

ТЕРНОПІЛЬСЬКА ДЕРЖАВНА МЕДИЧНА АКАДЕМІЯ
ім. І.Я. ГОРБАЧЕВСЬКОГО

**Кафедра медичної інформатики
з курсом фізики та спецобладнання**

**ЛАБОРАТОРНИЙ ПРАКТИКУМ
З ФІЗИКИ**

Д.М. Москаль, В.Д. Дідух, Р.Б. Ладика

Тернопіль
“Укрмедкнига”

2000

ББК 22.3Я73
М82
УДК 530(075.8)

Москаль Д.М., Дідух В.Д., Ладика Р.Б.
М82 Лабораторний практикум з фізики: Посібник. – Тернопіль: Укрмед-
книга, 2000. – 188с.
ISBN 966-7364-82-8

Посібник містить апробовані в навчальному процесі лабораторні роботи з курсу медичної і біологічної фізики і призначений для студентів лікувального факультету. Опис кожної роботи включає короткі теоретичні відомості, методику виконання роботи і математичної обробки одержаних результатів, питання для самопідготовки і самоконтролю, вказана важливість теми, яка вивчається.

При виконанні лабораторних робіт студенти ознайомлюються з сучасною медичною апаратурою, яка використовується в діагностичному і лікувальному процесах, сучасними методами досліджень в лабораторіях та клініках та набудуть навичок, необхідних майбутньому лікарю.

ББК 22.3Я73
УДК 530(075.8)

ISBN 966-7364-82-8

© Москаль Д.М., Дідух В.Д.,
Ладика Р.Б., 2000

Зміст

Передмова	5
Елементи теорії похибок	6
Лабораторні роботи	17
1. Вивчення нормального закону розподілу випадкових величин.....	17
2. Визначення кореляційного співвідношення між ознаками.....	21
3. Визначення параметрів повітря.....	28
4. Вимірювання кров'яного тиску.....	35
5. Вивчення фізичних основ тональної аудіометрії.....	41
6. Визначення коефіцієнта поверхневого натягу рідини методами відриву краплини і кільця.....	47
7. Вивчення додавання взаємно перпендикулярних коливань.....	54
8. Термодинаміка біологічних систем.....	58
9. Вивчення мембранних потенціалів.....	66
10. Вивчення дії постійного електричного струму на біологічні об'єкти.....	73
11. Вивчення роботи транзисторного підсилювача.....	80
12. Вивчення роботи мультівібратора.....	87
13. Вивчення датчиків на прикладі термопари-датчика температури.....	93
14. Вивчення апарата для УВЧ-терапії.....	100
15. Вивчення роботи електрокардіографа.....	105
16. Визначення концентрації цукру у розчині поляризаційним методом.....	111
17. Визначення концентрації розчинів за допомогою рефрактометра.....	120
18. Визначення концентрації розчину за допомогою фотоелектроколориметра.....	125
19. Вивчення роботи гелій-неонового лазера.....	131
20. Визначення параметрів лінз.....	136
21. Визначення роздільної здатності корисного збільшення оптичного мікроскопа.....	142
22. Визначення розмірів малих тіл за допомогою біологічного мікроскопа.....	146

23. Визначення експозиційної дози за допомогою дозиметра.....	151
24. Комп'ютерна томографія.....	161
25. Вивчення будови і роботи кісткового денситометра ДРХ-А.....	165
26. Вивчення ультразвукового терапевтичного апарата.....	171
Література	177
Додаток	178
Таблиця №1. Фізичні величини.....	178
Таблиця №2. Основні фізичні константи.....	180
Таблиця №3. Співвідношення між одиницями.....	180
Таблиця №4. Відношення інтенсивностей (сил) звуку, виражені в дБ.....	181
Таблиця №5. Психрометрична таблиця.....	181
Таблиця №6. Тиск і густина насиченої пари при різних температурах.....	182
Таблиця №7. Поверхневий натяг води при різних температурах.....	182
Таблиця №8. Характеристики різних видів електромагнітного випромінювання.....	183
Таблиця №9. Значення функції Лапласа.....	183
Таблиця №10. Значення коефіцієнта Стьюдента.....	184
Таблиця № 11. Значення нормальної функції розподілу.....	186

ПЕРЕДМОВА

Програма курсу медичної і біологічної фізики як спеціального предмета містить прикладні медичні аспекти фізики, біофізики, електроніки і математики. Вони необхідні студентам-медикам як для вивчення інших навчальних дисциплін, так і для формування лікарського мислення на основі понять і категорій точних наук.

У практикумі подані лабораторні роботи, призначені для вивчення ходу збору інформації про процеси, які відбуваються в організмі, локальної дії на організм різних видів енергії з допомогою силових полів, моделювання різноманітних процесів, що відбуваються в організмі.

Методика виконання лабораторних робіт, аналіз і обробка отриманих результатів подані в тісному зв'язку з біологічними об'єктами та вимогами медицини. Кожна лабораторна робота містить короткі теоретичні відомості про досліджуване явище, будову і принципи дії приладів і апаратів, які використовуються при дослідженнях.

Частина 1

ЕЛЕМЕНТИ ТЕОРІЇ ПОХИБОК

Похибки вимірювання

Вимірювання фізичних величин – це процес, що має певну складність і залежить від роду вимірюваної величини, характеру використовуваної апаратури, методів вимірювання і, певною мірою, від самого дослідника. Вказані фактори можуть впливати на результати вимірювання і приводити до появи похибок, тобто до відхилення результату вимірювання від істинного значення вимірюваної величини.

За характером зміни похибки вимірювань поділяють на систематичні, випадкові та промахи.

Систематичні похибки зумовлені помилками методу або теоретичними помилками. Так, при розробці приладів або методів вимірювань спираються на теоретичні положення, які в реальних приладах можуть бути реалізовані лише з певним ступенем точності. Джерелом систематичних похибок можуть стати також зовнішні умови.

Випадкові похибки є наслідком випадкових впливів, які не підлягають контролю, на процес вимірювання. Вони можуть мати різну фізичну природу і по-різному впливати на результат вимірювання.

Промахи – це похибки вимірювань, які істотно перевищують похибку, очікувану за даних умов. Вони зумовлені як неуважністю дослідника, так і неправильним поведінням із засобами вимірювання. При підсумковій оцінці результатів вимірювання такі помилкові дані слід відкинути та провести повторне вимірювання.

Якщо в результаті вимірювань одержано абсолютно однакові значення вимірюваної величини, то за середню похибку вимірювань приймають інструментальну похибку приладу. Ця похибка дорівнює половині ціни найменшої поділки відлікової шкали даного приладу. Якщо для обчислення результатів застосовують постійні або табличні величини, то за їх абсолютну похибку береться половина розряду, що йде за останньою значущою цифрою (наприклад, для $\pi=3,14$ абсолютна похибка $\Delta\pi$ дорівнює 0, 005).

Вимірювання фізичних величин полягає в порівнянні їх з еталоном, які приймаються за одиниці мір цих величин. Вимірювання, здійснені безпосередньо за допомогою вимірювальних приладів, називаються прямими. Проте частіше доводиться визначати величини, які виміряти безпосередньо неможливо (питома теплоємність, коефіцієнт термопари тощо). Для таких фізичних величин потрібно знати функціональну залежність від величин, вимірюваних безпосередньо. Такі вимірювання називаються посередніми.

Недосконалість вимірювальних приладів і методів вимірювання, а також недосконалість людських органів чуття вносять певні корективи у процес вимірювання, тому знайдені значення вимірювальних величин є лише наближеними.

Випадкові похибки можуть бути зумовлені як об'єктивними, так і суб'єктивними причинами:

1. Впливом зовнішнього середовища (змінюючи параметрів повітря, змінами напруги в електричній мережі).
2. Недосконалістю наших органів чуттів, психологічними чинниками.

За способом вираження, змістом і критерієм оцінки точності вимірювання, похибки поділяються на абсолютні і відносні.

Абсолютна похибка вимірювання – похибка вимірювання, що має розмірність вимірюваної величини і характеризує точність окремого вимірювання:

$$\Delta x_i = x - x_i,$$

де x_i – значення, здобуте при одному з вимірювань;
 x – істинне значення вимірюваної величини.

Оскільки значення x залишається невідомим, можна лише наближено оцінити похибку вимірювання. Запис $x = 0,54 \pm 0,02$ мм означає, що вимірювана величина x знаходиться в межах $0,52 \leq x \leq 0,56$ мм.

Абсолютна похибка вимірювань не характеризує повністю точність вимірювань, тому що важливим є не тільки значення Δx , але й те, яку частину вимірюваної величини вона становить. Для оцінки точності вимірювання знаходять відносну похибку, тобто визначають, яку частину складає середня абсолютна похибка від середнього значення вимірюваної величини:

$$E = \pm \frac{\overline{\Delta x}}{x},$$

часто відносну похибку подають у процентах:

$$E = \pm \frac{\overline{\Delta x}}{x} \cdot 100\%.$$

Величина x буде виміряна тим точніше, чим менший інтервал, в якому знаходиться її істинне значення, і чим менша середня абсолютна похибка E .

Точність вимірювань (ϵ) визначається як якість вимірювання, що відображає близькість виміряного значення до істинного значення вимірюваної величини:

$$\epsilon = \frac{x}{\overline{\Delta x}}.$$

Відтворюваність вимірювань – це якість вимірювання, що відображає близькість один до одного його результатів, здобутих у різний час, в різних місцях і різними методами та засобами

Способи обчислення похибок

1. Спосіб середніх.

Цей спосіб ґрунтується на відшуканні середнього арифметичного значення величини, вимірювання якої відбулося декілька разів.

Приклад 1. Мікрометром з точністю 0,01 мм виміряно п'ять разів діаметр металевого прута в різних місцях по його довжині. Одержано такі результати: $d_1=12,18$ мм; $d_2=12,22$ мм; $d_3=12,13$ мм; $d_4=12,17$ мм; $d_5=12,25$ мм.

Обчислимо середнє значення діаметра прута

$$d_c = \frac{1}{5} \sum d_i = 12,19 \text{ мм}$$

Кожний із результатів вимірювань буде більший або менший від знайденого середнього значення. Знайдемо абсолютну похибку кожного вимірювання:

$$\Delta d_1 = |d_c - d_1| = 0,01 \text{ мм},$$

$$\Delta d_2 = |d_c - d_2| = 0,03 \text{ мм},$$

$$\Delta d_3 = |d_c - d_3| = 0,06 \text{ мм},$$

$$\Delta d_4 = |d_c - d_4| = 0,02 \text{ мм},$$

$$\Delta d_5 = |d_c - d_5| = 0,06 \text{ мм},$$

Середня абсолютна похибка

$$\bar{\Delta} d_c = \frac{1}{5} \bar{\Delta} d_i = \pm 0,04 \text{ мм}.$$

Перед знайденим значенням середньої абсолютної похибки треба ставити знаки (\pm) тому, що вона внаслідок своєї випадковості рівнозначно може впливати на результат вимірювання як у бік його зменшення, так і збільшення.

Таким чином, значення діаметра металевого прута d буде перебувати в межах

$$(12,19 + 0,04) \text{ мм} > d > (12,19 - 0,04) \text{ мм}.$$

Остаточний результат вимірювання діаметра

$$d = (12,19 \pm 0,04) \text{ мм},$$

або в загальному вигляді $d = (d_c \pm \Delta d_c)$ одиниць вимірювання.

Обчислимо середню відносну похибку вимірювання діаметра прута

$$E_c = \pm \frac{\bar{\Delta} d_c}{d_c} \cdot 100 \% = \pm \frac{0,04}{12,19} \cdot 100 \% = \pm 3 \%$$

2. Спосіб обчислення похибок посередніх вимірювань.

Якщо x_1, x_2, x_3 – безпосередньо вимірювані фізичні величини, а $\Delta x_1, \Delta x_2, \Delta x_3$ – їхні абсолютні похибки, то для окремих видів функцій $y = f(x_1, x_2, x_3)$ максимальні похибки визначаються за формулами, наведеними в табл. 1

Похибки посередніх вимірювань визначаються за похибками вимірюваних величин. Безпосередньо вимірювані величини вважатимемо аргументами, а посередньо вимірювані – функціями: $y = f(x_1, x_2, \dots, x_n)$.

Якщо посередньо вимірювана величина є функцією багатьох аргументів, то абсолютну похибку обчислюватимемо за формулою

$$\bar{\Delta} y = \sqrt{\sum_{i=1}^n \left(\frac{\partial f}{\partial x_i} \bar{\Delta} x_i \right)^2}.$$

Для оцінки відносної похибки використовуємо формулу

$$E = \pm \sqrt{\sum_{i=1}^n \left(\frac{\partial}{\partial x_i} \ln f \bar{\Delta} x_i \right)^2}.$$

Таблиця 1. Обчислення похибок

№ п/п	Операція	Похибки	
		абсолютна	відносна
1	$N=A\pm B\pm C$	$\pm(\Delta A+\Delta B+\Delta C+\dots)$	$\pm \frac{\Delta A+\Delta B+\Delta C+\dots}{A+B+C}\dots$
2	$N=A-B$	$\pm(\Delta A+\Delta B)$	$\pm \frac{\Delta A+\Delta B}{A-B}$
3	$N=A \cdot B$	$\pm(A\Delta B+B\Delta A)$	$\pm\left(\frac{\Delta A}{A} + \frac{\Delta B}{B}\right)$
4	$N=A^n$	$\pm nA^{n-1}\Delta A$	$\pm n \frac{\Delta A}{A}$
5	$N = \frac{A}{B}$	$\pm \frac{B\Delta A + \Delta B A}{B^2}$	$\pm\left(\frac{\Delta A}{A} + \frac{\Delta B}{B}\right)$
6	$N = \sqrt[n]{A}$	$\pm \frac{1}{n} A^{\frac{1}{n}-1} \Delta A$	$\pm \frac{1}{n} \frac{\Delta A}{A}$
7	$N = \sin A$	$\pm \cos A \Delta A$	$\pm \operatorname{ctg} A \Delta A$
8	$N = \cos A$	$\pm \sin A \Delta A$	$\pm \operatorname{tg} A \Delta A$

Приклад 2. Отримати вираз для абсолютної і відносної похибки вимірювання густини твердого тіла циліндричної форми за його масою і геометричними розмірами. Запишемо формулу

$$\tilde{n} = \frac{m}{\delta R^2 h}; (\rho=f(m, R, h)),$$

де m – маса тіла; R – радіус основи; h – висота циліндра. Нехай Δm , ΔR , Δh – середні абсолютні похибки, здобуті при вимірюванні цих величин.

Прологарифмувавши вираз для густини циліндра і визначивши повний диференціал логарифма, матимемо

$$\frac{\partial \tilde{n}}{\tilde{n}} = d(\ln \tilde{n}) = d(\ln m) - 2d(\ln R) - d(\ln h) = \frac{dm}{m} - \frac{2dR}{R} - \frac{dh}{h}.$$

Далі

$$\ddot{\Delta} \tilde{n} = \pm \sqrt{\left(\frac{\partial \tilde{n}}{\partial m} \ddot{\Delta} m\right)^2 + \left(\frac{\partial \tilde{n}}{\partial R} \ddot{\Delta} R\right)^2 + \left(\frac{\partial \tilde{n}}{\partial h} \ddot{\Delta} h\right)^2} = \pm \sqrt{\left(\frac{\ddot{\Delta} m}{\delta R^2 h}\right)^2 + \left(\frac{2m \ddot{\Delta} R}{\delta R^3 h}\right)^2 + \left(\frac{m \ddot{\Delta} h}{\delta R^2 h^2}\right)^2}$$

$$E = \pm \frac{\ddot{A}\ddot{n}}{\ddot{n}} = \pm \sqrt{\left(\frac{\partial}{\partial m} \ln \ddot{n} \ddot{A} m\right)^2 + \left(\frac{\partial}{\partial R} \ln \ddot{n} \ddot{A} R\right)^2 + \left(\frac{\partial}{\partial h} \ln \ddot{n} \ddot{A} h\right)^2};$$

$$\frac{\partial}{\partial m} \ln \ddot{n} \ddot{A} m = \frac{\ddot{A} m}{m}; \quad \frac{\partial}{\partial R} \ln \ddot{n} \ddot{A} R = -\frac{2\ddot{A} R}{R}; \quad \frac{\partial}{\partial h} \ln \ddot{n} \ddot{A} h = \frac{\ddot{A} h}{h};$$

$$E = \pm \frac{\ddot{A}\ddot{n}}{\ddot{n}} = \pm \sqrt{\left(\frac{\ddot{A} m}{m}\right)^2 + 2\left(\frac{\ddot{A} R}{R}\right)^2 + \left(\frac{\ddot{A} h}{h}\right)^2}.$$

3. Спосіб оцінки величини випадкової похибки за допомогою середньої квадратичної похибки (Sn).

Для оцінки точності результату вимірювання значення фізичної величини використовують такі характеристики: надійний інтервал та гранична (надійна) похибка середнього арифметичного.

Надійний інтервал – це інтервал, який містить істинне значення вимірюваної фізичної величини x із заданою імовірністю α , яка називається надійною імовірністю (або коефіцієнтом надійності).

При цьому справедливий вираз

$$P(x_{cp} - \Delta \leq x \leq x_{cp} + \Delta) = \alpha,$$

де Δ – гранична похибка x_{cp} , яка дорівнює половині надійного інтервалу,

$$\Delta = f(\alpha, k) S_{x_{cp}},$$

де $S_{x_{cp}}$ – оцінка стандартного відхилення x_{cp} , яка обчислюється за формулою

$$S_{x_{cp}} = \sqrt{\frac{1}{n(n-1)} \sum_{i=1}^n (x_i - x_{-p})^2};$$

$f(\alpha, k)$ – нормований коефіцієнт Стьюдента (див. Додатки: табл. 10); k – число ступенів вільності (для знаходження коефіцієнта Стьюдента $f(\alpha, k)$ число ступенів вільності беруть таким, що дорівнює $n-1$ при обробці однієї групи вимірювань з n спостережень).

Результати вимірювань записують так:

$$x = x_{-p} \pm \ddot{A} = x_{-p} \pm f(\ddot{\alpha}, k) S_{x_{-p}}.$$

Коефіцієнт Стьюдента залежить від надійної імовірності та кількості вимірювань і справедливий для малого числа вимірювань $n \geq 2$.

Приклад 3. Нехай проведено 6 вимірювань товщини пластини штангенциркулем. Результати вимірювань наведено в табл. 2.

Таблиця 2. Результати вимірювань

№ п./п	Результат спостереження, d_i , мм	Відхилення від середнього арифметичного, Δd_i , мм	Квадрат відхилень від середнього арифметичного, Δd_i^2 , мм ²
1	30, 1	+0, 1	0, 01
2	30, 0	0	0
3	30, 1	+0, 1	0, 01
4	29, 8	-0, 2	0, 04
5	29, 9	-0, 1	0, 01
6	30, 1	+0, 1	0, 01

Обробку результатів вимірювань виконуємо у такій послідовності:

1. Обчислюємо середнє арифметичне товщини пластини $d_{cp}=30,0$ мм.
2. Обчислюємо Δd_i , Δd_i^2 і записуємо їх у таблицю.
3. Обчислюємо оцінку середнього квадратичного відхилення результату вимірювання за формулою

$$S_{d_{cp}} = \sqrt{\frac{1}{n(n-1)} \sum_{i=1}^n (d_i - d_{cp})^2} = \sqrt{\frac{1}{6 \cdot 5} \cdot 0,08 \text{ мм}^2} \approx 0,04 \text{ мм} .$$

4. Обчислюємо надійні межі випадкової похибки результату вимірювання при $\alpha=0, 95$.

При $n=6$ і $\alpha=0, 95$ коефіцієнт Стьюдента $f(\alpha, k)=2, 60$.

Тоді, згідно з формулою

$$\Delta d = f(\alpha, k) S_{d_{cp}} = t(\alpha, k) S_{d_{cp}},$$

маємо $\Delta d = 2,60 \cdot 0,04 = 0,1$ мм.

Результат вимірювань записуємо так: $d=(30, 0 \pm 0,1)$ мм при $\alpha=0, 95$.

Границя відносної середньої квадратичної похибки

$$E = \pm \frac{\Delta d}{d} \cdot 100 \% = \pm \frac{0,1}{30} \cdot 100 \% = \pm 3,3 \% .$$

Наближені обчислення

Точність обчислень результатів вимірювання має відповідати точності вимірювання.

Виконуючи математичні операції над наближеними числами, слід дотримуватися таких правил:

а) при додаванні та відніманні результат повинен зберігати стільки десяткових знаків, скільки їх має число з найменшою кількістю десяткових знаків, і всі доданки потрібно заокруглювати, наприклад:
 $54,27+0,8+2,14\approx 54,3+0,8+2,1\approx 57,2$;

б) під час множення та ділення результат повинен зберігати стільки значущих цифр, скільки їх має число з найменшою кількістю значущих цифр, наприклад:
 $35,9 \cdot 5,3472\approx 35,9\cdot 5,35\approx 192,065\approx 192$; $1\div 273\approx 0,0037\approx 0,004$;

в) при добуванні коренів у кінцевому результаті слід залишати стільки значущих цифр, скільки їх має підкореневе наближене число. Наприклад:

$$\sqrt{2,29} \approx 1,513 \approx 1,51$$

г) знаходячи логарифм наближеного числа, потрібно брати з таблиць стільки значущих цифр, скільки їх має це число. Наприклад: $\lg 77, 23\approx 2$, $8878\approx 2, 888$.

Побудова графіків

Крім чисельного подання, при обробці результатів вимірювань, широко використовується графічне, яке наочно вказує на характер зміни досліджуваної величини і таким чином полегшує аналіз одержаної залежності. Тому графіки використовують для порівняння експериментальних та теоретичних залежностей, для встановлення емпіричних формул і т. п.

Для побудови графіка використовують прямокутну систему координат, в якій прийнято по осі абсцис (вісь x) відкладати значення незалежної змінної (аргументу), а по осі ординат (вісь y) – залежної змінної (функції). Біля кожної осі необхідно написати позначення відповідної величини і одиниці, в яких вона вимірюється. Масштаб по кожній осі може бути будь-який. Для того, щоб площа між координатними осями використовувалась раціонально, у початку відліку кожної з осей поміщують точку з координатою, рівною або меншою найменшого із значень змінної, одержаного в експерименті. Кінець відліку кожної з осей тоді буде визначатись найбільшим значенням відповідної змінної.

Креслити осі координат треба тоншими лініями, а графіки – більш товстими. Експериментальні точки позначаються кружечками, хрестиками й іншими позначками. Якщо в одній координатній системі зображено декілька залежностей, то їх позначки обов'язково повинні відрізнятися. Графіки, які частково накладаються, будують штриховими чи штрих-пунктирними лініями.

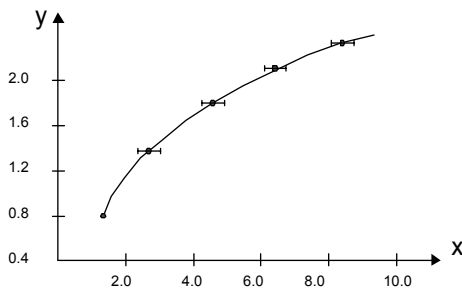


Рис 1.

При побудові графіків обмежуються нанесенням точок, а потім креслять криву так, щоб вона проходила якомога ближче до всіх експериментальних точок і щоб приблизно однакове число точок було по обидві сторони лінії. Крива не може виходити за межі нанесених відрізків (абсолютних похибок для аргументу x) (див. мал.1).

Такі ж відрізки можна вказати і для y як функції. Половина довжини такого вертикального відрізка дорівнювала б значенню абсолютної похибки Δy для кожної точки.

Графік дозволяє виявити ті вимірювання, які були виконані неправильно. Якщо яка-небудь точка сильно випадає із графіка, то її потрібно відкинути і дане вимірювання повторити. Користуючись графіком, можна в межах проведених вимірювань знаходити значення величини y для тих значень x , які безпосередньо не спостерігались (інтерполяція).

Електричні вимірювання

Зупинимось коротко на особливостях проведення електричних вимірювань. У багатьох випадках перед початком вимірювань студент повинен зібрати електричне коло. При цьому слід пам'ятати, що при збиранні електричного кола джерело струму приєднується в останню чергу, а при розбиранні – від'єднується в першу. Перед подачею напруги необхідно перевірити правильність сполучення елементів кола, поставити всі регулятори в положення, що відпові-

дають найменшим значенням напруги і струму, включити багатодіапазонні прилади на максимальні значення вимірюваних величин.

Забороняється збирати чи розбирати електричне коло або ремонтувати схему при включеній напрузі, залишати без нагляду під'єднані до мережі прилади.

Вимірювання електричних величин проводиться електровимірювальними приладами. Основними характеристиками таких приладів є чутливість S і ціна поділки C .

Чутливість – це відношення лінійного чи кутового переміщення покажчика приладу ΔK до зміни вимірюваної величини Δx , що викликала до переміщення: $S = \Delta K / \Delta x$. Чутливість показує, скільки поділок відлікової шкали вимірювального приладу відповідають одній одиниці вимірюваної величини. Величину, обернену до чутливості,

$$C = \frac{1}{S} = \frac{\Delta x}{\Delta K},$$

називають ціною поділки приладу, яка показує значення вимірюваної величини, що викликає відхилення покажчика на одну поділку. Для приладів із рівномірною шкалою ціна поділки дорівнює різниці значень двох сусідніх міток шкали. Щоб знайти її, треба різницю ΔX між максимальним і мінімальними показаннями шкали приладу

поділити на кількість поділок шкали: $N : C = \frac{\Delta X}{N}$. Якщо прилад має нерівномірну шкалу або декілька шкал чи діапазонів вимірювання,

то ціна поділки знаходиться так: $C = \frac{X_{\max}}{N}$, де X_{\max} – граничне значення величини X , яке можна виміряти при даному включенні приладу.

Прилад вимірює величину з деякою похибкою. Для характеристики точності електровимірювальних приладів користуються зведеною похибкою, під якою розуміють відношення максимальної абсолютної похибки приладів даного типу до максимального значення вимірюваної величини: $E_{\text{зв}} = \pm \frac{\Delta X}{X_{\max}}$. Зведену похибку приладу можна визначити з класу точності α , що позначений на панелі приладу $\alpha \geq E_{\text{зв}} \cdot 100$. Знаючи клас точності приладу, можна знайти абсолютну і відносну похибки вимірювань:

$$\Delta X_{\max} = \frac{\hat{\alpha} X_{\max}}{100}; E = \pm \frac{\Delta X_{\max}}{X_{\text{вим}}} \cdot 100\%$$

Електровимірювальні прилади бувають таких класів:
 0,05; 0,1; 0,2 – зразкові прилади, призначені для перевірки і градування приладів;
 0,5; 1,0 – лабораторні прилади масового користування;
 1,5; 2,5; 4,0 – технічні прилади, контролюючі.

Приклад. Вольтметр класу точності 0,5 має нерівномірну шкалу з максимальною кількістю поділок $N=150$. Для проведення вимірювань включений діапазон “7,5 В”, стрілка приладу показує $n=35$ поділок.

Для знаходження результату вимірювань визначимо ціну поділки даного діапазону та значення вимірюваної напруги:

$$C = \frac{U_{\max}}{N} = \frac{7,5 \text{ В}}{150 \text{ под.}} = 0,05 \text{ В/под.}$$

$$U_{\text{вим}} = cn = 0,05 \text{ В/под.} \cdot 35 \text{ под.} = 1,75 \text{ В}$$

За класом точності визначимо абсолютну і відносну похибки:

$$\Delta U = \pm \frac{\hat{\alpha} U_{\max}}{100} = \pm \frac{0,5 \cdot 7,5 \text{ В}}{100} = \pm 0,0325 \text{ В};$$

$$E = \frac{\Delta U}{U_{\text{вим}}} \cdot 100\% = \frac{0,0325 \text{ В} \cdot 100\%}{1,75} \approx 1,20\%$$

Остаточний результат:

$$U = (1,75 \pm 0,03) \text{ В}; E = 1,20\%$$

Виконання робіт лабораторного практикуму сприяє глибшому розумінню теоретичного матеріалу, активізує мислення, сприяє виробленню навиків експерименту та науково-дослідної роботи.

Частина 2

Лабораторна робота №1 ВИВЧЕННЯ НОРМАЛЬНОГО ЗАКОНУ РОЗПОДІЛУ ВИПАДКОВИХ ВЕЛИЧИН

Основою наукового пізнання навколишнього світу є спостереження і експериментальні дослідження. Вимірювання дають кількісну оцінку явищам, які відбуваються в природі, тому в процесі їх проведення велика увага приділяється їх точності. Серед похибок вимірювань важливе значення мають випадкові похибки, які обумовлені неточністю відліків і недосконалістю наших органів відчуття. Уникнути їх в експерименті неможливо. Проте теорія похибок, яка ґрунтується на теорії імовірності, дозволяє зменшити вплив випадкових похибок на кінцевий результат досліджень. Крім того, при проведенні медико-біологічних досліджень велику роль відіграє мінливість багатьох характеристик (структури, функцій) біосистем.

Одним із найбільш плідних способів опису характеру мінливості випадкової величини є застосування нормального закону розподілу Гауса, який знайшов широке застосування при вивченні медико-біологічних явищ.

Мета роботи: експериментально дослідити розподіл Гауса.

Теоретичні відомості

Законом розподілу випадкової величини називається співвідношення, яке встановлює зв'язок між можливими значеннями випадкової величини та імовірностями їх появи. Серед багатьох законів розподілу особливе місце займає нормальний закон розподілу Гауса. Він є граничним законом, до якого наближаються всі інші при проведенні великого числа дослідів. Цей закон характеризується густиною імовірності розподілу

$$f(x) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{(x-\mu)^2}{2\sigma^2}}, \quad (1.1)$$

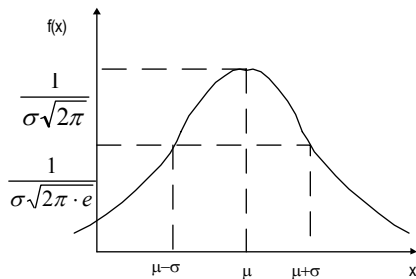
де $\sigma^2=D$ – дисперсія, яка характеризує розсіювання випадкової величини x навколо значення, яке відповідає математичному сподіванню μ випадкової величини, σ – середнє квадратичне відхилення. Величина μ визначається за формулою

$$\mu = \sum_{j=1}^n x_j p_j = \frac{\sum_{j=1}^n x_j m_j}{n}, \quad (1.2)$$

де n – число проведених дослідів, m_j – число дослідів, у яких спостерігалось значення випадкової величини, p_j – ймовірність появи x_j .

Дисперсія визначається за формулою

$$D = \sigma^2 = \sum_{i=1}^n (x_i - \mu^2) p_i. \quad (1.3)$$



Мал. 1.

Графік густини нормального розподілу називають кривою Гауса або нормальною кривою (див. рис.1.1).

Форма нормальної кривої не залежить від параметра μ . При різних μ має місце лише паралельне перенесення кривої вздовж осі абсцис. Залежність форми нормальних кривих від параметра σ при $\mu=0$ зображено на рис.1.2.

Властивості імовірності розподілу:

1. Функція означена, неперервна і додатна по всій числовій осі.
2. $\lim_{x \rightarrow \pm\infty} f(x) = 0$.
3. Графік симетричний відносно прямої: $x=\mu$
4. Функція має максимум в точці $\left(\mu; \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi \cdot e}}\right)$.
5. Точки перегину мають координати $\left(\mu - \sigma; \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi \cdot e}}\right); \left(\mu + \sigma; \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi \cdot e}}\right)$.

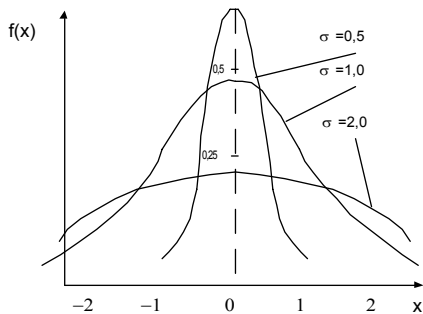


Рис. 1.2.

Функція розподілу для нормально розподіленої випадкової величини має вигляд:

$$F(x) = \int_{-\infty}^x f(x) dx = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^x e^{-\frac{(x-\mu)^2}{2\sigma^2}} dx. \quad (1.4)$$

Позначимо: $\frac{x-\mu}{\sigma} = t$. Враху-

вавши, що $dx = \sigma dt$, отримаємо

$$F(x) = \frac{1}{\sqrt{2\delta}} \int_{-\infty}^{\frac{x-\mu}{\sigma}} e^{-\frac{t^2}{2}} dt = \Phi(t) = \Phi\left(\frac{x-\mu}{\sigma}\right). \quad (1.5)$$

Відзначимо, що $\Phi^*(-t) = 1 - \Phi^*(t)$. Значення $\Phi^*(t)$ беруться з таблиці (див. Додаток: таблиця №11).

