ

1. Що називається електролітом? Чим обумовлена електропровідність електролітів і металів?
2. Що називається електрофорезом? Від чого залежить швидкість руху іонів в електричному полі?
3. Що називається рухливістю іонів? Якими властивостями іона визначається його рухливість?
4. Виведіть формулу для визначення рухливості іонів.
5. Розкажіть про принципи визначення якісного і кількісного складу речовин, що містять різні групи іонів.
6. Для чого застосовується електрофорез в медицині?

ЛІТЕРАТУРА

1. Агапов Б.Т., Максютин Г.В., Островерхов П.И. Лабораторный практикум по физике. – М.:Высшая школа, 1982. – С. 168 – 170.
2. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. –М.: Высшая школа, 1987. – С. 342 – 343.

3. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. –М.: Высшая школа, 1999. – С. 276 – 278.

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА №6

ВИВЧЕННЯ РОБОТИ ЕЛЕКТРОННОГО ОСЦИЛОГРАФА

МЕТА РОБОТИ:

1. Ознайомитися з принципом дії електронного осцилографа.
2. Визначити чутливість пластин осцилографа.
3. Виміряти параметри електричних сигналів.

УСТАТКУВАННЯ:

Електронний осцилограф, звуковий генератор, джерело змінної напруги.

ЗНАЧЕННЯ ЕЛЕКТРОННО-ПРОМЕНЕВИХ ПРИЛАДІВ

Електронний осцилограф - цей вимірювальний пристрій для візуального спостереження функціональної залежності двох величин, перетворених в електричний сигнал. Електронний осцилограф широко використовується для спостереження залежності змінної величини від часу, аналізу швидких процесів і так далі. Вивчення електронного осцилографа дозволяє зрозуміти принципи роботи великого спектру електронно-променевих приладів, вживаних в медицині. До них відносяться:

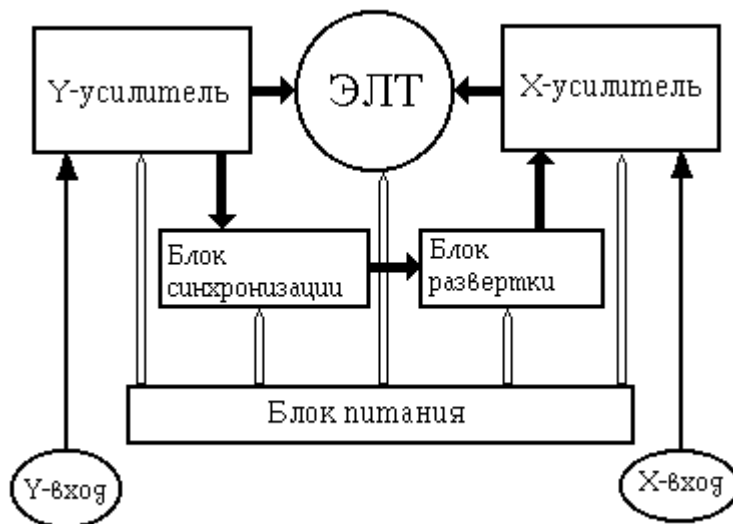
- прилади, що представляють інформацію в простій формі - у вигляді кривих (електрокардіоскоп, ехо-енцефалоскоп та ін.)
- апарати з мікропроцесорною технікою, які відбивають на дисплеях дані у вигляді тексту, чисельних значень (наприклад, вказівка діагнозу при машинній діагностиці), а також зображення внутрішніх органів і структур (УЗД, комп'ютерна томографія);

• телевізійні пристрої, монітори, що представляють зображення об'єктів на екрані телевізора, полегшуючи аналіз картини при:

1. вивченні об'єктів під мікроскопом
2. дослідженні райдужної оболонки ока в іридодіагностиці
3. оцінці зображення внутрішніх тканин і органів, отриманого за допомогою волоконної оптики (наприклад, при фіброгастроскопії) і так далі.

ТЕОРЕТИЧНА ЧАСТИНА

Основними частинами осцилографа є електронно-променева трубка, генератор розгортки, блок синхронізації, підсилювачі вертикального (Y - підсилювач) і горизонтального (X - підсилювач) каналів відхилення, блок живлення (мал. 1).

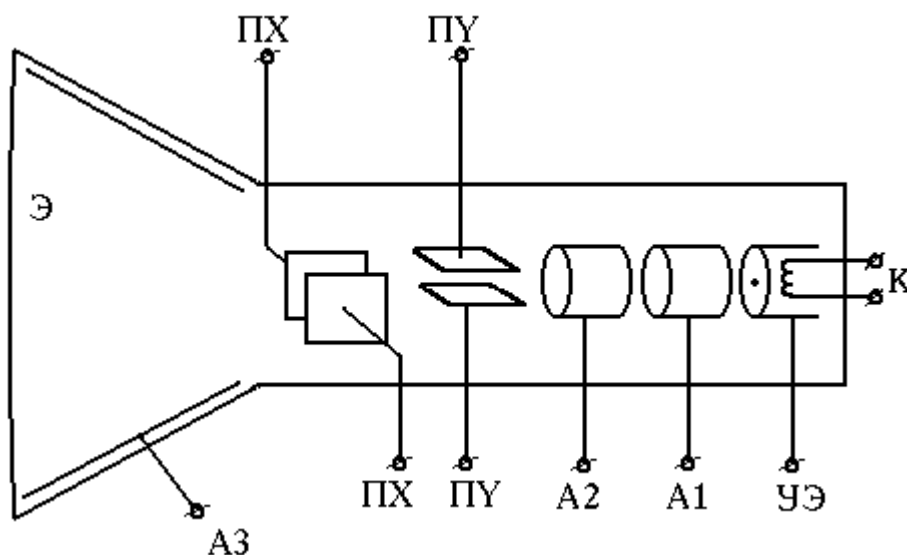


Мал. 1. Блок-схема електронного осцилографа.

Електронно-променева трубка (головна частина електронного осцилографа, мал. 2) є скляним балоном, в якому створений вакуум. На торець його розширеної частини, що є екраном (Е), нанесений шар речовини, що світиться при бомбардуванні електронами (катодолюмінесценція), найчастіше це сульфід цинку і кадмію, випромінюючи зелене світло.

Сукупність електродів, що дозволяє отримати сфокусований пучок електронів, називається електронною гарматою. Сюди відносяться:

1. катод (К), що випускає при нагріванні електрони (термоелектронна емісія);
2. електрод (УЕ, модулятор), що управляє, має негативну (декілька десятків вольт) відносно катода напругу (змінюючи напругу на УЕ, можна управляти числом електронів, що виходять з модулятора, і таким чином регулювати яскравість зображення);
3. аноди А1 і А2, виконані у вигляді порожнистих металевих циліндрів (мають високий позитивний потенціал відносно катода А1 - близько декількох сотень вольт, а А2 - декілька тисяч вольт). Мінюючи напругу на А1, можна фокусувати (стискати) електронний пучок. Другий анод А2 - прискорюючий.



Мал. 2. Електронно-променева трубка (пояснення в тексті).

Таким чином, електронна гармата створює вузький спрямований потік електронів - електронний промінь. На шляху електронного променя стоять дві пари взаємно перпендикулярних пластин, що відхиляють: що вертикально відхиляють (ПУ) і горизонтально відхиляють (ПХ). Якщо на яку-небудь пару пластин подати напругу, то між пластинами утворюється електричне поле, яке відхиляє електронний промінь. Пластини ПУ

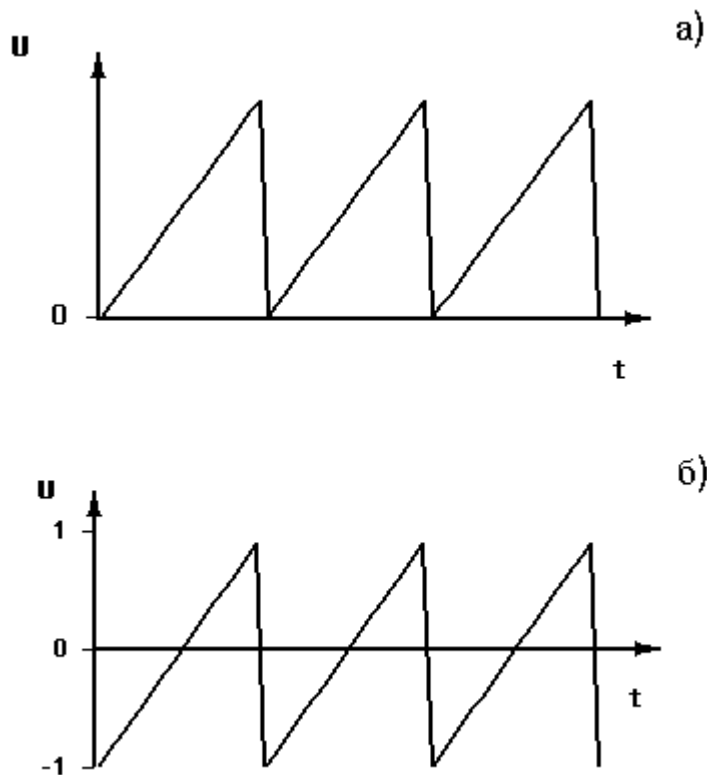
відхиляють промінь у вертикальній площині, пластини ПХ - в горизонтальній.

Електрони, що потрапили на екран (Е), необхідно відвести, щоб екран не отримав негативний потенціал, що гальмує політ подальших електронів. Для цього на внутрішню частину бічної поверхні трубки наноситься графітовий шар (АЗ), що має невеликий позитивний потенціал відносно екрану.

Сфокусований пучок електронів на екрані зображається точкою, що світиться. Якщо на пластини ПУ, що вертикально відхиляють, подати змінну напругу, наприклад синусоїдальну, то на екрані виникає вертикальна пряма (електронний промінь під дією цієї напруги здійснюватиме коливання у вертикальній площині в такт досліджуваній напрузі). Для розгортки зображення досліджуваного сигналу в часі треба на пластини ПХ, що горизонтально відхиляють, подати напругу, лінійно залежну від часу. Причому електронний промінь, пройшовши поступово по горизонталі шлях від одного краю екрану до іншого, повинен швидко повернутися в первинне положення, повторивши свою траєкторію на екрані. Такій умові задовольняє пилкоподібна напруга (мал. 3), яка подається на пластини, що горизонтально відхиляють, від генератора *розгортки*.

При вивченні періодичних процесів застосовується *безперервна* розгортка.

При вивченні неперіодичних процесів застосовується одноразова (*що чекає*) розгортка - електронний промінь "прописує" на екрані тільки один рядок, а новий рядок може записати лише після спеціального сигналу, що запускає генератор розгортки.



Мал. 3. Пилкоподібна напруга генератора розгортки а) і сигнал що поступає на пластини ПХ б).

Часто запуск генератора розгортки робиться самим досліджуваним сигналом.

Для отримання на екрані електронно-променевої трубки стійкого нерухомого зображення необхідно, щоб електронний промінь починав свій повторний рух в одній і тій же фазі. Це може бути тільки у тому випадку, якщо період пилкоподібних коливань рівний або кратний періоду досліджуваних коливань. Процес узгодження фаз називається синхронізацією розгортки і здійснюється за допомогою **блоку синхронізації**, пилкоподібної напруги, що змінює частоту.

Підсилювачі горизонтального і вертикального каналів дозволяють змінювати напругу, що подається. При цьому зображення на екрані розтягується або стискається по відповідному напрямку.

Блок живлення забезпечує перетворення мережевої змінної напруги і подання необхідної напруги на електроди електронно-променевої трубки

(через дільника напруги), підсилювач, генератор розгортки і інші вузли осцилографа.

За допомогою електронного осцилографа можна вимірювати величину досліджуваної напруги, тобто використати осцилограф в якості вольтметра. Для цього необхідно знати **чутливість** осцилографа - відхилення від центру екрану в міліметрах при зміні напруги на пластинках, що відхиляють, на 1 В. Оскільки є дві незалежні системи ПХ, що відхиляють, і ПУ, то відповідно можна вказати і дві чутливості S_X і S_Y :

$$S_X = \frac{L_X}{2\sqrt{2} \cdot U_{X\text{эф}}}$$

$$S_Y = \frac{L_Y}{2\sqrt{2} \cdot U_{Y\text{эф}}}$$

де L_X, L_Y - довжини відрізків, що світяться, при поданні досліджуваної напруги відповідно на горизонтально і пластинки, що вертикально відхиляють $L_X/2$ і $L_Y/2$ - максимальні (амплітудні) відхилення променя від центру екрану

$U_{X\text{эф}}$ і $U_{Y\text{эф}}$ - величини синусоїдальної напруги, що подається, по вольтметру (ефективні значення напруги)

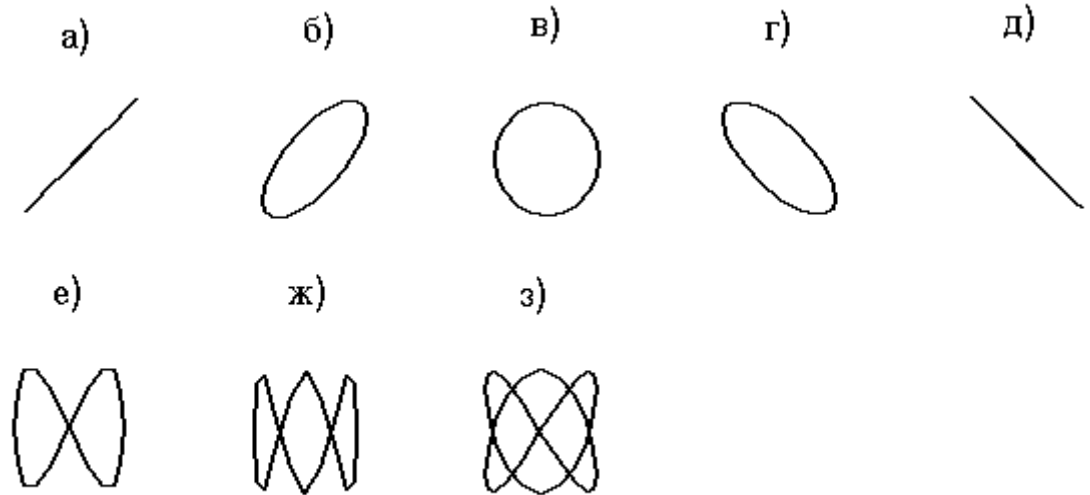
$\sqrt{2} \cdot U_{X\text{эф}}$ і $\sqrt{2} \cdot U_{Y\text{эф}}$ - амплітудні значення напруги, що подається.

Знаючи чутливість S і вимірявши довжину відрізка L , що світиться, можна знайти величину напруги, що відхиляє, по формулі:

$$U_{\text{эф}} = \frac{L}{2\sqrt{2} \cdot S}. \quad (3)$$

Використовуючи осцилограф, можна **визначити частоту** досліджуваного сигналу. Для цього на пластинки ПХ подають напругу відомої частоти (звичайне 50 Гц) від мережі, а на пластинки ПУ - напругу невідомої частоти. Генератор розгортки при цьому необхідно вимкнути. Електронний промінь в даному випадку бере участь в двох взаємно перпендикулярних коливальних рухах. При складанні двох взаємно перпендикулярних

синусоїдальних коливань електронний промінь описуватиме фігури Лісажу (мал. 4), форма яких залежить від співвідношення частот, фаз і амплітуд підсумовуваних коливань. Фігури Лісажу будуть нерухомі, якщо частоти, що подаються, відносяться як цілі числа 1:1, 1:2, 1:3 і так далі (див. мал. 4).



Мал. 4. Фігури Лісажу при різних співвідношеннях частот $\nu_1:\nu_2$ і фаз у вертикальному і горизонтальному напрямках (Y: X):

- а) 1:1, $\Delta\varphi_0=0$, б) 1:1, $\Delta\varphi_0=\pi/4$, в) 1:1, $\Delta\varphi_0=\pi/2$, г) 1:1, $\Delta\varphi_0=3\pi/4$,
 д) 1:1, $\Delta\varphi_0=\pi$, е) 2:1, $\Delta\varphi_0=\pi/2$, ж) 3:1, $\Delta\varphi_0=\pi/2$, з) 3:2, $\Delta\varphi_0=\pi/4$,
 де $\Delta\varphi_0$ - різниця фаз в початковий момент часу $t=0$.

Враховуючи, що світлова пляма на екрані під дією змінної напруги, що подається на пластини ПХ і ПУ, за кожен період двічі перетинає відповідно вертикальну і горизонтальну осі, співвідношення частот можна визначити по відношенню числа точок перетину фігури Лісажу з вертикаллю і горизонталлю:

$$\frac{\nu_X}{\nu_Y} = \frac{n_Y}{n_X}, \quad (4)$$

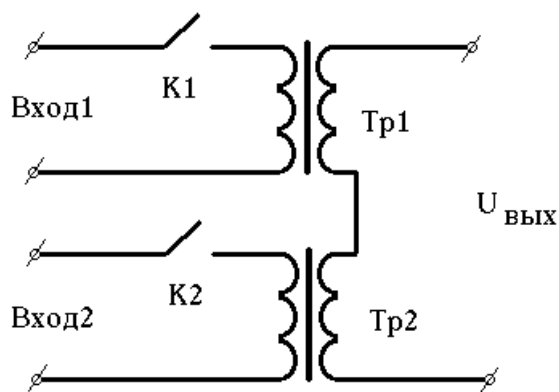
де ν_X і ν_Y - частоти напруги, що подається, на пластини ПХ і ПУ, n_X і n_Y - число точок перетину фігури Лісажу з горизонталлю і вертикаллю.

Визначивши співвідношення частот і знаючи одну з них (наприклад, $\nu_x = 50$ Гц), легко визначити частоту змін другої напруги:

$$\nu_y = \frac{\nu_x n_x}{n_y}. \quad (5)$$

Зверніть увагу, що вертикаль і горизонталь для визначення частоти не слід проводити через вузлові точки, точки внутрішніх перетинів фігури Лісажу.

Для складання двох синусоїдальних коливань уздовж однієї прямої можна використати наступну схему (мал. 5). Вихід схеми підключають зазвичай до пластин ПУ.



Мал. 5. Схема для складання двох змінних напруги, що здійснюється по одній прямій. (К1, К2 - розмикаючі ключі, Тр1, Тр2 - узгоджуючі трансформатори).

Ключі К1 і К2 служать для відключення/підключення одного з коливальних сигналів. Схема дозволяє спостерігати гасіння коливань, якщо два коливання мають однакову частоту і амплітуду, але здійснюють коливання в "протифазі" (тобто зростання одного супроводжується убуттям іншого і навпаки). В результаті гасіння $U_{\text{ВЫХ}}$ зменшується до нуля, і на екрані буде видна пряма лінія.

ПРАКТИЧНА ЧАСТИНА

Завдання 1. Підготувати електронний осцилограф до роботи.

1. Ручки лицьової панелі встановіть в наступні положення "Яскравість", "Фокус", "Зміщення X", "Зміщення Y" - в середнє, "Діапазон частот" генератора розгортки - в нульове положення.
2. Включіть вилку шнура в мережу. Включіть вимикач "МЕРЕЖА". При цьому повинна спалахнути сигнальна лампочка.
3. Через 3-4 хвилини (час розігрівання ламп і електронно-променевої трубки) на екрані повинна з'явитися пляма (його відсутність говорить про відхилення променя за межі екрану), що світиться.
4. Ручками "Зміщення X" і "Зміщення Y" встановіть промінь в центрі екрану.
5. Відрегулюйте яскравість і чіткість плями ручками "Яскравість" і "Фокус".

Завдання 2. Отримати розгортку змінної напруги.

1. Подайте змінну напругу від блоку живлення на вхід "Y".
2. Ручкою "Посилення Y" встановіть довжину вертикального відрізка на екрані 40-60 мм
3. Включіть генератор розгортки ручкою "Діапазон частот", так щоб на екрані укладалося декілька періодів.
4. Ручкою "Частота плавно" встановіть стабільне зображення.
5. Замалюйте криву, отриману на екрані.

Завдання 3. Визначити чутливість пластин ПХ і ПУ.

1. Ручкою "Діапазон частот" вимкніть генератор розгортки.
2. На вхід "Y" подавайте різні значення змінної напруги, задані викладачем (3-4 значення до 15 В). При цьому ручку "Посилення Y" поставте

в таке положення, щоб при максимальній заданій напрузі відрізок не виходив за межі екрану, і в подальших вимірюваннях цього положення не змінюйте.

3. Для кожного значення напруги виміряйте довжину відрізка L , що світиться.

4. Такі ж значення напруги подайте на вхід "X", встановивши ручкою "Посилення X" довжину максимального відрізка в межах екрану. Виміряйте довжини відповідних відрізків, що світяться.