Приклад. Випадкова величина X розподілена за нормальним законом, для якого $\mu = 30, \sigma = 10$. Знайти імовірність того, що X прийме значення, менше 10.

$$F(x) = \Phi\left(\frac{x-\mu}{\sigma}\right), F(10) = \Phi\left(\frac{10-30}{10}\right) = \Phi^*(-2); \Phi^*(-2) = 1 - \Phi^*(2) = 0,0228$$

Імовірність попадання випадкової величини X в ділянку значень x , розміщених між числами x_1, x_2 , буде:

$$P(x_1 < x < x_2) = F(x_2) - F(x_1) = \Phi\left(\frac{x_2-\mu}{\sigma}\right) - \Phi\left(\frac{x_1-\mu}{\sigma}\right). \quad (1.6)$$

Відзначимо, що $\Phi(-t) = 1 - \Phi(t)$. Значення $\Phi(t)$ беруться з таблиці (див. Додаток: таблиця № 9)

Знайдемо імовірність того, що випадкова величина X попаде в інтервал $(\mu - \sigma, \mu + \sigma)$

$$P(\mu - \sigma < x < \mu + \sigma) = \Phi\left(\frac{\mu + \sigma - \mu}{\sigma}\right) - \Phi\left(\frac{\mu - \sigma - \mu}{\sigma}\right) = \Phi(1) - \Phi(-1) = 0,6826$$

Імовірність того, що випадкова величина буде знаходитись в інтервалі $(\mu - 2\sigma, \mu + 2\sigma)$, рівна:

$$P(\mu - 2\sigma < x < \mu + 2\sigma) = \Phi\left(\frac{\mu + 2\sigma - \mu}{\sigma}\right) - \Phi\left(\frac{\mu - 2\sigma - \mu}{\sigma}\right) = \Phi(2) - \Phi(-2).$$

Імовірність того, що випадкова величина попаде в інтервал $(\mu - 3\sigma, \mu + 3\sigma)$, знаходимо аналогічно:

$$P(\mu - 3\sigma < x < \mu + 3\sigma) = \Phi(3) - \Phi(-3) = 0,9972.$$

Звідси випливає, що імовірність того, що відхилення за абсолютною величиною перевищить потроєне середнє квадратичне, дуже мала, а саме дорівнює 0,0028.

Правило трьох сигм: якщо випадкова величина розподілена за нормальним законом, то відхилення цієї величини від середнього значення за абсолютною величиною не перевищує потроєного середнього квадратичного відхилення.

Порядок виконання роботи

1. Перетворити вказані викладачем числові значення вимірної величини в упорядкований статистичний ряд.

Для цього знаходять мінімальне і максимальне числові значення вимірної величини і записують всі її значення у порядку зростання від X_{\min} до X_{\max} . Далі весь діапазон значень від X_{\min} до X_{\max} розбити на 5 рівних інтервалів завширшки:

$$\Delta x = \frac{x_{\max} - x_{\min}}{5}.$$

Верхню границю кожного із 5 інтервалів знайти за формулою

$$x_{\max} = x_{\min} + i\Delta x,$$

де $i=1, 2, 3, 4, 5$. При цьому нижня границя наступного інтервалу дорівнює верхній межі попереднього.

2. Знайти число m_i , статистичну імовірність $P_i = m_i/50$ і середнє арифметичне значення шуканих величин, які попали у відповідний інтервал:

$$\bar{x}_i = \frac{\sum_{i=1} x_i}{m_i}.$$

Усі дані занести в таблицю

№ інтервалу	Нижня границя x_{\min}	Верхня границя x_{\max}	m_i	P_i	\bar{x}_i	$P_i \bar{x}_i$
1						
...						
5						
Σ						

1. Знайти математичне сподівання μ за формулою (1.2), просумувавши дані останнього стовпчика таблиці.

2. Обчислити дисперсію і середнє квадратичне відхилення.

3. Обчислити для кожного інтервалу параметри t_1 і t_2 . За таблицею (Додатки: таблиця №9) знайти відповідні значення функції $\Phi(t)$, а за формулою (1.6) – імовірність попадання випадкової величини у заданий інтервал виміряних значень.

4. На аркуші міліметрового паперу побудувати експериментальний $P_i(x_i)$ і теоретичний $P_{\text{теор.}}(x_i)$ розподіл імовірності попадання вимірюваної величини у відповідний інтервал числових значень.

Завдання для самостійної роботи

1. Дискретні і неперервні випадкові величини.
2. Імовірність випадкової величини.
3. Математичне сподівання, дисперсія і середнє квадратичне відхилення випадкової величини.
4. Закон розподілу випадкової величини і способи його задання.
5. Нормальний закон розподілу випадкової величини, графік і особливості нормального розподілу випадкової величини.

Лабораторна робота № 2

ВИЗНАЧЕННЯ КОРЕЛЯЦІЙНОГО СПІВВІДНОШЕННЯ МІЖ ОЗНАКАМИ

У міру складності зв'язків і їх широкої різноманітності в медицині і біології таке поняття, як функція, не може виступати достатнім інструментом розкриття не тільки змісту, але й самої форми залеж-

ностей для багатьох практично важливих випадків. І тут на допомогу приходять методи кореляції. Термін “кореляція” походить від англійського слова “correlation” – співвідношення, відповідність. Кореляція являє собою розділ математичної статистики, що розв’язує дві задачі:

1. Задача про визначення форми зв’язку між досліджуваними факторами об’єкта.

2. Задача встановлення сили цього зв’язку або, як кажуть, тісноти кореляційних факторів.

Мета роботи: вивчення деяких кореляційних методів обробки результатів біологічних дослідження.

Приклади і матеріали: мікрокалькулятори, ПК.

Теоретичні відомості

При вивченні залежностей між кількісними факторами досліджуваних об’єктів вибіркові дані отримуємо у вигляді варіаційних рядів, що, в свою чергу, приводить до табличного задання залежності між ними. На основі таких даних можна будувати хмарки точок і, враховуючи їх структуру, знаходити емпіричні формули для шуканої залежності.

У теорії кореляції для знаходження емпіричних формул в основному користуються так званим методом найменших квадратів. Розглянемо ідею методу для побудови емпіричних формул. Нехай одержали вибіркових пар значень кількісних факторів Y та X , які розташовані в такій таблиці:

Y	Y_1	Y_2	Y_3	Y_n
X	X_1	X_2	X_3	X_n

Нехай хмарка точок має таку структуру, що можемо передбачити лінійний зв’язок між факторами Y та X : $Y = kX + b$, з такими k і b , щоб відповідна пряма на координатній площині проходила якнайближче до всіх точок хмарки разом.

Провести пряму через усі точки з координатами (X, Y) майже завжди неможливо. Це можна пояснити так:

а) вимірювання значень Y абсолютно точні, але гіпотеза про лінійний вплив фактора X на Y не зовсім відповідає дійсності;

б) гіпотеза про лінійний вплив X на Y справедлива, але вимірювання Y мають систематичну похибку;

в) одночасно наявні похибки в гіпотезі про лінійність впливу фактора X та при вимірюванні значень фактора Y .

В силу сказаного, між ординатами Y_i точок, які лежать на прямій, і точок (X_i, Y_i) вибіркової пари при умові рівності абсцис завжди буде деяка різниця:

$$\Delta_i = y_i - Y_i = y_i - kX_i - b. \quad (2.1)$$

Величина Δ_i називається нев'язкою, і виникає задача про мінімізацію всіх нев'язок. Здавалось би, що мова йде про мінімізацію

сумарної нев'язки $\Delta = \sum_{i=1}^n \Delta_i$, але в міру того, що нев'язки входять в суму з різними знаками і можуть взаємно погашатись, мінімізують суму їх квадратів, яка має вигляд:

$$\Delta^2 = \sum_{i=1}^n \Delta_i^2 = \sum_{i=1}^n (y_i - kX_i - b)^2. \quad (2.2)$$

З виразу (2.2) видно, що квадрат нев'язки являє собою функцію

двох аргументів k та b . Знайшовши частинні похідні $\frac{\partial \Delta^2}{\partial k}$, $\frac{\partial \Delta^2}{\partial b}$, умо-

ву мінімуму можна записати так:

$$\begin{aligned} \left(\sum_{i=1}^n X_i^2 \right) \cdot k + \left(\sum_{i=1}^n X_i \right) \cdot b &= \sum_{i=1}^n y_i \cdot X_i; \\ \left(\sum_{i=1}^n X_i \right) \cdot k + n \cdot b &= \sum_{i=1}^n y_i. \end{aligned} \quad (2.3)$$

Умова (2.3) являє собою систему двох лінійних алгебраїчних рівнянь з двома невідомими k та b , яку називають системою каноніч-

них рівнянь методу найменших квадратів. Знайдені з системи (2.3) значення k і b підставляємо у вираз $y = kX + b$ і одержуємо шукану емпіричну формулу.

Зв'язки між ознаками реальних об'єктів природи складні та багатогранні, але завжди при їх дослідженні ставиться певна мета: як зміна деяких ознак впливає на стан інших. При цьому прийнято першу групу ознак називати факторіальними, а іншу, похідну від неї, – результативними. У медичних дослідженнях нерідко трапляються такі ситуації, коли факторіальні ознаки явно впливають не на окремі значення результативної ознаки, а на її середнє значення.

Означення. Будемо говорити, що між ознаками X та Y деякого об'єкта існує кореляційний зв'язок, якщо умовні середні цих ознак знаходяться у функціональному зв'язку з відповідними факторіальними ознаками, тобто

$$\bar{Y} = f(X) \quad (2.4)$$

або

$$X = \varphi(Y). \quad (2.5)$$

Вирази (4), (5) слід розглядати як рівняння. Їх називають *рівняннями регресії*.

Означення. Кореляція називається прямолінійною, якщо всі її функції регресії лінійні, і криволінійною – в протилежному випадку, тобто тоді, коли хоча б одна з функцій регресії нелінійна.

Приклад. В результаті медогляду групи студенток першого курсу одержано такі дані:

№ п/п	1	2	3	4	5	6	7	8	9
Прізвище									
Вік, років	19	21	20	22	21	19	18	18	21
Маса, кг	58	61	59	58	57	59	58	56	63

Будемо вважати вік факторіальною ознакою X , а масу – результативною Y . Окремі означення як факторіальних, так і результативних ознак можуть повторюватись. Тому їх доцільно групувати за допомогою так званої кореляційної таблиці:

	56	57	58	59	61	63	n_y
18	1	-	-	-	-	-	1
19	-	-	2	1	-	-	3
20	-	-	-	1	-	-	1
21	-	1	-	-	1	1	3
22	-	-	1	-	-	-	1
n_x	1	1	3	2	1	1	9

У наведеній таблиці виписано всі ознаки факторіальні X та результативні Y . Вказано частоту ознак (наприклад, частота ознаки $Y_3=58$ дорівнює 3, ознаки $X_1=18$ дорівнює 1 і т. д.), частоту пар ознак (пара (19, 58) зустрілася 2 рази, пара(20,59) – 1 раз). Крім того, у правому нижньому кутку виписано об'єм вибірки ($n=9$).

На основі прикладу можна зробити висновок: кореляційна таблиця дає інформацію про частоти окремих ознак (n_x, n_y), частоту пар ознак n_{xy} , величину самих ознак X_i, Y_i , об'єм вибіркової сукупності n .

Зрозуміло, що у випадку, коли дані задаються кореляційною таблицею, канонічні рівняння методу найменших квадратів мають вигляд (2.3), але з врахуванням відповідних частот

$$\left(\sum_{i=1}^n X_i^2 \cdot n_{X_i} \right) \cdot k + \left(\sum_{i=1}^n X_i \cdot n_{X_i} \right) \cdot b = \sum_{i=1}^n n_{XY} \cdot X_i \cdot Y_i$$

$$\left(\sum_{i=1}^n X_i \cdot u_{x_i} \right) \cdot k + n \cdot b = \sum_{i=1}^n n_{Y_i} \cdot Y_i$$
(2.6)

Запишемо рівняння (2.6) у більш компактному вигляді, для чого пригадаємо деякі поняття математичної статистики:

1) середні \bar{X} і \bar{Y} авжди підраховують за формулами:

$$\bar{X} = \frac{\sum_{i=1}^n X_i \cdot n_{X_i}}{n}; \quad \bar{Y} = \frac{\sum_{i=1}^n Y_i \cdot n_{Y_i}}{n}$$
(2.7)

2) середнє квадратів \bar{X}^2 і \bar{Y}^2 подають у такому вигляді:

$$\bar{X}^2 = \frac{\sum_{i=1}^n X_i^2 \cdot n_{X_i}}{n}; \quad \bar{Y}^2 = \frac{\sum_{i=1}^n Y_i^2 \cdot n_{Y_i}}{n}$$
(2.8)

Тепер систему (2.6) можна подати так:

$$n \cdot \overline{X^2} \cdot k + n \cdot \overline{X} \cdot b = \sum_{i=1}^n X_i \cdot Y_i \cdot n_{xy} \quad (2.9)$$

$$\overline{X} \cdot k + b = \overline{Y}.$$

Визначимо параметр k з системи (2.9)

$$k = \frac{\sum_{i=1}^n X_i \cdot Y_i \cdot n_{XY} - n \cdot \overline{X} \cdot \overline{Y}}{n \cdot (\overline{X^2} - (\overline{X})^2)}. \quad (2.10)$$

Позначимо у виразі (2.10)

$$(\overline{X^2} - (\overline{X})^2) Z''_x. \quad (2.11)$$

І відповідно

$$(\overline{Y^2} - (\overline{Y})^2) = \sigma_y^2. \quad (2.12)$$

Домноживши (2.10) на вираз Z''_x / Z''_y , отримаємо

$$r = \frac{\sigma_x}{\sigma_y} \cdot k = \frac{\sum_{i=1}^n X_i \cdot Y_i \cdot n_{XY} - n \cdot \overline{X} \cdot \overline{Y}}{n \cdot \sigma_x \cdot \sigma_y}. \quad (2.13)$$

Величина r – називається коефіцієнтом кореляції. Значення коефіцієнтів k і b визначається за формулами:

$$k = r \cdot \frac{\sigma_y}{\sigma_x}; \quad b = \overline{Y} - \overline{X} \cdot k, \quad (2.14)$$

Коефіцієнт кореляції r кількісно характеризує зв'язок між ознаками. Значення r змінюється в межах від +1 до -1. Від'ємні значення r (від 0 до -1) вказують на обернену залежність між ознаками, тобто зростання однієї ознаки супроводжується спаданням другої. Додатні значення r (від 0 до 1) характеризують прямий зв'язок між ознаками - зростання однієї ознаки супроводжується ростом другої. Повна кореляція між ознаками характеризується значеннями $r = \pm 1$, при $r = 0$ кореляція відсутня.

Значення від 1 до 0,7 говорить про сильний взаємозв'язок між ознаками, для значень $r = 0,7 \div 0,4$ характерна помірна кореляція, значення $r < 0,4$ свідчить про слабкий зв'язок між ознаками.

Завдання

1. Визначити коефіцієнт кореляції між експериментальними значеннями тиску в лівому передсерді $P_d \rightarrow X$ і хвилинним об'ємом серця $Q \rightarrow Y$, розташованими в таблиці.

X	9,37	4,80	6,40	9,30	11,20	6,40	9,30	4,80	11,20
Y	1,29	0,40	0,69	1,29	1,64	0,69	1,29	0,40	1,64

2. Знайти коефіцієнти рівняння регресії, записати отримане рівняння і побудувати графік.

Порядок виконання роботи

1. Скласти кореляційну таблицю.
2. Обчислити за формулами (2.7), (2.8) середні значення $\bar{X}, \bar{X}^2, \bar{Y}, \bar{Y}^2$.
3. Знайти значення $''_X$ і $''_Y$, використавши формули (2.11), (2.12).
4. Визначити коефіцієнт кореляції за формулою (2.13).
5. Нанести значення P_d і Q на графік.
6. Знайти коефіцієнти рівняння регресії за формулами (2.14) і записати отримане рівняння.
7. Побудувати графік прямої регресії за формулою $\bar{Y} = k \cdot \bar{X} + b$.

Завдання для самостійної роботи

1. Дати означення математичного сподівання, дисперсії і середнього квадратичного відхилення випадкової величини.
2. Як визначити кореляційний зв'язок?
3. Назвати дві основні задачі теорії кореляції.
4. Виписати вираз для коефіцієнта кореляції та описати його властивості.
5. Дати інтерпретацію отриманої прямої регресії.

Лабораторна робота № 3 ВИЗНАЧЕННЯ ПАРАМЕТРІВ ПОВІТРЯ

Зміна таких параметрів повітря, як абсолютна і відносна вологість, температура, тиск, впливає на самопочуття людини. Вивченню впливу метеорологічних і кліматичних факторів на людський організм відводиться важливе місце у практичній медицині. Виконання даної роботи дає можливість ознайомитися з різними способами вимірювання параметрів повітря, вивчити будову і принцип роботи приладів, за допомогою яких можна оцінити кліматичні типи погоди.

Мета роботи: вивчення параметрів повітря і приладів для їх вимірювання.

Прилади і матеріали: психрометр Августа, аспіраційний психрометр, гігрограф, термограф, барограф, барометр-анероїд, анемометр, термометр, вентилятор, таблиці, графіки.

Теоретичні відомості

Вологість повітря обумовлена наявністю у ньому водяної пари. Кількість цієї пари може змінюватися як за абсолютною величиною, так і за ступенем насичення, що відповідно характеризується абсолютною і відносною вологістю.

Абсолютна вологість – це кількість водяної пари, яка знаходиться в одиниці об'єму і, як правило, виражається в грамах на кубічний метр повітря. Можна характеризувати абсолютну вологість і інакше, вказуючи парціальний тиск водяної пари, який виражається в одиницях тиску (в міліметрах ртутного стовпчика). Ступінь насиченості повітря водяною парою характеризується відносною вологістю. Відносною вологістю називається відношення абсолютної вологості до максимальної вологості і виражається в процентах:

$$B = \frac{A}{M} \cdot 100\%, \quad (3.1)$$

де A – абсолютна вологість;
 B – відносна вологість;
 M – максимальна вологість.

Саме від відносної вологості повітря залежить інтенсивність випаровування рідини.

Максимальною вологістю називається та кількість пари, яка потрібна для насичення 1 м^3 повітря при даній температурі, або максимальна вологість – це тиск насиченої пари при даній температурі. Пружність і густину насиченої пари (максимальна вологість) при різних температурах повітря можна знайти за таблицями. При підвищенні температури повітря водяна пара, яка знаходиться в ньому, все більше буде віддалятися від стану насичення. Для життя людини нормальною вважається відносна вологість повітря в межах від 40 до 60 %.

Підвищена відносна вологість ускладнює дихання, і отже постачання організму киснем, зменшує випаровування з поверхні легень, з всього дихального тракту.

Якщо вологість повітря менша 20 %, збільшується випаровування вологи з слизових оболонок дихальних шляхів, що приводить до неприємного відчуття сухості у роті і в носі. Порушення цілісності слизової оболонки зменшує її захисну дію як фільтра, що перешкоджає шлях мікробам пилу. Проте при деяких захворюваннях сухе повітря має лікувальне значення. Так, в місцях з малою кількістю опадів лікують захворювання нирок. Там нирки значною мірою звільняються від навантаження і їх функцію, певною мірою, бере на себе шкіра, яка випаровує вологу.

При температурі повітря, близькій до $0\text{ }^{\circ}\text{C}$, і високій відносній вологості відбувається різке підвищення тепловіддачі організму, що може привести до рецидиву ревматизму, бронхіальної астми.

Найбільш поширеним методом визначення вологості повітря є психрометричний метод. Суть його полягає в наступному. Нехай два термометри знаходяться в однакових умовах. Показання їх будуть однакові. Якщо резервуар одного термометра буде змочений, наприклад, обгорнутим мокрим батистом, то показання їх будуть різні. Завдяки випаровуванню води з батисту, вологий термометр буде показувати нижчу температуру, ніж сухий. Чим менша вологість навколишнього повітря, тим інтенсивніше буде випаровуван-

ня і тим нижчі будуть показання вологого термометра, а значить буде більшою різниця в показаннях обох термометрів. Показання вологого термометра будуть знижуватись до тих пір, поки не встановиться теплова рівновага, тобто кількість тепла, що йде на випаровування з поверхні термометра, дорівнюватиме кількості тепла, що повертається до нього ззовні. Відліки за термометрами дадуть різницю температур, яка і буде характеризувати вологість повітря.

Пружність водяної пари, яка знаходиться в повітрі (абсолютна вологість), обчислюється за формулою

$$A = M - C(t_2 - t_1) \cdot H, \quad (3.2)$$

де A – абсолютна вологість, мм рт. ст.;

M – тиск насиченої пари при температурі вологого термометра, береться з таблиці (див. Додаток: таблиця № 6);

H – атмосферний тиск, мм рт. ст.;

t_1 – температура вологого термометра, °C;

t_2 – температура сухого термометра, °C;

C – психрометричний коефіцієнт.

Експериментальними дослідженнями встановлено таку залежність коефіцієнта C від швидкості руху повітря v біля психрометра, м/с:

$$C \cdot 10^6 = 593,1 + \frac{135,1}{\sqrt{v}} + \frac{48}{v}. \quad (3.3)$$

При відсутності потоків повітря у кімнаті $C = 0,00128$, у великому приміщенні $C = 0,001$, поза приміщенням без вітру $C = 0,0009$. Визначивши абсолютну вологість A за формулою (3.2), можна обчислити відносну вологість:

$$B = \frac{A}{M} \cdot 100\%,$$

де M – пружність пари в мм рт. ст, взята з таблиці (див. Додаток: таблиця №6) при температурі сухого термометра t_2 .

Можна визначити відносну вологість за допомогою психрометричної таблиці (див. Додаток: таблиця 5). Для цього за показаннями вологого термометра у вертикальному стовпчику цифр знаходять відповідну температуру. У верхньому горизонтальному ряду знаходять різницю температур показань сухого і вологого термометрів. На пере-

тині відповідних прямих знаходять відносну вологість у процентах.

I. Визначення вологості повітря за допомогою психрометра Августа.

1. Користуючись показаннями сухого і вологого термометрів за психрометричною таблицею (див. Додаток: таблиця № 5), визначити відносну вологість.

2. Визначити (див. Додаток: таблиця № 6) максимальну вологість M (мм рт. ст.) при температурі вологого термометра.

3. Визначити за допомогою барометра-анероїда атмосферний тиск в мм рт. ст.

4. Одержані дані підставити у формулу (3.2).

5. За показаннями сухого термометра за таблицею №1 визначити максимальну вологість M . Знаючи абсолютну вологість, обчислити відносну вологість за формулою (3.1).

II. Визначення відносної вологості аспіраційним психрометром.

Відносна вологість повітря визначається, виходячи з законів сухого і змоченого термометрів, за допомогою психрометричного графіка. Для цього по вертикальних лініях графіка-таблиці, що додається, відзначають показання сухого термометра, а по нахилених лініях – показання змоченого термометра. На перетині цих ліній одержують значення відносної вологості в процентах.

Порядок виконання роботи

1. Змочити батист на резервуарі термометра, ввівши грушу з водою у внутрішню трубку захисту термометра.

2. Завести вентилятор.

3. Через 3-4 хвилини після пуску вентилятора провести відлік за термометрами.

4. За показаннями сухого і вологого термометрів за допомогою психрометричного графіка визначити відносну вологість повітря в процентах.

III. Визначення відносної вологості гігрографом.

Принцип визначення відносної вологості волосяним гігрографом ґрунтується на властивості знежиреного людського волосся змінювати свою довжину залежно від вологості навколишнього повітря. Скорочення або видовження волосини за допомогою механічної важільної системи передається на перо чорнильного самописця.

Для того, щоб зняти показання гігрографа, треба на верхній лінії гігрографічної стрічки відшукати день тижня і годину, а по вертикальній лінії знайти відносну вологість.

IV. Визначення атмосферного тиску.

Атмосферний тиск вимірюється за допомогою барометра-анероїда. Вимірювальною частиною приладу є легка і тонка алюмінієва коробочка з гофрованими стінками, які деформуються під тиском повітря. Стінка коробочки з'єднана з стрілкою чи з пером самописця. Зміна положення стінки коробочки приводить в рух стрілку або перо.

При визначенні тиску повітря врахувати, що показання зчитуються так само, як і з гігрографа.

$$1 \frac{\text{дин}}{\text{см}^2} = 0,1 \text{Па};$$

$$1 \text{ мм рт. ст.} = 133,32 \text{ Па}; 1 \text{ бар} = 10^5 \text{ Па};$$

$$1 \text{ атм (атмосфера)} = 1,01 \cdot 10^5 \text{ Па};$$

$$1 \text{ Па} = 10 \frac{\text{ДИН}}{\text{см}^2} = 7,52 \cdot 10^{-5} \text{ мм рт.ст.} = 10^{-5} \text{ бар.}$$

V. Визначення температури повітря.

Принцип визначення температури за допомогою томографа ґрунтується на тепловому розширенні різних речовин. У термографі використано біметалічну пластину (два метали з різними коефіцієнтами лінійного розширення), яка змінює свою кривизну при зміні температури. Їх рух передається на перо самописця, яке притиснуто до термографічної стрічки.

Принцип зняття показань температури такий самий, як і в попередніх самописців.

VI. Визначення швидкості руху повітря.

Швидкість повітряного потоку визначається за допомогою анемометра. Цей прилад складається з вертушки, яка приводиться в обертання потоком повітря, швидкість руху якого треба визначити, та аретира, який фіксує стрілки. Анемометр має три шкали: дві маленькі та одну велику. Маленька ліва шкала дає можливість визначити цілі тисячі обертів вертушки, маленька права – цілі сотні обертів, за великою шкалою визначаються десятки та одиниці. Щоб

обчислити кількість обертів вертушки анемометра, показання всіх шкал треба додати. Між швидкістю обертання вертушки анемометра v і швидкістю руху повітря u існує пропорційна залежність $v = k \cdot u$, де k – коефіцієнт пропорціональності, який залежить від швидкості руху повітря і конструкції приладу. Швидкість обертання вертушки визначається за формулою

$$u = \frac{N}{t} \left(\frac{\text{ход}}{c} \right), \quad (3.4)$$

де N – кількість обертів вертушки, визначається за шкалою анемометра; t – час, визначається секундоміром.

Визначивши u вертушки, за допомогою графіка $v=f(u)$, що додається до анемометра, знайти швидкість руху повітря v в м/с.

На основі вимірювань параметрів повітря розрізняють три клінічних (медико-метеорологічних) типи погоди: оптимальний – перший тип; дратуючий, подразнювальний – другий тип; гострий – третій тип.

Таблиця 3. Клінічні типи погоди

Типи погоди	Міжгодинні коливання (протягом 2 годин)		
	Температура, °C	Тиск, Па	Швидкість повітря, м/с
Оптимальний (перший)	Не більше 2	Не більше 200	Не більше 3
Дратуючий (другий)	Не більше 4	Не більше 800	Не більше 9
Гострий (третій)	Більше 4	Більше 800	Більше 9

При визначенні типу клінічної погоди беруться до уваги зміни параметрів повітря (температура, тиск, швидкість повітря, процент вмісту в повітрі вологи і кисню) протягом однієї метеорологічної години, яка приблизно дорівнює двом астрономічним годинам.

Порядок виконання роботи

1. Подути на вертушку анемометра і переконатися в тому, що вона вільно обертається. Поставивши аретир у верхнє положення,

перевірити, чи зміщується стрілка анемометра при обертанні вертушки.

2. Перевести аретир у нижнє положення і записати показання стрілок на шкалах. Початковий відлік n_0 .

3. Встановити анемометр у потік повітря на віддалі 25 см від вентилятора. Увімкнути вентилятор і, коли вертушка почне обертатися з постійною швидкістю, перевести аретир у верхнє положення. Одночасно увімкнути секундомір, через 3-4 хвилини вимкнути анемометр, перевівши аретир у нижнє положення. Записати показання стрілок на циферблатах, які дадуть число n .

4. Розрахувати швидкість руху повітря, для цього необхідно:

а) знайти кількість обертів вертушки: $N = n - n_0$;

б) за графіком знайти значення швидкості руху повітря.

5. Результати занести в таблицю:

№ п/п	n_0	n	$n - n_0$	t	u	x	α
1							
2							
3							
Сер.							

6. Обчислити середню швидкість та абсолютну і відносну похибки методом середніх.

7. Результати подати у такому вигляді: $\delta = \delta_{\text{ср}} \pm \Delta \delta_{\text{ср}}$; $E = \frac{\Delta V_{\text{ср}}}{V_{\text{ср}}} \cdot 100 \%$

Завдання для самостійної роботи

1. Які види вологості існують? Дати означення. Способи визначення їх.
2. Чому вологий термометр психрометра Августа показує меншу температуру, ніж сухий?
3. Чому температура вологого термометра через деякий час стає постійною?
4. Яка пара називається насиченою?
5. Як залежить густина насиченої пари (максимальна вологість) від температури? Чому?
6. За яким принципом працюють гігрограф, барограф, термограф?
7. Яке значення має вологість для організму людини?

8. Визначення швидкості повітря за допомогою анеометра.
9. Якими одиницями вимірюється тиск? Співвідношення між одиницями тиску: *бар, Па, мм рт.ст.*
10. Клінічні типи погоди.

Лабораторна робота № 4 **ВИМІРЮВАННЯ КРОВ'ЯНОГО ТИСКУ**

Кров'яний тиск і його величина мають велике значення для життєдіяльності організму, а також є важливим інтегральним показником гемодинаміки, а отже і діагностичним показником. Робота серця і дія сил пружності стінок аорти приводять до періодичної зміни величини кров'яного тиску. Розрізняють максимальний (систоличний) тиск, який являє собою тиск крові на стінки артерії під час систоли (скорочення) шлуночків серця, і мінімальний (діастолічний) тиск – теж саме під час діастоли (розслаблення) шлуночків. Різницю між ними називають пульсовим тиском. Важливим показником є середній тиск, який являє собою середнє всіх миттєвих значень кров'яного тиску за час серцевого циклу. Ця величина характеризує затрати енергії на підтримання реальних значень кров'яного тиску протягом кардіоциклу.

Тиск крові можна виміряти прямим методом (катетеризації, при якому з допомогою поліетиленового зонда у великі судини вводиться мініатюрний манометр). Цей метод використовується в хірургічній практиці або в експериментах на тваринах. У клінічній практиці використовується непрямий метод (безкровний) вимірювання тиску крові, відомий під назвою методу Короткова.

Мета роботи: вивчити фізичні основи методів вимірювання тиску крові і принцип роботи приладів, які застосовуються в клініці. Навчитися вимірювати систолічний і діастолічний тиск крові методом Короткова.

Прилади і матеріали : сфігмоманометр мембранний (тонометр), стетофонендоскоп, барометр.

Теоретичні відомості

Початковий тиск, необхідний для руху крові по судинній системі, створюється роботою серця. В цьому плані серце являє собою ритмічно працюючий насос, у якого робоча фаза (скорочення м'яза – систола) чергується з холостою фазою (розслаблення м'яза – діастола). При кожному скороченні лівого шлуночка серця в аорту, яка заповнена кров'ю під відповідним тиском, виштовхується так званий ударний об'єм крові, який в середньому дорівнює 60-70мм. Після цього клапани аорти закриваються. Додатковий об'єм крові, який надійшов в аорту, підвищує в ній тиск і викликає розтяг стінок судин, збільшуючи таким чином їх об'єм. Цей тиск в аорті називається систолічним. Хвиля підвищеного тиску крові швидко розповсюджується вздовж артеріальної частини судинної системи і викликає коливання її стінок. Ця хвиля тиску називається пульсовою хвилею, швидкість її розповсюдження залежить від пружності та густини стінок судин і дорівнює 6-8 м/с.

У період діастоли стінки аорти поступово скорочуються до вихідного положення і при цьому проштовхується додатковий об'єм крові в навколишні артерії. Стінки цих судин, в свою чергу, розтягуючись, а потім скорочуючись, проштовхують кров у наступні ланки судинної системи. В результаті потік крові набуває неперервного характеру із швидкістю в великих судинах порядку 0,3-0,5м/с.

Кількість крові, яка протікає через поперечний переріз судини за одиницю часу, називається об'ємною швидкістю кровотоку. Ця швидкість залежить від різниці тисків на початку і в кінці ділянки судинної системи та загального опору потоку крові. Об'ємну швидкість визначають за формулою Пуазейля, хоча опір потоку крові в судинній системі більший, ніж врахований у формулі, внаслідок втрат енергії під час деформації її еластичних стінок, а також турбулентної течії в розгалуженнях.

Зміна швидкості та тиску крові на різних ділянках судинної системи показана на рис. 4.1.

В артеріолах і капілярах кров'яний тиск сильно падає, що зумовлено великим опором r внаслідок тертя в артеріолах і капілярах. Для пояснення цього змодельємо капілярну систему з n однакових паралельно сполучених трубок радіусом r . Гідравлічний опір однієї

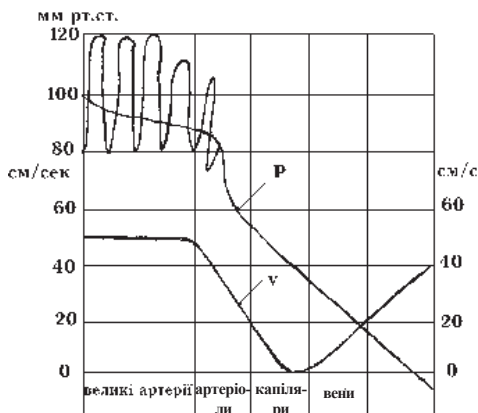


Рис. 4.1

теж мале. Отже, результуючий опір великий. Таке явище спостерігається у випадку артеріол і капілярів. У венозних судинах з площею перерізу, приблизно в 2 рази більшою від площі перерізу артерій, швидкість течії крові невелика і спад тиску незначний. У широких венах тиск біля серця стає на декілька міліметрів нижчим від атмосферного, при цьому кров рухається за рахунок присмоктувальної дії грудної клітки під час вдиху.