5. У кожному досліді розрахуйте чутливість пластин ПХ і ПУ по формулах (1) (2).

6. Для кожної пари пластин вчисліть середнє арифметичне чутливості $\langle S_X \rangle, \langle S_Y \rangle$ і середнє квадратичне відхилення σ_X, σ_Y .

7. Дані усіх вимірювань занесіть в таблицю 1.

Таблиця 1

№	$U_{\text{ЕФ}},$ В	$L_Y,$ мм	$S_Y, \text{ мм/В}$	$\langle S_Y \rangle \pm \sigma_Y, \text{ мм/}$ В	$L_X,$ мм	$S_X, \text{ мм/В}$	$\langle S_X \rangle \pm \sigma_X, \text{ мм}$ /В
1							
2							
3							
4							

Завдання 4. Виміряти величину невідомої напруги.

1. Закрийте шкалу вольтметра джерела і встановіть на екрані довільну довжину відрізка, що світиться, подавши невідому напругу на вхід "Y" (генератор розгортки необхідно вимкнути, чутливість пластин після завдання 3 не міняти).

2. Знайдіть величину невідомої напруги по формулі (3).

3. Порівняйте вчислене значення $U_{\text{ЕФ}}$ зі свідченнями вольтметра джерела, відкривши шкалу. Визначте відсоток відхилення.

Завдання 5. Виміряти частоту невідомої напруги.

1. На вхід "X" подайте еталонну змінну напругу від блоку живлення (частота 50 Гц).
2. На вхід "Y" подайте сигнал від звукового генератора.
3. Змінюючи частоту звукового генератора, отримайте на екрані 5 - 6 фігур Лісажу і замалюйте їх.
4. По числу точок перетину фігурами Лісажу осей "X" і "Y" визначите частоту коливань звукового генератора по формулі (5).
5. Результати вимірювань занесіть в таблицю 2.

Таблиця 2

№ малюнка	Співвідношення $n_x: n_y$	Частота коливань ν_y , Гц
1		
2		
3		
4		
5		

КОНТРОЛЬНІ ПИТАННЯ

1. Вкажіть блоки, що входять до складу осцилографа і їх призначення.
2. Пристрій і принцип дії електронно-променевої трубки.
3. Як здійснюється розгортка сигналу в часі на екрані електронного осцилографа? За якої умови розгортка сигналу нерухома?
4. Як за допомогою осцилографа виміряти величину досліджуваного сигналу?
5. Розгляньте фігури Лісажу і проаналізуйте їх. Як за допомогою осцилографа виміряти частоту досліджуваного сигналу?
6. Що таке чутливість пластин осцилографа?

7. Де застосовуються електронно-променеві прилади в медицині?
Вкажіть основні типи.

ЛІТЕРАТУРА

1. Агапов Б.Т., Максютин Г.В., Островерхов П.И. Лабораторный практикум по физике. – М.: Высшая школа, 1982. – С. 95-100.
2. Ливенцев Н.М. Курс физики. - М.: Высшая школа, 1978. –Т.1.- С.80-81, 135-140, 169-172.- Т.2.-С.59-61.
3. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1987. - С. 136-138, 405-407, 497-501.
4. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1999. - С. 108-112, 407-410.
5. Ессаулова И.А., Блохина М.Е., Гонцов Л.Д. Руководство к лабораторным работам по медицинской и биологической физике. – М.: Высшая школа, 1987. - С. 132-136.

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА № 7 ВИВЧЕННЯ РОБОТИ ПОЛЯРИМЕТРА

МЕТА РОБОТИ:

1. Вивчити принцип роботи цукрометра - поляриметра.
2. Досліджувати залежність кута обертання площини поляризації від концентрації цукру в розчині.
3. Визначити концентрацію невідомого розчину.

УСТАТКУВАННЯ:

Поляриметр, набір кювет з розчинами.

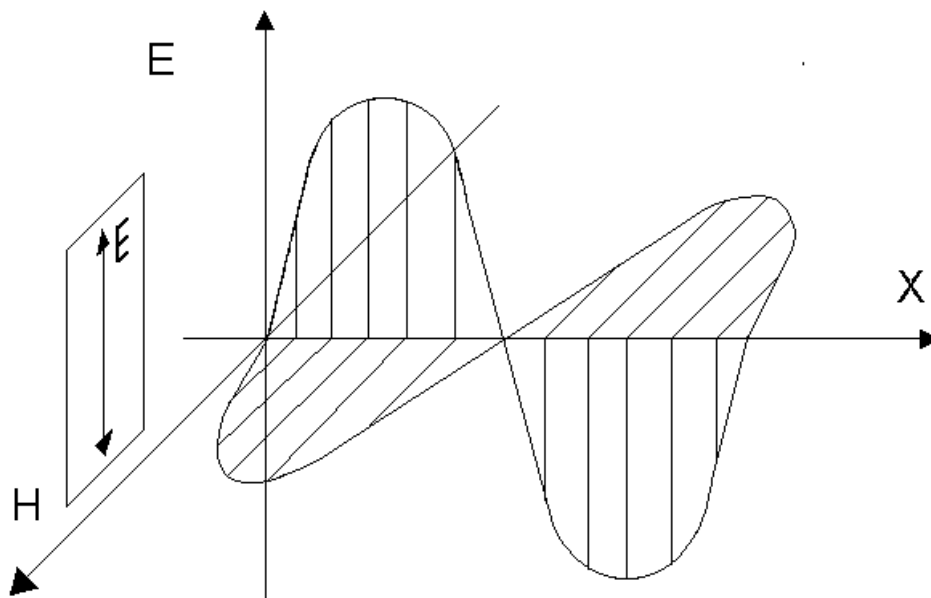
ЗНАЧЕННЯ МЕТОДУ

Основні напрями застосування поляризованого світла в медико-біологічних дослідженнях:

- визначення цукру в сечі (поляриметрія - цукрометрія);
- при гістологічних дослідженнях (поляризаційна мікроскопія), досліджуються м'язові, колагенові волокна (оптично анізотропні ділянки) без фарбування і додаткової дії на об'єкт;
- виділення лево- і правообертальних ізомерів;
- спектрополяриметрія.

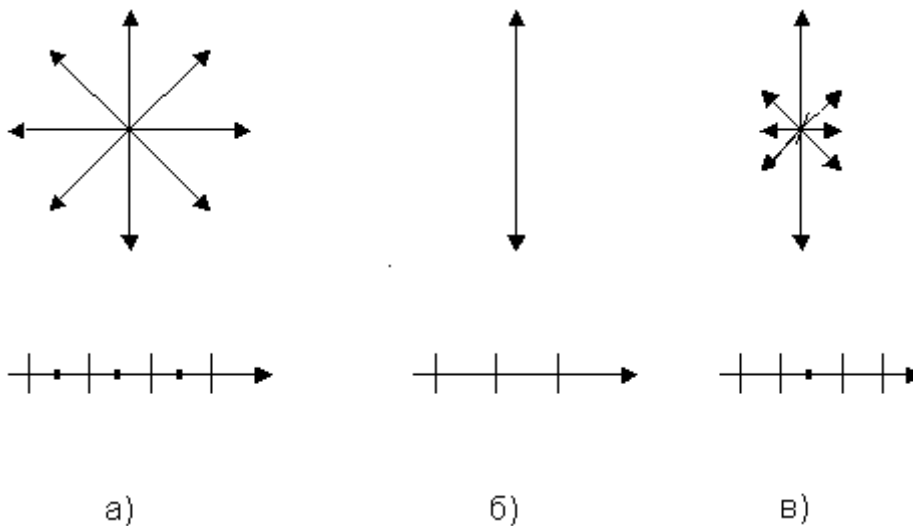
ТЕОРЕТИЧНА ЧАСТИНА

Світло це електромагнітні хвилі з довжинами від 380 до 760 нм. Окремий квант, що випромінюється атомом, можна представити у вигляді електромагнітної хвилі, представленої на малюнку 1. При дії світла на речовину основне значення має електрична складова хвилі, яка впливає на електрони в атомах речовини. Тому вектор напруженості електричної складової хвилі називають *світловим вектором*. Площину, в якій відбувається зміна світлового вектору E , називають площиною коливань електромагнітної хвилі. Площина, що проходить через вектор H і напрям поширення електромагнітної хвилі, називається площиною поляризації.



Мал. 1. Зображення електричної E і магнітної H складових кванта світла, що поширюється уздовж осі X .

Світловий потік є сукупністю поперечних електромагнітних хвиль, що випромінюються безліччю окремих атомів. Якщо коливання світлового вектору E відбуваються в одній площині, то таке світло називають **плоско поляризованим** (чи **лінійно - поляризованим**) - (мал. 2б). У звичайних джерелах світла кожен атом випускає кванти, світловий вектор у яких здійснює коливання в різних площинах. Таке світло називається **неполяризованим** або природним (мал. 2а). Якщо є переважний (але не єдиний) напрям коливань вектору E , то таке світло називається частково поляризованим (мал. 2в).



Мал. 2. Схематичне зображення зміни світлового вектору E в: а) природному; б) плоско поляризованому; в) частково поляризованому світлі.

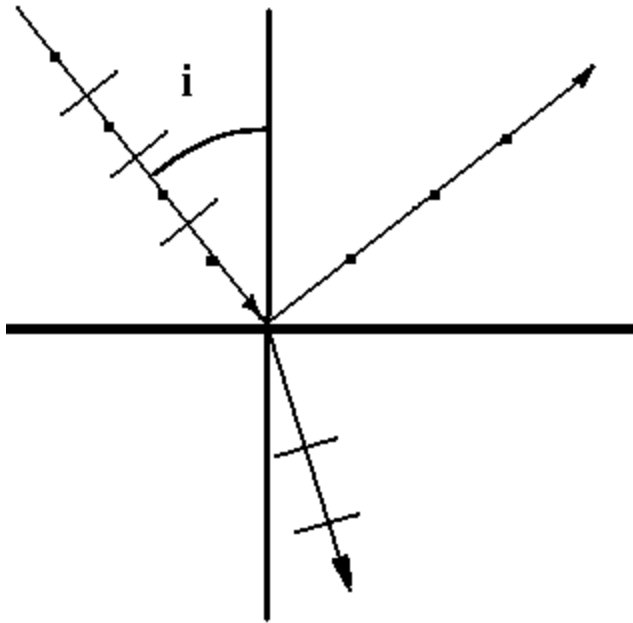
ОТРИМАННЯ ПОЛЯРИЗОВАНОГО СВІТЛА

1. При відображенні від діелектриків. При падінні природного світла на межу розділу двох діелектриків відбитий і заломлений промені частково поляризуються. Якщо виконується співвідношення із закону Брюстера:

$$\operatorname{tg}(i) = n,$$

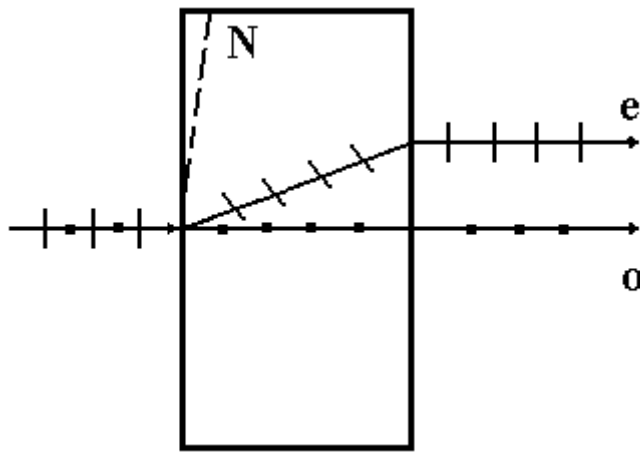
де i - кут падіння променя, n - відносний показник заломлення діелектрика, то відбитий промінь повністю поляризується в площині, перпендикулярній площині падіння, а заломлений промінь поляризується частково, і в нім переважають коливання, паралельні площини падіння (мал. 3).

Ефект поляризації відбитого світла використовують для виявлення з повітря або з космосу плівок нафти на поверхні води. Поляризація світла при відображенні і заломленні застосовується для отримання поляризованого світла (наприклад, стопа Столетова).



Мал. 3. Поляризація світла при відображенні від діелектрика (i - кут повної поляризації, кут Брюстера).

2. Подвійне променезаломлення. Велике практичне значення має ефект поляризації світла при його проходженні через середовища, що мають оптичну анізотропію (залежність оптичних властивостей середовища від напрямку поширення в ній світла). Оптично анізотропними є більшість прозорих кристалів, наприклад ісландський шпат, кварц, турмалін. У анізотропних середовищах швидкість світла, а, отже, і показник заломлення різні по різних напрямках. Це пояснюється тим, що вимушені коливання електронів світловою хвилею, що падає, в певних напрямках збуджуються легше, ніж в інших, і швидкість результуючої хвилі кристала в цих напрямках також відрізняється. В результаті відбувається подвійне променезаломлення, тобто світловий промінь розділяється на два промені (мал. 4), які дістали назву *звичайного* (o) і *незвичайного* (e). Для звичайного променя виконуються закони заломлення світла і його показник заломлення n_o не залежить від напрямку поширення світла в кристалі. Для незвичайного променя закони заломлення світла не виконуються, а його показник заломлення n_e залежить від напрямку поширення світла в кристалі.



Мал. 4. Подвійне променезаломлення при перпендикулярному падінні променя природного світла на грань кристала ісландського шпату (o - звичайний промінь, e - незвичайний, N - оптична вісь кристала).

Напрямок, уздовж якого швидкості звичайного і незвичайного променів співпадають, тобто оптичні властивості кристала не відрізняються, називається *оптичною віссю* кристала. Уздовж оптичної осі розщеплювання променя не відбувається. Площина, що проходить через промінь, що падає, і оптичну вісь кристала, називається головною площиною кристала. Обидва промені, що вийшли з двозаломлюючого кристала (мал. 4), повністю поляризовані у взаємно перпендикулярних площинах і, якщо кристал не поглинає світла, то:

$$I_o = I_e = \frac{1}{2} I_{\text{ест}},$$

де $I_{\text{ест}}$ - інтенсивність природного (що падає) світла, а I_o і I_e - інтенсивності звичайного і незвичайного променів відповідно.

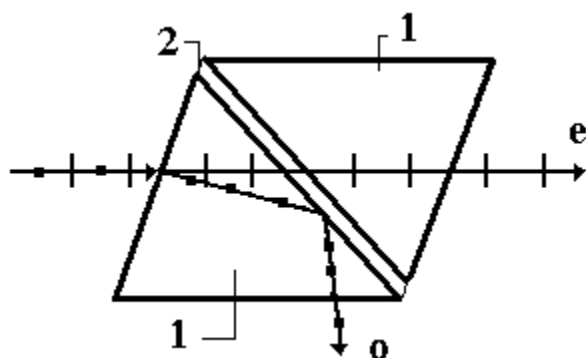
З точки зору принципу Гюйгенса подвійне променезаломлення пояснюється тим, що в анізотропному кристалі при падінні світлової хвилі в кожній точці її поверхні збуджується одночасно дві елементарні хвилі: сферична і еліпсоїдна. У зв'язку з цим в кристалі утворюються дві результуючі хвилі - звичайна і незвичайна, що мають різні фазові швидкості і напрями поширення в кристалі.

Явище подвійного променезаломлення використовується для отримання поляризованого світла за допомогою спеціальних пристроїв.

Полярійди. Поляризаційні світлофільтри. Деякі двояко заломлюючі кристали здатні по-різному поглинати звичайний і незвичайний промені. Ця властивість називається *дихроїзмом*, а самі кристали *дихроїчними*. Такі кристали навіть при незначній товщині (наприклад, 1 мм для турмаліну і 0,1 мм для герпатиту) здатні повністю поглинати звичайний промінь. Ця властивість використовується при виготовленні полярійдів.

Полярійди (поляризаційні світлофільтри) є прозорою, поляризуючою світло плівкою, що містить безліч дрібних однаково орієнтованих кристалів (наприклад, герпатиту). Проходячи крізь полярійд, природне світло майже повністю поляризується. При цьому звичайний промінь повністю поглинається і використовується тільки незвичайний промінь.

Призма Ніколя (ніколь). Дія призми Ніколя ґрунтована на явищі подвійного променезаломлення і повного внутрішнього відображення. Николь - призма з ісландського шпату, що складається з двох частин склеєних канадським бальзамом. Останній має показник заломлення менше, ніж ісландський шпат. Звичайний промінь (o), падаючи на склеювання під кутом більше граничного, випробує повне внутрішнє відображення і виводиться за межі призми (мал. 5) або поглинається зачорненою нижньою гранню. Промінь незвичайний (e) виходить з ніколя паралельно нижній грані (мал. 5). Завдяки хорошим спектральним характеристикам для досліджень в поляризованому світлі використовується в основному призма Ніколя.



Мал. 5. Хід променів в призмі Ніколя (1 - ісландський шпат; 2 - канадський бальзам; о - звичайний промінь; е - незвичайний).

Пристрій, за допомогою якого отримують поляризоване світло називається *поляризатором*. Проте око не розрізняє природне і поляризоване світло, тому разом з поляризатором в приладах застосовують *аналізатори*. При проходженні через поляризатор і аналізатор інтенсивність світлової хвилі змінюється згідно із законом Малюса:

$$I_a = I_n \cos^2 \varphi, \quad (1)$$

де I_n - інтенсивність світла, що вийшло з поляризатора, I_a - інтенсивність світла, що вийшло з аналізатора, (φ - кут між площинами поляризації аналізатора і поляризатора. При ($\varphi = 0$ (площині поляризації поляризатора і аналізатора паралельні) інтенсивність I_a - буде максимальною і рівною

$$I_a = \frac{1}{2} I_{\text{ест}},$$

при «схрещених» поляризаторі і аналізаторі ($\varphi = \pi/2$) I_a - буде рівною нулю.

Таким чином, схрещений поляризатор і аналізатор не пропускають світло, але якщо між ними помістити оптично анізотропну речовину, то поле зору прояснюється. Це пояснюється тим, що поляризоване світло в анізотропній речовині роздвоюється на два промені, що набувають в його товщі певну різницю ходу. Аналізатор вибирає з обох променів коливання одного напрямку. Пройшовши аналізатор і будучи когерентними, вони інтерферують, посилюючи або послабляючи один одного, залежно від різниці ходу. При спостереженні у білому світі поле зору буде кольоровим.

Описане явище лежить в основі роботи *поляризаційного мікроскопа*, призначеного для досліджень оптично анізотропних об'єктів. Для цього звичайний мікроскоп забезпечується двома ніколем - поляризатором і аналізатором, розташованими по обидві сторони від предметного столика і

заздалегідь налаштованими на темряву. При введенні препарату поле зору прояснюється в тих місцях, де він має анізотропію. Якщо препарат неоднорідний (по товщині або орієнтації оптичних осей), то різниця ходу для різних його ділянок відрізнятиметься, і інтерференційна картина дозволить виявити структуру препарату. У білому світлі поворот предметного столика з препаратом супроводжується зміною кольорів, що теж використовується для визначення структури об'єктів. Поляризаційний мікроскоп дозволяє вивчити процес поділу клітини, будову хромосом. За допомогою поляризаційного мікроскопа проводяться гістологічні дослідження структур м'язових, колагенових і нервових волокон, що мають оптичну анізотропію.

Поляризоване світло також використовується для дослідження оптично активних речовин. **Оптично активними** називаються речовини, здатні обертати площину поляризації світла. Оптичну активність мають кристали (кварц, кіновар), рідини (скипидар), розчини (водні розчини цукру, яблучної кислоти, спиртовий розчин камфари). Оптичну активність проявляють багато природних з'єднань: білки, цукри, вуглеводи, гормони, ефірні олії.

При проходженні через такі речовини поляризованого світла площина його коливань поступово обертається навколо осі світлового пучка на кут, пропорційний товщині шару речовини. Розрізняють право- і лівообертальні речовини, у яких обертання площини поляризації йде за годинниковою стрілкою або, - проти, відповідно.

У розчинів оптично активних речовин кут обертання площини поляризації монохроматичного світла залежить від природи речовини, температури, концентрації C і товщина шару L :

$$\varphi = \left(\frac{\alpha}{100}\right) \cdot C \cdot L, \quad (2)$$

де α - питоме обертання, залежне від природи розчиненої речовини; вибору розчинника; довжини світлової хвилі і температури. Чисельно α дорівнює куту, на який обертається площина поляризації монохроматичного світлового променя з довжиною хвилі $\lambda=589$ нм, що пройшов через розчин

одиночної концентрації (1г/100 мл), що знаходиться в кюветі одиночної довжини (1 дм).