Рух крові в судинній системі та розподіл її між різними ділянками цієї системи залежать від роботи серця, перерізу судин, їх еластичності, кількості циркулюючої крові, її реологічних властивостей, тонуусу судин і регулюються центральною нервовою системою.

Судинна система не сполучена з атмосферою. Судини розміщені в різних напрямках. Вважають, що в артеріальних і венозних судинах, сполучених капілярами, гідростатичний тиск крові взаємно зрівноважується. Якщо стінки судин пошкоджуються, то може бути сполучення судини з атмосферою і тоді проявляється дія гідростатичного тиску крові.

Дуже поширеним методом вимірювання тиску крові в медичній практиці є метод Короткова. Принцип вимірювання кров'яного тиску за Коротковим полягає в тому, що ми прослуховуємо звукові явища, які виникають у плечовій артерії тоді, коли вона стиснута манжеткою, в яку накачане повітря. Тиск повітря через м'які тка-

трубки $X = \frac{8\eta \cdot \lambda}{\pi r^4}$ обернено

пропорційний r^4 , а для n паралельно сполучених трубок – обернено пропорційний nr^4 . Сумарний поперечний переріз S пропорційний nr^2 , то, очевидно, можна сказати, що результуючий опір системи обернено пропорційний Sr^2 . Таким чином, можна стверджувати, що навіть у випадку великого S , якщо r достатньо мале, – Sr^2

нини плеча передається на стінки плечової артерії. Вони повністю стискуються і не пропускають крові, якщо тиск повітря в манжетці перевищує тиск крові в плечовій артерії. Стискування плечової артерії веде до деформації її стінок, при цьому, через наявність в них еластичних волокон, стінки артерії приходять в напружений стан.

При випусканні за допомогою крана з манжетки повітря стискування стінок плечової артерії зменшується настільки, що під час систоли (скорочення) лівого шлуночка невеликий об'єм крові зможе пройти, розштовхнувши стиснені і напружені стінки артерії, примушуючи їх короткий час коливатися з звуковою частотою подібно до того, як це відбувається з натягнутою струною, якщо її торкнутися. Це відбувається тоді, коли тиск повітря в манжетці на артерію дорівнює тиску крові в артерії. Коливання стінок плечової артерії являють собою коливання звукової частоти і прослуховуються у вигляді окремих тонів при кожній систолі лівого шлуночка. Отже, при прослуховуванні першого тону можна виміряти систолічний (максимальний) тиск крові. В момент появи першого тону, тобто проходження першої порції крові, тиск крові в артерії дорівнює тиску повітря в манжетці, величину якого показує прилад (манометр), який сполучений з манжеткою. При дальшому випусканні повітря з манжетки стискання стінок плечової артерії зменшується, об'єм крові, який проходить через артерію, збільшується, амплітуда коливань ще напружених стінок артерії зростає, тони стають голоснішими.

Після появи перших тонів до них приєднуються шуми. Інтенсивність шумів може бути досить велика, а тому тони (звукові удари) можуть не прослуховуватись, хоч і будуть існувати. Походження шумів зовсім інше, ніж тонів. Коли кров у достатньому об'ємі проходить через звужений просвіт артерії, то швидкість течії рідини

обернено пропорційна площі поперечного перерізу судини: $\frac{U_1}{U_2} = \frac{S_2}{S_1}$,

де U_2 – швидкість у вузькому місці,

U_1 – швидкість у широкому місці труби,

S_2 – площа поперечного перерізу у вузькому місці,

S_1 – площа поперечного перерізу в широкому місці.

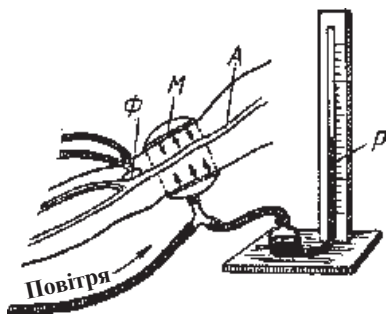


Рис. 4.2.

тону тиск в манжетці, а отже, і показання манометра дорівнюють мінімальному тиску крові.

Подальше зменшення тиску в манжетці дає можливість артерії вийти з напруженого стану, і стінки її не будуть коливатися з звуковою частотою, течія крові в артерії стає ламінарною, а тому ні тони, ні шуми не прослуховуються.

Для прослуховування звукових явищ, що виникають у судинах, застосовується стетофонендоскоп. Стетофонендоскоп накладається в області ліктьової ямки з внутрішньої її сторони, де проходить нижній відрізок плечової артерії, яка розгалужується дещо нижче місця прослуховування на дві гілки – ліктьову і променеву (рис. 4.2).

У звуженому місці артерії течія крові прискорюється і набирає турбулентного характеру, що супроводжується виникненням шумів. Коли просвіт плечової артерії досягає нормальної величини, рух крові стає більш спокійнішим, набуває ламінарного характеру, шуми зникають і знову чітко прослуховуються тони. В момент різкого послаблення тонів або в момент зникнення останнього

Порядок виконання роботи

1. Якщо кров'яний тиск визначається в сидячому положенні хворого, то необхідно його посадити на стілець, який приставлений до краю стола. Оголену руку кладуть на край стола. Закачування рукава сорочки може привести до стискання плечової артерії і одержання неправильних результатів. А тому руку витягнути. Ручні годинники повинні бути зняті, щоб не порушувати кровообігу в руці. Якщо кров'яний тиск визначається в лежачому положенні хворого, то апарат встановлюють на стільці поблизу ліжка. Треба слідкувати, щоб при вимірюванні кров'яного тиску м'язи руки були розслаблені.

2. Манжетка накладається на плече таким чином, щоб середня її частина знаходилась проти внутрішньої частини плеча, там, де проходить плечова артерія. Манжетка обвивається подібно бинту навколо плеча, а кінець її (шлейф) підкладається під останній її оберст. Накладати манжетку треба не туго: під неї вільно повинен проходити кінчик пальця (вказівного), рука не повинна синіти, пульс на променевій артерії не повинен зникати.

3. Пальцем руки прощупується місце пульсації артерії в області ліктьової ямки з її внутрішньої сторони і до цього місця прикладається стетофонендоскоп. Стетофонендоскоп повинен бути прикладений до шкіри і не повинен торкатися краю манжетки, щоб запобігти появі сторонніх шумів.

4. Частими, але не сильними стискуваннями гумового балона накачують повітря в тонометр і в сполучену з ним манжетку до того часу, поки через фонендоскоп перестануть прослуховуватися звукові явища. Можна також орієнтуватися на зникнення пульсу на променевій артерії.

5. За допомогою вентиля починають поступово випускати повітря з манжетки і тонометра. Тиск в системі починає падати. Помічають поділку, на якій встановлюється стрілка тонометра, при появі першого тону, що, як вказується вище, відповідає максимальному тиску, і в момент різкого послаблення звукових явищ, послаблення тонів, що відповідає мінімальному тиску.

6. Вимірювання кров'яного тиску проводиться три рази з проміжком 4-5 хв між вимірюваннями, щоб дати час на встановлення нормального кровообігу в руці. В проміжках між вимірами повітря з манжетки випускається, щоб відновити кровообіг у руці. Результати вимірювань записують у таблицю:

№ п/п	P_{\max} , мм рт.ст.	P_{\min} , мм рт.ст.	ΔP_{\max}	ΔP_{\min}
1				
2				
3				
Сер.				

7. Знаходять абсолютні і відносні похибки вимірювання максимального і мінімального тисків.

8. Віднімаючи від середнього значення максимального тиску середній мінімальний, визначають пульсовий тиск.

9. Вимірюють абсолютний тиск барометром Н.

10. Обчислюють повний максимальний і мінімальний тиски, виміряні сфігмоманометром і барометром за формулами:

$$P_{\max \text{ повн.}} = P_{\max} + H ;$$

$$P_{\min \text{ повн.}} = P_{\min} + H .$$

Завдання для самостійної роботи

1. Ламінарна та турбулентна течія рідини.
2. Формула Пуазейля. Гідравлічний опір.
3. Особливості протікання крові по судинах різного перерізу.
4. Методи вимірювання тиску крові.
5. Швидкість кровообігу і методи його вимірювання.

Лабораторна робота № 5 ВИВЧЕННЯ ФІЗИЧНИХ ОСНОВ ТОНАЛЬНОЇ АУДИОМЕТРІЇ

Органом сприйняття і аналізу пружних коливань середовища є слуховий аналізатор – вухо людини. В результаті тривалої еволюції орган слуху людини набув складної структури, яка забезпечує сприйняття звукових коливань в діапазоні від 16 до 20000 Гц. Слухові подразнення, що сприймаються корою великих півкуль головного мозку, надзвичайно багатогранні. Вухо людини може розрізняти висоту, гучність та тембр звуку, а також напрям поширення і відстань до джерела звуку. Разом з тим, індивідуальні можливості вуха змінюються в широкому діапазоні і нерідко понижуються з віком. Зокрема, при порушенні рецепторних клітин у результаті вікової дегенерації або патологічного процесу погіршується сприйняття звуку на високих частотах.

Кардинальним методом дослідження слухового апарату людини є тональна порогова аудіометрія, яка широко використовується

в клінічній і поліклінічній практиці для дослідження органів слуху. Величина порогу слухового відчуття і її залежність від частоти є важливим діагностичним фактором, який дозволяє в ряді випадків визначити локалізацію патологічних змін органів слуху. Крім того, це важливо і для розуміння різних діагностичних методик: аускультатії, перкусії, фонокардіографії, для розуміння дії на органи людини інфразвуку і шумів .

Мета роботи: вивчити принцип роботи, призначення і правила експлуатації поліклінічного аудіометра типу АП-02. Навчитися експериментально визначати поріг слухового відчуття “пацієнта” на різних частотах з допомогою аудіометра АП-02.

Прилади і матеріали : аудіометр поліклінічний типу АП-02, бланки аудіограм.

Теоретичні відомості

Звук являє собою механічні коливання частотою від 16 Гц до 20 кГц, які розповсюджуються в пружному середовищі. Джерелом звуку може бути тіло, що коливається у вказаному діапазоні звукових частот (камертон, струна). Звуки поділяються на тони, шуми і звукові удари. Розрізняють прості і складні тони. Простий тон – це звукове коливання, яке відбувається за гармонічним законом. Якщо тон являє собою негармонічне коливання, то він називається складним. Простий тон дає камертон, складний – музичний інструмент, голосовий апарат людини. Складний тон, згідно з теоремою Фур’є, може бути розкладений на прості, при цьому тон найменшої частоти називається основним, а інші – обертонами. Основними фізичними (об’єктивними) характеристиками звуку є такі:

Інтенсивність звуку – це величина енергії, яку в середньому переносить звукова хвиля за одиницю часу через одиницю площі поверхні перпендикулярної до напрямку поширення хвилі:

$$I = \frac{1}{2} \rho v \omega^2 A^2, \quad (5.1)$$

де ρ – густина середовища, v – швидкість поширення хвилі, ω – циклічна частота, A – амплітуда хвилі. Як видно із формули (5.1), енергія та інтенсивність хвилі прямо пропорційні квадрату її амплітуди.

Звуковий тиск – це ефективне значення надлишкового тиску над атмосферним тиском, яке утворюється у місцях згущення часток повітря у звуковій хвилі. Інтенсивність звуку I дорівнює квадрату амплітуди звукового тиску, діленого на $2\rho v$, і визначається за формулою

$$I = \frac{P^2}{2\rho v}, \quad (5.2)$$

де ρv – акустичний опір (імпеданс), P – звуковий тиск.

Акустичний гармонічний спектр – це результат розкладання складного коливання (тону) на прості тони (гармоніки), які його складають, з вказанням їх частоти і амплітуди (інтенсивності).

З фізичними (об’єктивними) характеристиками звуку тісно зв’язані фізіологічні (суб’єктивні) характеристики звуку. Цей зв’язок ілюструється схемою, наведеною на рис. 5.1.

При клінічних дослідженнях вимірюють поріг слухового відчуття I_0 , під яким розуміють інтенсивність звуку даної частоти, яка ще сприймається вухом (або мінімальний звуковий тиск). Нормальне людське вухо сприймає досить широкий діапазон інтенсивностей звуку.

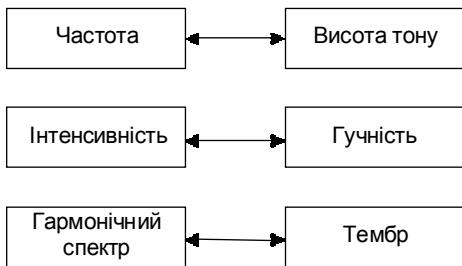


Рис. 5.1

Так, на частоті 1000 Гц від $I_0 = 10^{-12} \text{ Вт/м}^2$ (порог больового відчуття). Відношення цих інтенсивностей рівне 10^{13} , тому для зручності вводять шкалу рівня інтенсивності. Шкала рівня інтенсивностей звуку створюється таким чином: значення I_0 приймається за початковий рівень шкали,

будь-яку іншу інтенсивність виражають через десятковий логарифм її відношення до I_0 :

$$L = \lg \frac{I}{I_0}. \quad (5.3)$$

За одиницю рівня інтенсивності прийнято 1Бел (Б), який відповідає зміні інтенсивності в 10 разів, а також *1дециБел (дБ) = 0,1 Б*.

$$L = \lg \frac{I}{I_0} (\text{Б}) = 10 \lg \frac{I}{I_0} (\text{дБ}). \quad (5.4)$$

Для фізіологічної оцінки гучності звуку вводять шкалу рівня гучності L_E . При постійній частоті рівень гучності зв'язаний з рівнем інтенсивності законом Вебера-Фехнера, згідно з яким рівень гучності на даній частоті пропорційний рівню інтенсивності:

$$L_E = k \cdot \lg \frac{I}{I_0}, \quad (5.5)$$

тобто, якщо інтенсивність звуку змінюватиметься у геометричній прогресії (тобто в однакове число раз), то рівень гучності змінюватиметься в арифметичній прогресії (тобто на однакову величину); k – коефіцієнт пропорційності, який залежить від частоти та інтенсивності. Відносно звуку це означає, що якщо інтенсивність звуку набуває ряду послідовних значень, наприклад aI, a^2I, a^3I (a – деякий коефіцієнт, $a > 1$), то відносно їм відчуття гучності звуку буде $E_0, 2E_0, 3E_0$ і т.д. Якщо б коефіцієнт k був сталим, то шкала інтенсивностей відповідала б шкалі гучності.

Вважають, що на частоті 1000 Гц шкали рівня гучності і рівня інтенсивності звуку збігаються, тобто ($k=1$) на цій частоті децибел шкали рівня інтенсивності буде відповідати децибелу шкали рівня гучності. Для відмінності шкали інтенсивності від шкали гучності децибел називають *фоном*.

Залежність рівня інтенсивності звуку від частоти, яка сприймається людським вухом як звук однакової гучності із звуком на частоті 1000 Гц, називається *кривою рівня гучності*. Важливе значення має крива нульового рівня гучності (порог слухового відчуття), яка дає залежність I_0 від частоти.

При погіршенні слуху крива порогу слухового відчуття буде розташована вище від нормальної.

На кожній частоті різниця рівня інтенсивності в патології і нормі відповідає різниці рівня гучності, тобто відчуття одного й того ж звуку в нормі і патології. Ця різниця в нормі і патології називається-

ся *втратою слуху*. Втрата слуху – це зниження рівня гучності сприйняття пацієнтом звуку даної частоти (рівня інтенсивності) стосовно норми. Втрату слуху прийнято оцінювати за підвищенням рівня інтенсивності в порівнянні з нормою. Через те що дослідження проводиться на рівні порогу слухового відчуття, метод називається *пороговим*, а оскільки вимірювання проводиться на чітко визначеній частоті, то метод називається *тональним*.

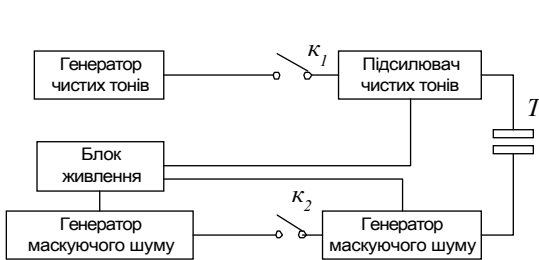


Рис. 5.2.

Таким чином, метод тональної порогової аудіометрії – це метод дослідження слуху пацієнта, який ґрунтується на визначенні втрати слуху за підвищенням рівня інтенсивності, який відповідає рівню слухового відчуття у порівнянні з нормою. Для оцінки втрати слуху будується аудіограма. Аудіограма – це графік, який показує втрату слуху в децибелах залежно від частоти коливань. Блок-схема аудіометра наведена на рис. 5.2.

T – телефон, κ_1 – перемикач інтенсивності маскуючого шуму, κ_2 – перемикач і кнопка подачі тону.

У роботі для зняття аудіограми використовується аудіометр поліклінічний АП-02.

Аудіометр АП-02 генерує частоти чистих тонів: 125, 250, 500, 1000, 2000, 3000, 4000, 6000, 8000 Гц. Зміна рівня інтенсивності здійснюється дискретно через $(5,0 \pm 1,5)$ дБ. Нульове положення шкали “Понижение слуха, дБ” для всіх частот відповідає порогу слухового відчуття.

Порядок виконання роботи

УВАГА! Перед початком виконання роботи ознайомтесь з принципом роботи і будовою приладу АП-02 і правилами роботи з ним.

1. Увімкнути прилад в мережу. За час прогрівання приладу (3 хв) встановити бланк аудіограми. Ручку “Тон” встановити на зелений або червоний телефон, маскуючий шум вимкнути.

2. Пацієнту одягнути навушники, планку перемикача частот встановити на одну із частот і за допомогою перемикача інтенсивності тону подати через телефон на досліджуване вухо чітко відчутний пацієнтом тон .

3. Поступово зменшувати інтенсивність тону до тих пір, поки пацієнт перестане відчувати тон, знайти те положення перемикача, яке відповідає порогу слухового відчуття. В цьому місці на бланку аудіограми поставити олівцем крапку.

4. Повторити процедуру визначення порогу слухового відчуття на інших частотах. Рекомендується такий порядок чергування частот у процесі дослідження : 1000, 2000, 3000, 4000, 8000, 500, 250, 125 Гц.

5. З'єднати точки, що відповідають порогу слухового відчуття на різних частотах, лінією і таким чином одержати аудіограму для даного вуха.

6. Повторити дослідження на іншому вусі, для чого ручку “Тон” перевести в інше положення.

7. Розрахувати залежність $I=f(\nu)$ і подати її у вигляді графіка.

Розрахунок інтенсивності провести за формулою $I = I_0 \cdot 10^{\frac{\Delta L}{10}}$, де I_0 – інтенсивність, яка відповідає порогу слухового відчуття ($I_0 = 10^{-12} \text{ Вт/м}^2$), ΔL – втрата слуху в дБ, визначається за аудіограмою.

Завдання для самостійної роботи

1. Природа звуку, види звуку, фізичні і фізіологічні характеристики звуку та зв'язок між ними.
2. Рівень інтенсивності (звукового тиску), рівень гучності. Одиниці їх вимірювання.
3. Поріг слухового відчуття і його діагностичне значення, поріг болювого відчуття, область слухового відчуття, криві однакової гучності.
4. Закон Вебера-Фехнера.
5. Втрата слуху, аудіометрія, аудіограма і її призначення.
6. Принцип роботи і будова аудіометра.

Лабораторна робота № 6

ВИЗНАЧЕННЯ КОЕФІЦІЄНТА ПОВЕРХНЕВОГО НАТЯГУ РІДИНИ МЕТОДАМИ ВІДРИВУ КРАПЛІНИ І КІЛЬЦЯ

Поверхневий натяг відіграє важливу роль у природі та медицині. Для життєдіяльності живих істот велике значення мають властивості поверхневого шару рідини, який знаходиться в специфічному стані натягу. Поверхневий шар рідини є причиною закупорки судин, по яких рухається кров, якщо в судину попадає бульбашка повітря.

Поверхневий натяг біологічних рідин у ряді випадків може служити діагностичним показником. Так, наприклад, при захворюванні на жовтяницю поверхневий натяг сечі різко зменшується внаслідок наявності у ній жовчних кислот. При діабеті та деяких інших захворюваннях підвищується вміст ліпази у крові, від її концентрації залежить коефіцієнт поверхневого натягу трибутилену при добавленні до нього крові.

Мета роботи: навчити студентів визначати коефіцієнт поверхневого натягу рідини методами відриву крапліни і відриву кільця.

Прилади і матеріали: бюретка, три склянки, колба з дистильованою водою, колба з досліджуваним розчином, технічні терези з різноважками, сушильна шафа, фільтрувальний папір, термометр.

Теоретичні відомості

На кожен молекулу рідини діють сили притягання з боку навколишніх молекул, тобто таких, що знаходяться усередині сфери радіусом $R \approx 1,5 \cdot 10^{-9}$ м (рис. 6.1).

Розглянемо молекули, що знаходяться усередині рідини (а і б), налиті у посудину (рис. 6.2). З усіх боків їх оточує у середньому однакове число молекул, тому результуюча сил притягання, діючих на молекулу, рівна нулю. Інший стан з молекулами, що лежать

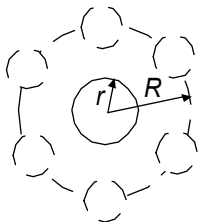


Рис. 6.1.

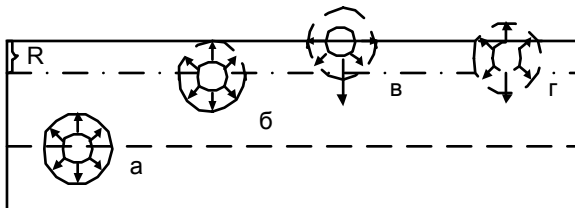


Рис. 6.2.

на поверхні (в і г). У такому ж положенні будуть знаходитися всі молекули, що перебувають у поверхневому шарі товщиною, меншою від радіуса сфери молекулярної дії. Таким чином, поверхневий мономолекулярний шар рідини завтовшки $d \sim 1,5 \cdot 10^{-9} \text{ м}$ буде чинити на всю рідину тиск, рівний сумі результуючих сил, діючих на всі молекули, що знаходяться на поверхні рідини.

Через те, що молекули рідини перебувають близько одна від одної, рідина є важко стискуваною: вступаючи у дію на дуже малих відстанях сили відштовхування між молекулами перешкоджають стискуванню рідини. Оскільки внутрішній тиск направлений перпендикулярно до поверхні рідини, то об'єм рідини, що не зазнав дії зовнішніх сил (рис. 6.3а), повинен набути форми сфери (рис. 6.3б), бо лише у цьому випадку сили внутрішнього тиску взаємно зрівноважаться.

Напружений стан поверхневого шару рідини називається поверхневим натягом, який обумовлений силами взаємодії між молекулами цього шару. Векторна сума сил притягання, діючих на контур, що обмежує поверхню рідини, називається силою поверхневого натягу F . Ця сила пропорційна числу молекул, прилягаючих до контуру, яке, в свою чергу, пропорційне його довжині:

$$F = \sigma \cdot l, \quad (6.1)$$

де σ – коефіцієнт пропорційності, який називається коефіцієнтом поверхневого натягу. З формули (6.1) знаходимо

$$\sigma = \frac{F}{l}. \quad (6.2)$$

Коефіцієнт поверхневого натягу рідини чисельно рівний силі поверхневого натягу, діючій на одиницю довжини контуру, що обмежує поверхню рідини.

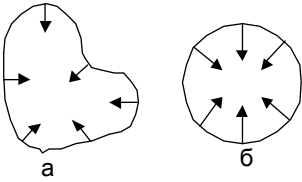


Рис. 6.3.

Поверхневий натяг залежить від температури. Поблизу критичної температури значення його спадає лінійно з зростанням температури. На поверхневий натяг рідини значний вплив можуть чинити домішки, що у ній знаходяться. Наприклад, розчинене у воді мило зменшує

її коефіцієнт поверхневого натягу з 0,075 до 0,054 н/м. Речовина, послаблююча поверхневий натяг рідини, називається поверхнево-активною речовиною. У відношенні до води поверхнево-активними є нафта, спирт, ефір і багато інших рідких та твердих речовин.

З точки зору молекулярної теорії, вплив поверхнево-активних речовин пояснюється наступним чином. Сили притягання між молекулами рідини більші від сил притягання між молекулами рідини і поверхнево-активними домішками. Тому розташовані в поверхневому шарі молекули рідини притягаються усередину рідини сильніше, ніж молекули домішок, внаслідок чого молекули поверхнево-активної речовини витісняються на її поверхню.

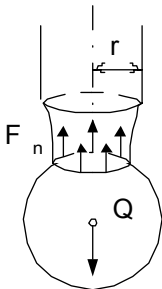


Рис. 6.4.

Деякі речовини збільшують коефіцієнт поверхневого натягу рідини. Це обумовлено тим, що їх молекули взаємодіють з молекулами рідини сильніше, ніж молекули рідини між собою. Очевидно, що молекули таких домішок будуть втягнуті усередину рідини і в поверхневому шарі залишаться переважно молекули рідини. Стосовно води прикладами такого роду домішок є цукор і сіль.

Існує багато методів визначення коефіцієнта поверхневого натягу. Розглянемо лише метод відриву краплини і метод відриву кільця.

А. Метод відриву краплини

Якщо рідина вільно витікає з нижнього кінця вузької вертикальної трубки, то утворюються краплини. При виході з трубки розмір краплин поступово зростає, але вона відривається лише тоді, коли досягає певного розміру. Краплина відривається тоді, коли її вага стає рівною силі поверхневого натягу, яка її утримує, тобто

$$P = F, \quad (6.3)$$

де P – вага краплини в момент відриву.

Сили поверхневого натягу в місці відриву будуть напрямлені по дотичних до поверхні і перпендикулярно до контуру, по якому відбувається відрив краплини (див. рис. 6.4)

Якщо τ_u – радіус шийки краплини, то сила поверхневого натягу буде дорівнювати:

$$F = 2\tau_u l, \quad (6.4)$$

підставляючи (6.4) в (6.3), одержимо

$$P = 2\tau_u l, \quad (6.5)$$

звідки

$$l = Z \frac{P}{2\tau_u}, \quad (6.6)$$

вважаємо, що радіус шийки краплини приблизно дорівнює радіусу отвору нижнього кінця бюретки ($\tau_u = \tau$).

Оскільки радіус отвору бюретки досить складно визначити, використовують метод порівняння. Для цього треба взяти іншу рідину і пропустити її через бюретку. Враховуючи, що радіус бюретки однаковий і для двох рідин, то

$$\frac{\sigma_1}{\sigma_2} = \frac{P_1}{P_2}, \quad (6.7)$$

З (6.7) випливає формула для розрахунку коефіцієнта поверхневого натягу досліджуваної рідини:

$$\sigma = \sigma_1 \cdot \frac{P}{P_1}, \quad (6.8)$$

де σ – коефіцієнт поверхневого натягу досліджуваної рідини, σ_1 – коефіцієнт поверхневого натягу дистильованої води, P – вага однієї краплини досліджуваного розчину, P_1 – вага однієї краплини дистильованої води.

Відзначимо, що розглянутий метод визначення коефіцієнта поверхневого натягу справедливий для двох рідин з близькими коефіцієнтами в'язкості.

Б. Метод відриву кільця

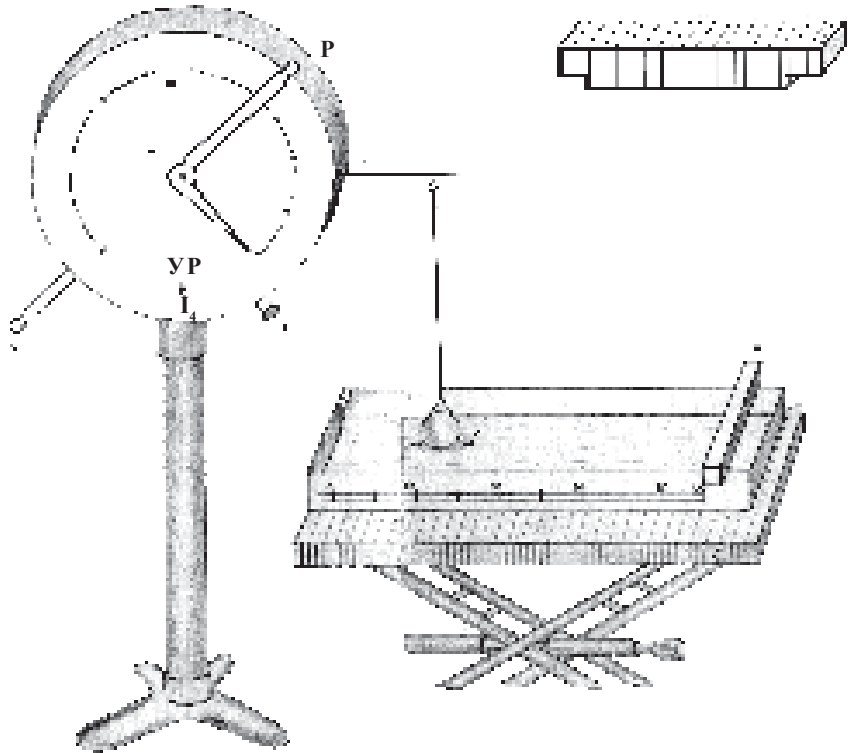


Рис. 6.5.

Металеve кільце дотикається до поверхні рідини так, як показано на рис. 6.5. Контур, по якому діють сили поверхневого натягу, складається із зовнішнього і внутрішнього обводів кільця $l = \pi D_1 + \pi D_2$, де D_1 – внутрішній, а D_2 – зовнішній діаметр кільця.

Якщо силу, яку треба прикласти до кільця для того, щоб відірвати його від поверхні рідини, позначити F , то $F = \sigma \cdot \pi(D_1 + D_2)$, коефіцієнт поверхневого натягу

$$\sigma = \frac{F}{\pi(D_1 + D_2)}. \quad (6.9)$$

Величину сили F можна визначити за допомогою ваги Вільгельма-Ленгмюра. K – кінець коромисла для підвішування металевого кільця $П$, $Ш$ – шийка ваги, A – аретир, який закріплює коромисло ваги, $У$ – показник ваги, який можна переводити на різні поділки шкали за допомогою важеля P . При відсутності навантаження показник ваги $У$ повинен знаходитись в нульовому положенні, а показник рівноваги $УP$ повинен дати суміщення з поділкою, що відзначає положення рівноваги. Ціна поділки шкали в одиницях поверхневого натягу K дорівнює:

$$K = \frac{0,98}{\delta(D_1 + D_2)} \cdot$$

Тоді коефіцієнт поверхневого натягу

$$\sigma = K \cdot n, \quad (6.10)$$

де n – число поділок шкали.

Порядок виконання роботи

А. метод відриву краплини

1. Перевірити наявність приладів, необхідних для роботи.
2. Промити склянки дистильованою водою і поставити їх сушитися у сушильну шафу.
3. Після цього зважити їх і записати вагу кожного з них.
4. Промити бюретку дистильованою водою.
5. Налити в бюретку дистильованої води і відрегулювати кран так, щоб було зручно рахувати кількість витікаючих крапель.
6. Відрахувати в кожную склянку по 100 крапель дистильованої води, зважити їх по черзі і обчислити вагу однієї краплі.
7. Вилити воду зі склянок і висушити їх.
8. Промити бюретку з досліджуваним розчином.
9. Налити в бюретку досліджуваний розчин та відрегулювати кран.
10. Визначити вагу краплини досліджуваного розчину аналогічно п. 6.
11. Результати всіх вимірювань занести в таблицю:

№ п/п	Вага склянки (г)	Дистильована вода			Досліджуваний розчин			
		Вага склянки з H ₂ O, г	Вага 100 краплин, г	Вага	Вага склянки з розчином, г	Вага 100 краплин, г	Вага	
				краплини P ₁ ΔP ₁			Р	ΔР
1								
2								
3								
Сер.	-	-	-		-	-		

12. Знайти середнє значення ваги краплини дистильованої води і досліджуваного розчину.

13. Обчислити величину коефіцієнта поверхневого натягу за формулою (6.8).

14. Значення σ_1 для дистильованої води знайти за таблицею (див. Додаток: таблиця 6.7).

15. Обчислити величину абсолютної похибки за формулою частки.

Б. Метод відриву кільця

1. Встановити показник ваги U важеля P . Обертаючи головку T , зрівноважують кільце, добиваючись зміщення UP з ризкою, що відзначає положення рівноваги на шкалі приладу.

2. За допомогою підйомного столика C кювету підняти доти, поки кільце не доторкнеться поверхні рідини (нижня площа кільця повинна бути горизонтальною).

3. Звільнити важіль аретира A повільним переміщенням UP з ризкою, яка вказує на положення рівноваги, і записати показання приладу.

4. За допомогою штангенциркуля виміряти внутрішній D_1 і зовнішній D_2 діаметри кільця.

5. Розрахувати коефіцієнт поверхневого натягу досліджуваної рідини за формулою (6.10).

Примітка. Перевірте точність показань ваги Вільгельма-Ленгмюра по дистильованій воді, коефіцієнт поверхневого натягу візьміть з таблиці (див. Додаток: таблиця 7).

Завдання для самостійної роботи

1. Що таке поверхневий натяг?
2. Що називається коефіцієнтом поверхневого натягу? Одиниці виміру.
3. Від чого залежить коефіцієнт поверхневого натягу?
4. Метод визначення коефіцієнта поверхневого натягу методом відриву краплини.
5. Метод визначення коефіцієнта поверхневого натягу методом відриву кільця.
6. Навести приклади поверхневого натягу в біології та медицині.
7. Роль коефіцієнта поверхневого натягу при діагностиці захворювання.

Лабораторна робота № 7 ВИВЧЕННЯ ДОДАВАННЯ ВЗАЄМНО ПЕРПЕНДИКУЛЯРНИХ КОЛИВАНЬ

Методика додавання коливань (за принципом утворення фігур Ліссажу) використовується для дослідження біопотенціалів серця і дозволяє зареєструвати петлі P , QRS і T , які є проєкціями просторової фігури, яку описує кінець інтегрального електричного вектора серця, за цикл його роботи на фронтальну площину тіла.

Дана лабораторна робота сприяє кращому розумінню методу вектор-електрокардіографії.

Мета роботи: навчитися визначати частоту і різницю фаз електричних коливань.

Прилади і матеріали: електронний осцилограф, два звукові генератори, провідники.

Теоретичні відомості

Щоб дослідити форму складного коливання, яке є сумою двох взаємно перпендикулярних коливань, використовують електронний осцилограф, який дозволяє здійснити додавання електронного променя у двох взаємно перпендикулярних напрямках. Слід електронного про-

меня на екрані описує траєкторію, яка виникає як результат участі світлової плями у двох взаємно перпендикулярних коливальних рухах.

Нехай коливання сліду променя у вертикальному напрямку відбувається за законом $y = b \cos(\omega t + \varphi)$, а в горизонтальному напрямку – згідно з формулою $x = a \cos(\omega t)$. Щоб з'ясувати характер результуючої траєкторії, потрібно з цих двох рівнянь виключити час і отримати рівняння. Записуючи вирази зміщень у вигляді

$$\frac{x}{a} = \cos(\omega t) ; \tag{7.1}$$

$$\frac{y}{b} = \cos(\omega t + \varphi) = \cos \omega t \cdot \cos \varphi - \sin \omega t \cdot \sin \varphi$$

і замінюючи у другому рівнянні $\cos \omega t$ на $\frac{x}{a}$ і $\sin \omega t$ на $\sqrt{1 - \left(\frac{x}{a}\right)^2}$,

після відповідних перетворень отримуємо рівняння еліпса, повернутого стосовно до осей координат:

$$\frac{x^2}{a^2} \sin^2 \varphi + \frac{y^2}{b^2} \cos^2 \varphi - \frac{2xy}{ab} \sin \varphi \cos \varphi = \cos^2 \varphi. \tag{7.2}$$

Почнемо змінювати параметри коливань і прослідкуємо за поведінкою еліпса. Якщо змінюватиметься різниця фаз, то еліпс буде змінювати свою форму і одночасно повертатись. При різниці фаз, рівній 90° , осі еліпса будуть збігатися з осями координат. При зміні різниці фаз в меншій чи більшій бік еліпс почне повертатися направо чи наліво і одночасно звужуватися. Коли різниця фаз буде рівною 0 , то еліпс виродиться в пряму лінію.

Якщо амплітуди коливань вздовж вертикалі і горизонталі рівні, то при різниці фаз у 90° і 270° траєкторія стає колом. Між цими двома різницями фаз є відмінність. В одному випадку промінь оббігає коло за годинниковою стрілкою, а в іншому – проти.

Для визначення частоти і зсуву фаз досліджуваних електричних коливань використовують метод фігур Ліссажу. Фігурами Ліссажу називаються фігури, які утворюються при додаванні двох взаємно перпендикулярних гармонічних коливань. Вигляд фігури Ліссажу залежить від

співвідношення частот, амплітуд і фаз коливань, які додаються. Фігури можуть бути у вигляді кола, еліпса, прямої лінії, горизонтальної або вертикальної вісімки, а також інших більш складніших фігур.

Для визначення частоти коливань користуються правилом: відношення частот взаємно перпендикулярних коливань, які додаються, пропорційне числу вершин вздовж відповідних осей координат OX і OY , тобто

$$\frac{V_x}{V_y} = \frac{n_x}{n_y}, \quad (7.3)$$

де V_y – частота досліджуваних коливань, яка подається на вертикально відхиляючі пластини;

n_y – число вершин фігури Ліссажу вздовж (в напрямі) осі OY ;

V_x – частота відомого коливання, яке подається безпосередньо на горизонтально відхиляючі пластини;

n_x – число вершин фігури Ліссажу вздовж осі OX .

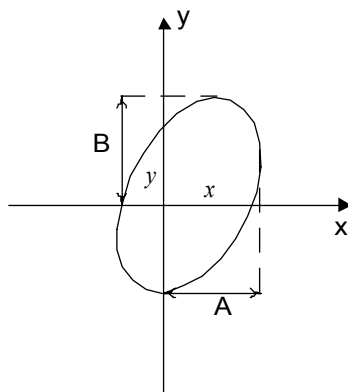


Рис. 7.1.

Різниця фаз $\Delta\varphi$ гармонічних коливань визначається методом еліпса. Для цього на горизонтально і вертикально відхиляючі пластини подають гармонічні коливання однакової частоти. Тоді промінь на екрані описує еліпс. За довжиною відрізків x і y (див. рис. 7.1), які відсікаються еліпсом по осях координат і за максимальними відхиленнями променя в напрямі осей координат (A і B), можна визначити зсув фаз $\Delta\varphi$.

$$\sin \Delta\varphi = \pm \frac{x}{A} = \frac{y}{B}; \quad \Delta\varphi = \arcsin \frac{x}{A} = \arcsin \frac{y}{B}. \quad (7.4)$$

Порядок виконання роботи

1. Скласти установку за схемою (рис. 7.2).
2. Вимкнути генератор розгортки осцилографа. Для цього потрібно ручку “Диапазон частот”, що розташована на передній панелі осцилографа, поставити в положення “Выкл”.

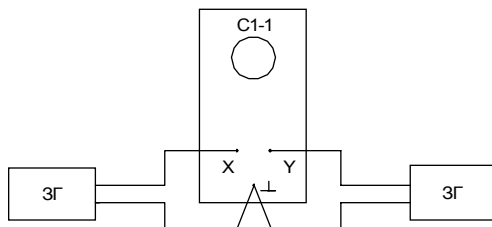


Рис. 7.2

Ручку звукового генератора “Амплитуда” встановити на поділці “0”.

4. По шкалі правого звукового генератора встановити вказану викладачем частоту.

5. Увімкнути електронний осцилограф і генератори. Вивести світлову пляму на середину екрана осцилографа і сфокусувати її.

6. За допомогою ручки осцилографа “Усилення по осі X” добитися тонкої горизонтальної смуги на екрані. Довжина смуги має дорівнювати близько половині діаметра екрана.

7. Обертанням ручки звукового генератора “Амплитуда” добитись появи на екрані осцилографа фігури Ліссажу і встановити її симетрично відносно координатних осей.

8. Змалювати з екрана осцилографа одержану фігуру Ліссажу і координатну сітку.

9. Підрахувати кількість точок перетину фігури Ліссажу з віссю $OX(n_x)$ та віссю $OY(n_y)$. Якщо вісь координат проходить через точку перетину гілок кривої, її рахують двічі.

10. Частоту V_x досліджуваного гармонічного коливання обчислити за формулою $V_x = \frac{n_x}{n_y} \cdot V_y$. Знайдену кількість точок n_x і n_y

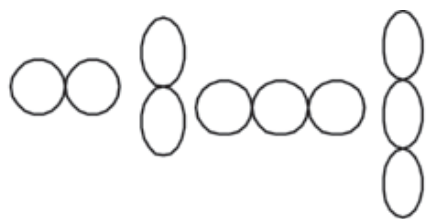


Рис. 7.3

3. Поставивши ручки “Усилення по осі X” та “Усилення по осі Y” у нульові положення, добитися мінімального підсилення змінної напруги, що подається від генераторів на пластини електронно-променевої трубки осцилографа.

підставити у формулу і обчислити шукану частоту.

11. Обчислення провести для фігур Ліссажу, наведених на рис. 7.3.

12. Одержати на екрані осцилографа еліпс, зарисувати його і обчислити різницю фаз за формулою (7.4).

Завдання для самостійної роботи

1. Що називається фігурами Ліссажу?
2. Які фігури утворюються при накладанні двох взаємно перпендикулярних коливань з однаковими частотами?
3. Чому одному й тому самому відношенню частот відповідають різні фігури?
4. Отримати формулу коливань променя на екрані осцилографа при додаванні двох взаємно перпендикулярних коливань однакової частоти з різницею фаз $\frac{\pi}{2}, \frac{3\pi}{2}, \frac{5\pi}{2}$.

Лабораторна робота № 8 ТЕРМОДИНАМІКА БІОЛОГІЧНИХ СИСТЕМ

Важливою властивістю живих організмів є здатність перетворювати і запасати енергію в різноманітних формах. Загальні закони перетворення енергії вивчає термодинаміка. Закони термодинаміки (початок) універсальні і є загальними для явищ як живої, так і неживої природи. Термодинаміка – феноменологічна наука, вона виникла в результаті узагальнення експериментальних фактів і явищ.

Лікар, вивчаючи складні процеси в організмі людини, створює моделі на основі феноменологічного підходу, тобто шляхом аналізу численних медико-біологічних даних. Закони термодинаміки являють собою саме ту універсальну основу, на якій повинні створюватися і аналізуватися ці моделі.

Мета роботи: Вивчити основні положення термодинаміки відкритих систем. Навчитися застосовувати термодинамічні методи для дослідження відкритих медико-біологічних систем.

Прилади і матеріали: Мікрокалькулятор, ПК.

Теоретичні відомості

Термодинаміка – це наука, яка вивчає процеси, які перебігають у природі і пов’язані зі зміною та перетворенням енергії, теплоти і роботи. Загальний закон природи – закон збереження та перетворення енергії – є вихідним положенням термодинаміки.

У рівноважній термодинаміці закон збереження енергії формулюється так: при будь-яких процесах в ізольованій термодинамічній системі внутрішня енергія системи U залишається сталою:

$$U = \text{const}, \text{ або } \Delta U = 0. \quad (8.1)$$

Під внутрішньою енергією системи розуміють суму кінетичної і потенціальної енергії частинок, з яких складається система. Внутрішня енергія є функцією стану системи ΔU рівна різниці двох значень внутрішньої енергії, що відповідають кінцевому і початковому станам системи. Внутрішня енергія може змінюватися в результаті двох різних процесів: при виконанні роботи і при теплообміні. Кількість теплоти Q , як і робота A , є функціями процесу, а не стану системи, їх не можна виразити у вигляді різниці двох значень параметра в кінцевому і початковому станах.

Розглянемо ізольовану систему, яка складається з трьох тіл – 1, 2, 3. Нехай між тілами 1 і 2 відбувається теплопередача, а між тілами 1 і 3 – механічна взаємодія. При теплопередачі кількості теплоти Q внутрішня енергія тіла 2 зміниться на $\Delta U_2 = -Q$, а внутрішня енергія тіла 3 в результаті виконання роботи зміниться на $\Delta U_3 = -A$. Згідно з законом збереження енергії

$$\Delta U_1 + \Delta U_2 + \Delta U_3 = 0. \quad (8.2)$$

Звідси

$$\Delta U_1 = -\Delta U_2 - \Delta U_3 = Q + A. \quad (8.3)$$

Оскільки тіло 1 є неізольованою термодинамічною системою, можна зробити висновок, який має загальний характер: в замкнутій термодинамічній системі зміна внутрішньої енергії рівна сумі кількості теплоти переданої системі і роботи зовнішніх сил над системою: $\Delta U = Q + A$.

Цей вираз закону збереження і перетворення енергії називається *першим законом термодинаміки*.

Перший закон термодинаміки показує еквівалентність теплоти і роботи як двох форм передачі енергії. Проте цей закон нічого не говорить про умови перетворення теплоти і роботи. Відомо, що перетворення механічної роботи в теплоту може відбутися без будь-яких обмежень і спеціальних умов. Але перетворення теплоти в роботу потребує певних умов: наявності нагрівника, холодильника і робочого тіла. Крім цього, енергія теплового руху частинок речовини якісно відрізняється від усіх інших видів енергії – механічної, електричної, хімічної, ядерної. Ця відмінність полягає в тому, що тільки виключно енергія теплового руху не може повністю перетворитися в будь-яку іншу форму енергії. В результаті цього довірливий фізичний процес, у якому відбувається перетворення будь-якого виду енергії в енергію теплового руху молекул, є необоротним процесом, тобто він не може бути здійсненим повністю в оборотному напрямі. Ці положення виражають суть *другого закону термодинаміки*: в ізольованій системі неможливий самовільний перехід тепла від менш нагрітого тіла до більш нагрітого (формулювання Клаузіуса), або неможливий вічний двигун другого роду (формулювання Томсона), тобто такий періодичний процес, єдиним результатом якого було б перетворення теплоти в роботу внаслідок охолодження одного тіла.

Згідно з другим законом, стан систем можна описати особливою функцією стану – ентропією S . Різниця значень ентропії для двох станів рівна сумі приведених теплот при зворотному переході системи з одного стану в інший:

$$\Delta S = \sum Q_{np} . \quad (8.4)$$

Приведеною теплотою називають кількість теплоти, що припадає на одиницю абсолютної температури T , при якій теплота передається тілу або забирається від нього:

$$Q_{np} = \frac{Q}{T} . \quad (8.5)$$

При необоротних процесах $\Delta S > \sum Q_{np}$. Для системи, яка не здійснює теплообміну з середовищем, $\sum Q_{np} = 0$, а $\Delta S \geq 0$.

Отже, в ізольованій системі ентропія залишається незмінною в рівноважних (оборотних) процесах і зростає в нерівноважних процесах. Таким чином, самовільний нерівноважний процес, що перебігає в ізольованій системі, завжди викликає збільшення ентропії до її максимальних значень при закінченні процесу і встановлення термодинамічної рівноваги.

Згідно з молекулярно-кінетичною теорією ентропію найбільш вдало можна охарактеризувати як міру неупорядкованості частинок системи. Так, наприклад, при конденсації газу або кристалізації рідини при постійній температурі відбувається виділення теплоти і ентропія зменшується, а порядок в розташуванні частинок зростає. Неупорядкованість системи кількісно характеризується термодинамічною ймовірністю W (число способів розміщення частинок або число мікростанів, що реалізують даний макростан). Згідно з принципом Больцмана

$$S = k \cdot \ln W, \tag{8.6}$$

де k – стала Больцмана, $k = 1,38 \cdot 10^{-23}$ Дж/К.

Серед функцій стану слід назвати ще три, які використовуються при тих чи інших фіксованих параметрах.

1. Ентальпія: $H = U + PV$. (8.7)

У випадку ізобаричного процесу ($P = const$):

$dH = dU + PdV + VdP$ – зміна ентальпії рівна поглинанню або утворенню тепла.

2. Вільна енергія Гельмгольца: $F = U - TS$. (8.8)

Для ізотермічного процесу $dT = 0$.

$dF = dU - TdS - SdT$ – зміна вільної енергії Гемгольца визначає роботу, яку може виконати система.

3. Вільна енергія Гіббса: $G = H - TS$. (8.9)

Більшість біологічних перетворень відбуваються при постійних тиску і температурі ($dP = 0$ і $dT = 0$). У таких умовах $dG = dH - TdS - SdT$ – зміна вільної енергії Гіббса дає максимальну роботу A' , яку можна отримати при переході системи до рівноваги.

Реальні процеси не є рівноважними і оборотними. Для термодинамічного опису таких реальних процесів поблизу їх рівноважного стану створена термодинаміка необоротних процесів. Перерахуємо її основні положення:

1. Лінійний закон: потоки є лінійними функціями термодинамічних сил

$$I_i = \sum_k L_{ik} \cdot X_k, \quad (8.10)$$

де $I_i = \{I_e, I_q, I_c\}$ – потоки, L_{ik} – кінетичні коефіцієнти, $X_k = \{\nabla\varphi, \nabla T, \nabla C\}$ – термодинамічні сили.

Частковими випадками лінійного закону є:

закон Ома

$$\vec{I}_e = -\gamma \cdot \nabla \vec{\varphi}, \quad (8.11)$$

закон Фур'є

$$\vec{I}_q = -\chi \cdot \nabla \vec{T},$$

закон Фіка

$$\vec{I}_c = -D \cdot \nabla \vec{C},$$

де I_e, I_q, I_c – потоки заряду, тепла, речовини, $\nabla\varphi, \nabla T, \nabla C$ – відповідно градієнти електричного поля, температури, концентрації, γ, χ, D – коефіцієнти електропровідності, теплопровідності, дифузії.

2. Принцип симетрії кінетичних коефіцієнтів Онсагера.

Крім згаданих прямих процесів переносу, існують також перехресні процеси. Наприклад, процес термодифузії – виникнення потоку частинок під дією градієнта температури або виникнення потоку тепла під дією градієнта концентрації (обернений процес).

Означення: кінетичні коефіцієнти в перехресних процесах переносу рівні між собою ($L_{ik} = L_{ki}$).

Так, при наявності градієнтів температури і концентрації рівні коефіцієнт, що зв'язує потік частинок і градієнт температури, та коефіцієнт, що зв'язує потік тепла і градієнт концентрації.

3. Вироблення ентропії – це швидкість зміни ентропії з часом:

$$\sigma = \frac{dS}{dT}. \quad (8.12)$$

Онзагер показав, що $\sigma = \sum I_k \cdot X_k = I_1 \cdot X_1 + I_2 \cdot X_2 + \dots$

Цей важливий результат означає, що вироблення ентропії рівне сумі добутків потоків на відповідні термодинамічні сили. Так, вклад у вироблення ентропії дає дифузія, зв'язана з потоком тепла і градієнтом температури.

4) Спряженість потоків.

В ізольованій системі вироблення ентропії завжди додатне: $\sigma \geq 0$. Це означає, що при наявності двох, наприклад, потоків вклади у вироблення ентропії від кожного з них повинні бути в сумі додатними: $\sigma = I_1 \cdot X_1 + I_2 \cdot X_2 \geq 0$. Разом з тим кожний з них не обов'язково повинен бути додатним.

Спряженістю потоків називають таке співвідношення між потоками, при якому додатне вироблення ентропії від одного потоку компенсує зменшення ентропії від другого потоку, який був би неможливий в ізольованій системі.

5. Стаціонарний стан і теорема Пригожина про мінімум вироблення ентропії.

Повну зміну ентропії dS в системі можна подати у вигляді суми двох складових, що описують:

а) процеси зміни ентропії всередині системи dS_p ,

б) процеси зміни ентропії системи внаслідок взаємодії з зовнішнім середовищем dS_e :

$$dS_i + dS_e \geq 0.$$

Стаціонарним називається такий стан системи, при якому повна зміна ентропії $dS=0$. Тоді маємо $dS_i = -dS_e$. Оскільки всередині системи ідуть необоротні процеси, то $dS_i \geq 0$, тому $dS_e \leq 0$.

Отже, ентропія, вироблена всередині системи, повністю виходить в навколишнє середовище. Іншими словами, можна стверджувати, що організми в стаціонарному стані живляться від'ємною ентропією.

Пригожин довів, що в стаціонарному стані вироблення ентропії мінімальне: $\sigma = \sigma_{\min}$ (теорема Пригожина). Принцип мінімального приросту ентропії являє собою кількісний критерій для визначення загального напрямку самовільних змін у відкритій системі, або критерій її еволюції. За зміною величини σ можна передбачити перехід системи в кінцевий стаціонарний стан, якщо процеси переходу перебігають поблизу рівноваги.

Типові задачі з розв'язками

Задача №1

Нехай в посудині об'ємом V , умовно поділений на дві частини, є дві молекули, яким присвоїли відповідно номери 1 і 2. Як можуть

розміститися ці молекули в посудині? Знайти число мікростанів (термодинамічну ймовірність) і ентропію кожної конфігурації.

Розв'язок

Обидві молекули №1 і №2 можуть перебувати в лівому або правому об'ємі. Молекула №1 може бути в лівому об'ємі, а №2 в правому і навпаки. Але, коли ми знехтуємо номерами молекул, тоді два останні розподіли стануть однаковими. Отже, макророзподіл може реалізуватися трьома способами. У теоретичній фізиці показано, що число мікророзподілів N частинок по n станах, тобто термодинамічна ймовірність, задається формулою

$$W = \frac{N!}{N_1! \cdot N_2! \cdot \dots \cdot N_n!},$$

де N_1 – число часток в першому стані (тут в першому об'ємі);

N_2 – число часток в другому стані (тут в другому об'ємі) і т.д.

$$N! = 1 \cdot 2 \cdot 3 \cdot \dots \cdot N.$$

Термодинамічна ймовірність для перших двох конфігурацій $W_{1,2} = 1$, для третьої – $W_3 = 2$, ентропія: $S_1 = S_2 = k \cdot \ln 1 = 0$, $S_3 = k \cdot \ln 2$.

Задача №2

Записати зміну ентальпії через зміну внутрішньої енергії, тиску і об'єму. Розглянути частковий випадок ізобаричної системи.

Розв'язок

Запишемо вираз для першого закону термодинаміки

$$dQ = dU + PdV.$$

Для ізобаричного процесу ($P = \text{const}$) буде справедливий запис цього рівняння у такому вигляді: $dQ = d(U + PV)$. За означенням ентальпії $H = U + PV$, отже $dQ = dH$, а $dH = dU + PdV$.

Задача №3

Узагальнити закон Ома в диференційній формі на випадок, коли в системі існує також градієнт концентрації.

Розв'язок

Закон Ома в диференційній формі має вигляд: $\vec{I}_e = \vec{j} = \gamma \cdot \vec{E}$. Напруженість електричного поля E зв'язана з градієнтом потенціалу електричного поля:

$$\vec{E} = \text{grad} \psi$$

Таким чином, закон Ома можна записати так: $\vec{I}_e = -\tilde{\alpha} \cdot \nabla \phi$. При наявності градієнта концентрації, відповідно до лінійного закону, маємо: $\vec{I}_e = -\tilde{\alpha} \cdot \nabla \phi + L_{12} \cdot \nabla C$, де L_{12} – кінетичний коефіцієнт.

Задачі для самостійного розв'язку

Задача №1

В об'ємі, умовно поділеному на дві частини, знаходиться $n=3$ молекули. Знайти термодинамічну ймовірність і ентропію кожної з можливих конфігурацій системи.

Задача №2

У посудині, розділеній пористою мембраною, є $n=5$ молекул. Знайти число мікростанів і ентропію кожної конфігурації.

Задача №3

Записати зміну вільної енергії Гіббса через зміну ентальпії, температури і ентропії. Розглянути частковий випадок ізотермічної системи.

Задача №4

Записати зміну вільної енергії Гельмгольца при необоротному ізохорно-ізотермічному процесі.

Задача №5

У системі є градієнт температури і концентрації та потоки частинок і тепла. Записати лінійні закони і принцип симетрії для такої системи.

Задача №6

Яка ймовірність того, що кількість теплоти 1 Дж буде передана тілом, температура якого 300 °К, тілові з температурою 301 °К.

Завдання для самостійної роботи

1. Термодинамічний метод вивчення біологічних систем.
2. Термодинаміка рівноважних ізольованих систем:
 - I і II закони термодинаміки;
 - ентропія, зв'язок ентропії з термодинамічною ймовірністю;
 - термодинамічні потенціали.
3. Термодинаміка відкритих систем поблизу рівноваги:
 - лінійний закон для потоків і термодинамічних сил;

- принцип симетрії і кінетичних коефіцієнтів;
- вироблення ентропії, спряження потоків;
- стаціонарний стан, теорема Пригожина.

Лабораторна робота № 9

ВИВЧЕННЯ МЕМБРАННИХ ПОТЕНЦІАЛІВ

Наявність мембранного потенціалу – характерна особливість клітин. Він підтримується за життя клітин і зникає з їх смертю. Ця обставина наводить на думку про зв'язок мембранного потенціалу з обміном речовин. Вважають, що в живих клітинах є дві форми уніфікованої енергії – хімічна (АТФ) і фізична (мембранний потенціал). Мембранний потенціал бере участь у виконанні різних типів хімічної та осмотичної роботи, а також у теплопродукції. Наявність іонної асиметрії і постійної електричної поляризації плазматичної мембрани є основною передумовою, що забезпечує збудливість клітин, їхню здатність миттєво переходити в активний стан під впливом подразників. Мембранний потенціал є тим запасом потенціальної електричної енергії, яка використовується для генерації електричних імпульсів, що забезпечують зв'язок, регуляцію і управління в організмі та служать елементом кодування інформації.

Мета роботи: вивчити механізми виникнення біопотенціалів і навчитися розраховувати величину потенціалів спокою.

Прилади і матеріали: мікрокалькулятор, ПК.

Теоретичні відомості

У протоплазмі і міжклітинному середовищі міститься у великій кількості вода, яка виконує роль розчинника і дисперсійного середовища. Звідси зрозуміло, що тканинний електрогенез відбувається в умовах розчинів. У зв'язку з цим доцільно розглянути можливі фізико-хімічні механізми виникнення різниці потенціалів у розчинах. Відомі два шляхи утворення такої різниці потенціалів:

- а) зв'язування або звільнення електронів;

б) нерівномірний розподіл різнойменних іонів.

Першим способом утворюються потенціали електродні, концентраційні й окисно-відновні, другим – дифузійні, міжфазові і мембранні.

Механізм виникнення різниці потенціалів у живих тканинах пов'язаний з нерівномірним розподілом іонів. Типовим прикладом утворення різниці потенціалів за рахунок нерівномірного розподілу катіонів і аніонів є дифузійний потенціал. Якщо взяти однойменні розчини різної концентрації і привести їх у контакт, то почнеться вирівнювання концентрації розчинів за рахунок дифузії катіонів і іонів з місця їх більшої концентрації. Але якщо рухливість катіонів і іонів різна, то одні з них дифундуватимуть швидше, другі – повільніше. Внаслідок цього катіони та іони розподіляються нерівномірно відносно будь-якої межі.

Величину дифузійної різниці потенціалів $\Delta\varphi_{\text{диф}}$ визначають за формулою Гендерсона:

$$\Delta\varphi_{\text{диф}} = \frac{U_k - U_a}{U_k + U_a} \cdot \frac{RT}{ZF} \ln \frac{C_1}{C_2}, \quad (9.1)$$

де U_k, U_a – рухливість катіонів і аніонів відповідно;

R – універсальна газова стала, $R=8,31$ Дж/(моль·К);

T – абсолютна температура, К;

Z – валентність іонів;

F – число Фарадея, $F=9,648 \cdot 10^7$ Кл/моль;

C_1, C_2 – концентрації першого і другого розчинів, ммоль/л.

Якщо на шляху дифузії іонів помістити перегородку, здатну пропускати іони тільки одного знаку, то рухливість іонів, які затримуються перегородкою, дорівнюватиме нулю. Внаслідок цього різниця рухливості виявиться максимальною і по обидва боки перегородки утвориться різниця потенціалів. Коли перегородка затримує аніони $U_a=0$, то з формули (9.1) маємо

$$\varphi_M = \frac{RT}{ZF} \ln \frac{C_1}{C_2}. \quad (9.2)$$

Перегорідками, що здатні затримувати одні іони і пропускати інші, служать різні штучні мембрани і поверхнева цитоплазматична мембрана живих клітин. Потенціал φ_M , який виникає на біологічних мембранах, називається потенціалом Нернста.

Нерівномірний розподіл іонів може відбуватися за рахунок неоднакової сорбції (поглинання) іонів різними фазами, наприклад водною і ліпідною. Внаслідок цього катіони сконцентруються в одній фазі, а аніони – в іншій, тобто виникне міжфазова різниця потенціалів. У найзагальнішому випадку величину міжфазової різниці потенціалів можна оцінити за формулою (9.2).

У 1902 р. Бернштейн висунув гіпотезу, згідно з якою потенціал Нернста виникає завдяки проникності цитоплазматичної мембрани для іонів K^+ . Це припущення було підтверджене для великих концентрацій K^+ . При низьких концентраціях K^+ дані дослідів розходяться з розрахунками.

Причина відхилення потенціалу на мембрані від потенціалу Нернста – проникність мембрани не тільки для іонів K^+ , але й для інших іонів.

Густина потоку іонів I через мембрану визначається рівнянням Теорелла:

$$I = z C U \frac{d\mu}{dx}, \quad (9.3)$$

де μ – електрохімічний потенціал, U – рухливість іонів.

Для i -го іона в розчині з концентрацією C_i і електричним потенціалом ϕ

$$\mu_i = \mu_i^0 + RT \ln C_i + z_i F \phi, \quad (9.4)$$

де μ_i^0 – хімічна спорідненість іона до розчинника.

Підставивши (9.4) в (9.3) і враховуючи, що для однорідного розчину $d\mu_i/dx = 0$, отримаємо електродифузійне рівняння Нернста-Планка:

$$I = z U R T \frac{dc}{dx} - z C U F \frac{d\phi}{dx}. \quad (9.5)$$

Проінтегрувавши рівняння (5) в інтервалі x від 0 до l (товщина мембрани) і e від C_B і C_3 (концентрація іонів всередині і зовні клітини), отримаємо

$$I = P \cdot \psi \frac{C_B - e^{\psi} C_3}{e^{\psi} - 1}, \quad (9.6)$$

де ψ – безрозмірний потенціал мембрани, P – коефіцієнт проникності мембрани.

Одна з характерних особливостей проникності біологічних мембран – це вибірковість, тобто значна різниця коефіцієнта проникності мембран P для різних іонів. Ця вибірковість зв'язана з коефіцієнтом розподілу іонів. Концентрація будь-яких іонів однієї природи різна по різні сторони мембрани. Різниця концентрації іонів всередині і зовні клітини створюється помпами – системами активного транспорту. Ці фактори приводять до появи в нормально функціонуючій клітині різниці потенціалів між цитоплазмою і навколишнім середовищем (потенціал спокою). Основний вклад в створення і підтримання потенціалу спокою практично у всіх клітинах вносять іони Na^+ , K^+ , і Cl^- . Сумарна густина потоку цих іонів з врахуванням їхнього знаку рівна:

$$I = I_{Na^+} + I_{K^+} - I_{Cl^-}. \quad (9.7)$$

Виникаючий потенціал буде гальмувати перенесення іонів, поки сумарний потік не припиниться і система не перейде в стан, коли $I=0$. При цьому система не обов'язково прийде в рівноважний стан, тому що нульове значення сумарного потоку не означає рівності нулю всіх утворюючих його потоків.

Підставивши значення потоків I_{Na^+} , I_{K^+} , I_{Cl^-} , згідно з рівнянням (9.6), в рівняння (9.7) і прирівнявши його до нуля, отримаємо

$$\varphi_M = \frac{R\Gamma}{F} \ln \frac{P_{Na} [Na^+]_B + P_K [K^+]_B + P_{Cl} [Cl^-]_3}{P_{Na} [Na^+]_3 + P_K [K^+]_3 + P_{Cl} [Cl^-]_B}, \quad (9.8)$$

де квадратними дужками $[]_B$ і $[]_3$ позначимо концентрації іонів відповідно всередині і зовні клітини.

Рівняння (9.8) називають рівнянням Гольдмана–Ходжкіна–Катца.

Рівноважний стан можна розглядати як частковий випадок стаціонарного стану. Рівняння Нернста (9.2) – це частковий випадок рівняння Гольдмана (9.8). Дійсно, якщо $P_{Na} = 0$, $P_{Cl} = 0$, а $P_K \neq 0$, то:

$$\varphi_M = \frac{R\Gamma}{F} = \ln \frac{[K^+]_B}{[K^+]_3}. \quad (9.9)$$

Практично, в усіх вивчених до теперішнього часу випадках потенціал на мембрані клітини може бути описаний рівнянням Гольдма-

на, яке враховує роль коефіцієнта проникності мембрани для іонів і тому точніше описує величину мембранного потенціалу спокою.

При збудженні нервових клітин і клітин м'язів мембранний потенціал змінюється за величиною і знаком. Ці зміни, що нагадують аперіодичний процеси зарядки і розрядки конденсатора, називають потенціалом дії (рис. 9.1). У нервових волокнах відбувається поширення потенціалу дії.

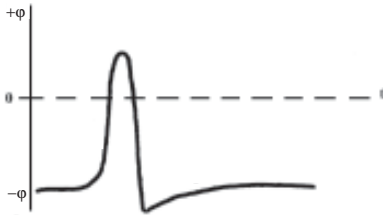


Рис. 9.1.

У 1902р. Овертон, а потім у 1912р. Бернштейн припустили, що в основі появи потенціалу дії лежить тимчасове підвищення іонної проникності мембран збуджених клітин. У 1939р. Колу і Куртісу вдалося виміряти зміну опору (імпе-

данс) мембрани гігантського аксона кальмара під час поширення по ньому потенціалу дії.

Щоб зрозуміти, для яких іонів змінюється проникність мембрани, слід звернути увагу на те, що потенціал дії приводить до короткочасного зростання потенціалу всередині клітини. Від'ємний відносно навколишнього розчину потенціал клітини стає додатним.

Рівноважні потенціали для іонів K^+ і Cl^- , обчислені за формулою (9.9), мають від'ємне значення. І тільки рівноважний потенціал натрію в усіх клітинах має додатне значення. Таким чином, пояснити потенціал дії можна тільки різким зростанням проникності мембрани для натрію P_{Na} . Повернення потенціалу до від'ємних значень означає зменшення P_{Na} і одночасне збільшення P_K . Всі дані, отримані до цього часу, підтверджують таку гіпотезу. Механізм поширення потенціалу дії по нервовому волокну розглядається в курсі нормальної фізіології.