Якщо світло, що падає, не є монохроматичним, то кут обертання площини поляризації для цієї речовини залежить від довжини хвилі λ згідно із законом Біо:

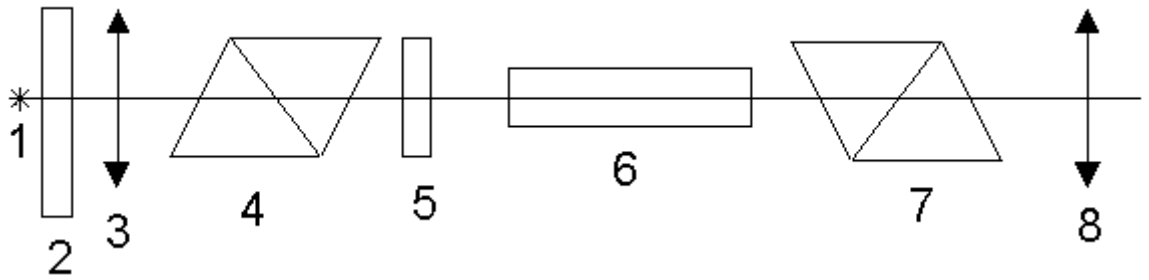
$$\varphi = \frac{a}{\lambda^2}, \quad (3)$$

де a - постійна, залежна від природи речовини. Метод дослідження, що використовує оптичну активність речовини, називають поляриметрією. Для того, щоб усунути вплив світлової хвилі на кут обертання, дослідження проводять в монохроматичному світлі (застосовують світлофільтри).

Якщо використати біле світло, то аналізатор при повороті по черзі пропускати промені різної довжини хвилі, і поле зору мінятиме колір. Це явище називається дисперсією оптичної активності (обертальною дисперсією) і використовується при визначенні структури речовин, характеру внутрішньомолекулярної і міжмолекулярної взаємодії, а сам метод називається спектрополяриметрією і в медицині використовується при вивченні біополімерів.

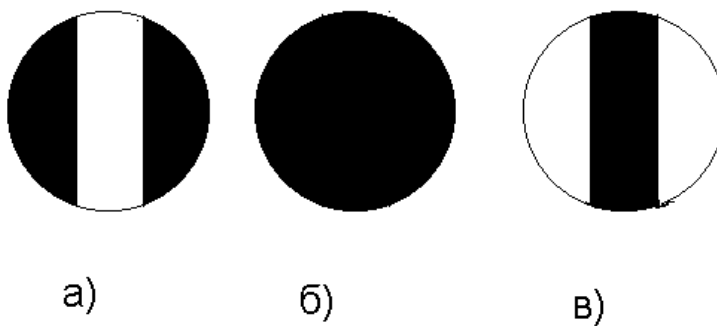
ПРАКТИЧНА ЧАСТИНА

Для визначення концентрації оптично активних речовин в монохроматичному світлі використовують поляриметри. Поляриметр, що дозволяє визначати концентрацію цукру в розчині, називається цукрометром. Оптична схема поляриметра - цукрометра представлена на малюнку 6.



Мал. 6. Оптична схема поляриметра (1 - джерело світла, 2 - світлофільтр, 3 - об'єктив, 4 - поляризатор, 5 - кварцева пластинка, 6 - кювета, 7 - аналізатор, 8 - окуляр).

Кварцева пластинка має прямокутну форму і перекриває лише середню частину поля зору. Тому в полі зору видно її межі і воно розділене на три частини (мал. 7). При обертанні аналізатора дві зовнішні частини поля зору затемнюються (мал. 7а) і знову освітлюються (мал. 7в) завжди однаково і одночасно. Середня частина поля зору міняє свою освітленість у зворотному напрямі. При певному положенні аналізатора (яке треба знайти при поляриметрії) середня частина поля зору освітлена однаково з крайніми частинами, при цьому лінії розділу зникають (мал. 7б).



Мал. 7. Поле зору поляриметра.

ПОРЯДОК ВИКОНАННЯ РОБОТИ

Завдання 1. Визначити значення нульового відліку.

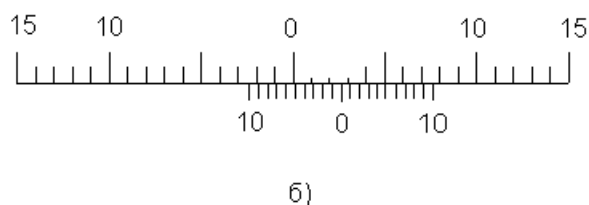
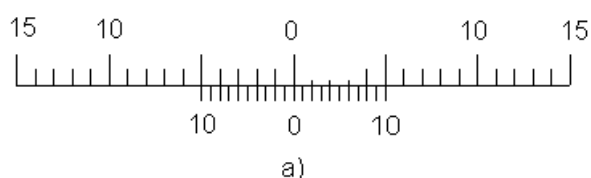
1. Без кювети обертанням фрикційної голівки або кільця отримайте

різке зображення ліній розділу поля зору (мал. 7а).

2. Поворотом кільця добийтеся отримання однакової освітленості усіх трьох частин поля зору (мал. 7б).

3. Зніміть значення за шкалою (мал. 8), на якій положення нуля ноніуса показує ціле число градусів; ділення ноніуса, співпадаюче з діленням шкали, вказує десяті долі градуса (мал. 8).

4. Повторіть виміри 4 - 5 разів, дані занесіть в таблицю. Знайдіть середнє значення Φ_{0cp} .



Мал. 8. Відлік значень за допомогою ноніуса (а - кут дорівнює 0° , б - кут дорівнює $2,5^{\circ}$).

Завдання 2. Визначити залежність кута повороту площини поляризації від концентрації розчину.

1. Помістіть в прилад кювету з досліджуваним розчином (заздалегідь переконавшись, що в ній немає бульбашок повітря) і виконайте виміри згідно з пунктами 1) і 2) завдання 1. Зробіть по 4 -5 вимірювань для кожного розчину, результати вимірювань занесіть в таблицю.

2. Розрахуйте середні значення кута повороту Φ_{cp} для кожного розчину, занесіть в таблицю.

3. З урахуванням нульового відліку Φ_{0cp} вчисліть абсолютну

величину кута повороту площини поляризації φ_{abc} по формулі:

$$\varphi_{abc} = \varphi_{cp} - \varphi_{0cp}$$

Отримані дані занесіть в таблицю.

Таблиця

№	Концентрація розчинів	φ_1	φ_2	φ_3	φ_4	φ_5	φ_{cp}	φ_{abc}
1	Без розчину							
2	2 %							
3	6%							
4	10%							
5	X%							

4. Побудуйте графік залежності кута повороту площини поляризації φ_{abc} від концентрації досліджуваних розчинів. Визначте по графіку концентрацію невідомого розчину.

Завдання 3. Визначити концентрацію невідомого розчину.

1. Розрахуйте концентрацію невідомого розчину по формулі:

$$C_x = \frac{\varphi_x}{(\alpha) \cdot L},$$

де φ_x - кут повороту площини поляризації розчином невідомої концентрації; (α) - питома постійна обертання; L - довжина кювети в дм. Значення (α) знайдіть, використовуючи дані для розчину, вказаного викладачем, по формулі:

$$(\alpha) = \frac{\varphi}{C \cdot L}.$$

2. Порівняйте концентрації C_x , отримані в другому і третьому завданнях.

КОНТРОЛЬНІ ПИТАННЯ

1. Яке світло називається природним? Поляризованим? Частково поляризованим?
2. Що таке площина коливань електромагнітної хвилі, площина поляризації світла?
3. Перерахуйте способи отримання поляризованого світла.
4. За якої умови при відображенні від діелектрика світло повністю поляризується?
5. Чим пояснюється явище подвійного променезаломлення в кристалах?
6. Накресліть хід променів в двозаломлюючому кристалі. Які промені при цьому утворюються? Чому вони дістали таку назву?
7. Який напрям в кристалі називається оптичною віссю кристала?
8. Що називається головною площиною кристала?
9. Яке явище називається дихроїзмом? Де це явище використовується?
10. Поясніть хід променів в призмі Ніколя?
11. Що називається поляризатором? Аналізатором?
12. Який закон лежить в основі поляриметрії?
13. Які речовини називаються оптично активними?
14. По якій формулі можна визначити концентрацію оптично активних речовин?
15. Від чого залежить кут повороту площини поляризації оптично активними речовинами?
16. Які речовини називаються правообертальними? лівообертальними?
17. Накресліть і поясніть оптичну схему поляриметра - цукрометра.
18. Який метод називається спектрополяриметрією? На якому законі він ґрунтований?

19. Поясніть облаштування поляризаційного мікроскопа? Що він дозволяє досліджувати?

20. Де застосовується поляризоване світло в медико-біологічних дослідженнях?

ЛІТЕРАТУРА

1. Агапов Б.Т., Максютин Г.В., Островерхов П.И. Лабораторный практикум по физике. – М.: Высшая школа, 1982. – С. 208-217.

2. Ливенцев Н.М. Курс физики. - М.: Высшая школа, 1978. –Т.1.- С.80-81, 135-140, 169- 172.- Т.1.- С.242-248.

3. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1987. - С. 439- 447.

4. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1999. - С. 447- 456.

5. Ессаулова И.А., Блохина М.Е., Гонцов Л.Д. Руководство к лабораторным работам по медицинской и биологической физике. – М.: Высшая школа, 1987. - С. 214- 220.

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА № 8 **ВИЗНАЧЕННЯ ПОКАЗНИКА ЗАЛОМЛЕННЯ РІДИНИ ЗА** **ДОПОМОГОЮ РЕФРАКТОМЕТРА**

МЕТА РОБОТИ :

1. Ознайомитися з принципом роботи рефрактометра.
2. Досліджувати залежність показника заломлення розчину від його концентрації.
3. Визначити концентрацію невідомого розчину.

УСТАТКУВАННЯ:

Рефрактометр, набір розчинів різної концентрації, піпетка.

ЗНАЧЕННЯ МЕТОДУ

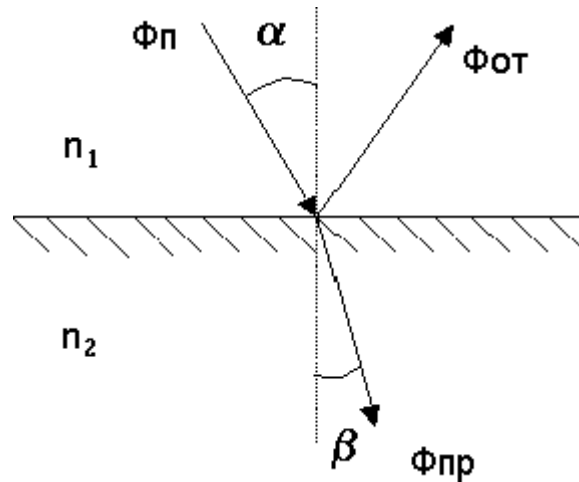
Основні напрями використання рефракції світла в медико-біологічних дослідженнях в медицині:

- Виконання кількісних вимірів показника заломлення досліджуваних речовин - рефрактометрія: рефрактометр застосовується для швидкого визначення концентрації водних, спиртових, ефірних і інших розчинів за показником заломлення (у медицині ці прилади використовуються для визначення загальної кількості білку в крові і його окремих фракцій при аналізі шлункового соку, сечі та ін. речовин);
- Передача світлових потоків за допомогою волоконних світлопроводів до пацієнта;
- Освітлення важкодоступних ділянок при виконанні маніпуляцій (наприклад, при інтубуванні хворих для здійснення штучного дихання під час операції);
- Внутрішньосудинне опромінення крові лазерним світлом при лікуванні хворих з інфарктом міокарду, внутрішньолегеневе опромінення ультрафіолетом при лікуванні туберкульозу;
- Передача зображення внутрішніх органів (волоконна ендоскопія): при візуальній діагностиці стану тканин внутрішніх органів шляхом введення ендоскопа (фіброгастроскопія); через шкірний розріз (лапароскопія); при взятті матеріалу біопсії на вибраних ділянках; при проведенні лікування лазерним опроміненням певних ділянок внутрішніх органів.

ТЕОРЕТИЧНА ЧАСТИНА

Світлова хвиля, досягаючи поверхні розділу двох середовищ, збуджує в атомах, іонах, молекулах речовини вимушені коливання електронів з

частотою, рівній частоті хвилі, що приходить, ці коливання когерентні як між собою, так і з хвилею, що падає. В результаті накладення первинної і вторинної хвиль (мал. 1) утворюється відбита хвиля $\Phi_{от}$ і заломлена хвиля $\Phi_{пр}$, що поширюється в другому середовищі. Явище заломлення світла називається рефракцією.



Мал. 1. Поширення світлового потоку на межі розділу двох середовищ.

Заломлення променя світла при переході з одного середовища в інше обумовлене зміною швидкості світлової хвилі. Швидкість світла буде максимальною в умовах вакууму ($v_{\max} = c = 300000 \text{ км/с}$).

Чим вище щільність середовища, тим менше швидкості світла в ній. **Абсолютний показник заломлення** середовища $n_{\text{абс}}$ показує, в скільки разів швидкість світла у вакуумі більша, ніж швидкість світла в цьому середовищі.

$$n_{\text{абс}} = \frac{c}{v} \quad (1)$$

Разом з абсолютним показником заломлення в якості характеристики оптичної щільності середовищ використовується відносний показник заломлення, рівний відношенню абсолютних показників заломлення досліджуваних середовищ:

$$n_{\text{від}} = \frac{n_2}{n_1} = \frac{c \cdot v_1}{c \cdot v_2} = \frac{v_1}{v_2} \quad (2)$$

де $n_1 = \frac{c}{v_1}$ - абсолютний показник заломлення першого середовища

$n_2 = \frac{c}{v_2}$ - абсолютний показник заломлення другого середовища.

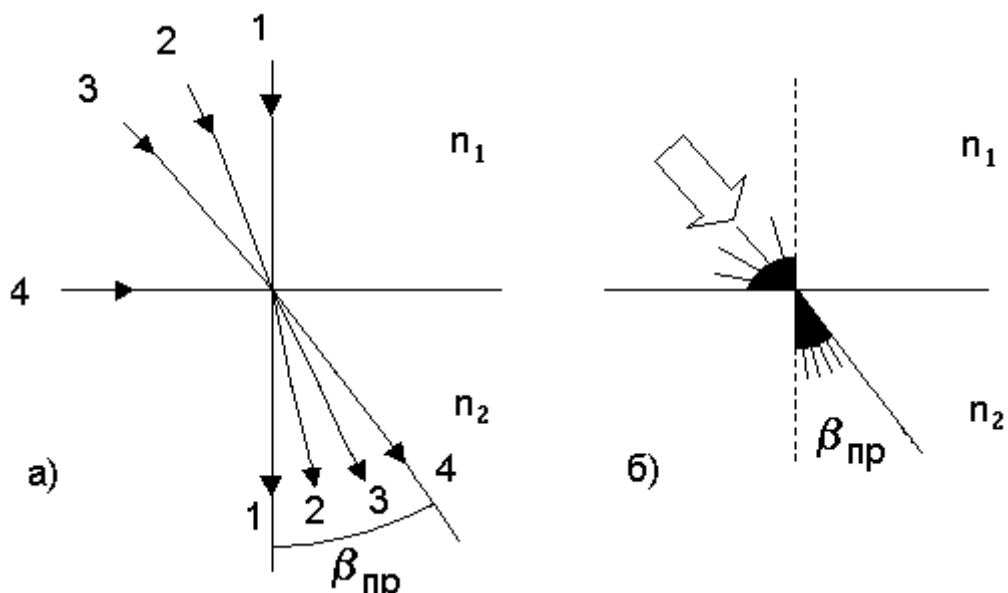
Хід променів на мал. 1 ілюструє наступні закони заломлення світла :

1. Промінь, що падає на межу розділу двох середовищ, перпендикуляр до поверхні в точці падіння променя і заломлений промінь лежать в одній площині.

2. Відношення синуса кута падіння α до синуса кута заломлення β променів для даних двох середовищ є величина постійна, рівна відносному показнику заломлення другого середовища відносно першого :

$$\frac{\sin\alpha}{\sin\beta} = n_{21}. \quad (3)$$

Середовища з великим показником заломлення називаються оптично щільнішими.



Мал. 2. Заломлення світла при переході з менш щільного середовища в щільніше ($n_1 < n_2$); а - для окремих променів; б – для потоку променів з кутами падіння від 0 до 90° .

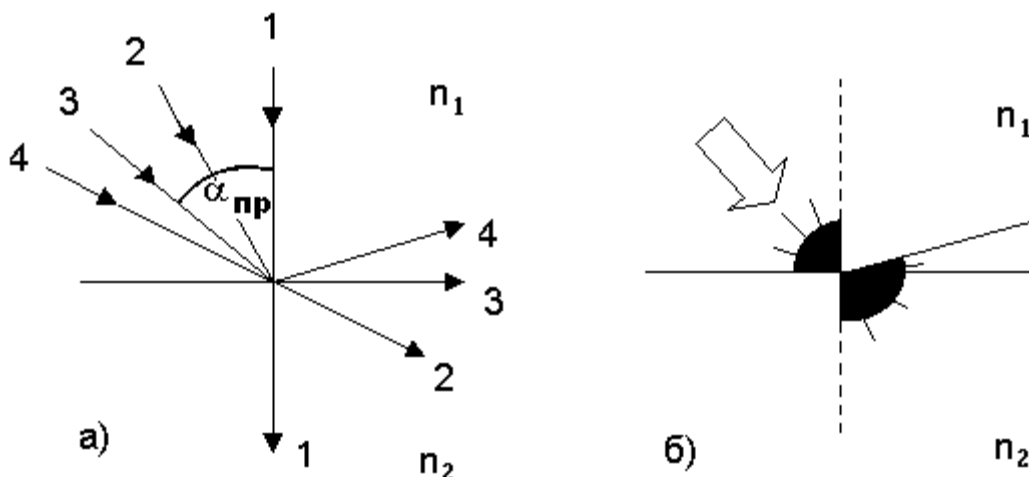
Якщо світло переходить з середовища оптично менш щільною в середу оптично щільнішу (мал. 2), то кут заломлення менше кута падіння (промінь 2 - 2, 3 - 3). При збільшенні кута падіння до 90° (промінь 4 - 4) світло в другому середовищі поширюватиметься тільки в межах кута $\beta_{\text{пр}}$, що називається граничним **кутом заломлення**.

Граничний кут заломлення можна визначити з умови:

$$\frac{\sin 90^\circ}{\sin \beta_{\text{пр}}} = \frac{n_2}{n_1}, \quad (4)$$

$$\text{т. до. } \sin 90^\circ = 1, \text{ то } \sin \beta_{\text{пр}} = \frac{n_1}{n_2}. \quad (5)$$

Якщо промінь переходить з середовища оптично щільнішою в середу оптично менш щільну (мал. 3), то кут заломлення більше кута падіння. Зі збільшенням кута падіння заломлений промінь все ближче підходить до межі розділу середовищ і при $\alpha_{\text{пр}}$ ковзає по ній (промінь 3 - 3). Це явище називається повним внутрішнім відображенням, а кут падіння $\alpha_{\text{пр}}$ - **граничним кутом повного внутрішнього відображення**.



Мал. 3. Заломлення світла при переході з щільнішого середовища в менш щільне ($n_1 > n_2$); а - для окремих променів; б - для для потоку променів з кутами падіння від 0 до 90° .

Цей кут можна знайти з умови:

$$\frac{\sin \alpha_{\text{пр}}}{\sin 90^0} = \frac{n_2}{n_1}, \quad (6)$$

$$\text{оскільки } \sin 90^0 = 1, \text{ то } \sin \alpha_{\text{пр}} = \frac{n_2}{n_1}. \quad (7)$$

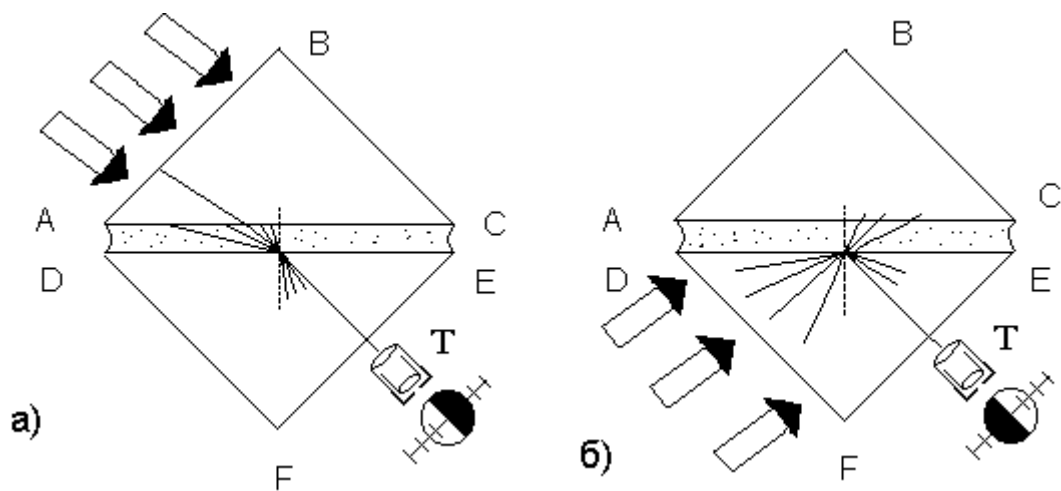
Для двох цих середовищ внаслідок оборотності ходу променів граничний кут заломлення першого середовища дорівнює граничному куту відображення другого середовища.

На явищі повного внутрішнього відображення ґрунтована широко використовувана в медицині волоконна оптика. *Волоконною оптикою* називають розділ оптики, в якому розглядають передачу світла і зображення по світлопроводах. Світло, падаючи всередину прозорого волокна, оточеного речовиною з меншим показником заломлення, багаторазово відбивається і поширюється уздовж цього волокна.

Для передачі зображення волокна формують в пучки в строгій послідовності (порядок розташування волокон на вході і виході світлопровода має бути однаковим). Принцип отримання зображення полягає в тому, що кожне волокно передає тільки фрагмент (світлу або темну точку на торці скловолокна) усієї картини. Повне зображення «збирається» на торці пучка з таких точок, як мозаїка. Тому чіткість зображення буде тим вище, чим менше діаметру світлопроводів, що входять у волоконний ендоскоп.

ПРИНЦИП РОБОТИ РЕФРАКТОМЕТРА

Для визначення оптичної щільності речовин використовують рефрактометр. Основним елементом приладу є дві прямокутні скляні призми ($n = 1,7$), розташовані підставами один до одного на відстані 0,1 мм (мал. 4). Простір між призмами заповнюється досліджуваною рідиною.



Мал. 4. Хід променів в рефрактометрі у світлі, що проходить (а) і відбитому (б).

Призма ABC називається освітлювальною, а призма DEF - вимірювальною. Виміри можуть бути виконані як у світлі, що проходить, так і у відбитому. У першому випадку в приладі реалізується хід променів, вказаний раніше на мал. 2б. Промені від джерела світла падають (мал. 4а) на грань AB призми ABC , заломлюються і потрапляють на матову поверхню AC , на якій відбувається дифузне розсіяння світлового потоку. Внаслідок цього промені увійдуть до рідини і досягнуть грані DE під різними кутами (від 0 до 90^0). Заломлюючись на межі DE , промені усередині призми DEF проходять тільки по напрямках, що лежать усередині граничного кута $\beta_{\text{гн}}$. На межі EF ці промені заломлюються і виходять під деяким кутом β в зорову трубу T . Об'єктив зорової труби фокусує паралельні промені, що йдуть від різних точок предмета грані EF під різними кутами. Тому, якщо вісь зорової труби встановлена по напрямку променів, що обмежують граничний кут заломлення, то поле зору у фокальній площині об'єктиву розділяється на світлу і темну області. В цьому випадку виконується умова:

$$\frac{\sin \alpha_{\text{max}}}{\sin \beta_{\text{пр}}} = \frac{n_{\text{ст}}}{n_{\text{ж}}}, \quad (8)$$

де $\alpha_{\text{max}} = 90^0$; $\beta_{\text{пр}}$ - граничний кут заломлення світла в рідині;

$n_{ст}$ - показник заломлення скла призми; $n_{ж}$ - показник заломлення досліджуваної рідини.

Оскільки $\sin 90^0 = 1$, то з рівняння (8) виходить:

$$n_{ж} = n_{ст} \sin \beta_{пр} . \quad (9)$$

При дослідженні показника заломлення у відбитому світлі в рефрактометрі створюється хід променів, вказаний раніше на мал. 3б. Промені від джерела світла направляють (мал. 4б) на матову поверхню DF призми. В результаті дифузного розсіяння промені входять в призму DEF під різними кутами (від 0 до 90^0). Оскільки промені, що досягли грані DE, переходять з оптично щільнішого середовища (стекло) в оптично менш щільну (рідина), то промені, у яких кут падіння більший за граничний, зазнають повне відображення. Промені, напрям яких відповідає величині граничного кута повного відображення, і визначають межу світла і тіні. В цьому випадку виконується умова:

$$\frac{\sin \alpha_{пр}}{\sin \beta_{max}} = \frac{n_{ж}}{n_{ст}} , \quad (10)$$

оскільки $\sin 90^0 = 1$, то з рівняння (10) виходить:

$$n_{ж} = n_{ст} \sin \alpha_{пр} . \quad (11)$$

Таким чином, в обох випадках (рівняння (9) (11)) між показниками заломлення рідини і величиною граничного кута є строга відповідність. Положення межі розділу світла і тіні визначається величиною граничного кута, а, отже, і величиною показника заломлення рідини. Тому у полі зору зорової труби на шкалі рефрактометра нанесені не значення кута, а значення показника заломлення. Показники заломлення прозорих рідин зручно визначати у світлі, що проходить, а інтенсивно забарвлених або каламутних рідин - у відбитому світлі.

Відмітимо, що при проходженні світла на межі різних середовищ спостерігається розкладання білого світла на монохроматичні хвилі. Це явище називається дисперсією світла і обумовлене залежністю показника

заломлення речовини від частоти (довжини) світлової хвилі. В результаті межа між освітленою і темною частинами поля зору буде спектрально забарвленою. Для отримання різкої межі світла і тіні в рефрактометрі застосовується компенсатор дисперсії, що є призмою, що виділяє тільки жовті промені, що відповідають середині видимого спектрального діапазону.

Оскільки показник заломлення рідини залежить від концентрації розчиненої речовини, то, побудувавши калібрувальний графік, можна за відомим показником заломлення визначити невідому концентрацію розчину цієї речовини.

ПРАКТИЧНА ЧАСТИНА

1. Ознайомтеся з облаштуванням рефрактометра.
2. Визначте показник заломлення дистильованої води (якщо рефрактометр налагоджений правильно, то $n = 1,333$).
3. Визначте показник заломлення розчинів відомої концентрації. Для кожного розчину виміру повторіть 4 рази і знайдіть n_{cp} . Результати занесіть в таблицю.

№	З%	n1	n2	n3	n4	n _{cp}
1						
2						
3						
4						
5						
6						

4. Побудуйте графік залежності $n = f(c)$.
5. Визначте показник заломлення розчину невідомої концентрації.
6. По графіку знайдіть невідому концентрацію розчину.

КОНТРОЛЬНІ ПИТАННЯ

1. Яке явище називається рефракцією світла?
2. У чому полягає фізичний сенс абсолютного і відносного показників заломлення?
3. Сформулюйте закони заломлення світла.
4. Що називається граничним кутом заломлення?
5. Розкажіть про явище повного внутрішнього відображення світла.
6. Розкажіть про роботу рефрактометра (хід променів у світлі, що проходить і відбитому).
7. Розкажіть про застосування рефракції в медико-біологічних дослідженнях.
8. З якою метою волоконна оптика використовується в медицині?

ЛІТЕРАТУРА

1. Агапов Б.Т. Максютин Г.В., Островерхов П.И. Лабораторный практикум по физике. – М.: Высшая школа, 1982.– С.202 – 203.
2. Ливенцев Н. М. Курс физики. – М.: Высшая школа, 1978. –Т.1. – С. 228 – 231.
3. Ремизов А. Н. Медицинская и биологическая физика. – М. Высшая школа, 1987.– С.474 – 476.
4. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1999. - С. 483-485.
5. Эссаулова И. А., Блохина М. Е., Гонцов Л. Д. Руководство к лабораторным работам по медицинской и биологической физике. – М.: Высшая школа, 1987. – С. 88- 93.

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА №9

ВИЗНАЧЕННЯ КОНЦЕНТРАЦІЇ ЗАБАРВЛЕНИХ РОЗЧИНІВ З ДОПОМОГОЮ ФОТОЕЛЕКТРОКОЛОРИМЕТРА

МЕТА РОБОТИ:

1. Ознайомитися з облаштуванням фотоелектроколориметра.
2. Освоїти метод вимірів оптичної щільності розчинів на фотоелектроколориметрі.
3. Визначити концентрацію забарвленого розчину невідомої концентрації за допомогою калібрувальних розчинів.

УСТАТКУВАННЯ:

Фотоелектроколориметр, набір забарвлених розчинів відомої концентрації (калібрувальні розчини), забарвлений розчин невідомої концентрації.

ЗНАЧЕННЯ МЕТОДУ

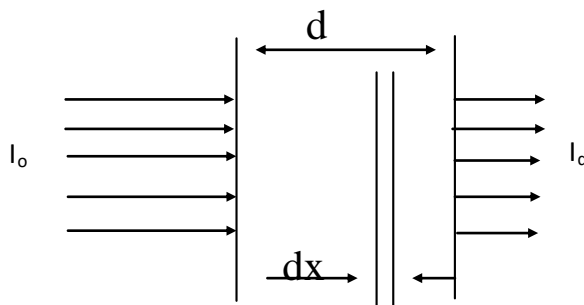
Фотоколориметричний аналіз широко використовується в медико-біологічних дослідженнях. З його допомогою визначають концентрації в крові:

- еритроцитів (клітин, що забезпечують транспорт в організм кисню і вуглекислого газу)
- гемоглобіну (білку, що заповнює еритроцити і грає основну роль в транспорті газів)
- оксигемоглобіну (насичення крові киснем, що характеризує рівень).

Крім того, за допомогою біохімічних реакцій, що викликають виборче фарбування речовин, визначають у біологічних матеріалах концентрацію білків, ліпідів, вуглеводів, гормонів і інших речовин.

ТЕОРЕТИЧНА ЧАСТИНА

Проходження світла у будь-якій речовині супроводжується зменшенням інтенсивності світлового потоку. Причиною цього є витрачання енергії світлових хвиль на збудження електронів речовини, що призводить до випромінювання вторинних світлових хвиль, або на перехід в інші види внутрішньої енергії (наприклад, тепловий ефект). Цей процес називають поглинанням світла. Таким чином, *поглинання світла* - це послаблення інтенсивності світла при проходженні його через речовину внаслідок перетворення світлової енергії на інші види енергії.



Мал. 1. Проходження світла через однорідний об'єкт.

Для кількісної оцінки явища направимо на об'єкт з однорідної речовини завтовшки d паралельний потік монохроматичного світла (мал. 1). При проходженні світла через зразок відбувається послаблення інтенсивності світла від I_0 до I_d . Виділимо в об'єкті елементарний (тонкий) шар завтовшки dx . Зміна інтенсивності dI для цього шару залежить від оптичних властивостей k середовища, інтенсивності I світлового потоку, що падає, і товщини dx шару:

$$dI = -k \cdot I \cdot dx . \quad (1)$$

Вирішивши це диференціальне рівняння (1), визначимо закон поглинання світла. Для цього використовуємо метод розділення змінних, при цьому інтегруємо від I_0 до I_d . У остаточному виді отримаємо *закон Бугера*

$$I_d = I_0 \cdot e^{-kd} . \quad (2)$$

Закон Бугера можна записати через **показову** функцію з основою 10:

$$I_d = I_0 \cdot 10^{-kd} , \text{ де } k \approx 0,43k . \quad (3)$$

Проте в медицині переважне значення має вимір поглинання світла не в твердих однорідних зразках, а в забарвлених рідинах. В цьому випадку коефіцієнт поглинання k залежить не лише від природи розчиненої речовини і довжини світлової хвилі λ , але і від концентрації C цієї речовини в розчині, що визначається **законом Бера**:

$$k = K_\lambda \cdot C , \quad (4)$$

де K_λ - показник поглинання світла на одиницю концентрації C речовини (залежить від природи розчиненої речовини і від довжини хвилі світла, що падає).

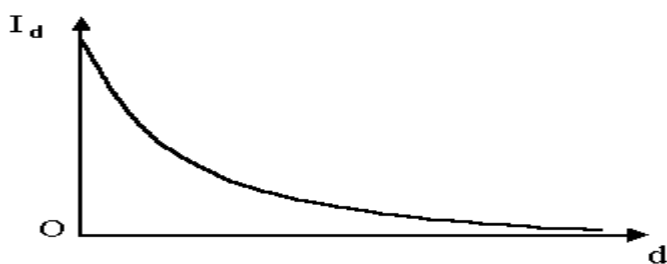
Тому поглинання світла забарвленими розчинами описує рівняння, відоме як **Закон Бугера, - Ламберта - Бера**:

$$I_d = I_0 \cdot e^{-K_\lambda C d} ,$$

де I_d - інтенсивність світла, що пройшло через розчин; I_0 - інтенсивність світла, що падає на розчин; e - основа натурального логарифма; C - концентрація розчину; d - товщина шару розчину

$$\text{чи } I_d = I_0 \cdot 10^{-k'_\lambda C d} \text{ де } k'_\lambda \approx 0,43K_\lambda .$$

Графік зміни інтенсивності світла I_d залежно від товщини шару середовища d , через яку проходить світло, показаний на мал. 2 (експоненціальна крива).



Мал. 2. Залежність інтенсивності світлового потоку I_d , що пройшов через розчин, від товщини d шару середовища.

Для характеристики поглинання світла в об'єкті застосовують показники:

- **Коефіцієнт пропускання τ** , рівний відношенню інтенсивності I_d потоку, що проходить через об'єкт, до інтенсивності I_0 світлового потоку, що падає на нього:

$$\tau = \frac{I_d}{I_0}. \quad (5)$$

- **Оптична щільність (екстинкція) D** , рівна десятковому логарифму відношення I_0 світла, що падає на об'єкт, до інтенсивності I_d світла, що пройшло через нього:

$$D = \lg \frac{I_0}{I_d} = \lg \frac{1}{\tau} = \lg \frac{I_0}{I_0 \cdot 10^{-k'_\lambda cd}} = \lg \frac{1}{10^{-k'_\lambda cd}} = \lg 1 - \lg 10^{-k'_\lambda cd} = k'_\lambda Cd. \quad (6)$$

КОНЦЕНТРАЦІЙНИЙ КОЛОРИМЕТРИЧНИЙ АНАЛІЗ

Нехай інтенсивність I_0 світлового потоку, що падає, довжина λ світлової хвилі, природа речовини і товщина d шару розчину будуть в експерименті постійними, а змінюються тільки концентрації розчинів. Тоді, згідно із законом Бугера-Ламберта-Бєра, між інтенсивністю I_d світла, що пройшло через розчин, і концентрацією C розчину матиме місце функціональна залежність:

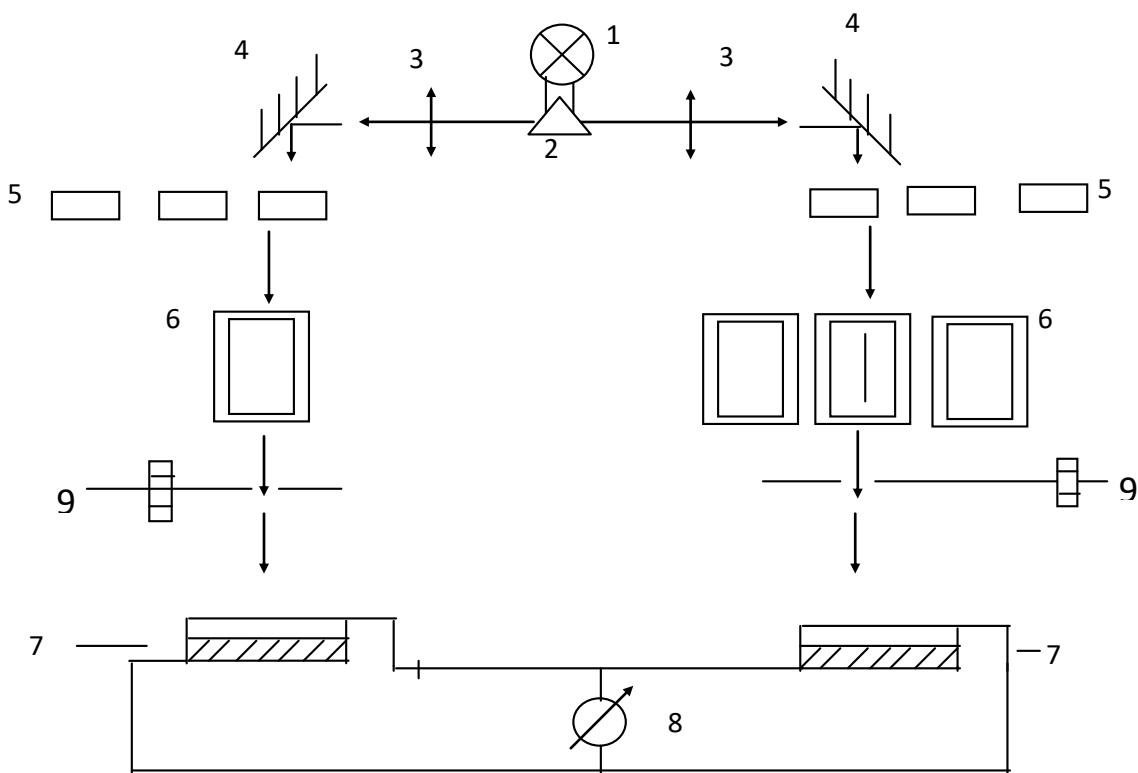
$$I_d = f(C)$$

при цьому кожному значенню концентрації речовини в розчині відповідатиме певна інтенсивність минулого через розчин світлового потоку. Цей ефект і є основою **концентраційного колориметричного аналізу** - визначення концентрації забарвлених розчинів по поглинанню світла цими розчинами.

Для вивчення оптичних характеристик (коефіцієнта пропускання, оптичної щільності) забарвлених розчинів використовують

фотоелектроколориметр (ФЕК). Оптична схема приладу дана на мал. 3.

Світловий потік від джерела (1) світла падає на призму (2), яка ділить пучок на два рівні світлові потоки. Сфокусовані за допомогою лінз (3) промені відбиваються дзеркалами (4) і йдуть двома паралельними потоками через світлофільтри (5) і кювети (6) на фотоелементи (7). Останні з'єднуються з чутливим мікроамперметром (8) так, щоб при однаковій освітленості фотоелементів стрілка приладу встановлювалася на нульовому діленні.



Мал. 3. Оптична схема фотоелектроколориметра.

Для зміни світлових потоків, що калібрується, використовують регульовані діафрагми (9), керовані за допомогою вимірювальних барабанів. На барабанах нанесені дві шкали:

- **чорна шкала** показує значення коефіцієнта пропускання у відсотках (при повністю відкритій діафрагмі - «100», а при закритій - «0»);

- **червона шкала** відмічає значення оптичної щільності D (відповідно "0" і " ∞ ").

Принцип виконання вимірів ґрунтований на порівнянні світлових потоків, що проходять через досліджуваний розчин і розчинник.

ПРАКТИЧНА ЧАСТИНА

Робота з приладом МКМФ-1

Підготовка приладу до роботи:

1. Включіть прилад в мережу.
2. Встановіть в гніздо для робочих світлофільтрів фільтр, що відповідає оптичним властивостям речовини, з якими здійснюються виміри.
3. Наповніть кювету дистильованою водою. **УВАГА:** кювету тримати тільки за матову поверхню, ні в якому разі не торкатися до прозорих граней кювети.
4. Встановіть кювету в кюветне відділення.
5. У гніздо для установки контрольних світлофільтрів помістіть заглушку для перекривання світлового потоку.
6. Закрийте кришку кюветного відділення.
7. Включіть кнопку МЕРЕЖА. При цьому повинен засвітитися світловипромінюючий діод.
8. Дайте прогрітись приладу 10 хвилин.

Налаштування приладу

1. Обертанням ручки УСТАНОВКА НУЛЯ «Т» добийтеся збігу стрілки мікроамперметра приладу з нульовою відміткою шкали коефіцієнтів пропускання «Т», збіг контролюйте так, щоб положення стрілки поєдналося з дзеркальним відображенням і штрихом нульової відмітки.
2. Відкрийте кришку кюветного відділення і вийміть заглушку.
3. Закрийте кришку кюветного відділення.
4. Обертанням ручки УСТАНОВКА 100% «Т» добийтеся збігу стрілки мікроамперметра з відміткою «100» шкал коефіцієнтів пропускання, ця ж

відмітка відповідає величині 0 за шкалою оптичної щільності.

5. Відкрийте кришку кюветного відділення, дістаньте кювету, вилийте воду.