Типові задачі з розв'язками

Задача №1

Обчислити дифузійну різницю потенціалів для бінарного електроліту, що містить одновалентні іони водню і хлору з рухливостями $U_H + = 315 \text{ см}^2 \cdot \text{В}^{-1} \cdot \text{с}^{-1}$, $U_{Cl} - = 65,5 \text{ см}^2 \cdot \text{В}^{-1} \cdot \text{с}^{-1}$. Відношення концентрацій іонів в електроліті рівне 2.

Розв'язок

Дифузійна різниця потенціалів знаходиться за формулою Гендерсона:

$$\Delta\varphi_{\text{диф}} = \frac{U_k - U_a}{U_k + U_a} \cdot \frac{RT}{ZF} \ln \frac{C_1}{C_2}.$$

З таблиці №2 (див. Додаток) знаходимо $R = 8,31 \text{ Дж}/(\text{моль} \cdot \text{К})$,
 $F = 96500 \text{ Кл}/\text{моль}$. Підставляємо числові значення:

$$\Delta\varphi_{\text{диф}} = \frac{315 - 65,5}{315 + 65,5} \cdot \frac{8,31 \cdot 300}{96500} \ln 2 = 1,17 \cdot 10^{-2} \text{ В} = 11,7 \text{ мВ}.$$

Задача №2

Розрахувати потенціал спокою гігантського аксона кальмара, якщо відомо, що концентрація іонів натрію зовні рівна $440 \text{ моль}/\text{л}$, а всередині його $49 \text{ ммоль}/\text{л}$, температура рівна $20 \text{ }^\circ\text{C}$.

Розв'язок:

Для обчислення значення потенціалу спокою скористуємось рівняннями Нернста:

$$\varphi_M = \frac{RT}{F} \ln \frac{[Na^+]_B}{[Na^+]_3},$$

$$\varphi_M = \frac{8,31 \cdot 293}{96500} \ln \frac{49}{440} = 55,3 \text{ мВ}.$$

Задача №3

Обчислити мембранну різницю потенціалів за узагальненим рівнянням Гольдмана, якщо концентрація іонів:

1. $[Na^+]_B = 49 \text{ ммоль}/\text{л}$; $[Na^+]_3 = 463 \text{ ммоль}/\text{л}$.

2. $[K^+]_B = 340 \text{ ммоль}/\text{л}$; $[K^+]_3 = 10 \text{ ммоль}/\text{л}$.

3. $[Cl^-]_B = 114 \text{ ммоль}/\text{л}$; $[Cl^-]_3 = 592 \text{ ммоль}/\text{л}$.

Співвідношення коефіцієнтів проникності в стані спокою:

$$P_K : P_{Na} : P_{Cl} = 1 : 0,04 : 0,45$$

Температура $t^0 = 27 \text{ }^\circ\text{C}$.

Розв'язок

Запишемо рівняння Гольдмана–Ходжкіна–Катца:

$$\varphi_M = \frac{RT}{F} \ln \frac{P_{Na}[Na^+]_B + P_K[K^+]_B + P_{Cl}[Cl^-]_3}{P_{Na}[Na^+]_3 + P_K[K^+]_3 + P_{Cl}[Cl^-]_B}$$

Підставляємо числові значення:

$$\varphi_M = \frac{8,31 \cdot 300}{96500} \ln \frac{0,04 \cdot 49 + 340 + 0,45 \cdot 592}{0,04 \cdot 463 + 10 + 0,45 \cdot 114} = 60 \text{ мВ}$$

Задачі для самостійного розв'язку

Задача №1

Обчислити різницю потенціалів між збудженим і спокійним станом м'яза за формулою Гендерсона.

На ділянці збудження різко зростає обмін речовин, збільшується кількість вуглекислоти, яка дисоціює на іони водню та іони CO_2 . Ці іони за законом дифузії потечуть від збудженої ділянки м'яза до спокійної. Відносна рухливість іонів водню – 290, а іонів CO_2 – 40. Температура $t \text{ } ^\circ C = 27 \text{ } ^\circ C$, $C_H / C_{CO_2} = 6,5$.

Задача №2

Визначити рівноважний мембранний потенціал при відношенні концентрації іонів натрію зовні і всередині клітини: а) 1:1; б) 10:1; в) 100:1.

Задача №3

Потенціал спокою нерва кінцівки краба рівний 89 мВ. Чому рівна концентрація іонів калію всередині нерва, якщо зовні вона складає 12 ммоль/л? Температура рівна 20 $^\circ C$.

Задача №4

Концентрація іонів Na^+ , K^+ , Cl^- в мотонейронах кішки:

1. $[Na^+]_3 = 150 \text{ ммоль/л}; [Na^+]_B = 15 \text{ ммоль/л}$.

2. $[K^+]_3 = 5,5 \text{ ммоль/л}; [K^+]_B = 150 \text{ ммоль/л}$.

3. $[Cl^-]_3 = 125 \text{ ммоль/л}; [Cl^-]_B = 9 \text{ ммоль/л}$.

1. Обчислити мембранну різницю потенціалів для кожного з іонів згідно з рівнянням Нернста при $t=38 \text{ } ^\circ C$.

2. Знаючи, що виміряне значення електричного потенціалу нормального нейрона рівне 70 мВ (відносно зовнішнього середовища), визначити, які іони знаходяться в рівновазі, а які ні.

Задача №5

Обчислити мембранну різницю потенціалів за узагальненим рівнянням Гольдмана, якщо концентрація іонів:

1. $[Na^+]_B = 49 \text{ ммоль/л}$; $[Na^+]_3 = 463 \text{ ммоль/л}$.

2. $[K^+]_B = 340 \text{ ммоль/л}$; $[K^+]_3 = 10 \text{ ммоль/л}$.

3. $[Cl^-]_B = 114 \text{ ммоль/л}$; $[Cl^-]_3 = 592 \text{ ммоль/л}$.

Співвідношення коефіцієнтів проникності в стані збудження:

$$P_K : P_{Na} : P_{Cl} = 1 : 20 : 0,45. \text{ Температура } t \text{ } ^\circ\text{C} = 27 \text{ } ^\circ\text{C}.$$

Завдання для самостійної роботи

1. Поняття про біопотенціали, їх види:
 - дифузійні потенціали; рівняння Гендерсона;
 - мембранні потенціали, рівняння Нернста;
 - фазові потенціали.
2. Потенціали спокою; рівняння Гольдмана–Ходжкіна–Катца.
3. Потенціал дії.
4. Теорія біопотенціалів.
5. Методи вимірювання потенціалу спокою.

Лабораторна робота № 10 ВИВЧЕННЯ ДІЇ ПОСТІЙНОГО ЕЛЕКТРИЧНОГО СТРУМУ НА БІОЛОГІЧНІ ОБ'ЄКТИ

У медичній практиці широко використовується вплив природних і штучних зовнішніх фізичних факторів, які спричиняють позитивну (лікувальну) дію на людину. Використання електричного впливу на організм людини з лікувальною метою складає основну частину фізіотерапії – електротерапію. Сучасними методиками електротерапії є гальванізація та лікувальний електрофорез. Для гальванізації і лікувального електрофорезу застосовують апарати типу АГН, “Потік-1”, ГР. Вивчення принципу роботи цих апаратів і дії постійного електричного струму на біологічні об'єкти має практичне значення.

Мета роботи: вивчити основні закономірності фізичних процесів, що перебігають у біологічних тканинах при дії постійного електричного струму. Навчитися використовувати постійний електричний струм при електролізуванні за допомогою апарата для гальванізації.

Прилади і матеріали: апарат для гальванізації, вольтметр, розчин йодистого калію, електроди, гігроскопічні прокладки.

Теоретичні відомості

Відомо, що тканини людського організму є провідниками другого роду і мають неоднакову електропровідність. Добре проводять струм тканини, які містять велику кількість електролітів: це спинномозкова рідина, лімфа, кров, м'язова тканина. Кістки, епідерміс шкіри, жирова тканина за електропровідністю ближчі до діелектриків. У будь-якому випадку, якщо до частини тіла прикладена різниця потенціалів, то через тканину буде проходити струм. Явище проходження електричного струму через біологічні тканини може бути описане законом Ома для електролітів:

$$j = \frac{F \cdot z \cdot n}{N_A} (b^+ + b^-) \cdot E, \quad (10.1)$$

де F – число Фарадея,
 Z – валентність, а n – концентрація іонів,
 N_A – число Авогадро,
 b^+ , b^- – електрофоретична рухливість іонів,
 j – густина електричного струму,
 E – напруженість електричного поля.

Рівняння (10.1) є формулюванням закону Ома в диференційній формі. У загальному випадку його записують у вигляді $j = \sigma \cdot E$, де σ – коефіцієнт провідності середовища. Для біологічних тканин треба враховувати електричну гетерогенність ($\sigma_{шкіри} = 10^{-6} \text{ Ом}^{-1} \text{ м}^{-1}$, $\sigma_{крові} = 0,6 \text{ Ом}^{-1} \text{ м}^{-1}$ та залежність електропровідності від фізіологічного стану організму).

Застосування постійного струму невеликої сили (до 50 mA) і напругою в $30\text{-}80 \text{ V}$ з лікувальною метою називають гальванізацією. Методика полягає в тому, що на певні частини організму накладають свинцеві електроди і міцно фіксують. Електроди під'єднують до апарата гальванізації і пропускають постійний струм через тканину організму за даний час. Форма і площа електродів можуть бути різними. При гальванізації необхідно слідкувати за тим, щоб при даній площі електрода густина струму на ньому не перевищувала $0,1 \text{ mA/cm}^2$.

Яку ж дію чинить постійний струм на організм? Між електродами в тканині відбувається рух іонів під дією сили $F = q \cdot E$, де q – заряд іона, E – напруженість електричного поля. Всередині клітин і в позаклітинній рідині додатні і від'ємні іони будуть рухатись в протилежних напрямках і, концентруючись біля напівпроникних мембран, поляризуватимуть їх (рис.10.1).



Рис. 10.1.

При цьому відбуваються кількісні і якісні зміни співвідношення іонів. Біля катода збільшується концентрація катіонів, а біля анода – аніонів. Це веде до збудження нервових закінчень біля катода і зниження збудження біля анода.

За рахунок електролізу розчину NaCl , що міститься в тканинах організму, біля електродів при проходженні струму накопичуються продукти розпаду біля катода Na^+ , біля анода Cl^- . Внаслідок цього під електродами зростає концентрація продуктів вторинних реакцій (HCl , NaOH), які чинять припікаючу дію на шкіру. Тому між електродом і шкірою поміщують гідрофільні прокладки: марлю, байку, змочені водою або фізіологічним розчином. В них і концентруються продукти вторинних реакцій.

Переміщення в тканині під дією струму іонів H^+ і OH^- веде до зміни кислотно-оноволюваного стану. Йде переміщення полярних молекул води в напрямі до катода (електроосмос), внаслідок чого тканини під катодом “набрякають”, а під анодом – “ущільнюються”.

Ці та інші фізико-хімічні процеси в тканинах лежать в основі фізичних реакцій, які здійснюються нейрогуморальним шляхом під

дією постійного струму і ведуть до зміни функціонального стану окремих систем. Спостерігаються гіперемія тканин, підвищення проникності судин, активізація метаболізму тканин, стимуляція окисно-відновних процесів та інше.

Лікувальним електрофорезом називають метод введення в тканину речовин за допомогою постійного струму. При електрофорезі на область дії накладають 2-3 шари марлі або фільтрувального паперу, змочені розчином лікувальної речовини, зверху накладають гідрофільні прокладки і металеві електроди, які з'єднують з джерелом постійного струму.

При проходженні струму на межі між прокладкою і поверхнею шкіри проходить обмін іонами: з прокладки в організм переходять іони лікувальних речовин, з організму – іони тканин (головним чином, Na^+ , Cl^-). Іони лікувальних речовин вводять з однойменно зарядженого електрода, а саме: катіони – з анода, аніони – з катода. Іони металів з розчину їх солей завжди будуть вводитися в організм з анода, а кислотні залишки, йод, бром – з катода.

Метод електролізу дозволяє не тільки вводити, а й виводити з організму речовини (метод електроелімінації).

Електрофорез широко використовується в клініці професійних захворювань при наданні допомоги при гострих і хронічних інтоксикаціях, при виведенні з організму радіонуклідів.

Для гальванізації і лікувального електрофорезу застосовують апарати типу АГП, "Потік-2", ГР. Електрична схема будь-якого з цих апаратів з деякими незначними відмінностями може бути зведена до схеми, зображеної на рис.10.2. Вона містить понижуючий транс-

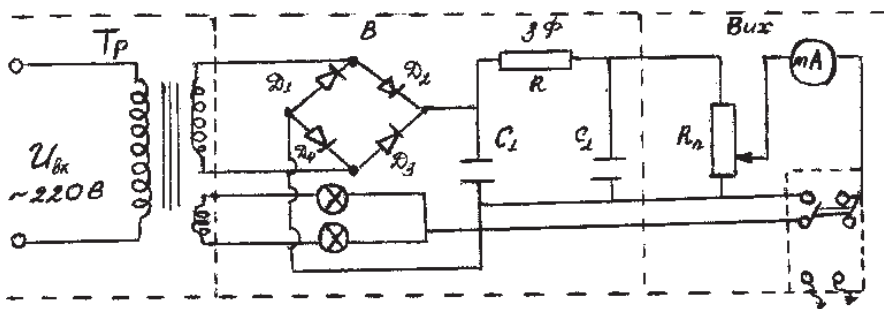


Рис. 10.2.

форматор (Тр), двопівперіодний випрямляючий місток із чотирьох діодів (В), згладжуючий фільтр (ЗФ, який в більшості випадків являє собою П-подібне з'єднання активного навантаження R і ємності C, елементи задання і контролю струму на електродах (Вих). Зміна напруги та її форми після перетворень в колі апарата показана на рис. 10.3.

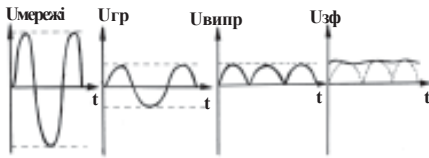


Рис. 10.3.

Напруга мережі за допомогою трансформатора понижується від 220 В до 60-80 В і надходить на місткову схему, де відбувається двопівперіодне випрямлення. Після випрямляча напруга постійна за напрямком, але має пульсації, які в даній методиці не потрібні. Тому за допомогою згладжуючого фільтра пульсації ліквідовують. Змінна складова напруги фільтрується через конденсатори, а постійна складова напруги проходить через активне навантаження $R_{\text{п}}$ і подається на електроди.

Згідно з правилами техніки безпеки апарати для гальванізації відносять до приладів другого класу. Понижуючий трансформатор цих апаратів не тільки понижує напругу мережі, але й розділяє індуктивним зв'язком коло мережі і вторинне коло, в яке включається тіло пацієнта.

На передній панелі приладів для гальванізації різних модифікацій розташовані: вмикач апарата, сигнальна лампочка, мілівольтметр, перемикач шунта з 5 мА до 50 мА, ручка потенціометра для регулювання величини струму і вихідні клеми для під'єднання електродів, що підводять струм до пацієнта.

На передній панелі приладів для гальванізації різних модифікацій розташовані: вмикач апарата, сигнальна лампочка, мілівольтметр, перемикач шунта з 5 мА до 50 мА, ручка потенціометра для регулювання величини струму і вихідні клеми для під'єднання електродів, що підводять струм до пацієнта.

Порядок виконання роботи

Завдання 1. Визначення полярності вихідних клем апарата для гальванізації.

1. Встановити у вихідні клеми апарата провідники з електродами.
2. Помістити між електроди вату, змочену йодистим калієм, так, щоб електроди не торкалися один одного.
3. Встановити перемикач струму шунта потенціометра в поло-

ження 50 мА. Увімкнути апарат і встановити ручкою потенціометра струм 30 мА.

4. Пропускати струм через вату, змочену йодистим калієм, протягом 5 хв і спостерігати за процесами, що відбуваються на ваті.

5. Пояснити процес виділення йоду і на його основі визначити полярність клем апарата для гальванізації (“+” чи “-”).

6. Визначити кількість йоду, що виділився на ваті, за законом Фарадея для електролізу:

$$m = \frac{1}{F} \cdot \frac{A}{n} \cdot It,$$

де m – маса йоду, г;

I – сила струму, мА;

t – час пропускання струму, с;

F – число Фарадея ($F=9,648 \cdot 10^7$ Кл/моль),

A і n – відповідно атомна маса і валентність іона.

Завдання2. Визначення порогового значення густини сили струму.

1. Накласти на передпліччя дві прокладки, зволожені теплою водою, одну знизу, другу зверху.

2. На прокладки накласти електроди, з’єднані з вихідними клемми апарата (апарат повинен бути вимкнений) і закріпити гумовим бинтом.

3. Встановити перемикач струму шунта потенціометра в положення 5 мА, а ручку потенціометра в крайнє ліве положення.

4. Увімкнути апарат і, повільно обертаючи ручку потенціометра, відмітити по шкалі міліамперметра порогове значення сили струму – той мінімальний струм, який викликає подразнюючу дію (відчуття легкого поколювання, пощипування) на тіло пацієнта.

5. Визначити площу S одного з електродів (меншого). За формулою $j=I/S$ визначити порогове значення густини сили струму.

Завдання3. Визначення омичного опору шкіри.

1. Дві прокладки, зволожені теплою водою, підкласти під елек-

троди, які закріпити на руці пацієнта: один електрод на плече, другий – на передпліччя.

2. Підключити електроди до вихідних клем апарата(апарат повинен бути вимкнений).

3. Підключити до виходу апарата лабораторний вольтметр з межею вимірювання напруги 50 В.

4. Встановити перемикач струму шунта потенціометра в положення 5 мА, а ручку потенціометра в крайнє ліве положення.

5. Увімкнути прилад. Потенціометром встановити силу струму в колі “0,2 мА” і зареєструвати величину напруги за вольтметром.

6. Змінювати величину сили струму з кроком в 0,2 мА і кожен раз вимірювати напругу. Результати вимірювань занести в таблицю:

№ п/п	1	2	3	10
I, мА					
U, В					

7. За даними таблиці побудувати графік залежності величини сили струму від напруги: $I=f(U)$.

8. За лінійною частиною графіка розрахувати омичний опір шкіри пацієнта за формулою $R=U/I$.

9. Зробити висновки.

Завдання для самостійної роботи

1. Закономірності проходження електричного струму в тканинах організму. Закон Ома в диференційній формі.
2. Характер впливу постійного струму на організм людини. Гальванізація.
3. Лікувальний електрофорез. Визначення маси введеної лікувальної речовини.
4. Призначення і будова апарата для гальванізації.
5. Визначення порогового значення густини сили струму.

Лабораторна робота № 11 ВИВЧЕННЯ РОБОТИ ТРАНЗИСТОРНОГО ПІДСИЛЮВАЧА

Підсилювач – важлива частина багатьох електронних медичних приладів, що використовуються в клініці, а також при фізіологічних і лабораторних дослідженнях. Наприклад, прилади для реєстрації біопотенціалів: електрокардіограф, електроенцефалограф та ін. Оскільки амплітудні значення біопотенціалів дуже малі, то виявити і зареєструвати їх можна тільки після попереднього підсилення.

Для правильного використання цих медичних приладів необхідно знати принцип роботи підсилювача, причини спотворення підсиленого сигналу, розуміти значення амплітудної і частотної характеристик при виборі реєструючих приладів.

Мета роботи: вивчити принцип роботи підсилювача напруги на транзисторі, зняти амплітудну і частотну характеристики підсилювача.

Прилади і матеріали : макет підсилювача напруги на транзисторі, джерело живлення – випрямляч на 15В, осцилограф, провідники.

Теоретичні відомості

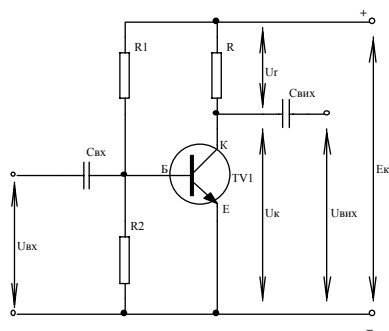


Рис. 11.1.

Пристрій для підсилення напруги, струму або потужності електричних сигналів без зміни їх форми за рахунок енергії стороннього джерела називається електронним підсилювачем. Елементарна схема підсилювача напруги на транзисторі *n-p-n* типу, увімкненого за схемою зі спільним емітером, показана на мал. 1. Перехідна характеристика транзистора – залежність величини

колекторного струму I_k від напруги між базою і емітером $U_{\bar{o}}$ – показана на рис. 11.2.

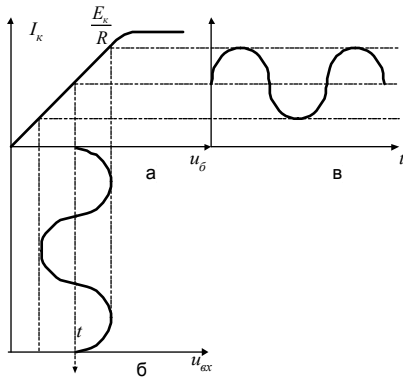


Рис. 11.2.

Вхідний сигнал $U_{вх}$ створює змінну напругу між базою B і емітером E транзистора. Вхідний конденсатор $C_{вх}$ відділяє джерело підсилюваного сигналу від кола живлення підсилювача і не пропускає на вхід підсилювача постійної складової (якщо вона є) вхідної напруги. Дільник напруги (R_1 і R_2) створює постійну додатну напругу (“зміщення”) між базою і емітером. Напруга зміщення $U_{зм}$ необхідна для того, щоб змінна напруга вхідного сигналу не виходила за межі лінійної ділянки перехідної характеристики. $U_{\bar{o}} = U_{вх} + U_{зм}$ повинна бути більше нуля, щоб $I_k \neq 0$.

На рис.11.2 за допомогою графіка перехідної характеристики показано, як змінна напруга $U_{вх}$ подана на базу транзистора (рис. 11.2,б), викликає зміну в часі колекторного струму (рис. 11.2,в). Вісь часу “ t ” на рис. 11.2,б напрямлена вертикально, вона відповідає осі часу “ t ” на рис. 11.2,в. На рис. 11.3 показані графіки, які пояснюють принципи підсилення змінної напруги в схемі на рис. 11.1.

Змінний сигнал $U_{вх}$ (рис. 11.3,а) додається з $U_{зм}$ (рис. 11.3,б), $U_{\bar{o}} = U_{вх} + U_{зм}$, створює пульсацію колекторного струму I_k (рис. 11.3,г), що приводить до зміни напруги на опорі R в колі колектора $U_R = I_k \cdot R$ (рис. 11.3,д). Вихідну напругу знімають не з опору R в колі колектора, а з транзистора, напруга на якому U_k (рис. 11.1). Оскільки сума спадів напруг на резисторі R і на транзисторі U_k завжди рівна

Колекторний струм I_k при зростанні базової напруги не може зрости більше величини, що визначається напругою джерела живлення E_k і опором R , включеним у коло колектора:

$$I_k \leq \frac{E_k}{R}$$

На невеликій ділянці поблизу точки A (рис. 11.2,а) перехідну характеристику можна вважати лінійною. При більшій напрузі на базі ця лінійність, як видно з рисунка, порушується.

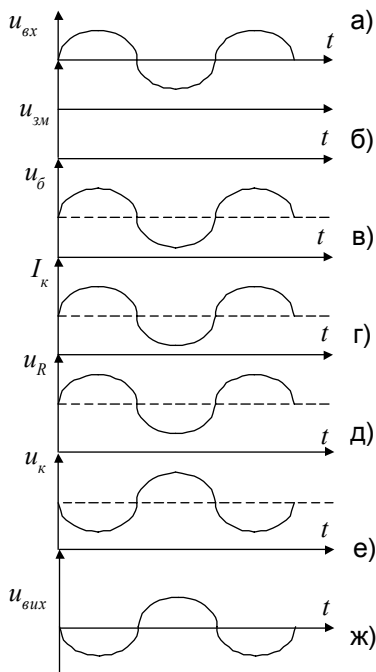


Рис. 11.3.

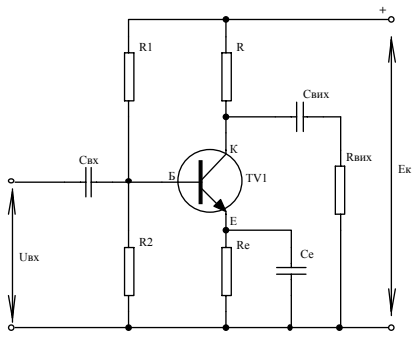
напрузі джерела живлення ($U_K + U_R = E_K$), то збільшення U_R приводить до зменшення U_K і навпаки. Зміна колекторної напруги (рис. 11.3,е) з часом відбувається в протифазі зі змінами спаду напруги U_R , а отже і з зміною вхідної напруги $U_{\text{вх}}$: $\Delta U_K = -\Delta U_R = -\Delta I_K \cdot R$.

Вихідний конденсатор $C_{\text{вх}}$ виділяє змінну складову колекторної напруги: $\Delta U_{\text{вих}} = \Delta U_K$. Вихідна напруга (рис. 11.3,ж) являє собою підсилену вхідну напругу (рис. 11.3,а), але коливається відносно до неї в протифазі.

Значний недолік транзисторів – це залежність їх характеристик від температури. Підвищення температури викликає збільшення струму, і режим роботи транзистора порушується. Для боротьби з цим явищем використовується схема стабілізації, показана на рис. 11.4.

Тут резистор R_E в колі емітера є стабілізуючим. Спад напруги на цьому резисторі $U_E = I_E \cdot R_E$ діє назустріч напрузі $U_2 = I_D \cdot R_2$, де I_D – струм діляника напруги (R_1 і R_2), тому напруга зміщення бази

$U_{\text{зм}} = U_2 - U_E$. Якщо під впливом температури струм в транзисторі почне зростати, то від зростання струму I_E збільшиться напруга U_E і відповідно зменшиться напруга зміщення на базі, а це приведе до зменшення струму. Для того, щоб резистор R_E не створював від'ємного оберненого зв'язку по змінному струму, він зашунтований конденсатором C_e досить великої ємності.



Мал. 4.

Коефіцієнт підсилення підсилювача – величина, яка показує, в скільки разів амплітудне значення напруги на виході підсилювача більше амплітудного значення на вході:

$$K = \frac{U_{вих}}{U_{вх}}$$

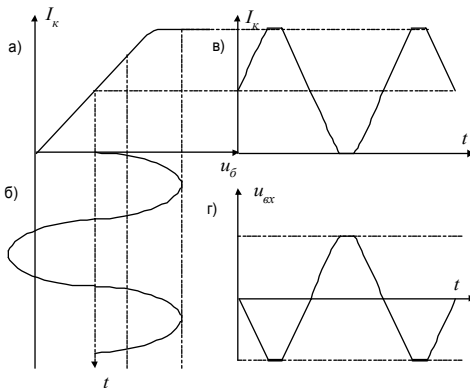
Для підсилювача на транзисторі

$$K = \beta \cdot \frac{R}{R_{вх}}$$

де β – коефіцієнт підсилення транзистора по струму, $\beta = \Delta I_K / \Delta I_B$; R – опір колекторного кола транзистора; $R_{вх}$ – вхідний опір транзистора.

Підбираючи параметри транзистора β , R , $R_{вх}$, можна отримати підсилення вхідної напруги в десятки разів. Підсилюючи напругу в задане число раз, підсилювач не повинен спотворювати форму сигналу (тобто форму графіка залежності напруги від часу). Спотворення форми сигналу в підсилювачі на транзисторі можуть бути, в основному, двох видів: амплітудні (нелінійні) і частотні (лінійні).

Амплітудні спотворення виникають, якщо напруга на базі транзистора виходить за межі прямолінійної ділянки перехідної характеристики (рис. 11.5).



Мал. 5.

З рис. 11.5 видно, що форма графіка залежності від часу колекторного струму $I_K(t)$ (рис. 11.5,в), а отже і вихідної напруги $U_{вих}(t)$ (рис. 11.5,г), не відповідає формі графіка залежності від часу вхідного сигналу $U_{вх}(t)$ (рис. 11.5,б). При цьому порушується прямолінійна (лінійна) залежність між амплітудами вхідного і вихідного сигналів. Щоб уникнути амплітудних спотворень, необхідно подавати на вхід підсилювача напругу $U_{вх}$, меншу деякого граничного значення $U_{сп}$. На практиці $U_{сп}$ знаходять не за перехідною ха-

ракетистикою транзистора, а за амплітудною ракетистикою підсилувача, тобто залежністю між амплітудою підсиленої напруги $U_{вих}$ і амплітудою вхідної напруги $U_{вх}$ при постійній частоті: $U_{вих} = f(U_{вх})$ при $\nu = const$.

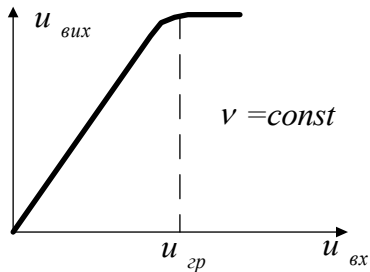


Рис. 11.6.

На рис. 11.6 показано, як за типовою амплітудною ракетистикою визначається $U_{гр}$.

Частотними спотвореннями називають спотворення форми негармонічного сигналу внаслідок залежності коефіцієнта підсилення гармонічних складових сигналу від частоти.

Будь-яке негармонічне коливання згідно з теоремою Фур'є можна представити як суму гармонічних коливань з різними частотами і амплітудами (гармонічний спектр). Через залежність коефіцієнта підсилення від частоти різні гармонічні складові підсилюються по-різному. В результаті цього в підсиленій напрузі співвідношення амплітуд складових виявиться не таким, як у вхідній напрузі, і графік $U_{вих}(t)$ буде за формою відрізнятися від графіка $U_{вх}(t)$. Залежність коефіцієнта підсилення від частоти пояснюється залежністю від частоти індуктивних і ємнісних опорів у колі підсилувача.

Повністю усунути частотні спотворення неможливо, але можна звести їх до мінімуму правильним вибором підсилувача. Для цього необхідно знати частоти головних складових гармонічного спектра підсилюваного сигналу, які практично визначають його форму, і вибрати підсилувач з відповідною частотною ракетистикою.

Частотна ракетистика підсилувача – це залежність коефіцієнта

підсилення $K = \frac{U_{вих}}{U_{вх}}$ від частоти гармонічної вихідної напруги при постій-

них значеннях амплітуди вхідної напруги: $K = f(\nu)$ при $U_{вх} = const$.

Частотну ракетистикою зручно будувати в напівлогарифмічному масштабі, тобто частоту відкладати по горизонтальній осі в логарифмічному масштабі, а коефіцієнт підсилення – по вертикальній осі в лінійному масштабі (рис. 11.7).

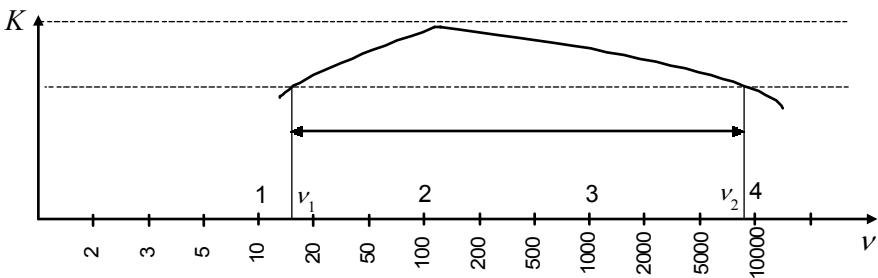


Рис. 11.7.

Смугу пропускання прийнято визначати як інтервал частот $\nu_1 < \nu < \nu_2$, в якому зменшення коефіцієнта підсилення у порівнянні з його найбільшим значенням K_{\max} становить :

$$K_{\max} / \sqrt{2} ; K \geq \frac{K_{\max}}{\sqrt{2}} \approx 0,7 K_{\max} .$$

Для мінімізації частотних спотворень необхідно, щоб частоти головних гармонічних складових сигналу попадали в смугу пропускання підсилювача.

Порядок виконання роботи

Завдання 1. Зняття амплітудної характеристики підсилення напруги.

1. Скласти схему експериментальної установки (рис. 11.8). При цьому клему “Земля” підсилювача з’єднати з клемою “земля” електронного осцилографа.

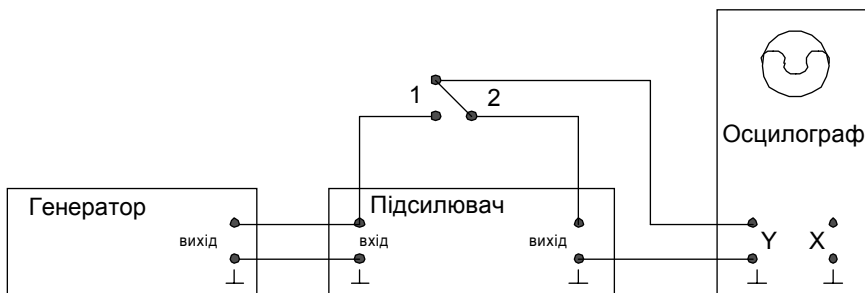


Рис. 11.8.