6. Заповніть кювету досліджуваним розчином, встановіть її в кюветне відділення і закрийте кришку.

7. Зніміть відлік з шкали коефіцієнтів пропускання або оптичної щільності (при поєднанні положення стрілки і її дзеркального зображення) і запишіть його.

8. (При виконанні роботи необхідно повторювати виміри для кожного розчину не менш 4-х разів.)

Завершальний етап.

1. Вилийте з кювети досліджуваний розчин і обполосніть її дистильованою водою.

2. Кювету помістіть в призначене для неї місце.

3. Кришку кюветної камери закрийте.

4. Вимкніть прилад натисненням кнопки МЕРЕЖА (індикаторний діод повинен згаснути).

Робота з приладом ФЕК - 56 М

1. Включіть прилад в мережу.

2. Встановіть необхідний світлофільтр.

3. Закрийте шторкою (важіль у верхній частині приладу) світло від джерела і встановіть тінювий струм (ручка «нуль» на лівій бічній поверхні) за шкалою мікроамперметра на нульове ділення.

4. Повністю відкрийте обидві діафрагми (встановивши барабани на «0» за червоною шкалою).

5. Встановіть в ліве плече приладу кювету з розчинником, а в праве - з досліджуваним розчином.

6. Відкрийте шторку і за допомогою лівого барабана встановіть стрілку мікроамперметра на «0». В результаті будуть зрівняні світлові потоки, що йдуть на фотоелемент. Свідчення лівого барабана дозволяють судити про

міру поглинання світла речовиною, проте в силу відмінності властивостей фотоелементів ці значення будуть наближеними. Для підвищення точності вимірів необхідно виконати наступні додаткові операції.

7. Змініть в правому плечі приладу кювету з розчином на кювету з розчинником. Оскільки розчинник поглинає менше, ніж досліджуваний розчин, то стрілка гальванометра відхилиться від нульового ділення.

8. Правим барабаном встановіть стрілку мікроамперметра на «0» (в цьому випадку діафрагма правого барабана затримуватиме ту ж кількість світлового потоку, що і речовина в досліджуваному розчині.)

9. За червоною шкалою правого барабана визначте оптичну щільність досліджуваного розчину. (При виконанні роботи необхідно повторювати виміри для кожного розчину (операції 3-9) не менш 4-х разів.)

10. Визначте оптичну щільність розчинів з відомою концентрацією, дані занесіть в наступну таблицю.

Концентрація розчину (С%)	D1	D2	D3	D4	D _{ср}
0					
10					
20					
30					
40					
50					
X					

11. Побудуйте графік $D = f(C)$.

12. За допомогою графіку визначте невідому концентрацію розчину.

КОНТРОЛЬНІ ПИТАННЯ

1. Яке явище називають поглинанням світла?

2. Сформулюйте закони Бугера, Бера і Бугера- Ламберта - Бера.
3. Що характеризує коефіцієнт пропускання?
4. По якій формулі його визначають?
5. У яких межах можуть змінюватися його чисельні значення?
6. Напишіть формулу визначення оптичної щільності.
7. У якому інтервалі набуває чисельних значень цей параметр?
8. Вкажіть зв'язок оптичної щільності і коефіцієнта пропускання.
9. Що називається колориметричним аналізом?
10. Накресліть оптичну схему фотоелектроколориметра і поясніть принцип його роботи.
11. Поясніть роль світлофільтру в приладі, його необхідність.
12. Розгляньте хід виконання вимірів за допомогою фотоелектроколориметра.
13. Розкажіть про застосування фотоколориметричного аналізу в медико - біологічних дослідженнях.

ЛІТЕРАТУРА

1. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1999. –С. 530-534
2. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1987. –С. 516 –518, 521- 524.
3. Ремизов А.Н. Курс физики, электроники и кибернетики для медицинских институтов. –М.: Высшая школа, 1982. – С. 351-354.
4. Ливенцев Н.М. Курс физики. –М.: Высшая школа, 1978. –Т.1. –С. 236-241. - Т.2. – С. 17-20.
5. Эссаулова И.А., Блохина М.Е., Гонцов Л.Д. Руководство к лабораторным работам по медицинской и биологической физике. –М.: Высшая школа, 1987. – С. 236-342.

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА № 10

ВИВЧЕННЯ РОБОТИ АПАРАТУ ДЛЯ ГАЛЬВАНІЗАЦІЇ

МЕТА РОБОТИ:

1. Ознайомитися з пристроєм і принципом роботи апарату для гальванізації.
2. Визначити характеристики основних елементів електричної схеми апарату для гальванізації.

УСТАТКУВАННЯ:

Апарат для гальванізації, електронний осцилограф.

ЗНАЧЕННЯ МЕТОДУ

У медичній практиці широко застосовується дія постійного струму. За допомогою гальванізації чинять дію як на окремі органи (печінка, серце, щитовидна залоза і так далі), так і на увесь організм. Наприклад, гальванізація «комірної області» через роздратування шийних симпатичних вузлів викликає стимуляцію серцево-судинної системи, поліпшення обмінних процесів. Тому метод застосовують при лікуванні широкого кола захворювань:

- периферичної нервової системи;
- центральної нервової системи;
- гіпертонічній і виразковій хворобі;
- у стоматології - при порушенні трофіки або запаленні тканин в порожнині рота і так далі

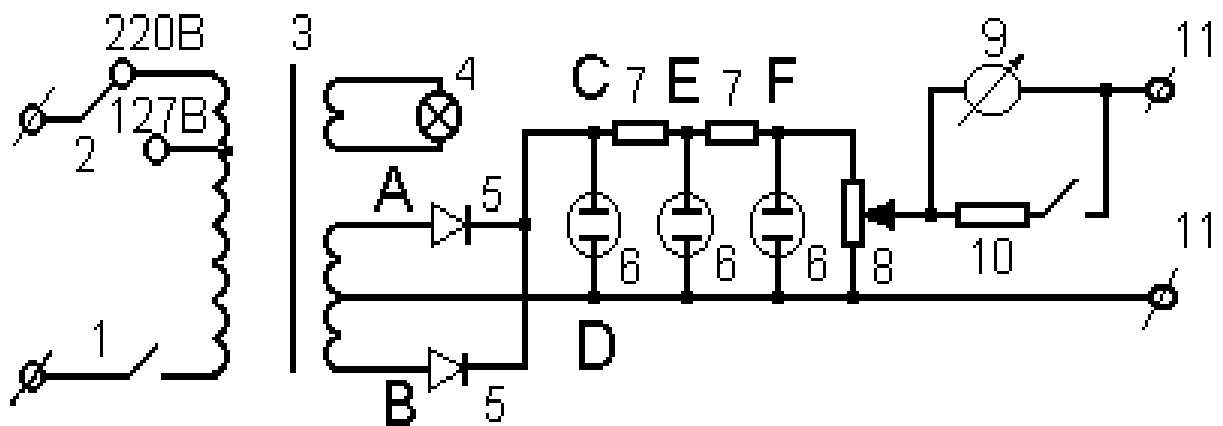
Часто гальванізацію поєднують з введенням в тканини організму лікарських речовин, диссоціюючих в розчинах на іони. Ця процедура називається *лікувальним електрофорезом* або електрофорезом лікарських речовин. Електролікування постійним струмом і введення лікарських препаратів в тканини організму проводиться за допомогою апарату для

гальванізації.

ТЕОРЕТИЧНА ЧАСТИНА

Лікувальний метод, при якому використовується дія на тканині організму постійного струму малої величини (до 50 міліампер) називається *гальванізацією*.

Для проведення процедур гальванізації і лікувального електрофорезу потрібне джерело постійної напруги, забезпечене потенціометром для регулювання сили струму при різних процедурах і вимірювальним приладом. В якості такого джерела, як правило, використовується напівпровідниковий випрямляч змінного струму освітлювальної мережі. Принципова електрична схема апарату для гальванізації (рис. 1) містить трансформатор 3, випрямляч 5 на двох діодах, згладжуючий фільтр з двох резисторів 7 і трьох конденсаторів 6, регулювальний потенціометр 8 і міліамперметр 9 з шунтом і перемикачем 10 для виміру струму в ланцюзі хворого.



Мал. 1. Електрична схема апарату для гальванізації.

(1 – мережевий вимикач, 2 - перемикач напруги мережі, 3 - трансформатор, 4 - індикаторна лампа, 5 - діоди, 6 - конденсатори, 7 - резистори, 8 - регулювальний потенціометр, 9 - міліамперметр, 10 - шунт міліамперметра, 11 - клеми вихідної напруги).

Трансформатор в апараті для гальванізації знижує напругу від мережі (АВ, мал. 1). Окрім цього, його наявність обов'язкова для безпеки хворого (З, мал. 1). Індуктивний зв'язок між первинною і вторинною обмотками трансформатора унеможливорює безпосереднє з'єднання між ланцюгом, що містить електроди, накладені на тіло хворого, і мережею змінної напруги, до якої підключений апарат. Інакше за деяких умов (наприклад, при випадковому заземленні хворого) може статися електротравма.

Випрямлення змінного струму (перетворення його в постійний) здійснюється за допомогою напівпровідникових діодів (5, рис.1). Напівпровідники - це тверді кристалічні речовини, електропровідність яких має проміжне значення між електропровідністю провідників і діелектриків. Електропровідність напівпровідників сильно залежить від зовнішніх умов (температура, освітленість, зовнішні електричні поля, іонізуючі випромінювання і так далі). Так, при дуже низькій температурі, близькій до абсолютного нуля (-273 (C)), напівпровідники поведуться як діелектрики, на відміну від більшості провідників, що переходять в надпровідний стан. З підвищенням температури опір провідників електричному струму збільшується, а опір напівпровідників зменшується.

Навіть при кімнатній температурі електропровідність чистого напівпровідника, що називається власною, мала, що є наслідком дірок (вакантних місць в атомах ґрат), що хаотично утворюються, і вільних електронів (основних носіїв заряду) майже в рівних кількостях. При додаванні нікчемної долі домішок в чистий напівпровідник його електропровідність значно підвищується.

Дія напівпровідникового діода ґрунтована на явищі утворення контактної різниці потенціалів в зоні з'єднання двох напівпровідників з різним типом провідності:

- напівпровідника n-типу (основними носіями зарядів є електрони);
- напівпровідника p-типу (основними носіями зарядів є дірки).

Напівпровідники n - і p- типу можна отримати за допомогою домішок. Наприклад, при введенні в германій (Ge) домішкових атомів миш'яку, що мають п'ять електронів валентного шару (As), кожен атом домішки заміщає атом германію. Чотири електрони домішкового атома утворюють ковалентні зв'язки з валентними електронами сусідніх атомів германію, а п'ятий електрон залишається вільним і може стати носієм струму. Домішки, що мають велику, в порівнянні з основним елементом валентність, називаються донорами, оскільки вони вносять в кристал надмірні електрони, а кристали з такого роду домішковими атомами називаються кристалами n- типу. Під дією зовнішнього постійного поля вільні електрони переміщатимуться у напрямку до позитивного електроду.

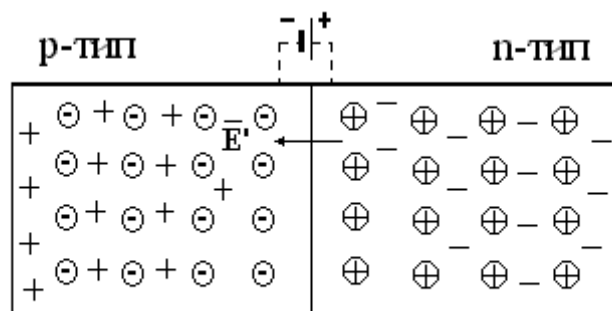
Якщо в чистий германій вводяться атоми домішки з трьома електронами валентного шару, наприклад, атоми індію, атом домішки заміщає атом в кристалічній решітці германію. Для утворення повного ковалентного зв'язку атом домішки займає четвертий електрон у будь-якого з сусідніх атомів германію. При цьому відбувається порушення одного з ковалентних зв'язків сусіднього атома. Незаповнений ковалентний зв'язок називається діркою; вона має властивість електрона з позитивним зарядом. Домішки меншої валентності називаються акцепторами. Германій, що містить атоми акцептора, є кристалом p-типу. Додаток постійного поля до кристала p-типу примушує дірки переміщатися до негативного електроду. Відносно проходження струму потік дірок від позитивного електроду до негативного чинить ту ж саму дію, що і потік електронів від негативного електроду до позитивного.

Контакт напівпровідників p- і n-типу називається електронно-дірковим переходом.

У зоні контакту цих напівпровідників дірки і електрони концентруються в стороні від переходу (мал. 2). Це пояснюється майже повною нерухомістю атомів-донорів і атомів-акцепторів в ґратах кристала в порівнянні з рухливістю дірок і електронів. Дія сумарного заряду атомів-

донорів проявляється у відштовхуванні дірок ліворуч від р - n переходу, а сумарний заряд атомів-акцепторів впливає на електрони так, що вони відштовхуються від р - n переходу управо. При цьому утворюється так званий потенційний бар'єр, що перешкоджає перетіканню дірок і електронів. Таким чином, пограничний шар придбає дуже великий опір для електронів у напрямі n - p і дірок у напрямі p - n і називається замикаючим шаром.

Фактично цей шар діє як маленька батарея з напруженістю поля E' (показано на мал. 2 пунктиром). В цілях використання р - n переходу для випрямлення зовнішня батарея приєднується так, щоб або допомагати або перешкоджати дії батареї, еквівалентної потенційному бар'єру.



Мал. 2. Утворення контактної різниці потенціалів.

(\ominus – акцептори, «+» - дірки \oplus - донори, « - » - електрони)

Окрім основних носіїв зарядів в напівпровідниках є неосновні носії зарядів:

- у напівпровіднику р-типу - електрони;
- у напівпровіднику n-типу - дірки.

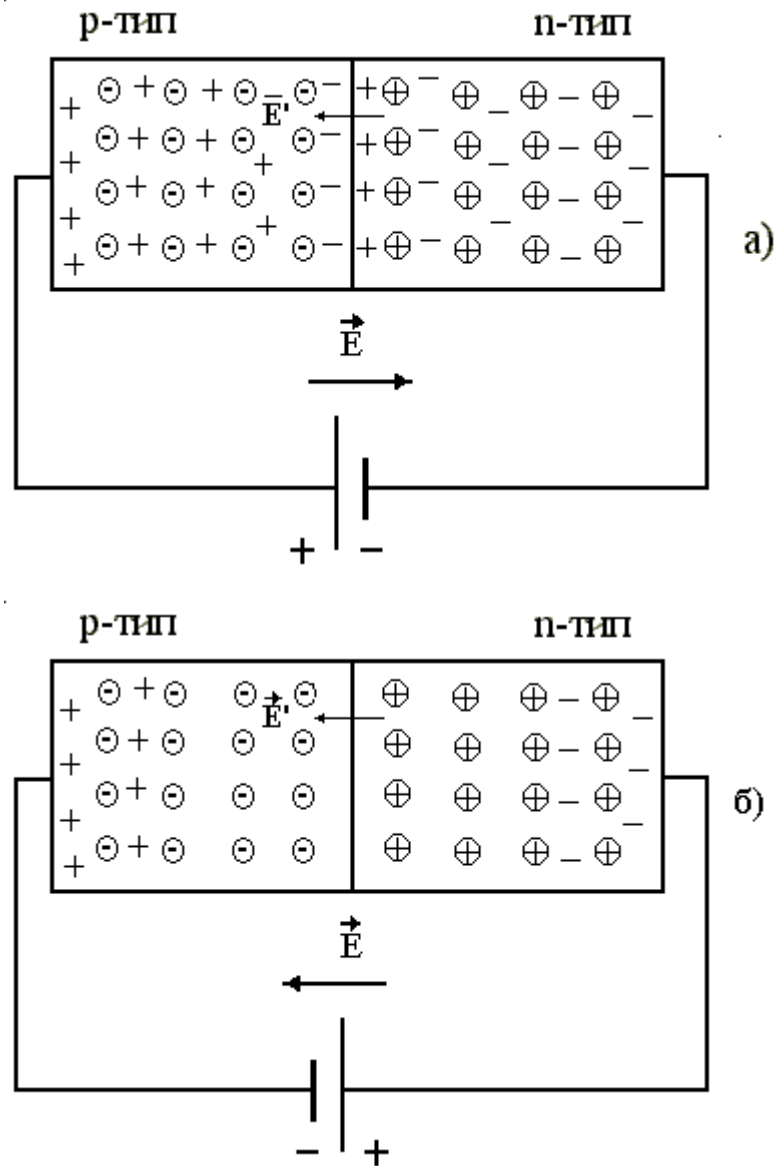
Їх вміст в напівпровідниках дуже малий. Проте важливо відмітити, що контактна різниця потенціалів, перешкоджаючи переходу між напівпровідниками основних носіїв зарядів, в той же час сприяє пересуванню неосновних носіїв зарядів через р- n - перехід.

Якщо приєднати до напівпровідника р-типу позитивний, а до напівпровідника n-типу - негативний полюс джерела напруги (мал. 3а), то напруженість зовнішнього поля E , спрямована протилежно напруженості E' ,

переміщатиме основні носії зарядів в кожному з напівпровідників у напрямку до контактного шару. Їх концентрація в області контакту значно зростає і електропровідність шару відновлюється. В результаті, замикаючий шар зменшується, а його опір падає. Електричний струм в цьому напрямі забезпечують основні носії зарядів. Цей напрям в р- n - переході називається прямим або пропускним.

Якщо змінити полярність прикладеної зовнішньої напруги (мал. 3б), тоді напруженість зовнішнього поля E , співпадаюча по напрямку з напруженістю E' , викликати в кожному з напівпровідників рух основних носіїв зарядів від контактного шару в протилежних напрямках. Замикаючий шар розшириться і його опір значно зросте. Струм через контакт різко зменшиться. Він здійснюватиметься рухом тільки неосновних носіїв зарядів, концентрація яких в напівпровідниках дуже мала. Такий напрям в р- n - переході називають таким, що замикає.

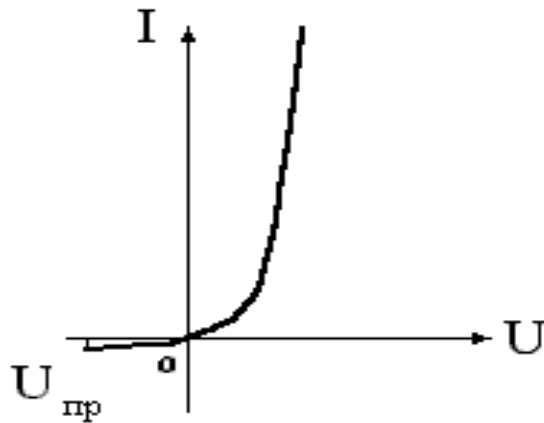
На цьому принципі ґрунтована робота напівпровідникового діода. Якщо до напівпровідникового діода послідовно під'єднати опір навантаження (наприклад, біологічні тканини) і прикласти до них змінну напругу, то через опір навантаження струм проходитиме тільки в одному напрямі. Таке перетворення називають випрямленням змінного струму.



Мал. 3. Проходження струму в ланцюзі, що містить електронно-дірковий перехід (а - режим пропускання, б - режим замикання).

Струмовий режим для р-п-переходу при підключенні зовнішнього джерела ЕДС до напівпровідникового діода відбитий на мал. 4.

- при позитивному значенні напруги (режим пропускання) струм різко зростає;
- при негативному значенні напруги (режим замикання) струм змінюється дуже повільно, аж до напруги пробою $U_{пр}$ діода і втрати їм випрямних властивостей.

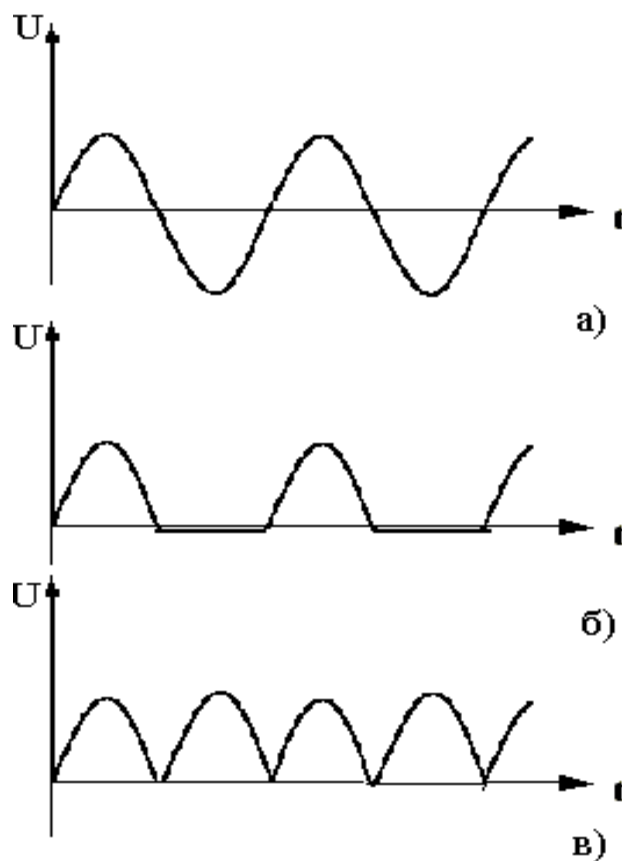


Мал. 4. Вольт-амперна характеристика напівпровідникового діоду.

Графік змінної напруги має вигляд синусоїда (мал. 5а). Якщо його пропустити через один діод, то, завдяки односторонній провідності, на виході сигнал прийме вид, представлений на малюнку 5б.

У апараті для гальванізації використовуються два напівпровідникові діоди (5, мал. 1), підключених до виведень А і U вторинної обмотки трансформатора (3). Коли потенціал точки А вище, ніж потенціал точки В, струм тече через верхній діод. Нижній діод в цей час замкнутий. У наступну половину періоду, коли потенціал точки U вище, ніж потенціал точки А, струм піде через нижній діод. В результаті значення потенціалу не прийматиме негативних величин (відносно точки D) і при підключенні до цих точок зовнішнього навантаження струм потече тільки в одному напрямі. Таким чином, виходить двонапівперіодне випрямлення змінної напруги (мал. 5в).

Для згладжування пульсацій напруги застосовується електричний фільтр, що складається з одного конденсатора, або з конденсаторів і резисторів (6,7 на мал. 1), або інші види фільтрів.



Мал. 5. Графіки залежності від часу: а) змінної напруги, б) напруги, випрямленої на одному діоді, в) напруги, випрямленої на двох діодах.

У основі дії RC фільтру лежить залежність електричного опору місткості X_C від частоти ω :

$$X_C = \frac{1}{\omega \cdot C} \quad (1)$$

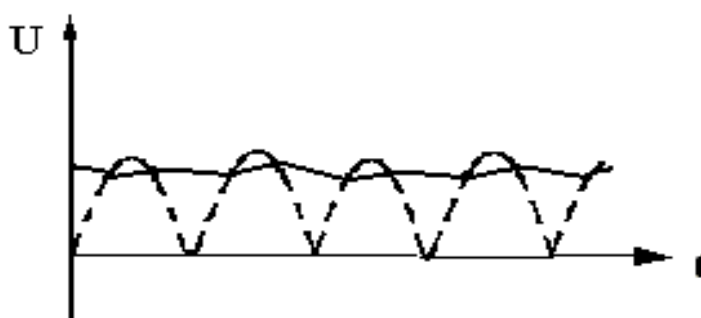
При підборі елементів необхідно виконувати умову:

$$\underline{X_C \ll R} \quad (2)$$

Під час зростання пульсуючої напруги конденсатор (б) фільтру заряджається (заряд його росте до моменту досягнення цієї напругою максимальної величини). У паузах між імпульсами напруги конденсатори розряджаються на навантаження (8, мал. 1), створюючи струм розряду, поточний в напрямі, співпадаючому з напрямом пульсуючої напруги. В результаті вихідна напруга набуває згладженої форми (мал. 6).

Регулювання величини напруги, що подається через електроди до пацієнта, виконують за допомогою потенціометра (8, мал. 1): максимальна напруга на виході приладу буде при верхньому положенні рухливого контакту, а нульове значення - при нижньому положенні.

При виконанні процедур потрібний контроль величини струму, що проходить через пацієнта. Його виконують за допомогою міліамперметра (9, рис.1). Підключення шунта (10, мал. 1) дозволяє збільшити масштаб шкали міліамперметра.



Мал. 6. Графік сигналу після проходження електричного фільтру (пунктиром вказаний пульсуючий вхідний сигнал).

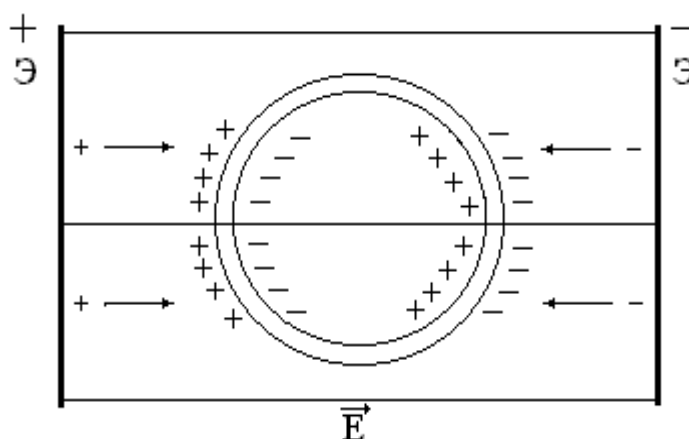
Струм подається на пацієнта за допомогою електродів, під які поміщають прокладення, змочені водою або фізіологічним розчином. Це необхідно для усунення ефекту «припікання» тканин під електродами продуктами електролізу. Дійсно, в живих тканинах організму містяться продукти електролізу хлористого натрію - іони Na^+ і Cl^- . При взаємодії на поверхні шкіри з присутніми в рідкій фазі іонами води (H^+ , OH^-), вони утворюють під негативним електродом луг NaOH , а під позитивним електродом - соляну кислоту HCl . Тому в усіх випадках застосування постійного струму не можна накладати металеві електроди безпосередньо на поверхню тіла.

Тканини організму складаються з клітин, омиваних тканинною рідиною. Така система є двома середовищами, що відносно добре проводить

струм (тканинна рідина і цитоплазма клітини), розділені шаром, що погано проводить, - клітинною оболонкою (мембраною).

Первинна дія постійного струму на тканині організму обумовлена переміщенням наявних в них заряджених часток, головним чином, тканинних електролітів, а також колоїдних часток, що адсорбували іони. Зовнішнє електричне поле викликає затримку і накопичення іонів у мембран в тканинних елементах (усередині клітин і позаклітинної рідини), змінюючи їх звичайну концентрацію (мал. 7). Внаслідок цього на мембранах відмічають:

- утворення подвійного електричного шару;
- явище поляризації;
- створення дифузного потенціалу;
- зміна біопотенціалу і так далі



Мал. 7. Розподіл іонів на клітинних мембранах при гальванізації (Э - електроди).

Результат активної дії стає помітним і на макрорівні: під електродами виникає почервоніння шкіри (гіперемія) завдяки розширенню судин. Усі ці процеси чинять дію на функціональний стан клітин. Відбувається посилення регенерації тканин (периферичних нервових волокон, м'язів, епітелію) і регуляторної функції нервової системи. Ці механізми визначають застосування гальванізації з лікувальною метою. Проте необхідно ще раз

відмітити, що в основі первинної дії постійного струму на тканині організму лежать *поляризаційні явища* на поверхні біомембрани.

При лікувальному процесі електроди з прокладеннями фіксують у відповідних місцях на поверхні тіла («трансцеребральна гальванізація», «гальванічний комір» і так далі).

Необхідно враховувати, що, здолавши шар шкіри і підшкірно-жирової клітковини під електродами, струм розгалужується і проходить через глибоко розташовані тканини і органи по середовищах з малим опором (тканинна рідина, кров, лімфа, оболонки нервових стволів і так далі). В результаті, одночасно виявляється дія на ряд органів і систем пацієнта.

ПРАКТИЧНА ЧАСТИНА

У справжній роботі використовується апарат для гальванізації, на бічну панель якого виведені тумблери, що дозволяють підключати його блоки окремо. Для спостереження форми електричних сигналів до апарату підключають осцилограф.

ПОРЯДОК ВИКОНАННЯ РОБОТИ

1. Підготуйте прилади до роботи. Для цього переведіть усі тумблери в положення «ВИКЛ», регулятор напруги апарату для гальванізації поверніть в крайнє положення проти годинникової стрілки.
2. Включіть осцилограф в мережу.
3. Ручки «ЯСКРАВІСТЬ» і «ФОКУС» встановіть в середнє положення. Ручками горизонтального і вертикального зміщення променя виведіть його в центр екрану.
4. Натисніть клавіші «РОЗГОРТКА», «100 Hz» і за допомогою регулювання ручкою «ПОСИЛЕННЯ X» отримаєте розгортку променя в межах екрану.
5. Включіть апарат для гальванізації в мережу і подайте з нього

сигнал на вхід осцилографа (на Y- пластини). Регулятором напруги апарату для гальванізації і ручкою «ПОСИЛЕННЯ Y» осцилографа отримаєте зображення сигналу змінної напруги в межах екрану осцилографа.

6. Послідовно включаючи тумблери на бічній панелі апарату для гальванізації (Д1 - один діод, Д2 - два діоди, С - конденсатори, R - резистори), визначте характер зміни сигналу і роль кожного блоку в його перетвореннях.

7. Замалюйте в зошиті отримані графіки залежності напруги від часу, поясніть отримані результати.

КОНТРОЛЬНІ ПИТАННЯ

1. Намалюйте і поясніть електричну схему апарату для гальванізації.
2. Поясніть принцип дії напівпровідникового діода.
3. Як працює електричний фільтр (RC)?
4. Розкажіть про первинну дію постійного струму на тканині організму.
5. Поясніть призначення марлевих прокладень з фізіологічним розчином під електродами.
6. Що називається лікувальним електрофорезом?

ЛІТЕРАТУРА

1. Боголюбов В.М., Пономаренко Г.Н. Общая физиотерапия. – Москва–Санкт-Петербург, 1997. – С. 53–62.
2. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1999. – С. 278, 336–337.

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА №11

ВИВЧЕННЯ РОБОТИ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФА

МЕТА РОБОТИ:

1. Вивчення теоретичних основ електрокардіографії.
2. Вивчення принципу роботи і облаштування електрокардіографа.
3. Навчання використанню кардіографа.
4. Зняття електрокардіограми і визначення її основних характеристик.

УСТАТКУВАННЯ:

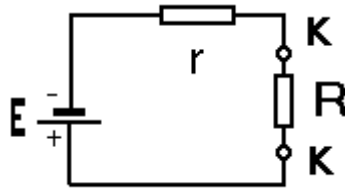
Електрокардіограф, електроди, марлеві прокладки, фізіологічний розчин.

ЗНАЧЕННЯ МЕТОДУ.

Електрокардіографія — реєстрація електричних процесів в серцевому м'язі, що виникають при її збудженні. Цей метод знайшов широке застосування внаслідок доступності і нешкідливості. Електрокардіографія є одним з основних діагностичних методів при дослідженні діяльності серця і використовується для діагностики порушень серцево-судинної системи і оцінки загального стану здоров'я людини.

ТЕОРЕТИЧНА ЧАСТИНА

У основі електрокардіографії лежить теорія Ейнтховена. Ця теорія зв'язує біопотенціали дії, що виникають при скороченні серцевого м'яза, з різницею потенціалів, реєстрованою на поверхні тіла людини. Серце в теорії Ейнтховена розглядається як струмовий диполь, розташований в струмопровідному однорідному середовищі. На рис.1. зображена схема еквівалентного електричного генератора (струмового диполя).



Мал. 1. Еквівалентна схема струмового диполя (E - ЕДС джерела, R - еквівалентний опір зовнішнього середовища, r - внутрішній опір).

За законом Ома

$$E = Ir + IR = I(r + R) \quad (1)$$

Звідси:

$$I = E / (r + R) \quad (2)$$

За умови, що $r \gg R$, можна вважати, що

$$I = E / r, \quad (3)$$

тобто сила струму в генераторі практично не залежить від зовнішнього середовища. Такий генератор представляють у вигляді струмового диполя - системи, що складається з позитивного полюса (витоку струму) і негативного полюса (стоку струму), розташованих на невеликій відстані один від одного.

Основною характеристикою струмового диполя є дипольний момент:

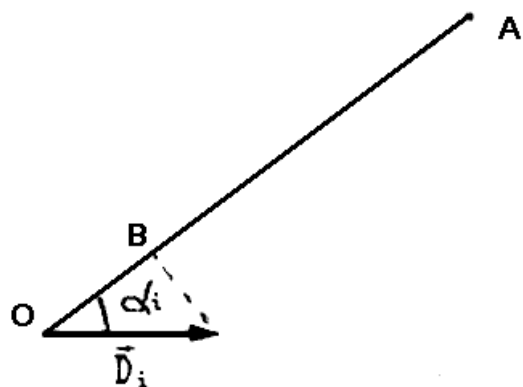
$$\vec{D} = I \cdot \vec{L}, \quad (4)$$

де I - струм в диполі, рівний струму в зовнішньому середовищі; \vec{L} - вектор, спрямований від "-" до "+", (співпадає з напрямом струму усередині диполя), по модулю рівний відстані між полюсами.

При $\vec{L} \rightarrow 0$ диполь називають точковим.

Потенціал поля в точці A буде пропорційний твору $D_i \cos \alpha_i$ де D_i - модуль вектору \vec{D} , а α - кут між дипольним моментом і напрямом на точку A, тобто проекції вектору дипольного моменту (0В, мал. 2).

У збудженому міокарді є безліч елементарних диполів, роль яких виконують мембрани збуджених клітин. Кожен з цих елементарних диполів створює поле.



Мал. 2. Графічне визначення потенціалу електричного поля, що створюється струмовим диполем D_i в точці А.

Потенціал поля, що створюється сукупністю диполів, дорівнює сумі алгебри потенціалів полів, що утворюються окремими диполями. Тоді сумарний потенціал (електричного поля в точці, видаленій на відстань r від диполів, складається з потенціалів елементарних диполів D_i :

$$\varphi = \frac{\rho}{4\pi r^2} \sum_{i=1}^n D_i \cos \alpha_i, \quad (5)$$

де n - кількість елементарних диполів, ρ - питомий опір середовища.

Суму проєкцій можна розглядати як проєкцію вектору дипольного моменту \vec{D}_0 одного струмового диполя, рівного сумі елементарних диполів \vec{D}_i :

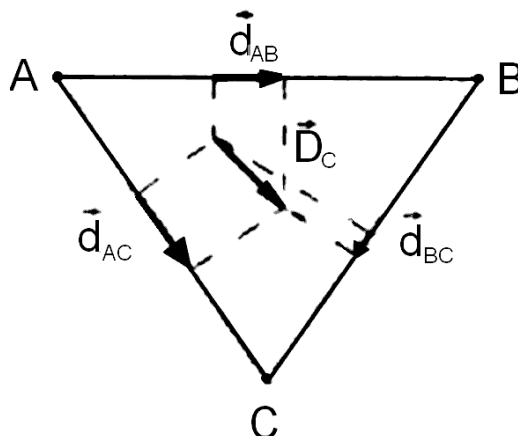
$$\vec{D}_0 = \sum_{i=1}^n \vec{D}_i \quad (6)$$

Цей струмовий диполь називають еквівалентним диполем серця. Таким чином, потенціал зовнішнього електричного поля можна представити у вигляді потенціалу одного еквівалентного електричного диполя \vec{D}_0 :

$$\varphi_0 = D_0 \cos \alpha_0 \frac{\rho}{4\pi r^2} \quad (7)$$

де α_0 - кут між \vec{D}_0 і напрямом на точку реєстрації потенціалу; D_0 - модуль вектору \vec{D}_0 .

Нехай диполь, що створює електричне поле, знаходиться в центрі рівностороннього трикутника ABC (мал. 3)



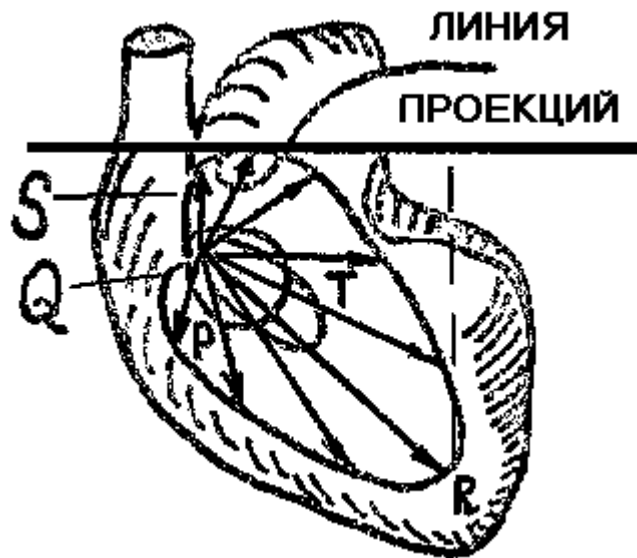
Мал. 3. Побудова проекції вектору \vec{D}_0 на сторони рівностороннього трикутника ABC.

Тоді, використовуючи (7), графічно можна отримати, що відношення напруги на сторонах цього трикутника такі ж, як відношення проекцій вектору \vec{D}_0 на відповідні сторони цього трикутника:

$$U(AB)/U(BC)/U(AC) = D_0 \cos \alpha_1 / D_0 \cos \alpha_2 / D_0 \cos \alpha_3, \quad (8)$$

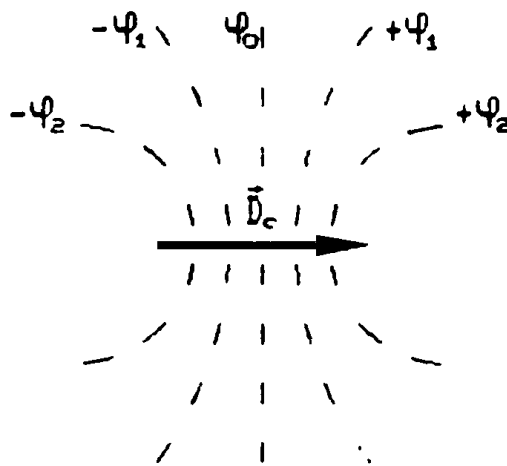
де U - напруга між вершинами трикутника; $\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3$ - кути між вектором і напрямом на відповідні точки реєстрації потенціалу.

Згідно теорії Ейнтховена, серце є струмовий диполь з дипольним моментом \vec{D}_0 який, обертаючись, змінює своє положення під час сердечного циклу, і описує складну просторову криву, яку приблизно можна рахувати грудної клітки, що лежить в площині. Ця крива має три характерні петлі, P, що означають, QRS і T. Ця крива показана на мал. 4 .



Мал. 4. Крива, що описується кінцем вектору дипольного моменту серця за цикл його роботи.

На мал. 5 показано розташування екіпотенціальних ліній для струмового диполя \vec{D}_0 .

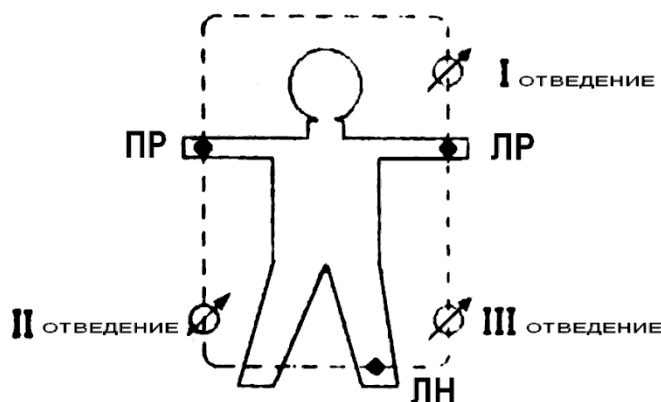


Мал. 5. Розташування екіпотенціальних поверхонь струмового диполя серця.

Эйнтховен запропонував знімати різницю потенціалів між вершинами рівностороннього трикутника, які приблизно розташовані на правій руці, лівій руці і лівій нозі (мал. 6).

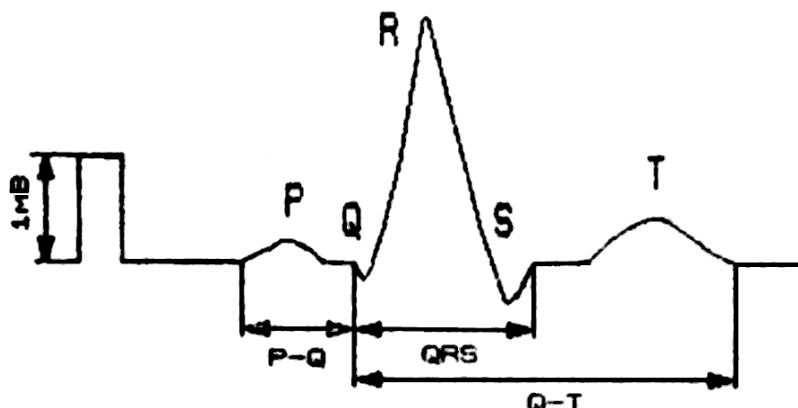
Різниця потенціалів між двома точками тіла у фізіології називає відведенням. Відведення I, II і III називаються стандартними. Для їх

отримання електроди накладають на верхні і нижні кінцівки. До правої ноги підключають дріт заземлення. Можливо також застосування додаткового грудного електроду. Відведення з цим електродом називаються грудними. Ці відведення дають додаткову діагностичну інформацію.