2. Увімкнути генератор, підсилювач і осцилограф.
3. Поставити перемикач частот генератора на частоту за завданням викладача в інтервалі 1000-5000 Гц.
4. Настроїти осцилограф: встановити регулятор послаблення і підсилення входу Y в такі положення, щоб амплітуда осцилограми була рівна половині діаметра екрана і підібрати частоту розгортки, щоб на екрані вмістилось 1-2 періоду досліджуваної напруги і крива була нерухома.
5. Змінюючи напругу на вході підсилювача від 0 до максимуму (заданою викладачем), виміряти $U_{вх}$ і відповідне $U_{вих}$ (5-10 вимірів). $U_{вх}$ і $U_{вих}$ вимірюють в поділках сітки екрана осцилографа, підключаючи клему “вхід у” осцилографа спочатку до входу (положення 1 перемикача), а потім до виходу підсилювача (положення 2) (рис. 11.8).
6. Результати вимірювань записати у таблицю:

№ п/п	1	2	3	4	5	6	7
$U_{вх}$, под.							
$U_{вих}$, под.							

7. За результатами вимірювань побудувати графік амплітудної характеристики підсилювача і за графіком знайти значення вхідної напруги $U_{р}$, при якому не спостерігається амплітудних спотворень, помноживши кількість поділок на значення коефіцієнта відхилення $U/под.$ і значення множника коефіцієнта відхилення.

Завдання 2. Зняття частотної характеристики підсилювача.

1. Подати на вхід підсилювача напругу з амплітудою, визначеною при виконанні завдання 1.
2. Не змінюючи амплітуди напруги на вході підсилювача, виміряти і записати в таблицю значення амплітуди $U_{вих}$ при частотах сигналу 50, 100, 200, 500, 1000, 2000, 5000, 10000, 20000 Гц.

№ п/п	1	2	...	9
ν , Гц				
$U_{вих}$, под.				
K				

3. Побудувати графік частотної характеристики і за ним знайти смугу пропускання.

Завдання для самостійної роботи

1. Будова і принцип роботи підсилювача напруги на транзисторі.
2. Основні характеристики підсилювача.
3. Види і причини виникнення спотворень підсилюваного сигналу.
4. Умови роботи підсилювача з мінімальними спотвореннями сигналу.
5. Характеристика підсилювача біопотенціалів і їх особливості.
6. Використання підсилювачів у медицині.

Лабораторна робота № 12 ВИВЧЕННЯ РОБОТИ МУЛЬТИВІБРАТОРА

У фізіології, фізіотерапії широко застосовуються одиночні і періодично повторюючі імпульси електричного струму (імпульсний струм) як для діагностики, так і лікування. Використовуються імпульси різної форми (прямокутні, трикутні, експоненційними фронтами наростання і спаду). Застосовуються імпульси для електростимуляції м'язів, електросну і електронаркозу, електроакупунктури, як стимулятори роботи серця та інших органів.

Мета роботи: вивчення роботи мультівібратора як генератора прямокутних імпульсів напруги і застосування диференціюючої і інтегруючої ланок для зміни форми імпульсу.

Прилади і матеріали: мультівібратор, осцилограф, інтегруючі і диференціюючі ланки, апарат типу "Тонус-2".

Теоретичні відомості

Задаючим генератором більшості апаратів імпульсного струму є мультівібратор. Мультівібратором називають релаксаційний автогенератор прямокутних імпульсів, який являє собою двокаскадний підси-

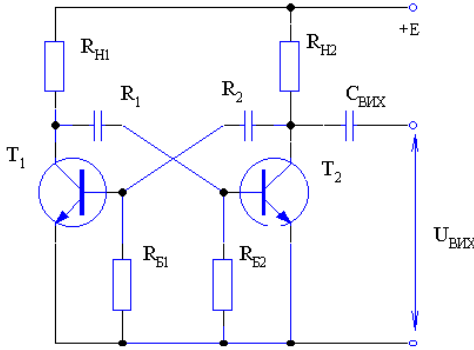


Рис. 12.1.

транзисторів через опори R_{B1} і R_{B2} з'єднані з одним із полюсів джерела живлення.

У випадку $R_{H1}=R_{H2}$, $R_{B1}=R_{B2}$ і $C_1=C_2$ схема являє собою симетричний мультивібратор. При вмиканні джерела живлення через паралельні гілки транзисторів T_1 і T_2 почне проходити струм I_{K1} і I_{K2} . Конденсатори C_1 і C_2 будуть заряджатись. Навіть у симетричній схемі рівновага нестійка внаслідок можливих флуктуацій струмів, коли через будь-який із транзисторів струм може змінитися. Нехай I_{K1} збільшився. Це веде до збільшення падіння напруги на R_{H1} і до зменшення потенціалу колектора транзистора T_1 . Конденсатор C_1 , який з'єднаний з колектором транзистора T_1 і при меншому струмові I_{K1} зарядився до більшої напруги, почне розряджатися через транзистор T_1 і опір бази R_{B2} . Нічого не змінює при відповідному співвідношенні опорів і розрядка конденсатора C_1 через опір R_{H1} , джерело живлення, опір бази R_{B1} . У будь-якому випадку струм I_{P1} розрядки конденсатора C_1 проходить через опір R_{B2} і створює на ньому спад напруги, внаслідок чого на базу транзистора T_2 подається від'ємний потенціал і закриває цей транзистор. Струм I_{K2} падає до нуля, що приводить до підвищення потенціалу колектора транзистора T_2 до величини напруги джерела живлення $+E$ і зарядки конденсатора C_2 .

Струм зарядки конденсатора I_{P2} проходить по опору R_{B2} , що веде до подачі на базу транзистора T_2 додатного потенціалу і зростання колекторного струму I_{K2} до максимального значення. В цей

лювач з 100 % додатним зворотним зв'язком (рис. 12.1).

Схема мультивібратора має дві паралельні гілки з транзисторами T_1 і T_2 відносно джерел живлення, де R_{H1} і R_{H2} навантаження колекторів транзисторів. У схемі існує симетричне з'єднання колектора одного транзистора з базою другого і навпаки через ємності C_1 і C_2 . Бази тран-

проміжок часу транзистор T_1 відкритий, через нього проходить струм, а транзистор T_2 закритий, струм через нього не проходить. Такий стан мультавібратора є тимчасово-стійким і триває до того моменту часу, доки не розрядиться конденсатор C_1 . Зникнення струму розрядки I_{P1} конденсатора C_1 знімає від'ємний потенціал бази транзистора T_2 , внаслідок чого він відкривається і через нього починає проходити струм I_{K2} . Тепер знизиться потенціал колектора транзистора T_2 і почнеться розрядка конденсатора C_2 , що приведе, в свою чергу, до закриття транзистора T_1 , тому що тепер на його базу буде подаватись від'ємний потенціал. Мультівібратор переходить в другий тимчасово-стійкий стан, коли закритий транзистор T_1 , а відкритий T_2 . Другий тимчасово-стійкий стан буде утримуватись до того моменту часу, поки не розрядиться конденсатор C_1 і поки на базу транзистора T_1 не надійде від'ємний потенціал. Коли ж він дорівнюватиме нулю, відбудеться новий перехід в перший тимчасово-стійкий стан і так далі.

Інтервали часу, протягом яких мультавібратор знаходиться в тимчасово-стійких станах, будуть визначатись:

$$\begin{aligned}\tau_1 &= R_{B2} \cdot C_1 \ln 2 \approx 0,7R_{B2} \cdot C_1, \\ \tau_2 &= R_{B1} \cdot C_2 \ln 2 \approx 0,7R_{B1} \cdot C_2,\end{aligned}\quad (12,1)$$

а період коливань мультавібратора:

$$T = \tau_1 + \tau_2 \approx 1,4R_B \cdot C. \quad (12,2)$$

Змінюючи постійну часу ($\tau = R_B \cdot C$) кіл розрядки конденсаторів C_1 і C_2 , можна змінювати період коливань мультавібратора, а отже одержувати імпульсами різних частот. Періодичне відкриття і закриття транзисторів схеми веде до того, що потенціал на їх колекторах буде змінюватись від мінімального значення U_{\min} до максимального $U_{\max} = E$.

Вихідний сигнал, знятий з колектора будь-якого транзистора, буде за формою близький до прямокутної. Як вказано вище, в медицині поряд з імпульсним струмом прямокутної форми застосовують імпульси інших форм (трикутної, експоненційної), які легко одержати із імпульсів прямокутної форми за допомогою дуже простих схем, які називаються диференціюючими або інтегруючими ланцюгами.

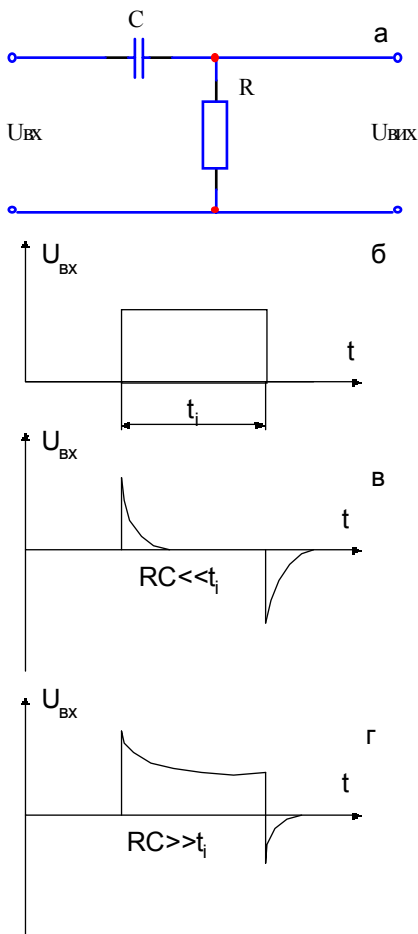


Рис. 12.2.

що й відображає назва ланцюга.

На рис. 12.2 б, в, г показано зміну форми вхідного прямокутного імпульсу при проходженні через диференціюючий ланцюг у випадку різних постійних часів ланцюга ($\tau = RC$). У практичних цілях диференціюючий ланцюг працює частіше в режимі $RC \ll t_i$. При цьому на виході одержують два коротких імпульси протилежної полярності, з яких можна використати один із них.

Схема диференціюючого ланцюга наведена на рис. 12.2, де послідовно в коло включена ємність C , а паралельно – резистор R . У даній схемі при подачі вхідного імпульсу заряджається конденсатор C , через резистор R проходить струм зарядки (пізніше розрядки) конденсатора, і на ньому з'явиться спад напруги, який і є вихідним сигналом. Заряд на пластинках конденсатора $q = C \cdot U_C$ і тоді

$$I_C = \frac{dq}{dt} = C \frac{dU_C}{dt} \quad (12.3)$$

Враховуючи, що цей же струм I_C проходить через опір R , для вихідної напруги одержуємо:

$$U_{\text{вих}} = i_C R = C \cdot R \cdot (dU_C / dt),$$

$$U_{\text{вих}} = C \cdot R \cdot \frac{d(U_{\text{ex}} - U_{\text{вих}})}{dt} \quad (12.4)$$

Якщо $U_{\text{вих}} \ll U_{\text{ex}}$, коли більша частина вихідної напруги врівноважується напругою на конденсаторі, вихідна напруга буде приблизно рівною:

$$U_{\text{вих}} = CR(dU_{\text{ex}} / dt) \quad (12.5)$$

Як видно, напруга на виході пропорційна похідній вхідного сигналу,

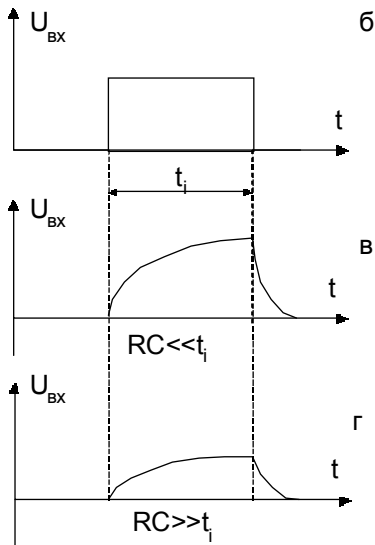
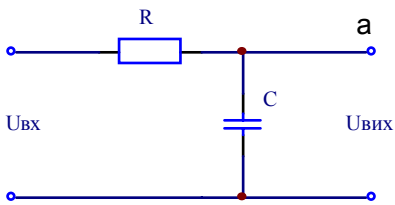


Рис. 12.3.

Схема інтегруючого ланцюга показана на рис. 12.3. У цьому випадку послідовно в коло включається резистор R , а паралельно – конденсатор C . При подачі вхідного імпульсу через опір R йде зарядка конденсатора C . Вихідна напруга в цьому випадку рівна напрузі на конденсаторі:

$$U_{вих} = U_C = \frac{q}{C}. \quad (12.6)$$

Заряд на пластинах конденсатора

$$q = \int i dt. \quad (12.7)$$

Коли напруга на конденсаторі C незначна порівняно зі спадом напруги на резисторі R , тобто $U_C \ll U_R$, то величина струму i в колі пропорційна вхідній напрузі, яка прикладена до всього кола. Тому

$$i \approx \frac{U_{вх}}{R}; \quad U_{вих} = \frac{1}{RC} \int U_{вх} dt. \quad (12.8)$$

Бачимо, що вихідна напруга пропорційна інтегралу від вхідної напруги.

На рис. 12.3б, в, г показано зміну форми імпульсу прямокутної форми при проходженні через інтегруючий ланцюг у випадку різних постійних часів ланцюга. Умова інтегрування краще виконується при $RC \gg t_i$. У цьому випадку вхідний прямокутний імпульс перетворюється в імпульс форми трикутника. При умові $RC \ll t_i$ вихідна напруга мало відрізняється від форми вхідної, оскільки конденсатор встигає повністю зарядитись за час, який складає малу частину тривалості імпульсу.

Тканини організму володіють омичним опором і проявляють ємнісні властивості. Сполучення R і C в тканині може бути різним, створюючи для імпульсного струму еквівалентні диференціюючі і

інтегруючі ланцюги. За рахунок цього імпульсний струм, який проходить по тканинах, може змінювати свою початкову форму.

Порядок виконання роботи

1. Познайомитись з робочою схемою мультівібратора, накреслити її в робочому зошиті, позначити величини ємностей і опорів, вирахувати і записати постійну часу сіткових кіл.

2. Під'єднати мультівібратор до входу осцилографа. Увімкнути осцилограф і отримати на екрані трубки стійке зображення імпульсів. Переконавшись, що при зміні опору в одному з сіткових кіл змі-

нюється як період T імпульсів, так і співвідношення $\frac{t_i}{t_n}$. Накреслити імпульси в зошиті у масштабі 1:1.

3. Визначити щільність імпульсів за формулою $S = \frac{T}{t_{imn}}$, для чого в одиницях шкали трубки осцилографа визначити тривалість періоду і тривалість імпульсу та знайти їх відношення.

4. Визначити період імпульсу, для чого: підрахувати число періодів сигналу від мультівібратора, яке вкладається в екран осцилографа; відключити мультівібратор від осцилографа і подати на його вхід сигнал частотою 50 Гц ($T_C = 0,02$ с) і знову підрахувати число періодів сигналу на екрані N_2 . Всі ручки управління осцилографом повинні бути в одних і тих же положеннях. Тоді $N_1 T_X = N_2 T_C$, звідси

$$T_X = T_C \frac{N_2}{N_1}.$$

5. Розглянути монтажні схеми диференціюючої і інтегруючої ланок. Накреслити їх схеми в зошиті. Обрахувати постійні часу ланок.

6. При заданій частоті включити на вихід мультівібратора диференціюючу ланку, а імпульси з виходу її (з опору) подати на осцилограф і накреслити їх вигляд.

7. При тій же частоті включити на вихід мультівібратора інтег-

руючу ланку, а імпульси з виходу її (з опору) подати на осцилограф і накреслити їх вигляд.

Завдання для самостійної роботи

1. Характеристики імпульсів, які застосовуються в медицині для діагностики і лікування.
2. Будова і принцип роботи мультівібратора.
3. Диференціююча ланка і її параметри.
4. Інтегруюча ланка і її параметри.
5. Вплив постійної часу диференціюючої ланки на форму імпульсів на виході диференціюючої ланки.
6. Вплив постійної часу інтегруючої ланки на форму імпульсу на виході інтегруючої ланки.

Лабораторна робота № 13 ВИВЧЕННЯ ДАТЧИКІВ НА ПРИКЛАДІ ТЕРМОПАРИ- ДАТЧИКА ТЕМПЕРАТУРИ

Датчики широко використовуються в різноманітних медичних приладах при вимірюванні неелектричних величин. Вони перетворюють кількісні характеристики стану пацієнта (тони серця, температуру, шуми в легенях і т.д.) в електричні сигнали, зручні для передачі на відстань, підсилення і реєстрації.

Методи вимірювання температури тіла людини використовуються в медицині з діагностичною метою. У здорових людей існує достатньо характерний розділ температури по поверхні тіла. Проте запальні процеси, пухлини, порушення кругообігу можуть змінити цей розподіл. Перевагами електричного методу вимірювання температури за допомогою термopар, крім перерахованих вище, є мала інерційність і висока чутливість.

Мета роботи: вивчити фізичні принципи роботи датчиків. Навчитися вимірювати температуру за допомогою термopар.

Прилади і матеріали: термопара, мілівольтметр, електроплитка, два термометри, хімічні стакани, лід.

Теоретичні відомості

Датчиком називається пристрій, який розміщується безпосередньо біля об'єкта, що досліджуються і який перетворює вимірювані параметри у величини, зручні для передачі каналами зв'язку і наступної реєстрації.

За принципом перетворення енергії датчики поділяються на генераторні і параметричні.

Генераторні датчики – це перетворювачі, які під дією зовнішнього впливу виробляють електричний сигнал. До них відносяться п'єзоелектричні датчики, термопара, напівпровідникові фотоелементи, індукційні датчики.

Параметричні датчики під дією зовнішнього сигналу змінюють один із своїх параметрів: ємність, індуктивність, опір. При цьому змінюється потік енергії, який проходить через датчик від зовнішнього джерела, що і дає вихідний сигнал.

Розглянемо характеристики датчиків. Функціональна залежність вихідної величини Y (звичайно електрорушійної сили \mathcal{E} або сили струму I) від вимірюваної величини, виражена графічно або аналітично, називається функцією перетворення $y = f(x)$. Ця залежність має найчастіше S-подібний вигляд (рис. 13.1). На кривій

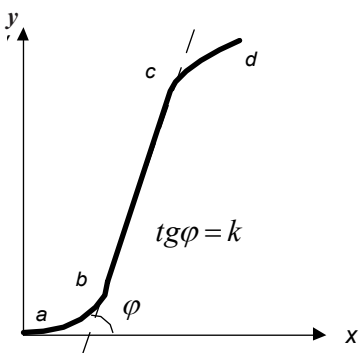


Рис. 13.1.

можна виділити три ділянки: нелінійну початкову (ab), лінійну (bc) і нелінійну ділянку насичення (cd). Оптимальний випадок – коли функція перетворення має вигляд: $y = kx$ (ділянка bc).

Точки b і c визначають робочий діапазон датчика. Чим крутіша функція перетворення, тим чутливіший датчик. Статична чутливість датчика z визначає вплив зміни вхідного сигналу на зміну вихідного і

визначається як відношення приросту вихідного сигналу до приросту вхідного:

$$z = \frac{\Delta y}{\Delta x}. \quad (13.1)$$

Одиниці вимірювання z визначаються одиницями вимірювання вхідної величини. Наприклад, статична чутливість терморпарі вимірюється в мВ/с.

Існують часові характеристики датчиків. Всі датчики більшою чи меншою мірою інерційні, тобто не реагують миттєво на зміну вхідного сигналу. Наприклад, інерційність терморпарі обумовлена процесом вирівнювання температури об'єкта і датчика. Чим більша теплоємність терморпарі, тим більша її теплова інерційність. Це зумовлює відставання вихідної величини від зміни вхідної.

Числовою характеристикою інерційності є динамічна чутливість z_{∂} , яка дорівнює відношенню швидкості зміни вихідного сигналу до швидкості зміни вхідного:

$$z_{\partial} = (dY/dt)/(dX/dt). \quad (13.2)$$

Чим більша інерційність датчика, тим менша z_{∂} .

Порогом чутливості Δx_0 називається найменша зміна вимірюваної величини (вхідного сигналу), що викликає зміну вихідного сигналу. Характерним показником якості датчика є повний діапазон, який визначається формулою

$$D = \frac{X_{\max}}{\Delta x_0}, \quad (13.3)$$

де X_{\max} – межа вимірювань, яка визначається природою вимірюваної величини і конструкцією датчика.

Розглянемо принцип дії та використання одного з найпростіших датчиків температури – терморпарі. Основу електричних методів вимірювання температури становить ефект Зеебека.

Сутність явища Зеебека, або явища термо-е.р.с., полягає в тому, що в замкнутому електричному колі, яке складається з різнорідних металів, виникає е.р.с., якщо контакти підтримуються при різних температурах. Таке коло називається терморпарою або термоелементом (рис. 13.2).

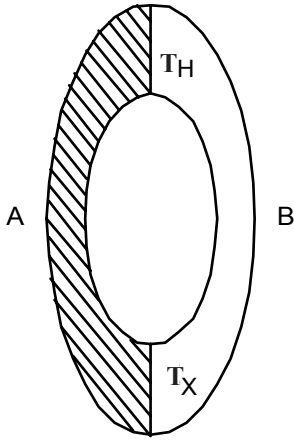


Рис. 13.2.

Експериментальне дослідження показало, що е.р.с. \mathcal{E} термопари залежить від властивостей матеріалів і температур нагрітого t_n і холодного t_x спаїв. У невеликому інтервалі температур:

$$\dot{\alpha} = \dot{\alpha} (T_n - T_x), \quad (4)$$

де α – коефіцієнт термо-е.р.с. (термопари).

Якісно явище термо-е.р.с. можна пояснити збільшенням енергії носіїв заряду з підвищенням температури. Якщо вздовж провідника існує перепад температур, то носії заряду на гарячому кінці мають більші значення енергії і швидкості, ніж на холодному.

У напівпровідниках концентрація електронів також зростає з температурою і на нагрітому кінці більша, ніж на холодному. В результаті виникає потік електронів від гарячого кінця до холодного і на останньому буде їх надлишок, а на гарячому – недостача. Між зарядами на кінцях провідника виникає різниця потенціалів, яка створить зворотний потік електронів, рівний первинному, що приведе до динамічної рівноваги. Сума таких різниць потенціалів в колі дасть першу об'ємну складову термо-е.р.с.

Друга складова – внутрішня контактна різниця потенціалів (КРП). При контакті двох провідників, виготовлених з різних матеріалів, між ними виникає обмін носіями заряду, вони переходять в той провідник, де концентрація їх менша, що приводить до виникнення внутрішньої КРП

$$U_k = \frac{kT}{e} \ln \frac{n_1}{n_2}, \quad (13.5)$$

де k – стала Больцмана ,

e – заряд електрона,

n_1, n_2 – концентрація носіїв заряду в провідниках.

У колі (рис.13.2) КРП виникає в обох контактах. Доки температура спаїв однакова, КРП рівні за величиною, але протилежні за напрямком, тому результуюча КРП рівна нулю. При різних

температурах спаїв виникає некомпенсована різниця потенціалів, яка є контактною складовою частиною термо-е.р.с. термопари (13.4).

У металах швидкості електронів і їх концентрація слабо залежать від температури, тому термо-е.р.с. металів мала, порядку одиниць мікровольт на градус різниці температур нагрітого і холодного спаїв. Значно вищі термо-е.р.с. напівпровідникових термопар – порядку 1 мВ на 1 °С.

Якщо метали спаяти з платиною, причому один спай знаходиться при 0 °С, а інший – при 100 °С, то в замкненому контурі виникне т.е.р.с. (в мілівольтах):

- сурма +4,0
- залізо +1,9
- мідь +0,75
- константан -3,4

Позитивний знак означає, що в спаї, що знаходиться при 0 °С, струм іде від даного металу до платини.

Залежність величини термо-е.р.с. від різниці температур спаїв використовують для вимірювання температури. На практиці для цього користуються термопарою, схема якої показана на рис. 13.3.

Кожній різниці температур спаїв відповідають певна термо-е.р.с. і певні показання мілівольтметра.

Для того, щоб виміряти температуру тіла, потрібно один із спаїв підтримувати при відомій температурі, а другий спай – в контакт з тілом, температуру якого визначають. Найбільш простим способом градування є наступний.

Один спай термопари поміщають в посудину з рідиною, яку нагрівають. Температура цієї рідини визначається за допомогою високочутливого термометра. Другий спай поміщують в посудину з льодом при 0 °С. Градування виконується шляхом вимірювання е.р.с. в колі термопари мілівольтметром при різних температурах нагрітого спаю. Результати вимірювань наносять на графік: по осі абсцис відкладають температуру нагрітого спаю, по осі ординат – величину е.р.с. На графіку обов'язково вказують температуру холодного спаю. Знаючи температуру спаїв і термо-е.р.с., можна визначити коефіцієнт (термо-е.р.с.) за формулою

$$\alpha = \frac{\mathcal{E}}{T_H - T_x}. \quad (13.6)$$

Коефіцієнт термопар, як випливає з (6), чисельно рівний величині термо-е.р.с., що виникає в колі термопар при різниці температур між спаями в $1\text{ }^{\circ}\text{C}$.

Знаючи α , можна визначити температуру тіла за формулою

$$T_H = \frac{\mathcal{E}}{\alpha} + T_x. \quad (13.7)$$

Порядок виконання роботи

1. Зібрати схему згідно з рис.13.3. У роботі вивчається мідно-константанова термопара. Спаї термопар опускають в пробірки з маслом, сюди ж поміщають термометри. Одну пробірку поміщають в калориметр з льодом (холодний спай $=0\text{ }^{\circ}\text{C}$), другу – в хімічний стакан з водою, яку нагрівають за допомогою електричної плитки.

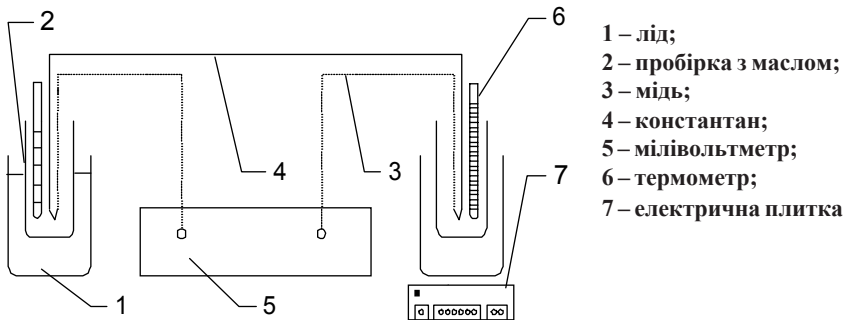


Рис. 13.3.

2. Кінці мідних провідників від термопар підключити до мілівольтметра (кінець гарячого спаю до клемі “+”).

3. Перед початком нагрівань познайомитись з правилами роботи з мілівольтметром і провести вимірювання .

4. Увімкнути плитку. Збільшуючи температуру гарячого спаю, провести вимірювання термо-е.р.с. через кожні $10\text{ }^{\circ}\text{C}$. Температуру підвищують до точки кипіння води.

5. Вимкнути електроплитку. Провести при охолодженні таку ж серію вимірювань, як і при нагріванні. Для прискорення охолодження можна виливати гарячу воду і доливати холодну. Увага! Протягом експерименту необхідно перемішувати воду в стакані і підтримувати температуру холодного спаю рівною $0\text{ }^{\circ}\text{C}$.

6. Результати вимірювань занести в таблицю.

№ п/п	При нагріванні						При охолодженні					
	$T_X,$ $^{\circ}\text{C}$	$T_H,$ $^{\circ}\text{C}$	$T_H - T_X,$ $^{\circ}\text{C}$	$\varepsilon,$ мВ	$\alpha,$ мВ/ $^{\circ}\text{C}$	$\Delta\alpha$ мВ/ $^{\circ}\text{C}$	$T_X,$ $^{\circ}\text{C}$	$T_H,$ $^{\circ}\text{C}$	$T_H - T_X,$ $^{\circ}\text{C}$	$\varepsilon,$ мВ	$\alpha,$ мВ/ $^{\circ}\text{C}$	$\Delta\alpha$ мВ/ $^{\circ}\text{C}$
1												
ср.												

7. За отриманими даними побудувати графік залежності е.р.с. термопар \mathcal{E} від температури нагрітого спаю T_H $^{\circ}\text{C}$.

8. Визначити коефіцієнт термопар α за формулою (13.6). Обчислити абсолютну і відносну похибки визначення α методом середніх.

9. Спай термопар, який нагрівають, прикласти до будь-точки тіла (наприклад, руки) і виміряти термо-е.р.с. За її величиною, користуючись графіком, знайти відповідну температуру.

Завдання для самостійної роботи

1. Датчики медико-біологічної інформації.
2. Основні характеристики датчиків.
3. Явище термо-е.р.с., механізм виникнення, залежність термо-е.р.с. від температури.
4. Внутрішня контактна різниця потенціалів, її залежність від концентрації носіїв струму і температури.
5. Термопара і принцип її роботи.
6. Коефіцієнт термо-е.р.с. і його фізичний зміст.
7. Використання термопар в біології і медицині.

Лабораторна робота № 14 **ВИВЧЕННЯ АПАРАТА ДЛЯ УВЧ-ТЕРАПІЇ**

Одним з найбільш розповсюджених фізіотерапевтичних методів є метод УВЧ-терапії, суть якого полягає в дії на тканини і органи змінним електричним полем ультрависокої частоти (30-300 МГц), що відповідає довжині хвилі від 10 м до 1 м. УВЧ-терапія застосовується при запальних процесах в кістках і суглобах, невралгії, бронхіальній астмі та інших захворюваннях. Фізіологічна дія електричного поля УВЧ ґрунтується на дії змінного електричного поля на молекули та іони в тканинах організму. В результаті в тканинах виділяється значна кількість теплоти, що, в свою чергу, приводить до активізації біохімічних і фізіологічних процесів.

Мета роботи: вивчити будову та принцип роботи генератора УВЧ. Експериментально дослідити вплив поля УВЧ на діелектрики і електроліти.

Прилади і матеріали: апарат УВЧ, посудини з електролітом і діелектриком, два термометри, електроплитка.

Теоретичні відомості

1. Механізм дії УВЧ поля на електроліти і діелектрики.

Жива тканина є складною системою, яка містить елементи типу електролітів (кров, міжм'язова рідина, лімфа), які проводять електричний струм і характеризуються електропровідністю (омічний опір), так і елементи, які є діелектриками (шкіра, жирова тканина) і характеризуються деякими значеннями діелектричної проникності ϵ . Під дією електричного поля в перших виникає переміщення вільних носіїв, тобто виникає струм провідності. При високочастотних полях іони, які входять в систему живої тканини, переміщуються в одному напрямку мало і під його впливом виникає зміна напрямку руху іона, тобто виникає коливання іона. Цей процес супроводжується виділенням значної кількості теплоти в тканинах. У діелект-

риках в електричному полі виникає зміщення позитивних і негативних зарядів молекули (утворення електричних диполів) або орієнтація уже існуючих в діелектрику диполів вздовж силових ліній поля. У високочастотному полі проходить неперервна періодична зміна орієнтації полюсів диполя з відповідною частотою. Таке зміщення електричних зарядів всередині діелектрика, яке проявляється в утворенні диполів або їх обертанні в змінному електричному полі, називається струмом зміщення.

Розглядаючи тканини живого організму як однорідний діелектрик із значенням діелектричної проникності ϵ і електропровідністю γ , необхідно врахувати два різних механізми виділення тепла: за рахунок струму провідності (електроліти) і за рахунок струму зміщення (діелектрики). Кількість теплоти, яка виділяється в одиниці об'єму електроліту за одиницю часу, визначається за формулою

$$q_1 = k_1 \gamma E^2. \quad (14.1)$$

Для діелектрика ця залежність записується у вигляді:

$$q_2 = k_2 \epsilon \epsilon_0 \omega E^2 \operatorname{tg} \varphi, \quad (14.2)$$

де k_1, k_2 – коефіцієнти пропорційності, E – напруженість електричного поля, γ – електропровідність електроліту, ϵ – відносна діелектрична проникність діелектрика, ϵ_0 – діелектрична стала, φ – кут, який визначає відставання по фазі коливань молекулярних диполів від коливань напруженості електричного поля, ω – циклічна частота.

До складу організму входять тканини, які володіють властивостями як електролітів, так і діелектриків, тобто під дією поля УВЧ в тканинах виділяється теплота.

$$q = q_1 + q_2$$

При частоті електричного поля, яка рівна 40,63 МГц, нагрівання діелектриків проходить інтенсивніше, чим електролітів.

Клінічна практика показує, що в лікувальному ефекті УВЧ-терапії є нетепловий компонент. Механізм нетеплової дії поля УВЧ вивчений дуже слабо. Вважають, що коливання електричного поля УВЧ діють на механізми, які регулюють обмін речовин.

2. Будова генератора УВЧ і робота з ним.

Апарати для УВЧ-терапії діляться за потужністю на три типи:

- 1) апарати малої потужності – до 30 Вт (УВЧ-62, УВЧ-30);
- 2) середньої потужності – 80 Вт (УВЧ-4, УВЧ-86);
- 3) великої потужності – 300 Вт (УВЧ-300, “Екран-1”).

Розглянемо генератор типу УВЧ, структурна схема якого наведена на рис. 14.1.