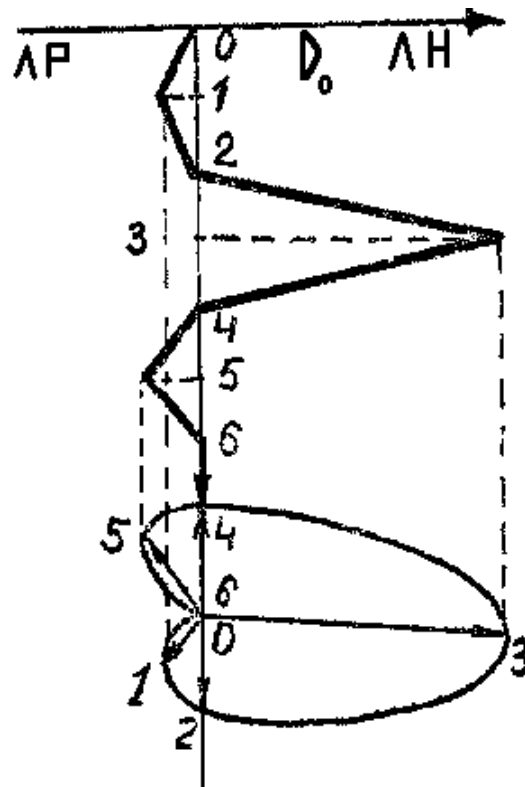
Мал. 6. Схема відведень по Ейнтховену (ПР - права рука, ЛР - ліва рука, ЛН - ліва нога).

Основні відведення відповідають сторонам трикутника АВС (мал. 3) і різницям потенціалів між вершинами цього трикутника. Динаміка зміни різниці потенціалів на кожному відведенні має характерний вигляд, зображений на мал. 7 і називається електрокардіограмою.



Мал. 7. Електрокардіограма.

Зв'язок петлі QRS, що описується кінцем вектору дипольного моменту серця D_0 і комплексом QRS на електрокардіограмі, представлений на мал. 8.



Мал. 8. Зв'язок петлі QRS, що описується кінцем вектору дипольного моменту серця \vec{D}_0 і комплексом QRS на електрокардіограмі.

На електрокардіограмі розрізняють три позитивні (спрямованих вгору) зубці P, R, T, і два негативні (спрямованих вниз) зубці Q і S. Ці зубці характеризують величину ЕДС серця в різні періоди його роботи. Окрім цього, на електрокардіограмі вимірюються інтервали часу, що характеризує тривалість різних фаз серцевого циклу.

Починається ЕКГ позитивним зубцем P. За ним йде горизонтальна або майже горизонтальна лінія, яка закінчується непостійним, зазвичай дуже маленьким зубцем Q. Інтервал P-Q вимірюється від початку зубця P до початку зубця Q. Висхідна частина зубця Q безпосередньо переходить в позитивний зубець R, низхідна частина зубця R переходить в негативний непостійний зубець S. За зубцем S (чи R) йде горизонтальна лінія - інтервал S-T. Іноді зубець S відразу полого переходить в позитивний зубець T. За зубцем T іноді йде зубець U. Потім йде горизонтальна (ізоелектрична лінія), така, що відповідає періоду діастоли.

У ЕКГ розрізняє передсердний і шлуночковий комплекси. Зубець Р з'являється, коли починається збудження передсердя. Початкова частина його відповідає збудженню правого передсердя, середня - збудженню лівого передсердя. Форма, напрям і величина зубця Р в нормі для різних відведень варіюють в широких межах.

Інтервал Р- Q відповідає періоду від початку збудження передсердя до початку збудження шлуночків. Комплекс QRS відбиває процес поступового охоплення збудження обох шлуночків. Зубець R зазвичай найбільший і відповідає періоду систоли шлуночків. Величина і форма зубця R варіюють в різних відведеннях і залежать від положення серця в грудній клітці. Зубець Т відповідає періоду падіння збудження шлуночків.

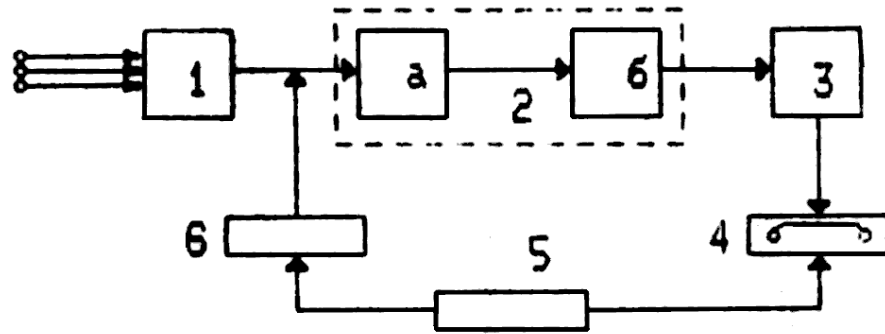
Основними характеристиками ЕКГ є форма і висота зубців і тривалість інтервалів. При патологічних змінах в серці відбувається зміна цих характеристик, що дозволяє використати електрокардіограми для діагностики захворювань серця. Знаючи висоту зубців ЕКГ, можна визначити кути, утворені вектором дипольного моменту серця з лініями відведень.

У момент часу, коли дипольний момент серця набуває максимального значення (зубець R на ЕКГ), напрям дипольного моменту (електрична вісь серця) співпадає з його анатомічною віссю. На підставі цього, використовуючи електрокардіограму, можна визначити положення анатомічної осі серця.

ПРАКТИЧНА ЧАСТИНА

У лабораторній роботі для запису електрокардіограми використовується одноканальний електрокардіограф з тепловим записом. Блок-схема приладу представлена на мал. 9. Біоелектричні сигнали з електродів через кабель відведень і перемикач 1 подають на вхід блоку посилення 2. З підсилювача сигнал поступає на електромеханічний перетворювач 3, де відбувається перетворення електричного сигналу в

переміщення теплового пера. За допомогою стрічкостосувного механізму 4 теплочутливий папір рухається, на ній реєструється електрокардіограма.



Мал. 9. Блок-схема електрокардіографа (1 - перемикач відведень, 2 - підсилювач напруги (а) і потужності (б), 3 - електромеханічний перетворювач, 4 - стрічкостосувний механізм, 5 - блок живлення, 6 - джерело калібрувальної напруги).

Для зняття ЕКГ електроди накладаються за системою стандартних відведень на внутрішні поверхні предпліч і гомілок. Під електроди підкладають прокладки з марлі, змочені фізіологічним розчином. Дроти кабелю сполучають таким чином: червоний - до електроду на правій руці, жовтий - до лівої руки, зелений - до лівої ноги, чорний - до правої ноги.

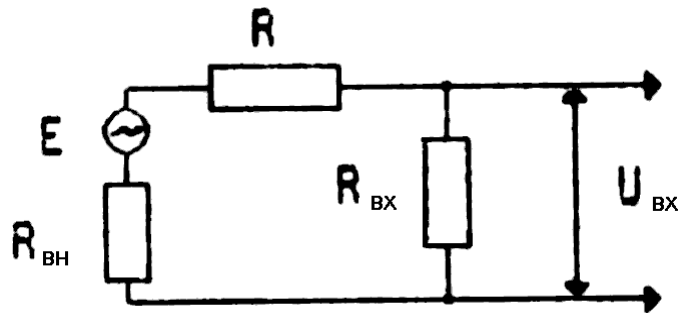
Електроди - це провідники спеціальної форми, що сполучають вимірювальний ланцюг з біологічною системою. В принципі електроди можуть використовуватися як для знімання електричного сигналу, так і для підведення зовнішньої електромагнітної дії. До електродів пред'являються певні вимоги: вони повинні швидко фіксуватися і зніматися, мати високу стабільність електричних параметрів, бути міцними, не створювати перешкод, не дратувати біологічну тканину.

На мал. 10 показана еквівалентна електрична схема контура, що включає біологічну систему і електроди.

Із закону Ома виходить:

$$E = IR_{\text{вх}} + IR + IR_{\text{вн}} = IR_1 + IR_{\text{вх}} \quad , \quad (9)$$

де $R_i = R + R_{\text{вн}}$.



Мал. 10. Еквівалентна схема електродів (E - ЕДС джерела біопотенціалів, $R_{\text{вн}}$ - опір внутрішніх тканин, R - опір шкіри і електроду, що контактує з нею, $R_{\text{вх}}$ - вхідний опір підсилювача біопотенціалів).

"Корисним" є $R_{\text{вх}}$ підсилювача, оскільки саме цю частину ЕДС джерела збільшує підсилювач. Оскільки E задана, а змінити $IR_{\text{вх}}$ неможливо, то збільшувати $R_{\text{вх}}$ можна тільки зменшенням R, і, передусім, зменшеному опору контакту електрод-шкіра. Для цього використовують марлеві серветки, змочені фізіологічним розчином або спеціальні електропровідні пасти. Зміцнюються електроди за допомогою гумових бинтів або присосків. За призначенням електроди для знімання медико-біологічної інформації розділяють на чотири групи:

- 1) для короткочасного застосування
- 2) для тривалого використання
- 3) для використання на рухливих обстежуваних
- 4) для екстреного застосування.

Залежно від завдання досліджень можуть використовуватися електроди різної форми і розміру. Наприклад, у фізіологічних експериментах застосовують мікроелектроди, металевий кінець яких має діаметр порядку одиниць мікрона і менше, або скляні капіляри, заповнені сольовим розчином. У електрокардіографії найчастіше використовують пластинчаті поверхневі електроди з неметалів. За допомогою екранованих дротів електричний сигнал

від електродів поступає до перемикача відведень на вході апарату, а потім передається до підсилювача.

Специфіка підсилювачів біопотенціалів визначається такими особливостями:

- а) біопотенціали - слабкі сигнали
- б) біопотенціали - сигнали, що відносно повільно змінюються в часі
- в) вхідний опір підсилювача має бути досить високим.

Тому електрокардіограф повинен відповідати наступним вимогам:

- 1) чутливість - не менше 15 мм/мВ при збереженні її значення по усій ширині шкали приладу
- 2) коефіцієнт посилення - близько 10⁴-10⁵,
- 3) рівень власних шумів - не вище 2-3 мкВ
- 4) високе вхідне (0,3 - 1 МОм і низький вихідний опір (при електромагнітному вібраторі 8-25 Ом, при фотозаписі - до 100 Ом).

Електрокардіографи містять джерело калібрувального сигналу. Ця точно вивірена напруга (1 мВ), яка подається на вхід підсилювача і реєструється на стрічці запису у вигляді прямокутного імпульсу.

До реєструвальних пристроїв пред'являються певні вимоги, оскільки вони можуть також вносити в результат запису додаткові спотворення. Основу реєструвального пристрою зазвичай складає електромагнітний поляризаційний гальванометр або вібратор. Принцип самого запису може бути різний.

Магнітоелектричний вібратор має потужний постійний магніт, в полі якого знаходиться пов'язана з пером, що пише, котушка. При пропусканні через котушку струму від вихідних каскадів підсилювачі створюється магнітне поле котушки, яке, взаємодіючи з магнітним полем постійного магніта, примушує котушку відхилятися від первинного положення. Вібратори електромагнітної системи дозволяють реєструвати коливання в межах від 0 до 150 Гц.

При оптичній реєстрації на якорі гальванометра зміцнюється легке люстерко, яке за допомогою відбитого світлового променя реєструє на фотоплівці зміни сигналу, що рухається.

Чорнильно-пир'яна реєстрації полягає в тому, що на осі вібратора укріплено спеціальне перо, сполучене гнучкою трубкою з резервуаром для чорнила, яке викреслює криву на паперовій стрічці. Стрічка наводиться в рух синхронним електромотором. Тертя пера об папір може викликати спотворення сигналу, тому така реєстрація застосовується тільки для низькочастотних сигналів.

Існує також прилади із струмною реєстрацією, при якій з якорем гальванометра скріплюється трубка. З трубки під тиском викидається цівка фарби. Такий запис можна застосовувати при частоті до 700 Гц.

Існує метод запису на тепловому папері, покритому тонким шаром білої воскоподібної маси. Кінчик пера вібратора містить нагрівальний елемент, який при русі розплавляє зовнішній шар і залишає кольоровий слід на папері.

ПОРЯДОК ВИКОНАННЯ РОБОТИ

1. Підготуйте прилад до роботи. Для цього:
 - встановіть перемикач відведень в положення «К» - контроль;
 - поставте швидкість руху діагностичної стрічки $V = 25$ мм/с.
2. Накладіть електроди на кінцівки випробовуваного, помістивши під ними марлеві прокладки, змочені фізіологічним розчином.
3. Підключіть до електродів відповідні дроти кардіографа:
 - **червоний** - до правої руки;
 - **жовтий** - до лівої руки;
 - **зелений** - до лівої ноги;
 - **чорний** - до правої ноги.
4. Включіть електрокардіограф і проведіть реєстрацію калібрувального сигналу. Для цього:

- за допомогою регулятора встановіть перо на середину поля;
- включіть клавішу «ЗАПИС» і після початку руху діаграмної стрічки кілька разів швидко натисніть кнопку «1 мВ»;

5. По калібрувальному сигналу визначте чутливість електрокардіографа S (мм/мВ).

6. Встановіть перемикач відведень в положення 1 і запишіть ЕКГ для першого відведення (4-8 циклів). Послідовно перемикаючи канали, запишіть ЕКГ для другого і третього відведень.

7. Виміріть для кожного відведення висоти зубців h і тривалість інтервалів L у відведеннях. Результати вимірів і обчислень занесіть в таблицю.

Висота зубців	Калібрувальний імпульс	P			R			S			T		
Норма, мВ		0,1 – 0,2			0,5 – 2,0			до 0,6			0,2 – 0,6		
h, мм													
U, мВ													
Інтервали часу		R - R			P - Q			Q - R - S			Q - T		
Норма, з		1,0			до 0,2			до 0,1			0,35		
L, мм													
t, з													

8. Вчисліть різницю потенціалів U, що відповідає кожному зубцю по формулі $U=h/S$. Вчисліть тривалість інтервалів по формулі $t=L/v$, v - швидкість руху стрічки реєструвального приладу. Результати занесіть в таблицю. Порівняйте отримані результати з нормою, зробіть висновок.

КОНТРОЛЬНІ ПИТАННЯ

1. Що називається електрокардіографією?
2. У чому полягає теорія Ейнтховена?
3. Що таке диполь? Чим характеризується поле диполя?
4. Що називається електрокардіограмою?
5. З яких основних блоків складається електрокардіограф?

Накресліть блок-схему електрокардіографа.

6. Як, користуючись електрокардіограмою, визначити величину біопотенціалів серця в різні моменти серцевого циклу, частоту скорочень серця і положення анатомічної осі серця?

7. Перерахуйте можливі перешкоди, що спотворюють ЕКГ.
8. Які бувають види реєструвальних пристроїв і види запису?
9. Сформулюйте вимоги, що пред'являються до електродів.

Накресліть еквівалентну схему електродів.

ЛІТЕРАТУРА

1. Агапов Б.Т. Максютин Г.В., Островерхов П.Н. Лабораторный практикум по физике. – М.: Высшая школа, 1982, – С. 272–280.
2. Ливенцев Н.М. Курс физики. –М.: Высшая школа, 1978. Т.2. –С. 121 –140.
3. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1999. –С.256–265; 365–367.

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА №12 ВИВЧЕННЯ АПАРАТУ ДЛЯ УВЧ-ТЕРАПІЇ

МЕТА РОБОТИ:

1. Ознайомитися з облаштуванням апарату для Увч-терапії.
2. Досліджувати просторовий розподіл напруженості електричного поля між електродами терапевтичного контура апарату для Увч-терапії.

3. Вивчити динаміку нагрівання діелектрика і електроліту в полі УВЧ.

УСТАТКУВАННЯ:

Апарат УВЧ- 66, дипольна антена з міліамперметром, термометри, розчин електроліту (фізіологічний розчин), діелектрик (кісткова тканина).

ЗНАЧЕННЯ МЕТОДУ

Увч-поля використовують для прогрівання тканин, що мають діелектричні властивості (кісткова, жирова, і так далі). Таку дію застосовують для лікування ряду запальних захворювань в кістках, суглобах і м'яких тканинах, що мають діелектричні властивості, при гаймориті, артриті, бронхіальній астмі, невралгії і інших хворобах.

Електричне поле УВЧ:

- ◆ посилює крово- і лімфообіг, стимулюючи дегідратацію запалених тканин і знижуючи життєдіяльність бактерій;
- ◆ чинить антиспастичну дію на гладку мускулатуру шлунку, кишечника, жовчного міхура, бронхів;
- ◆ прискорює відновлення нервових елементів при запаленнях або травмах.

Перевагою методу є те, що виявляється дія на глибоко розташовані ділянки тіла без контакту електродів з шкірним покривом. Це зменшує вимоги до асептики. Крім того, наявність терапевтичного контура унеможлиблює поразку пацієнта електричним струмом.

ТЕОРЕТИЧНА ЧАСТИНА

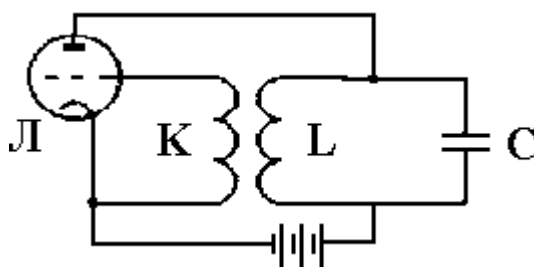
Апарати, вживані для лікування електричним полем ультрависокої частоти (УВЧ), є генераторами електричних коливань з частотою 40,68 МГц. Розглянемо принцип дії такого генератора.

Одним з основних елементів приладу є коливальний контур. Він є в ідеальному випадку ланцюгом з паралельно включених ємності C і індуктивності L і не містить активного опору R .

Коливання в такому коливальному контурі будуть незгасаючими. Проте реальний контур має і активний опір, тому коливання в нім з часом затухатимуть.

Для отримання незгасаючих електричних коливань застосовують генератори. Технічною основою генератора можуть бути електронні лампи, транзистори і інтегральні схеми. Електронні лампи застосовуються там, де потрібно високу потужність (десятки і сотні ватів), наприклад, у фізіотерапевтичній апаратурі.

Досліджуємо принцип роботи такого приладу на прикладі однотокового лампового генератора на тріоді, в якому коливальний контур сполучений з трьохелектродною лампою і джерелом живлення (мал. 1). Для того, щоб забезпечити в коливальному контурі незгасаючі коливання, необхідно постійно поповнювати в нім енергію коливань, що втрачається на активному опорі контура. Ці умови забезпечуються в генераторі таким чином. Котушка L коливального контура індуктивно пов'язана з так званою котушкою зв'язку K , підключеної до сітки і катода лампи.

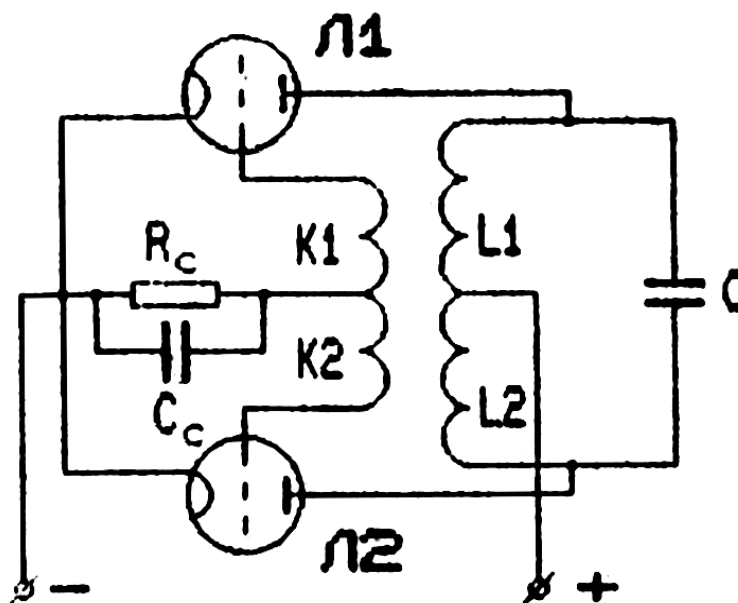


Мал. 1. Схема однотокового лампового генератора (ідеальний коливальний контур).

Проходження анодного струму через лампу і утворення напруги на коливальному контурі відбувається у той момент, коли на сітку лампи поступає по котушці зв'язку позитивний потенціал. В результаті отримана

енергія підтримує тільки половину періоду коливань в контурі. Тому генератор називається однотоктним. Анодний струм, що виникає в ланцюзі, має ту ж частоту, що і коливання в контурі.

Коли вимагається збільшити потужність коливань, застосовується двотоктний ламповий генератор (мал. 2). Знову для простоти розглянемо генератор з ідеальним коливальним контуром.

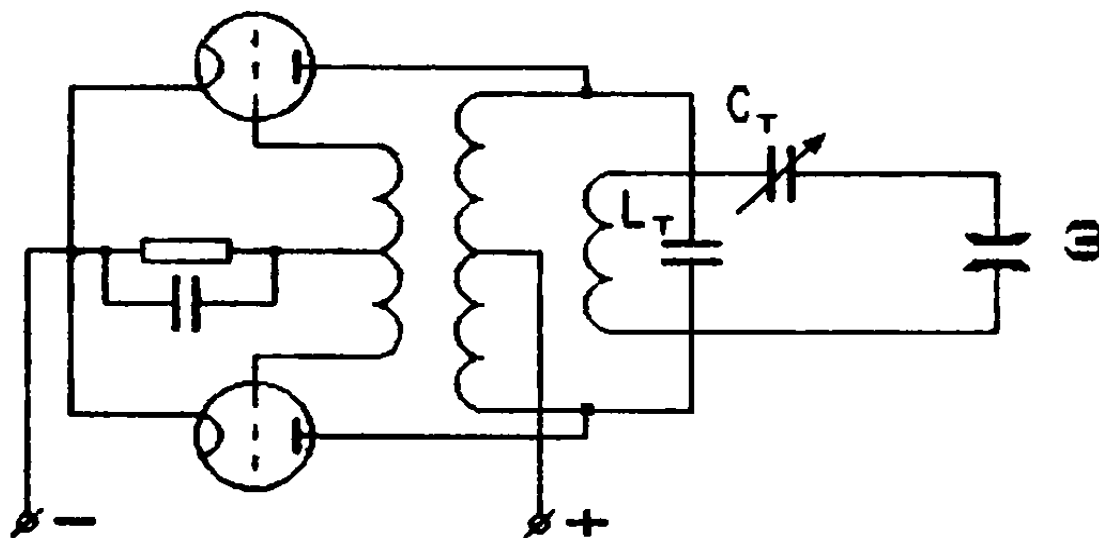


Мал. 2. Схема двотоктоного лампового генератора.

Схема певною мірою симетрично повторює мал. 1. Насправді, тепер до коливального контура підключені дві лампи (Л1 і Л2), причому анодний струм кожної з них проходить через відповідну половину (L1 і L2) котушки контура. При цьому позитивний полюс джерела живлення підключається до середнього відведення котушки, а негативний - до загальної точки катодів ламп. Індуктивності K1 і K2 симетрично підключаються через резистор R_c до загальної точка катодів ламп. Кожне з плечей двотоктоного генератора працює аналогічно одинтактовому генератору, поповнюючи енергією коливальний контур у відповідну половину періоду коливань. В результаті коливальний контур впродовж періоду поповнюється енергією двічі.

Генератор електричних коливань складає основу апаратів для високочастотної терапії, у тому числі і Увч-терапії. Особливістю цих

апаратів є наявність спеціального терапевтичного контура - окремого коливального контура, до якого підключаються електроди, що розташовуються у тіла хворого (мал. 3).



Мал. 3. Схема підключення терапевтичного контура до двотактного лампового генератора (L_T - котушка індуктивності терапевтичного контура, C_T - конденсатор змінної місткості, \ominus - електроди).

Терапевтичний контур підключається до генератора індуктивно. Таке з'єднання дозволяє перенести на електроди високочастотні коливання і унеможливити попадання на пацієнта високої напруги, присутньої в генераторі.

У зв'язку з тим, що між електродами можуть поміщатися різні частини тіла хворого, що мають різні електричні параметри, терапевтичний контур повинен при кожній процедурі підлаштовуватися в резонанс з генератором. Робиться це за допомогою подстроєчного конденсатора змінної місткості C_T .

Апарат УВЧ, використовуваний для виконання цієї лабораторної роботи, є двотактний ламповий генератор, сполучений з терапевтичним контуром.

ЗАСТОСУВАННЯ ВИСОКОЧАСТОТНИХ ЕЛЕКТРОМАГНІТНИХ КОЛИВАНЬ В МЕДИЦИНІ

Електричні і магнітні коливання, використовувані з лікувальною метою, підрозділяють по частоті на декілька діапазонів;

1) низькочастотні:

- низької частоти (НЧ) - до 20 Гц
- звукової частоти (ЗЧ) - 20-20000 Гц

2) високочастотні:

- ультразвукової частоти (УЗЧ) - 20-200 кГц
- високої частоти (ВЧ) - 0,2 - 30 МГц
- ультрависокої частоти (УВЧ) - 30-300 МГц
- надвисокої частоти (НВЧ) - 300-3000 МГц
- край високої частоти (КВЧ) - понад 3000 МГц.

Основні методи, що використовують коливання високої частоти (ВЧ):

1) **дарсонвізація** (дія слабких електричних розрядів при частотах до 500 кГц на нервові рецептори шкіри і слизової оболонки з терапевтичною метою)

2) **діатермія** (нагрівання тканин при проходженні струму до 1,5 А з частотою 1-2 МГц);

- у терапії (прогрівання глибоко розташованих тканин організму) - нині не застосовується у зв'язку з недоліками методу і появою нових прийомів;

- у хірургії:

- **діатермокоагуляція** (зварювання кровоносних судин для зменшення втрати крові при операціях і так далі).

- **електротомія** (розтин м'яких тканин);

3) **індуктотермія** (прогрівання струмопровідних тканин за допомогою магнітного поля при частоті 10-15 МГц, що викликає в тканинах вихрові електричні струми) забезпечує виділення джоуля тепло в одиниці об'єму потужністю (P):

$$P = k \cdot \gamma \omega^2 B^2,$$

де k - коефіцієнт пропорційності, γ - питома електропровідність, ω - кругова частота, B - ефективне значення магнітної індукції.

4) **УВЧ-терапія** (дія на тканини електричного поля з частотою 30-300 МГц);

5) **НВЧ-терапія** (мікрохвильова терапія при частоті 2000-3000 МГц, переважно прогриваються тканини, що водомістять);

6) **КВЧ-терапія** (застосування електромагнітних полів з частотою понад 3000 МГц, низькоенергетичну дію на рецепторні зони, біологічно активні точки з метою управління, корекції функції внутрішніх органів).

ПЕРВИННА ДІЯ ПОЛЯ УВЧ НА ТКАНИНИ ОРГАНІЗМУ

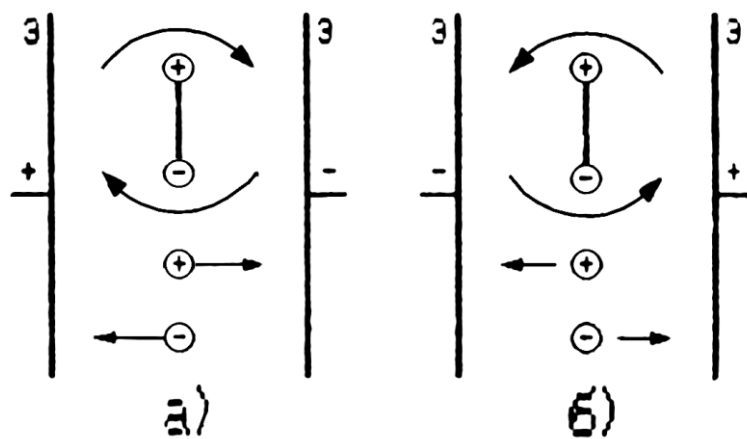
Розглянемо, як діє електричне поле УВЧ на електроліт і діелектрик.

У розчині електроліту в полі УВЧ виникає коливальний рух іонів згідно зі змінами напрямку напруженості зовнішнього поля. Виникнення струму провідності супроводжується виділенням теплоти Q , причому за одиницю часу в одиниці об'єму виділиться:

$$Q_s = kE^2/\rho \quad , (2)$$

де k - коефіцієнт пропорційності; E - напруженість електричного поля; ρ - питомий опір електроліту.

Під дією поля УВЧ в діелектрику виникає зміна положення (обертальні коливання) полярних молекул-диполів або заряджених ділянок макромолекул відповідно до переорієнтації зовнішнього електричного поля (мал. 4).



Мал. 4. Рух молекули-диполя і іонів між електродами Э при зміні електричного поля УВЧ.

При цьому рух диполів відстає по фазі від коливань напруженості електричного поля E , що супроводжується утворенням сил тертя. В результаті в одиниці об'єму діелектрика за одиницю часу виділиться кількість теплоти Q_d :

$$Q_d = k \cdot \omega \cdot E^2 \varepsilon \cdot \operatorname{tg} \delta, \quad (3)$$

де k - коефіцієнт пропорціональності; ω - кругова частота; E - напруженість електричного поля; ε - відносна діелектрична проникність; δ - кут діелектричних втрат, залежний від природи діелектрика і частоти дії.

Тканини організму містять як електроліти, так і діелектрики. Тому при визначенні дії поля УВЧ не тканини необхідно враховувати сумарний ефект:

$$Q = Q_s + Q_d \quad (4)$$

Необхідно відмітити, що залежно від вибраної частоти коливань електричного поля можна чинити переважну (вибіркову) дію або на електроліти, або на діелектрики. Частота апарату для Увч-терапії (40,86 МГц) забезпечує найбільш ефективно нагрівання тканин-діелектриків.

Добре кровонаповнені тканини містять велику кількість електролітів. У зв'язку з цим до тканин-електролітів можна віднести тканини м'язів, печінки, серця, селезінки і так далі. Аналогічний підхід дозволяє в якості тканин-діелектриків вказати жирову, кісткову тканини, сухожилля та ін.

Часто при Увч-терапії використовують не тепловий ефект, що чинить масовану, високоенергетичну дію, а так званий осциляторний ефект. В цьому випадку на тканині діють високочастотним електричним полем низької інтенсивності, основний вплив виявляється на положення в тканинах іонів і молекул. В результаті фізіологічний стан клітин змінюють за допомогою тоншого механізму, вносячи менші обурення в клітини з порушеною рівновагою обмінних процесів.

ПРАКТИЧНА ЧАСТИНА

Завдання 1. Підготувати прилад до роботи.

1. Ознайомтеся з органами управління апарату для Увч-терапії:

- перемикач "Напруга" служить для включення приладу і установки робочої напруги для конкретної мережевої напруги

- кнопка "Контроль" використовується при установці робочої напруги приладу

- перемикач "Потужність" дозволяє вибрати потужність, що віддається генератором

- ручка "Налаштування" встановлює резонанс в терапевтичному контурі.

Стрілочний індикатор показує:

- рівень мережевої напруги (при відключеному терапевтичному контурі) або

- рівень потужності, що віддається генератором при включеному терапевтичному контурі.

УВАГА! ПЕРЕД ВКЛЮЧЕННЯМ ПРИЛАДУ В МЕРЕЖУ ПОВЕРНІТЬ ПЕРЕМІКАЧІ "НАПРУГА" І "ПОТУЖНІСТЬ" ПРОТИ ГОДИННИКОВОЇ СТІЛКИ В КРАЙНЄ ПОЛОЖЕННЯ!

2. Включіть прилад, повернувши перемикач "Напруга" на одну позицію за годинниковою стрілкою.

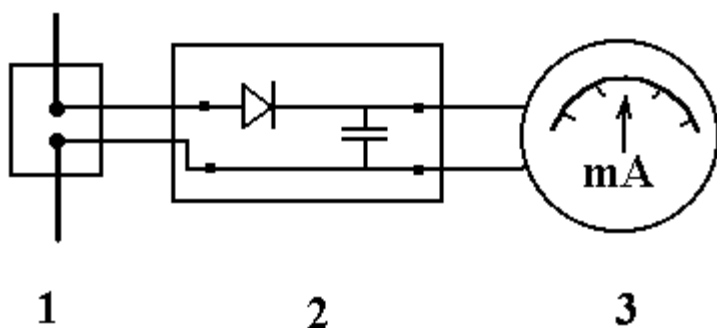
3. Натисніть кнопку "Контроль" і за допомогою перемикача "Напруга" встановіть стрільцеві індикатора на червоному секторі.

4. Перемикач "Потужність" встановіть в положення "20".

5. Міняючи положення ручки "Налаштування", отримаєте максимально можливе відхилення стрілки індикатора управо (резонанс).

Завдання 2. Визначити розподіл електричного поля між електродами апарату для Увч-терапії.

1. Встановіть між електродами апарату УВЧ електричний диполь (дипольну антену) (мал. 5) так, щоб він знаходився в центрі електродів.



Мал. 5. Блок-схема дипольної антени

(1- антена, 2 - випрямляч, 3 - міліамперметр).

2. Досліджуйте розподіл напруженості електричного поля між електродами, переміщаючи диполь з центрального положення у вертикальному і горизонтальному напрямках і реєструючи струм міліамперметра. Дані занесіть в таблицю 1.

4. На підставі отриманих даних побудуйте графік розподілу високочастотного поля $I=f(L)$.

Таблиця 1

вгору	вниз	вправо	вліво
-------	------	--------	-------

L, см	I, мА	L, см	I, мА	L, см	I, мА	L, см	I, мА
0		0		0		0	
2		2		2		2	
4		4		4		4	
6		6		6		6	
8		8		8		8	
10		10		10		10	

Завдання 3. Вивчити динаміку нагрівання електроліту і діелектрика в полі УВЧ.

1. Помістіть між електродами терапевтичного контура електроліт (фізіологічний розчин) і діелектрик (кісткову тканину).

2. У пробірку з електролітом і в кістковий препарат помістіть термометри, визначте початкову температуру об'єктів.

3. Включіть апарат для Увч-терапії і впродовж 5-10 хвилин реєструйте свідчення термометрів. Дані занесіть в таблицю 2.

Таблиця 2

Речовина	t, °C (вих)	Час, хв.	t, °C (вимір)	Δt , °C
електроліт				
діелектрик				

4. На підставі отриманих даних побудуйте графіки зміни температури з часом. Поясніть отримані дані.

КОНТРОЛЬНІ ПИТАННЯ

1. Розгляньте процес електричних коливань в контурі.
2. Поясніть принцип дії одноктного генератора електричних коливань.
3. Намалюйте схему і розгляньте принцип роботи двотактного генератора електричних коливань.
4. Для чого призначений терапевтичний контур в апараті УВЧ? Накресліть його схему і вкажіть призначення елементів.
5. Яка дія робить поле УВЧ на тканині організму?
6. Розкажіть про застосування високочастотних електричних коливань в медицині.

ЛІТЕРАТУРА

1. Ливенцев Н.М. Курс фізики. М: Высшая школа, 1978. – Т. 1. – С. 188-199. – Т. 2. – С. 172-181.
2. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1999. – С.315–318; 337–347.
3. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1987. – С. 323-324, 402-403, 411-413.
4. Эссаулова И.А., Блохина М.Е., Гонцов Л.Д. Руководство к лабораторным работам по медицинской и биологической физике. М.: Высшая школа, 1987. – С. 198-201.

ЗАВДАННЯ ДЛЯ КОНТРОЛЬНИХ РОБІТ

КОНТРОЛЬНА РОБОТА №1

Варіант 1

1. Хіральність атомів та молекул. Сильні та слабкі взаємодії (типи зв'язків).
2. Основні поняття і закони термодинаміки.
3. Механіка м'язового скорочення.

Варіант 2

1. Біофізика як наука: предмет та завдання, розділи. Формування різних напрямків дослідження в біофізиці.
2. Зворотні та незворотні процеси у термодинаміці. Другий закон термодинаміки.
3. Механізми перетворення швидкостей в апараті руху.

Варіант 3

1. Структура та функції біологічних мембран.
2. Стан термодинамічних систем.
3. Кінематичні пари.

Варіант 4

1. Динаміка мембран. Фізичний стан та фазові переходи ліпідів в мембранах.
2. Механізми теплових втрат організму.
3. Рівняння Хіла.

Варіант 5

1. Модельні ліпідні мембрани.
2. Дослідження енергетичного обміну організму. Стаціонарний стан та його стійкість.

3. Кінематичні ланцюги.

Варіант 6

1. Класифікація видів пасивного транспорту. Дифузія. Полегшена дифузія. Фільтрація.
2. Механізми теплопродукції організму.
3. Механізми перетворювання сил у апараті руху.

КОНТРОЛЬНА РОБОТА №2

Варіант 1

1. Основні поняття і закони термодинаміки.
2. Неспецифічні ефекти при дії електромагнітного поля на організм.
3. Типи фотобіологічних процесів.

Варіант 2

1. Структура та функції біологічних мембран.
2. Активний транспорт.
3. Механізми специфічної дії електричних чинників на організм.

Варіант 3

1. Зворотні та незворотні процеси у термодинаміці. Стан термодинамічних систем.
2. Динаміка мембран. Рухомість фосфоліпідних молекул в мембранах.

3. Пігменти біологічних систем.

Варіант 4

1. Хіральність атомів та молекул. Сильні та слабкі взаємодії (типи зв'язків).
2. Класифікація видів пасивного транспорту.
3. Модельні ліпідні мембрани та фазові переходи у мембранах.

Варіант 5

1. Механізми теплових втрат організму.
2. Рідкі середовища організму. Класифікація рідких середовищ.

Закономірності руху в'язких рідин.

3. Пасивний та активний транспорт.

Варіант 6

1. Швидкість осадження еритроцитів. Перенос речовин в капілярах.
2. Методи специфічного електролікування.
3. Транспорт лікарських препаратів крізь мембрану. Взаємодія препаратів з мембраною.

ПЕРЕЛІК ТЕМ САМОСТІЙНОЇ РОБОТИ

1. Використання нанотехнологій у медицині.
2. Дія світла на людину і тварин.
3. Ультразвук.
4. Фізичні основи впливу звуку на біологічні тканини.
5. Ліпідні пори.
6. Лазер та його дія на живі організми.
7. Електрика в житті тварин та рослин.
8. Біофізичні методи в екологічному моніторингу.

9. ЕКГ.
10. Хіральність атомів і молекул.
11. Біологічні перетворювачі енергії.
12. Реологічні та гемодинамічні характеристики крові.

ЛІТЕРАТУРА

1. Агапов Б.Т., Максютин Г.В., Островерхов П.И. Лабораторный практикум по физике. – М.:Высшая школа, 1982. – С. 168 – 170.
2. Бендолл Дж. Мышцы, молекулы и движение. – М.: Мир, 1970. – 256 с.
3. Блюменфельд Л.А. Проблемы биологической физики. – М.: Наука, 1977. – 256 с.
4. Волькенштейн М.В. Биофизика. – М.: Наука, 1998. – 592 с.
5. Волькенштейн М.В. Молекулярная биофизика. – М.: Наука, 1995.
6. Гродзинский Д.Э. Радиобиология. Биологическое действие ионизирующих излучений. – М.: Атомиздат, 1966. – 231 с.
7. Гурський М.Д., Кучеренко С.М. Біомембранологія. – Київ, Вища школа, 1993. – 260 с.
8. Кантор Ч., Шиммел П. Биофизическая химия. – М.: Мир, 1984. – 1985. – Т. 1-3.
9. Костюк П.Г. и др. Биофизика. – Киев, Наука, 1988. – 376 с.
10. Котык А., Яначек К. Мембранный транспорт. – М.: Мир, 1980. – 341 с.
11. Ливенцев Н.М. Курс физики. М:Высшая школа, 1978. – Т. 1. – С. 188-199. – Т. 2. – С. 172-181.
12. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1999. – С.315–318; 337–347.

13. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1987. – С. 323-324, 402-403, 411-413.
14. Рубин А.Б. Биофизика. В 2-х кн. – М.: Высшая школа, 1987.
15. Тимофеев-Рессовский Н.В., Савич А.В., Шальной М.И. Введение в молекулярную радиобиологию. Физико-химические основы. – М.: Медицина, 1981. – 231 с.
16. Хилл А. Механика мышечного сокращения. – М., 1985.
17. Эссаулова И.А., Блохина М.Е., Гонцов Л.Д. Руководство к лабораторным работам по медицинской и биологической физике. М.: Высшая школа, 1987. – С. 198-201.