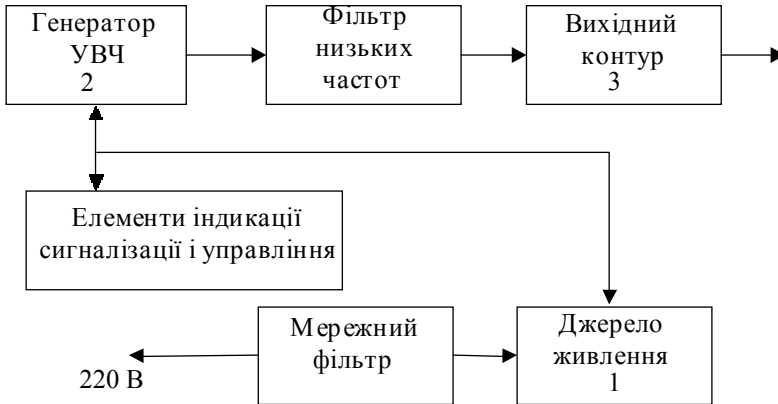


Рис. 14.1. Структурна схема апарата УВЧ-терапії.

Він складається з таких основних частин:

- а) блок живлення – 1;
- б) ламповий генератор незатухаючих електричних коливань – 2;
- в) терапевтичний контур – 3.

Вся електрична схема апарата змонтована в металевому корпусі. На передній панелі знаходяться елементи управління (рис. 14.2). Їх призначення:

1 – ручка перемикача, 2 – перемикач вихідної потужності, 3 – ручка настройки в резонанс, 4 – індикація включення апарата, 5 – індикатор.

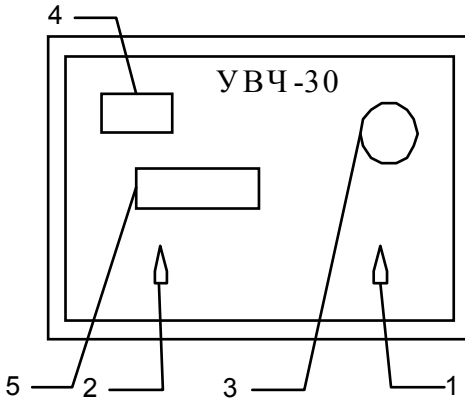


Рис. 14.2. Передня панель апарата УВЧ-терапії.

На правій боковій стінці корпусу знаходяться тримачі електродів, які мають шарнірні з'єднання і які дозволяють встановлювати електроди в будь-якому положенні. Дископодібні електроди апарата, які підводяться до пацієнта, входять до складу терапевтичного контуру. Терапевтичний контур індуктивно зв'язаний з контуром генератора, оскільки індуктивний зв'язок виключає можливість випадкового попадання хворого під високу постійну напругу, яка практично завжди наявна в генераторах коливачів.

При роботі з пацієнтом треба мати на увазі наступне:

- а) пацієнт повинен прийняти зручне положення, яке він зміг би без зусиль зберегти до закінчення процедури;
- б) перед процедурою пацієнт повинен зняти металеві предмети, які знаходяться в полі дії УВЧ;
- в) діяти полем УВЧ можна через одягу, гіпсові пов'язки і т.п.

Опис установки

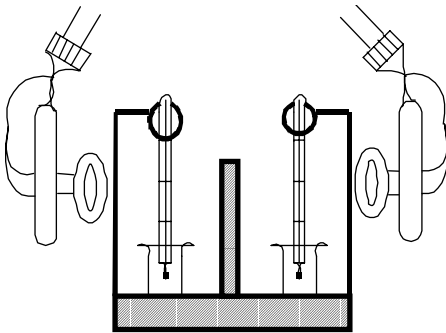


Рис. 14.3. Установка для дослідження теплової дії УВЧ

Установка для вивчення теплової дії УВЧ коливачів (рис. 14.3) складається з двох посудин, в одній із яких знаходиться електродоліт, а в іншій – діелектрик. Температура посудин вимірюється за допомогою термометрів. Таким чином можна змодельовувати поведінку різних елементів живої тканини – електролітів і діелектриків – при дії на них змінного електричного поля ультрависокої частоти.

Обидві посудини з рідинами поміщаються між електродами апарата УВЧ, між посудинами знаходиться теплоізолятор.

Порядок виконання роботи

Завдання 1. Підготовка апарата до роботи.

1. Поставити ручки управління апаратом у вихідне положення:

перемикач “*Потужність*” в положення “0”, перемикач “*Напруга*” в положення “*Викл*”.

2. Увімкнути прилад в мережу. Перемикач “*Напруга*” поставити в положення 1. При цьому повинна загорітися сигнальна лампочка. Обертаючи перемикач “*Напруга*”, встановити стрілку індикатора апарата на середину червоного сектора, що відповідає нормальній напрузі, необхідній для роботи генератора.

3. Встановити перемикач “*Потужність*” на задане значення і ручкою “*Настройка*” добитися максимального відхилення стрілки індикатора.

Пам’ятайте, що при роботі з УВЧ-апаратом забороняється:

- а) приступати до роботи, не ознайомившись з інструкцією з експлуатації;
- б) підключати або відключати заземлення, замінити будь-які частини і елементи при увімкненому апараті;
- в) підносити до проводів і електродів апарата металічні предмети.

Завдання 2. Дослідження теплової дії поля УВЧ на електроліти і діелектрики.

1. Підготувати УВЧ апарат до роботи (див. завдання 1). Посуди-ни з досліджуваними рідинами розмістити між електродами апарата.

2. Поміряти початкову температуру рідин у посудинах.

3. Увімкнути апарат в мережу і настроїти терапевтичний контур в резонанс. Протягом всього експерименту необхідно слідкувати за відхиленнями стрілки індикатора, за необхідністю проводити підстроювання апарата.

4. Відмітити показання термометрів через кожні 3 хв протягом 15 хв і результати вимірювань записати в таблицю.

t, хв.	t ₁ , °C	t ₂ , °C

5. Побудувати графік залежності температури досліджуваних рідин від часу дії на них електричного поля УВЧ.

Завдання для самостійної роботи

1. Будова і принципи роботи коливного контуру, формула Томпсона.
2. Генератор незатухаючих електричних коливань.
3. Терапевтичний контур і його призначення.
4. Первинні механізми дії УВЧ поля на тканини організму.
5. Фізичні основи методів мікрохвильової терапії.

Лабораторна робота № 15 ВИВЧЕННЯ РОБОТИ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФА

Живі клітини і тканини є джерелами електричних потенціалів (біопотенціалів). Потенціали мають іонну природу і виникають у зв'язку зі змінами концентрації відповідних іонів по різні сторони мембран клітин.

Реєстрація біопотенціалів тканин і органів з діагностичною метою називається електрографією, а реєстрація біопотенціалів серцевого м'яза при його збудженні – електрокардіографією (ЕКГ). У більшості випадків біопотенціали знімають не безпосередньо з даного органа, а з інших тканин, в яких електромагнітні поля створюються цим органом. У клінічному відношенні це суттєво спрощує процедуру реєстрації біопотенціалів. Оскільки біопотенціали дуже тонко відображають стан органів і тканин в нормі і в патології, то правильна їх реєстрація і розшифровування є широко розповсюдженим прийомом медичних досліджень.

Мета роботи: вивчити будову і принцип роботи електрокардіографа ЕКІТ-34, навчитися знімати електрокардіограму в першому відведенні.

Прилади і матеріали: електрокардіограф ЕКІТ-04, три плоских електроди, три гумових смужки для кріплення електродів, три марлеві прокладки, розчин кухонної солі.

Теоретичні відомості

Різниця потенціалів, що реєструються при електрокардіографії, утворюється при збудженні нервово-м'язового апарату серця. Нервове або м'язове волокно в стані спокою поляризоване так, що зовнішня поверхня його оболонки має позитивний заряд, а внутрішня – негативний. При збудженні ця різниця потенціалів різко зменшується, а потім змінює знак на зворотний. В міру проходження хвилі збудження вздовж волокна різниця потенціалів на його ділянках повертається до початкового значення.

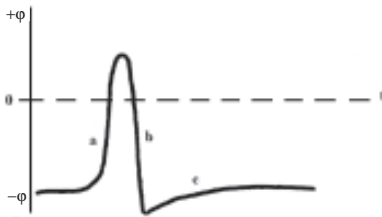


Рис. 15.1.

Прилад, включений між зовнішньою поверхнею оболонки і внутрішнім середовищем волокна, зареєструє зміну потенціалів, показану на рис. 15.1.

Частина кривої (a) відповідає фазі “деполяризації”, частина (b) – “реполяризації” оболонки і частина (c) – “слідовому” потенціалу. Явище в цілому називають утворенням “потенціалу дії”.

Біопотенціали, сумуючись по всіх елементах нервово-м'язового апарату, утворюють спільну різницю потенціалів, що називається електрорушійною силою серця.

Основою методу реєстрації біопотенціалів є теорія Ейнтховена. Згідно з цією теорією серце розглядається як струмовий диполь, що знаходиться в однорідному провідному середовищі, яким є оточуючі серце тканини.

Вектор електричного моменту струмового диполя, що розглядається також як вектор електрорушійної сили серця, напрямлений вздовж лінії, яка називається електричною віссю серця і досить близько збігається з його анатомічною віссю. Диполь утворює в навколишньому середовищі електричне поле, лінії напруженості якого досягають поверхні тіла, на якій, відповідно, можуть бути виявлені точки різного потенціалу, і по них побудовані потенціальні поверхні, схематично показані на рис. 15.2.

Ейнтховен запропонував реєструвати різницю потенціалів між кожними двома з електродів, розташованих на правій руці, лівій руці і лівій нозі, у вершинах рівностороннього трикутника ABC (рис. 15.2).

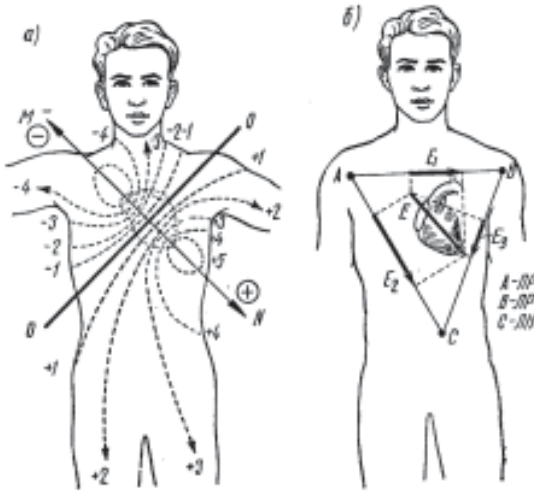


Рис. 15.2.

нціалів між кожною парою електродів (або точок A, B, C) за величиною відповідає проекції вектора \vec{E} на відповідну сторону трикутника ABC

За термінологією фізіологів, різницю біопотенціалів, яка реєструється між двома точками тіла, називають відведенням. Розрізняють *I* відведення (права рука – ліва рука), *II* відведення (права рука – ліва нога), *III* відведення (ліва рука – ліва нога). За Ейтховеном, точка прикладання вектора електроорушійної сили серця знаходиться в центрі трикутника. При цьому можна вважати, що різниця потенціалів між кожною парою електродів (або точок A, B, C) за величиною відповідає проекції вектора \vec{E} на відповідну сторону трикутника ABC (вектори $\vec{E}_1, \vec{E}_2, \vec{E}_3$). І навпаки, зіставляючи між собою напруги, виміряні між кожною парою електродів, можна судити про величину і напрям вектора \vec{E} в цілому. Кінець вектора \vec{E} за цикл роботи серця описує складну просторову криву, яка в першому наближенні приймається за плоску, розташовану у фронтальній площині грудної клітки, що складається з трьох петель P, Q, R, S, T (рис. 15.3).

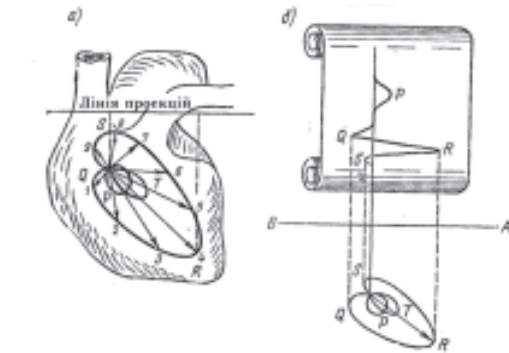
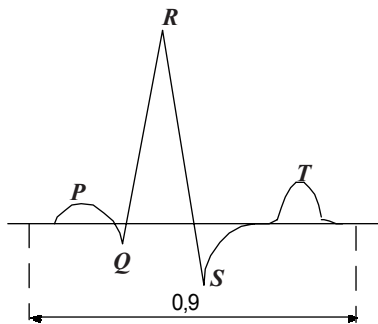


Рис. 15.3.

Таким чином, електрокардіограму можна визначити як графік, що відображає зміни в часі (за цикл роботи серця) проекції вектора миттєвих значень електроорушійної сили серця на лінію відповідного відношення. Це положення ілюструється на рис. 15.3.



Мал. 1.

На рис. 15.4 схематично показана електрокардіограма здорової людини при частоті пульсу 66 ударів за хвилину (період роботи серця $T=0,9$ с). На кардіограмі є п'ять зубців: P , Q , R , S , T . Збудження передсердь відображає зубець P . Комплекс QRS та зубець T зумовлені виникненням і поширенням збудження в шлуночках. Відсутність сигналу (різниці потенціалів) в інтервалі між зубцями S і T пояснюється тим,

що цей момент часу збудження охопило всю мускулатуру шлуночків, тому різниця потенціалів між окремими частинами відсутня. Зубець T відповідає процесам відновлення в шлуночках. Інтервал $T - P$ (відсутність сигналу) відповідає діастолічній паузі.

Величина зубців визначається в мм від нульової лінії вгору для додатних P , R , і T та вниз – для від'ємних Q , S і порівнюється з каліброваним сигналом, якому відповідає напруга $U = 1$ мВ. Величина найбільшого зубця R : $U_R = 2,5$ мВ. Тривалість зубців і інтервали відсутності сигналу визначаються за спеціальною сіткою на електрокардіографічній (діаграмній) стрічці при встановленні необхідної швидкості її руху. Весь серцевий цикл триває приблизно 1с, а найбільш короткочасний зубець – соті частки секунди. Таким чином, електрокардіограф повинен реєструвати різницю потенціалів з частотою від 0,3 до 120-150 Гц і амплітудою порядку 1 мВ. Це вимагає підсилення біопотенціалів до десятків тисяч раз.

Існує багато різних марок електрокардіографів, але всі вони складаються з таких основних частин: перемикача відведень, підсилювача біопотенціалів, реєструючого пристрою, джерела живлення. Принцип дії електрокардіографа заснований на прямому підсиленні і реєстрації у вигляді кривої (електрокардіограми) напруги сигналів з електродів, накладених на відповідні точки тіла пацієнта. Електроди приєднуються до електрокардіографа через кабель відведень, що складається з провідників, які відповідають числу електродів, і закінчуються штирями з різнокольоровими наконечниками.

Розглянуті нами відведення є основними. В подальшому число відведень було збільшено за рахунок електрода, що накладається на поверхню грудної клітки в ділянці розташування серця. Ці відведення відповідають проекції вектора електрорушійної сили серця на горизонтальну площину.

Порядок виконання роботи

1. Встановити органи керування у вихідне положення:
 - кнопку включення мережі в положення “*Відключено*” (верхнє положення);
 - перемикач відвести в положення “*1 mV*”;
 - перемикач чутливості в положення “*10----*”;
 - кнопку запису “*M*” в положення “*Відключено*” (верхнє положення);
 - кнопку заспокоєння “*O-MT*” в положення “*Включено*” (нижнє положення);
 - кнопку переключення швидкості “*50/25*” в нижнє положення.
2. Заземлити електрокардіограф, під’єднавши гніздо заземлення до контуру заземлення.
3. Підключити до роз’єму “*127/220*” електрокардіографа кабель мережі. Кабель вмикається в розетку мережі з будь-якою напругою 127 або 220 В, потрібний режим вибирається автоматично.
4. Підключити кабель відведень:
 - з’єднати розетку кабеля відведень з вилкою електрокардіографа;
 - накласти електроди на кінцівки згідно з загальноприйнятою методикою;
 - провідники кабеля відведень приєднати до електродів:
 - R* червоний – на правій руці;
 - L* жовтий – на лівій руці;
 - F* зелений – на лівій нозі;
 - N* чорний – на правій нозі;
 - C* білий – на грудній клітці.
5. Запис електрокардіограми:
 - включити електрокардіограф, натиснувши і зафіксувавши в нижньому положенні кнопку включення мережі. При цьому повинен загорітися індикатор включення мережі;

- регулятором зміщення пера “←→” встановити перо на середині стрічки, виключити кнопку заспокоєння “*O-MT*”;
- включити кнопку запису “*M*”. Натискуючи і відтискуючи кнопку калібровки “*ImV*”, записати два-три калібровані сигнали. Включити кнопку запису;
- встановити перемикач відведень у положення “*I*” (*I*-ше відведення), включити кнопку запису і записати необхідне число циклів електрокардіограми.

6. Відірвати використану діаграмну стрічку. Результати амплітудних і часових значень зубців і інтервалів електрокардіограми занести в таблиці 15.1 і 15.2.

Таблиця 15.1. Вимірювання амплітуди зубців

	Калібрований сигнал	Амплітуда зубців				
		P	Q	R	S	T
Норма, мВ		≤ 0,25	≤ 0,6	≤ 2,5	≤ 0,6	≤ 0,6
Висота зубців, мм						
Е.Р.С. зубців, мВ	1					

Таблиця 15.2. Вимірювання часових інтервалів

	P - Q	Q - R	R - S	S - T	P - T	R - R
Норма, с	≤ 0,2	≤ 0,05	≤ 0,05			
Відстань, мм						
Тривалість, с						

Обробка результатів

1. За каліброваним сигналом напругою 1мВ визначити масштаб напруги $\frac{1 \text{ мВ}}{n \text{ мм}}$, де *n* – висота каліброваного сигналу, мм.
2. Знаючи масштаб напруги і висоту зубців, визначити *Е.Р.С.* зубців.
3. За швидкістю руху стрічки визначити масштаб часу $\frac{1 \text{ с}}{\delta \text{ мм}}$.

4. Визначити часові інтервали зубців за масштабом часу і відстанню між зубцями.

5. Знайти ритм роботи серця – часовий інтервал “ t ” між зубцями “ $R - R$ ”.

6. Обчислити висоту серцевих скорочень(ЧСС) за формулою

$$\text{ЧСС} = \frac{60}{t}, \text{ де } t - \text{значення часового інтервалу, с.}$$

Завдання для самостійної роботи

1. Біопотенціали. Природа і механізм виникнення.
2. Біопотенціали дії і біопотенціали спокою.
3. Фізичні основи теорії Ейтховена.
4. Означення електрокардіограми.
5. Будова і принцип роботи електрокардіографа.
6. Як записати електрокардіограму?
7. Розшифрувати значення характерних зубців електрокардіограми.

Лабораторна робота №16 ВИЗНАЧЕННЯ КОНЦЕНТРАЦІЇ ЦУКРУ У РОЗЧИНІ ПОЛЯРИЗАЦІЙНИМ МЕТОДОМ

Поляризаційний метод визначення вмісту оптично активних речовин (поляриметрія) широко використовується в біофізичних дослідженнях. За величиною кута повороту площини поляризації визначають оптичну активність певних білків у крові з метою діагностики раку, концентрацію цукру у сечовині, що служить діагностичним показником для діагностики цукрового діабету. Поляриметрія застосовується також як метод дослідження структурних перетворень, зокрема в молекулярній біофізиці.

Мета роботи: поглибити знання студентів про явище поляризації, навчити їх визначати концентрацію цукру у розчині поляризаційним методом.

Прилади і матеріали: поляриметр, поляриметрична трубка, водні розчини цукру різної концентрації, дистильована вода.

Теоретичні відомості

Видиме світло являє собою електромагнітні хвилі з довжиною від 400 до 700 нм і поперечні хвилі, оскільки напрям коливання векторів напруженості електричного \vec{E} магнітного \vec{H} полів перпендикулярні до швидкості поширення світла і один до одного.

Розрізняють світло природне і поляризоване.

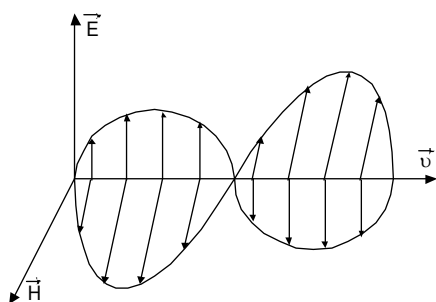


Рис. 16.1.

Світло, у якого вектор напруженості електричного поля \vec{E} змінює свою орієнтацію у просторі, називається природним (рис. 16.1). Це зумовлено тим, що ми одночасно спостерігаємо випромінювання величезної кількості атомів. Джерелами світла є Сонце, лампи розжарення, випромінювання нагрітих тіл і т.д. Світло, у якого вектор напруженості елект-

ричного поля \vec{E} не змінює своєї орієнтації у просторі, називається поляризованим.

Площину, що проходить через вектор напруженості електричного поля \vec{E} і вектор швидкості світла, називають площиною поляризації. Світло може поляризуватися при відбиванні, заломленні і розсіюванні. Око людини не відрізняє поляризованого світла від природного, тому для дослідження поляризації світла використовують поляризаційні прилади – поляриметри.

До природних кристалів, поляризуючих світло, відноситься турмалін. Природний промінь, проходячи через пластинку турмаліну (рис. 16.2), вирізану паралельно оптичній осі OO' кристалу, що являє собою напрямок, відносно якого атоми (чи іони) кристалічної ґратки розташовані симетрично (в деяких кристалах таких напрямків може бути два), повністю поляризується.

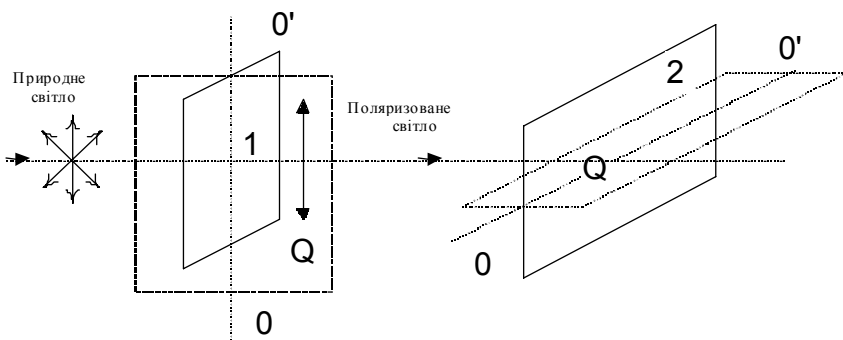
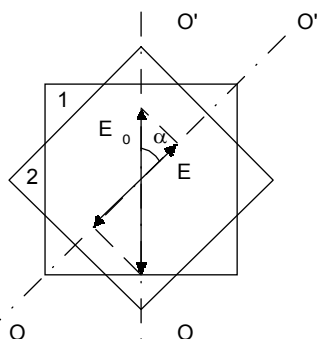


Рис. 16.2.

Якщо за пластинкою *1* розташована інша пластинка турмаліну *2*, яка орієнтована так, що її оптична вісь перпендикулярна оптичній осі пластинки *1*, то через другу пластинку промінь не пройде, оскільки коливання вектора напруженості електричного поля \vec{E} будуть перпендикулярні до головної площини пластинки *2*, тобто площини, що містить оптичну вісь і промінь.



Мал. 3.

Якщо ж оптичні осі пластинок *1* і *2* складуть кут α , відмінний від 90° , то світло (промінь) проходитиме через пластинку *2*. Проте, як видно з мал.3, амплітуда світлових коливань, що пройшли через пластинку *2*, буде меншою від амплітуди світлових коливань, падаючих на пластинку:

$$E = E_0 \cos \alpha. \quad (16.1)$$

Оскільки інтенсивність світла пропорційна квадрату амплітуди світлових коливань, то

$$I = I_0 \cos^2 \alpha, \quad (16.2)$$

де I_0 – інтенсивність світла, падаючого на пластинку *2*,

I – інтенсивність світла, що проходить через пластинку.

Співвідношення (16.2) називається законом Малюса.

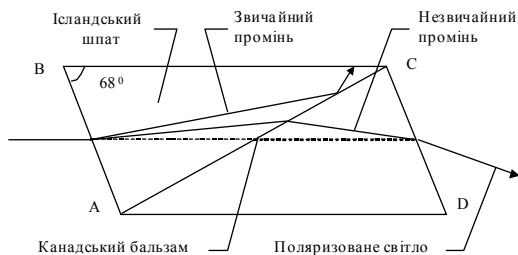
Пластинка *1*, що поляризує природне світло, називається поляризатором, а пластинка *2*, за допомогою якої змінюється інтенсив-

ність поляризованого світла, – аналізатором. Прилад, що складається з поляризатора і аналізатора, являє собою **поляриметр**.

Найчастіше для отримання поляризованого світла використовують явище подвійного променезаломлення. При цьому явищі відбувається роздвоєння світла на два промені (звичайний і незвичайний), що йдуть у різних напрямках. Промені внаслідок анізотропії кристалів поширюються з різними швидкостями.

Для отримання поляризованого світла необхідно розвести звичайний і незвичайний промені на певний кут. Це досягається особливістю будови поляризатора.

У роботі поляризатором служить призма Ніколя, що являє собою 4 гранну призму, що складається з двох 3 гранних призм, виготовлених



з монокристалів ісландського шпату і склеєних канадським бальзамом, як показано на рис. 16.4.

Природне світло, падаючи на грань AB призми із ісландського шпату, зазнає подвійного променезаломлення, утворюються звичайний і незвичайний

Мал. 4.

промені, які падають на грань AC – межі двох середовищ: ісландського шпату і канадського бальзаму, речовини з меншим показником заломлення, ніж у ісландського шпату; крім того, кут падіння звичайного променя більший, ніж у незвичайного, і більший від граничного кута повного внутрішнього відбивання для ісландського шпату. Тому звичайний промінь зазнає повного внутрішнього відбивання, попадає на грань BC і там поглинається чорною фарбою, що її покриває. Оскільки кут падіння незвичайного променя на грань AC менший від граничного кута повного внутрішнього відбивання, промінь проходить шар канадського бальзаму і, заломлюючись у призмі ACD , виходить із призми Ніколя повністю поляризованим.

При проходженні поляризованого світла через певні середовища площина коливань вектора \vec{E} повертається на деякий кут φ . Це

явище називається явищем **повороту** площини поляризації і обумовлене структурою речовини, будовою молекул. Речовини, що здатні повертати площину поляризації, називаються **оптично активними** речовинами. Розрізняють “праве” і “ліве” обертання площини поляризації. Напрямок обертання визначають стосовно до спостерігача, який дивиться назустріч променю. Якщо обертання площини поляризації відбувається за напрямком (проти) годинникової стрілки, то обертання називається правим (лівим), а сама речовина – правообертальною (лівообертальною).

Величина кута повороту φ площини поляризації пропорційна довжині ходу променя у речовині, а для розчину – концентрації оптично активної речовини у розчині, а також залежить від роду речовини і довжини хвилі світла. Ця залежність виражається формулою

$$\varphi = \alpha l C, \quad (16.3)$$

де φ – кут повороту площини поляризації, град;

l – довжина ходу променя у розчині, м;

C – концентрація речовини у розчині, %;

α називається питомим обертанням і характеризує кут повороту площини поляризації світла певної довжини хвилі на одиницю відстані, пройденій світлом у даному розчині. Питоме обертання чисельно рівне куту повороту площини поляризації шаром розчину одиничної товщини, що містить 1 г речовини на 100 см³ розчину.

Величина α залежить від роду розчиненої речовини, від вибору розчинника і обернено пропорційна квадрату довжини хвилі (закон Біо):

$$\alpha = \frac{b}{\lambda^2}. \quad (16.4)$$

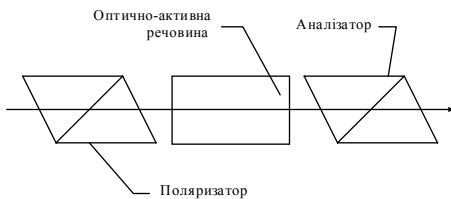


Рис. 16.5.

Для визначення кута повороту площини поляризації використовують поляриметри. Конструкція найпростішого поляриметра зображена на рис. 16.5.

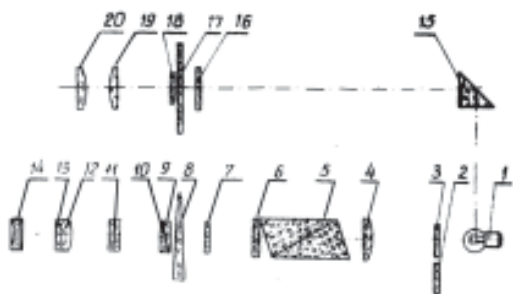
Для цього беруть дві призми Ніколя. Через одну з них пропускають монохроматичне світло і спостерігають його через другу призму Ніколя (аналізатор). При обертанні аналізатора навколо про-

меня, як осі, яскравість світла буде змінюватися: буде найбільшою, якщо головні площини ніколей паралельні, і найменшою (поле зору темне), якщо вони будуть перпендикулярні.

Коли головні площини ніколей паралельні, то поле зору освітлене тому, що ніколь-аналізатор пропускає коливання, отримані з допомогою ніколя-поляризатора. Якщо при цьому між ніколями розмістити оптично активний розчин, то яскравість поля зменшиться, оскільки площина поляризації променя повернеться на певний кут. Щоб отримати поле зору такої ж яскравості, аналізатор необхідно повернути у протилежному напрямку на той самий кут.

Опис поляриметра СУ-4

Оптична схема (рис. 16.6)



Мал. 6.

Світло від лампочки (1) проходить через матове скло (3), розсіюючи світло. Замість матового скла можна використовувати світлофільтр (2). Далі світло проходить через конденсаторну лінзу (4), попадає в поляризатор (5). Після поляризатора

отримуємо поляризоване світло. За поляризатором знаходяться два захисних скла (6,7), між якими розташована поляриметрична трубка з досліджуванним розчином. Рухомий кварцовий клин (8), скляний контрклин (9) і нерухомий кварцовий клин (10) складають кварцовий компенсатор. За його допомогою можна компенсувати поворот площини поляризації, зумовлений оптично активною речовиною. За кварцовим компенсатором встановлений аналізатор(11). Зорова труба, що складається із лінзового об'єктива (12, 13), окуляра (14), сфокусована на вихідну грань аналізатора. За допомогою зорової труби розглядається у збільшеному вигляді лінія розподілу поля зору приладу. Світло від лампочки служить також для освітлення шкали (17), ноніуса (18), чому сприяють призма (15) і захисне скло (16), розсіюючи світло. Цифри по-

ділки шкали і ноніуса розглядаються у збільшеному вигляді за допомогою лупи, що складається з двох лінз (19,20).

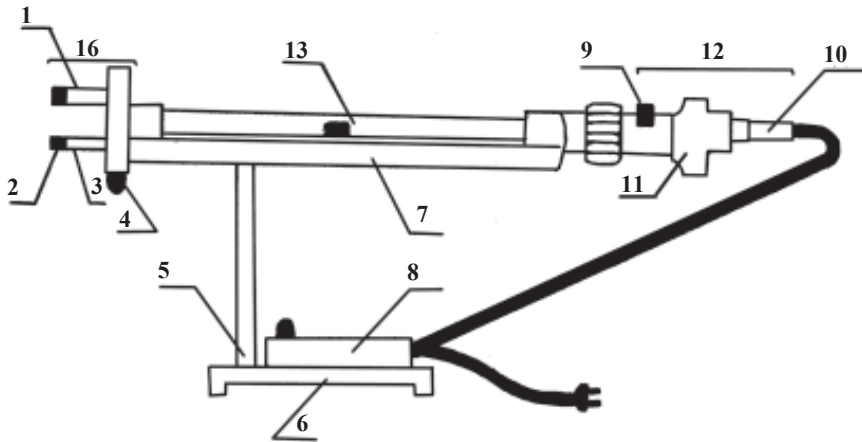


Рис. 16.7.

Зовнішній вигляд приладу *СУ-4* зображений на рис. 16.7. Основними частинами приладу є вузол вимірювальної головки (16), освітлювальний вузол (12), з'єднаний траверсою (7) з закріпленою в ній камерою (3) для поляриметричної трубки. З лицевого боку вимірювальної головки знаходиться ручка (кремальєра 4) для зміщення рухомого кварцового клину і поділок шкали. Освітлювальний вузол має рухливу рамку (9), в якій знаходяться світлофільтр і матове скло (11), а також лампочка (10), яка через понижуючий трансформатор (8) живиться від джерела змінного струму. Прилад установлений на колонці (5), закріплений гайкою на чавунній основі (6).

Порядок виконання роботи

Визначення нульової поділки

1. Установити пластину з світлофільтром.
2. Переконатись у відсутності в камері приладу поляриметричної трубки.
3. Налаштувати окуляр зорової труби і лупу шкали відліку. Для цьо-

го обертають оправу окулярів так, щоб через окуляр зорової труби було чітко видно вертикальну лінію, що розділяє поле зору на дві половини, а через окуляр лупи – поділки і цифри шкали відліку.

Обертаючи у нижній частині вимірювальної головки приладу кремальєру, з'єднану з рухомим кварцевим клином, і дивлячись в окуляр зорової труби, добиваються однакової освітленості обох половин поля зору. Після цього подивитися на шкалу відліку і перевірити, чи зійдеться нуль ноніуса з нулем основної шкали. При відсутності збіжності необхідно провести відлік поправки і її врахувати при остаточному визначенні кута повороту площини поляризації. Якщо нуль ноніуса знаходиться справа (зліва) від нуля основної шкали, то після проведення вимірювання кута повороту площини поляризації цю поправку віднімають (додають). При наявності основної шкали з ноніусом вимірювання проводять так:

1. Знаходять відлік цілих поділок основної шкали від нуля цієї шкали до нуля шкали ноніуса.
2. Порядковий номер поділки ноніуса, що сходиться з довільною поділкою основної шкали, вказує на кількість часток градуса, які додають до цілих одиниць показань основної шкали (з врахуванням ціни поділки ноніуса).

Визначення питомого обертання

1. Помістити в камеру поляриметричну трубку завдовжки $l=20$ см, заповнену еталонним розчином глюкози ($C=3$ %). При наявності в трубці пухирця повітря долити таку кількість рідини, щоб утворився випуклий меніск. Після цього як з рідини вийдуть пухирці повітря, трубку швидко покрити скельцем, насовуючи його так, ніби зрізаючи виступаючу рідину.

2. Дивлячись в окуляр зорової труби, побачимо, що однорідність поля зору порушилась. Це зумовлено поворотом на певний кут площини поляризації світла досліджуваним розчином. Обертаючи кремальєру, досягти однакової освітленості обох половинок поля зору. При цьому все поле зору буде менш освітленим, ніж при відсутності трубки.

3. Визначити кут повороту площини поляризації. Для цього спочатку відмітити, на скільки повних градусів нульова поділка ноніуса

зміщена відносно основної шкали вправо (цукор – правообертальна речовина). Далі відзначають, яка за рахунком поділка ноніуса (вправо від нуля) сходиться з довільною поділкою основної шкали. Отримане число складає десяті частки градуса. Воно сумується з найде-ним раніше числом цілих градусів. Якщо нуль приладу не сходиться з нулем шкали, необхідно врахувати нульову похибку приладу.

4. Дослід провести тричі. Перед кожним виміром, обертаючи ручку кремальєри, добиваються однакової освітленості обох половинок поля зору. Результати занести в таблицю:

№ п/п	φ_0		α		$\Delta\alpha$	
	$l=10$ см	$l=20$ см	$l=10$ см	$l=20$ см	$l=10$ см	$l=20$ см
1						
2						
3						
ср.						

5. Визначити питому обертання за формулою $\alpha = \frac{\varphi_0}{l \cdot C_0}$.

6. Досліди з визначення питомої обертання повторити з поляриметричною трубкою іншої довжини $l=10$ см. Результати вимірювань занести в таблицю.

7. Середнє значення питомої обертання знайти з 3 дослідів, а результати вимірів подати у вигляді:

$$\alpha = \alpha_{cp} \pm \Delta\alpha_{cp}; E = \frac{\alpha_{cp}}{\Delta\alpha_{cp}} \cdot 100 \%$$

Визначення концентрації цукру в розчині

1. Наповнити поляриметричну трубку завдовжки $l=20$ см одним з досліджуваних розчинів цукру.

2. У камеру приладу помістити трубку з досліджуваним розчином.

3. Провести відповідні вимірювання.

4. Результати вимірювань занести в таблицю.

5. Обрахувати концентрацію цукру за формулою

$$C_{xi} = \frac{\varphi_{xi}}{\alpha \cdot l}$$

№ п/п	φ_{x_i}	C_{x_i}	ΔC_{x_i}
1			
2			
3			
сер.			

Результати вимірювань і обрахунків подати у вигляді:

$$C_x = C_{x_{cp}} \pm \Delta C_{x_{cp}}.$$

6. Повторити аналогічні виміри з наявними досліджуваними розчинами. Результати вимірювань занести у відповідні таблиці. Провести обчислення, вказані в п.5.

7. Побудувати графік залежності кута повороту площини поляризації від концентрації цукру в розчині.

Завдання для самостійної роботи

1. Поляризоване світло і його властивості.
2. Що таке площина поляризації?
3. Подвійне променезаломлення.
4. Призма Ніколя, хід променів у ній.
5. Будова поляриметра і хід променів у ньому.
6. Застосування поляризованого світла у медицині.
7. Формула Малюса, закони Біо і Брюстера.

Лабораторна робота № 17 ВИЗНАЧЕННЯ КОНЦЕНТРАЦІЇ РОЗЧИНІВ ЗА ДОПОМОГОЮ РЕФРАКТОМЕТРА

Показник заломлення є важливою характеристикою рідини, який визначається її хімічною структурою, концентрацією в ній тих чи інших складників і густиною досліджуваного розчину. Вимірювання показника заломлення здійснюється з допомогою рефрактометра, принцип роботи якого ґрунтується на явищі повного внутрішнього відбивання. Використовуючи залежність показника заломлення від концентрації з допомогою рефрактометра, визначають

концентрацію розчинів. Зокрема, в медицині з допомогою цього методу визначають концентрацію білка або його фракцій у сироватці крові, а також використовують для аналізу шлункового соку, сечі та інших біологічних рідин.

Мета роботи: вивчити явище заломлення світла, вивчити будову і принцип роботи рефрактометра. Навчитися визначати концентрацію прозорих біологічних розчинів з допомогою рефрактометра.

Прилади і матеріали: рефрактометр, колби з розчинами NaCl різної концентрації, скляна палочка, піпетка, вата.

Теоретичні відомості

При проходженні світла з одного середовища в інше має місце явище рефракції – зміна напрямку поширення світла. Це пояснюється тим, що на межі двох середовищ з різною оптичною густиною змінюється швидкість світла. Ця властивість речовин характеризується показником заломлення n . Розрізняють абсолютний і відносний показники заломлення.

Абсолютний показник заломлення визначається відношенням швидкості світла у вакуумі до швидкості світла в даній речовині:

$$n = \frac{c}{v} \quad (17.1)$$

Відносний показник заломлення другого середовища відносно першого визначається відношенням синуса кута падіння променя до синуса кута заломлення і рівний відношенню абсолютних показників заломлення цих середовищ:

$$n_{21} = \frac{\sin \alpha}{\sin \beta} = \frac{v_1}{v_2} = \frac{c \cdot n_2}{c \cdot n_1} = \frac{n_2}{n_1} \quad (17.2)$$

При переході світла із середовища з більшим показником заломлення (оптично більш густе середовище) в середовище з меншим

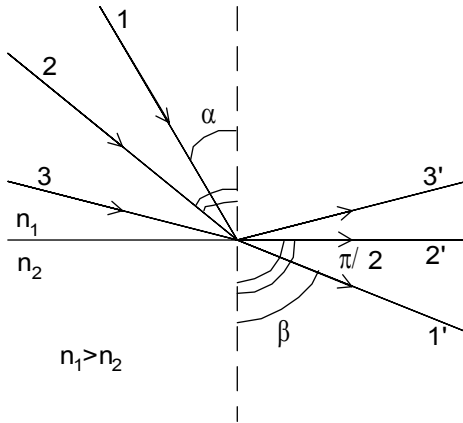


Рис. 17.1.

(промінь 3-3') і все світло відбивається від межі поділу середовищ, тобто не спостерігається проникнення світла з одного середовища в інше. Це явище називається повним відбиванням. Кут падіння α ,

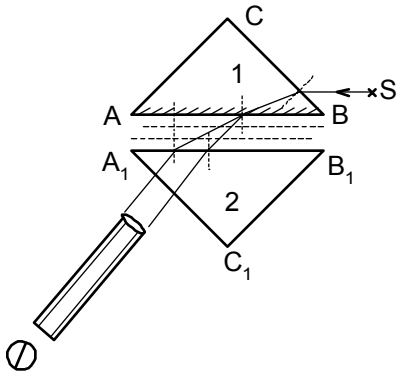
при якому кут заломлення рівний $\frac{\pi}{2}$, називається граничним кутом повного відбивання і позначається $\alpha_{\text{гп}}$. Оскільки

$$n_2 \geq \frac{n_2}{n_1} \geq \frac{\sin \sim_{\text{гп}}}{\sin \pi/2}, \text{ то } \sin \sim_{\text{гп}} \geq \frac{n_2}{n_1}. \quad (17.3)$$

Таким чином, граничний кут заломлення для даних середовищ визначається абсолютними показниками заломлення цих середовищ. Це знайшло застосування в приладах для вимірювання показників заломлення речовин, в тому числі і біологічних рідин – рефрактометрах.

Опис приладу

Основною частиною рефрактометра є дві прямокутні призми 1 (освітлювальна) і 2 (вимірна), які виготовлені з одного і того ж сорту скла (рис. 172). Призми стикаються гіпотенузними гранями, між якими є проміжок завтовшки 0,1 мм. Між призмами поміщають краплю досліджуваної рідини, показник заломлення якої треба визначити.



Мал. 2.

дають під кутом в межах від 0 до β . Простір в межах цього кута буде освітленим, а поза ним – темним. Таким чином, поле зору, видиме в зоровій трубці, розділено на дві частини: темну і світлу. Положення межі поділу світла і тіні визначається граничним кутом заломлення, який залежить від показника заломлення досліджуваної рідини.

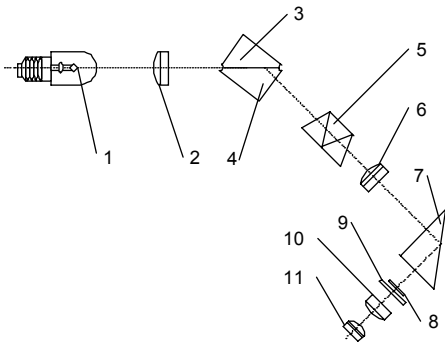


Рис. 17.3.

Промінь світла від джерела S направляється на бокову поверхню призми 1 і, заломившись, попадає на грань AB . Поверхня AB матова, тому світло розсіюється і, пройшовши через досліджувану рідину, попадає на грань A_1B_1 вимірної призми 2 під різними кутами від 0 до 90° . Якщо показник заломлення рідини менший від показника заломлення скла, то промені світла входять в призму 2 за умови, що вони падають під кутом в межах від 0 до β .

У рефрактометрі на освітлювальну призму 3 від джерела білого світла 1 через лінзу 2 направляється світловий промінь, який, розсіюючись, проходить через тонкий шар досліджуваної рідини і заломлюється на поверхні вимірної призми 4 (рис. 17.3). Внаслідок дисперсії межа світла і тіні виявляється забарвленою, тому після виходу із вимірної призми на шляху світла встановлюється дисперсійний компенсатор 5 , складений з трьох призм з різними показниками заломлення. Призми підібрані таким чином, щоб монохроматичний промінь з довжиною хвилі $589,5$ мкм не відхилявся після проходження компенсатора. Промені інших довжин хвиль відхиляються в різних напрямках. Переміщаючи компенсатор з

допомогою спеціальної ручки, добиваються того, щоб межа світла і тіні стала різкою. Далі промені світла через об'єктив **6** і повертаючу призму **7** попадають у зорову трубу. При спостереженні межі світла і тіні в окулярі одночасно видно шкалу **9**, на якій нанесені значення показника заломлення.

У спільній фокальній площині об'єктива і окуляра зорової труби знаходиться скляна пластина **8**, на яку нанесена візирна лінія (три штрихи вздовж однієї прямої). Переміщаючи зорову трубу, добиваються суміщення візирної лінії з межею світла і тіні та за шкалою визначають показник заломлення досліджуваної рідини.

У рефрактометрі, крім шкали показника заломлення (права шкала), є ще друга шкала – шкала процентного вмісту цукру в розчині (ліва шкала), розташована проти відповідних показників заломлення. Для вимірювання вмісту інших речовин в розчині необхідно попередньо проградувати рефрактометр, тобто одержати графік залежності показника заломлення від концентрації речовини.

Порядок виконання роботи

1. Відкрити верхню частину камери, промити площину верхньої та нижньої призми дистильованою водою і протерти їх насухо.

2. На грань вимірної призми нанести з допомогою скляної палочки кілька крапель дистильованої води і повільно закрити камеру верхньою призмою.

3. Спостерігаючи в окуляр і переміщаючи ручку приладу, домогтись щоб у полі зору знаходилась границя світлої і темної смуг. Контрастність смуг регулюється зміщенням освітлювача.

4. Позбавитись дисперсії на границі світла і тіні за допомогою дисперсійного компенсатора.

5. Вертикальним переміщенням окуляра сумістити візирну лінію сітки з межею світло-тінь. Провести відлік за шкалою показника заломлення. При 20 °С для дистильованої води $n=1,333$ і $C=0$ %.

6. Аналогічно визначити n для розчинів NaCl з концентраціями 5, 10, 15, 20 % та невідомої концентрації x %. Результати записати в таблицю:

№ п/п	n H ₂ O	n 5 %-го розчину	n 10 %-го розчину	n 15 %-го розчину	n 20 %-го розчину	n розчину невідомої концентрації
1						
2						
3						
Сер.						

7. За результатами вимірювань побудувати графік залежності $n=f(c)$. Користуючись цим графіком, за значеннями n розчину невідомої концентрації знайти C .

8. Промити дистильованою водою поверхні призми рефрактометра і витерти їх насухо. Навести порядок на робочому місці.

Завдання для самостійної роботи

1. Явище рефракції світла: причина, закони, фізичний зміст показник заломлення.
2. Явище повного відбивання, граничний кут заломлення.
3. Будова та оптична схема рефрактометра.
4. Хід променів через вимірювальну призму рефрактометра.
5. Вивести формулу, що використовується для градуювання шкали рефрактометра.

Лабораторна робота № 18 ВИВЧЕННЯ КОНЦЕНТРАЦІЇ РОЗЧИНУ ЗА ДОПОМОГОЮ ФОТОЕЛЕКТРОКОЛОРИМЕТРА

Метод концентраційної колориметрії, який ґрунтується на поглинанні світла, застосовується в клінічній і лабораторній практиці для:

- а) вимірювання процентного вмісту оксигемоглобіну в крові;
- б) визначення мікроелементів у крові;
- в) залишкового азоту, сечовини і креатинину в крові і сечовині;
- г) амінокислот, фосфору, білків, ліпідів у біологічних тканинах;
- д) цукру в крові та сечі.

Основним приладом концентраційної колориметрії є фотоелектроколориметр (ФЕК).

Мета роботи: вивчення будови і принципу роботи фотоелектроколометра. Навчитися з його допомогою визначати концентрацію забарвлених розчинів.

Прилади і матеріали: фотоелектроколометр ФЕК-56, набір розчинів.

Теоретичні відомості

При проходженні вузького пучка світла через шар речовини його інтенсивність зменшується. Зменшення інтенсивності є наслідком взаємодії світлової хвилі з електронами речовини. Внаслідок цього відбувається перетворення світлової енергії (інтенсивності) в інші види енергії, зокрема тепло. Зменшення енергії світлової хвилі в міру проникнення її в об'єм речовини, внаслідок вищевказаних процесів, називається поглинанням світла. Зазначимо, що зменшення інтенсивності світлової хвилі може відбуватися і за рахунок інших процесів, зокрема внаслідок розсіювання світла. Вважаємо, що середовище однорідне і вказаних явищ не спостерігається.

Нехай паралельний пучок монохроматичного світла проходить через шар однорідної речовини завтовшки l . Виділимо всередині речовини тонкий шар dx . Зміна інтенсивності світла dI в цьому шарі буде пропорційна товщині шару dx , а інтенсивності падаючого на цей шар світла:

$$dI = -kI dx,$$

де k – коефіцієнт пропорційності, який характеризує поглинальну здатність даної речовини, не залежить від товщини

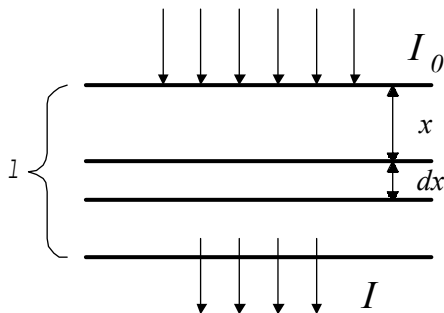


Рис. 18.1.

ни шару dx і називається *коефіцієнтом поглинання*.

Знак “-” вказує на ослаблення світлового потоку в шарі dx . Рівняння (18.1) є диференціальним рівнянням, яке описує зміну інтенсивності світлової хвилі dI в шарі речовини завтовшки dx внаслідок поглинання світла.

Знайдемо інтенсивність світла, яке пройшло через шар завтовшки l , для чого проінтегруємо вираз (18.1), попередньо розділивши змінні (врахувавши, що товщина змінюється від 0 до l , а інтенсивність світла від I_0 до I). Тоді

$$\int_{I_0}^I \frac{dI}{I} = -k \int_0^l dx, \text{ або } \ln \frac{I}{I_0} = -kl. \quad (18.2)$$

У кінцевому рахунку маємо

$$I = I_0 \cdot e^{-kl},$$

де I – інтенсивність світла після проходження шару речовини завтовшки l ,

I_0 – інтенсивність падаючого світла.

Закономірність (18.2) показує, що інтенсивність світла зменшується в геометричній прогресії, тоді як товщина шару наростає в арифметичній прогресії і називається **законом Бугера**.

Фізичний зміст цього закону полягає в тому, що коефіцієнт поглинання не залежить від інтенсивності світла і від товщини шару поглинання, як видно із (2). Коефіцієнт поглинання – це величина, яка чисельно рівна оберненій величині товщини шару речовини, котра зменшує інтенсивність в e раз. Оскільки світло різних довжин хвиль поглинається речовиною по-різному, то коефіцієнт поглинання речовини залежить від довжини хвилі.

Коефіцієнт поглинання монохроматичного світла в розчині за умови, що розчинник не поглинає світла, пропорційний концентрації C розчину:

$$k = k_1 \cdot C. \quad (18.3)$$

Ця залежність називається законом Бера і справедлива для розбавлених розчинів. Підставляючи (18.3) в (18.2), маємо

$$I = I_0 e^{-k_1 \cdot C \cdot l} \quad (18.4)$$

– закон Бугера–Бера.

Відношення $I/I_0 = T$ називається коефіцієнтом світлопропускання, а величина $D = \lg(I/I_0) = \varepsilon \cdot Cl$ називається оптичною густиною (екстинкція) розчину; ε – стала для даного розчину, величина, що і називається молекулярною оптичною густиною.

Залежність поглинання світла від концентрації розчину може бути використана для експериментального визначення його концентрації шляхом порівняння з поглинанням світла розчином відомої концентрації (стандартний розчин). Прилади, які призначені для цього, називаються колориметрами. В нашій роботі використовується фотоелектроколориметр *ФЕК - 56 М*.

Принцип роботи і будова ФЕК - 56 М

Оптичні методи дослідження зв'язані в більшості випадків з фотометрією, тобто з вимірюванням інтенсивності світла. Фотометричні вимірювання бувають об'єктивні, які виконуються з допомогою приладів без участі ока (наприклад, з допомогою фотоелемента) і суб'єктивні, або візуальні, які проводяться безпосередньо оком. Розглянемо принцип роботи об'єктивного фотоелектроколориметра ФЕК-56М. Оптична схема приладу зображена на рис. 18.2.

В основі принципу роботи приладу покладено метод вирівнювання двох світлових потоків шляхом зміни одного з них з допомогою

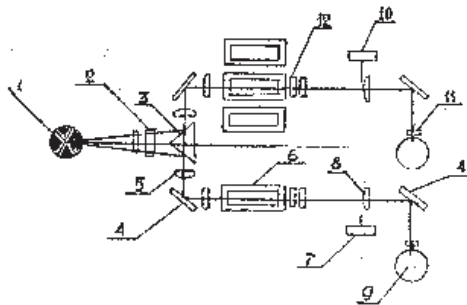


Рис. 18.2.

діафрагми із змінним отвором. Світловий пучок від джерела світла 1, пройшовши через світлофільтр 2, падає на призму 3, яка розділяє пучок на два: лівий і правий. Світловий пучок, пройшовши через лінзи 5 і відбившись від дзеркала 4, падає паралельно на кювети 6. Пройшовши кювети, падає на лінзи 8 і, відбившись

від дзеркала 4, падає на фотоелементи 9.

У правий світловий пучок можуть вставлятися послідовно кювети з розчином і з розчинником. Розсувні діафрагми 10, розташовані в правому і лівому пучках світла, при обертанні зв'язаних з ними барабанів міняють свою площу, змінюючи тим самим інтенсивність світлових потоків, які падають на лівий і правий фотоелементи. Правий світловий пучок є вимірювальним, лівий – компенсаційним.

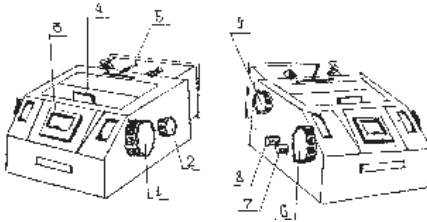


Рис. 18.3.

Загальний вигляд приладу зображений нарис. 18.3. На правій боковій стороні знаходиться ручка правого вимірювального барабана 1 і ручка 2 для переміщення правої кювети тримача.

На верхній стороні приладу знаходяться: мікроамперметр 3, кришка 4, яка закриває камеру з кюветотримачами, важіль 5 для перекриття світлових пучків шторкою. На лівому боці розташовані: лівий компенсаційний барабан 6, ручка 7 для регулювання чутливості приладу (найбільша чутливість приладу буде при крайньому лівому положенні ручки), ручка 8 для встановлення нульового положення стрілки мікроамперметра; барабан 9 для фіксації дев'яти положень світлофільтрів. На барабані 2 і 6 нанесені дві шкали. Чорна шкала називається шкалою світлопропускання, на ній нанесені значення коефіцієнта світлопропускання T в процентах від 0,1 до 100,0 %. Друга шкала – червона – відповідає оптичній густині D від 0 до 3,0.

Порядок виконання роботи

1. Ознайомитися з основними принципами управління роботою приладу *ФЕК - 56 М*.

Увага ! Без дозволу прилад не вмикати.

2. Важелем 2 перекрити шторкою світлові пучки. Увімкнути апарат і рукою 8 встановити стрілку мікроамперметра на "0". Барабаном 9 поставити фільтр 8.

Увага! Робочі поверхні кювет перед кожним вимірюванням повинні протиратися. Не можна торкатися пальцями робочих поверхонь.

3. У правий пучок поставити кювету з розчином відомої концентрації і кювету з дистильованою водою, а в лівий світловий пучок – кювету з дистильованою водою.

4. Індекси лівого 1 і правого 6 барабанів встановити на відлік 100 на шкалі пропускання (повний світловий пучок).

5. Відкрити шторку з допомогою лівого барабана, встановити стрілку мікроамперметра на “0”.

6. Ручкою 2 в правому пучку світла кювету з розчином замінити кюветою з розчинником (водою) і з допомогою правого барабана встановити нульове положення стрілки.

7. За шкалою правого барабана відрахувати оптичну густину розчину і коефіцієнт світлопропускання.

8. Закрити шторку. Вилити розчин з кювети у відповідну колбу.

9. Повторити вимірювання для всіх стандартних розчинів. Побудувати градувальну криву, відкладаючи по горизонтальній осі концентрацію, а по вертикальній – відповідні їм оптичні густини. Аналогічну криву побудувати для коефіцієнта пропускання.

10. Провести вимірювання оптичної густини і коефіцієнта світлопропускання з невідомою концентрацією і за градувальною кривою знайти концентрацію. Результати вимірювань подати у вигляді таблиці.

№ п/п	Стандартні розчини			Досліджувані розчини		
	Концтр.	опт. густ.	К. пропор.	Концтр.	опт. густ.	К. пропор.
	С, %	D	T, %	С, %	D	T, %
1						
2						
...						

Завдання для самостійної роботи

1. Явище поглинання світла. Закон Бугера.
2. Закони Бера і Бугера–Бера.
3. Оптична густина речовини і коефіцієнт світлопропускання.
4. Концентраційна колориметрія.
5. Метод визначення концентрації забарвлених розчинів.
6. Оксигеометрія.

Лабораторна робота №19

ВИВЧЕННЯ РОБОТИ ГЕЛІЙ-НЕОНОВОГО ЛАЗЕРА

Період активного впровадження лазера у медицину складає майже два десятиліття. У медицині в основному визначилися три напрямки його застосування:

1. Руйнування патологічних джерел у тканинах організму потужним випромінюванням.
2. Біостимуляційна дія низькоенергетичного випромінювання.
3. Лазерна хірургія.

Використовується лазерне випромінювання і в медико-біологічних дослідженнях. Вивчення властивостей індукованого випромінювання, а також різних напрямків його застосування є важливою складовою частиною загальної підготовки майбутнього фахівця.

Мета роботи: вивчити принцип роботи оптичних квантових генераторів і набути навичок роботи з ними, навчитися визначати довжину хвилі лазера за допомогою дифракційної ґратки.

Прилади і матеріали: лазер типу ЛГ-52 з блоком живлення, дифракційна ґратка, екран з міліметровою шкалою.

Теоретичні відомості

Атоми і молекули знаходяться в певних стаціонарних станах, кожному з яких відповідає певне значення енергії. При переході на вищий енергетичний рівень атоми поглинають енергію, при переході на нижчий – випромінюють її.

Індуковане (вимушене) випромінювання – випромінювання світла збудженими атомами при переході їх з вищих енергетичних рівнів з енергією E_2 на нижчі з енергією E_1 під дією зовнішнього опромінювання з частотою

$$\nu = \frac{E_2 - E_1}{h}, \quad (19.1)$$

де h – стала Планка.

Частота, фаза і напрям поширення електромагнітних хвиль, що випромінюються, збігаються з відповідними характеристиками зовнішньої (збудженої) електромагнітної хвилі, іншими словами, вимушене випромінювання ідентичне із збуджуючим випромінюванням. Вимушене випромінювання – когерентне. Дія лазерів ґрунтується на вимушеному випромінюванні.

У лазерах реалізуються умови, при яких число атомів в станах з більшою енергією (E_2) значно більше, ніж число атомів з меншою енергією (E_1) (у звичайних умовах – навпаки, цим пояснюється, зокрема, той факт, що речовина поглинає падаюче на неї випромінювання). Це так звана інверсійна заселеність енергетичних рівнів. У цьому випадку

під впливом зовнішнього випромінювання з частотою $\nu = \frac{E_2 - E_1}{h}$ із вищих енергетичних рівнів на нижчі буде переходити більша кількість атомів, ніж з нижчих на вищі. Таким чином, буде відбуватися підсилення падаючого на речовину електромагнітного випромінювання.

На рис. 19.1 показані принципи підсилення світла, що реалізується в лазерах. Для того, щоб відбувався процес підсилення, необхідно, щоб концентрація атомів на енергетичних рівнях, які відповідають збудженому стану, була більшою, ніж в інших. Такий стан

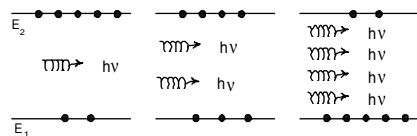


Рис. 19.1.

називається інверсійною заселеністю. При інверсійній заселеності число атомів у стані E_2 більше, ніж у стані E_1 ($E_2 > E_1$), тобто:

$$\frac{n_2}{n_1} = \exp\left[\frac{E_2 - E_1}{kT}\right] > 1. \quad (2)$$

Властивості лазерного випромінювання:

- а) лазери можуть створювати пучки світла з кутом розходження близько 10^{-4} рад;
- б) світло лазера монохроматичне і когерентне;
- в) лазери – це найпотужніші джерела світла. Нині створені лазери з імпульсами світла тривалістю 10^{-11} с і енергією в декілька десятків джоулів і, таким чином, можна отримувати імпульс потужністю декілька мільярдів Вт.

Оскільки випромінювання лазера може бути сфокусоване на площі 10^{-10} м^2 , то можна дістати густину потоку енергії до 10^{23} Вт/м^2 .

Розглянемо будову і принцип роботи газового гелій-неонового лазера. Основним його елементом є розрядна трубка, заповнена сумішшю газів гелію і неону. Парціальний тиск гелію – 1 мм рт.ст., неону – 0,1 мм рт.ст. Атоми неону є випромінюючими (робочими), атоми гелію – допоміжними, які необхідні для створення інверсійної заселеності атомів неону.

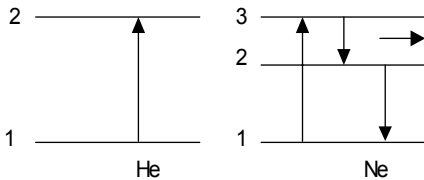


Рис. 19.2.

Для рис. 19.2 схематично зображені енергетичні рівні атомів гелію і неону. При електричному розряді в трубці збуджуються атоми гелію, які переходять у стан 2. Перший збуджений рівень гелію 2 збігається з енергетичним рівнем 3 атомів неону. Співударяючись з атомами неону, атоми гелію передають їм свою енергію і переходять у збуджений стан. Таким чином, у трубці створюється активне середовище, яке складається з атомів з інверсійною заселеністю. Спонтанний перехід окремих атомів неону з рівня 3 на рівень 2 викликає появу окремих фотонів, які, взаємодіючи із збудженими атомами неону, викликають індуковане когерентне випромінювання.

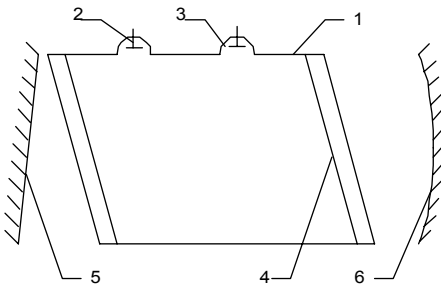


Рис. 19.3.

Будова трубки показана на рис. 19.3. Розрядна трубка з торців закрита плоскопаралельними пластинками 4, вставленими під відповідним кутом до осі трубки. Для створення електричного розря-

Для збільшення потужності трубки її поміщають у дзеркальний резонатор. Відбиваючись від дзеркал, потік фотонів багаторазово проходить вздовж осі трубки, при цьому в процес індукованого випромінювання включається все більше число збуджених атомів і інтенсивність індукованого випромінювання зростає.

ду в трубку введені два електроди 2 і 3. Резонатор складається з плоского 5 і вгнутого 6 дзеркал з багат шаровим діелектричним покриттям. Коефіцієнт відбивання цих дзеркал становить 98-99 %.

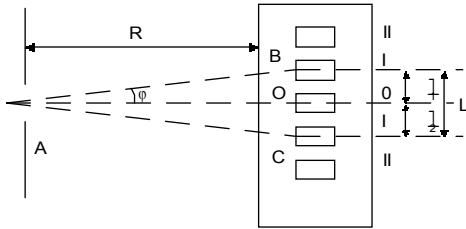


Рис. 19.4.

Для вимірювання довжини хвилі лазерного випромінювання використаємо властивість електромагнітних хвиль дифрагувати на дифракційній ґратці. Дифракційна картина являє собою сукупність світлих і темних смуг, які чергуються між собою (рис. 19.4), тобто максимуми і мінімуми освітленості, відповідно нульового (0), першого (I) і другого (II) порядків. Відомо, що положення головних максимумів визначається умовою

$$d \sin \varphi = k \lambda, \quad (19.3)$$

де d – постійна ґратки, k – порядок максимуму, φ – кут дифракції відповідного порядку, λ – довжина хвилі. Для визначення довжини хвилі, як видно з формули 19.3, потрібно виміряти кут φ . Як видно з малюнка, для максимуму першого порядку ($k=1$), для малих кутів з невеликою похибкою можна вважати:

$$\sin \varphi_1 = \tan \varphi_1 = \frac{OA}{OB} = \frac{OC}{OA} = \frac{L}{2R}, \quad (19.4)$$

підставляючи (19.4) у (19.3) одержуємо

$$\lambda = \frac{dL}{2R}, \quad (19.5)$$

або у загальному випадку

$$\lambda = \frac{d \cdot l_k}{kR}, \quad (19.6)$$

де l_k – відстань між нульовим і k -им максимумами.

Явище дифракції світла при проходженні його через тонкий шар мазка крові, який служить дифракційною ґраткою, використовується для знаходження лінійних розмірів еритроцитів.

Унікальні властивості лазерного випромінювання широко використовуються в різних галузях медицини. Вперше з лікувальною метою лазер був застосований в офтальмології для лікування відшарування сітківки. Промінь світла дозволяє абсолютно стерильним “світловим скальпелем” розсікати тканини і проводити практично безкровні операції. Пояснюється це тим, що дрібні і середні судини при застосуванні лазера спаюються і лише великі судини треба перев’язувати. Крім того, застосування гнучких світловодів дозволило використати лазерне випромінювання для одержання голограм внутрішніх органів, а також для внутрішньої коагуляції.

Порядок виконання роботи

1. Увімкнути блок живлення в мережу з напругою 220 В. При вмиканні тумблера “Вкл” засвітиться лампочка “сеть”. Через 10-15 секунд натиснути вмикач “запуск”. Одночасно з загорянням лампочки “высокое” повинен з’явитися промінь лазера.

2. Встановити на оптичній лаві дифракційну ґратку і екран (вимірювальну лінійку) перпендикулярно до лазерного випромінювання.

3. Пересуваючи екран вздовж оптичної осі, добитись одержання чіткого зображення дифракційної картини. При цьому слід добитись одержання на екрані не менше 3-4 максимумів.

4. Виміряти відстані від дифракційної картини до екрана і відстані від нульового максимуму до максимумів відповідних порядків справа і зліва від нього. Результати занести в таблицю.

Номер максимуму	l_1 , мм	l_2 , мм	R, см	$(l_1+l_2)/2$, мм	$\sin\varphi$	λ	$\Delta\lambda$
I							
II							
III							

5. Вимкнути прилад.

6. За формулою (19.4) визначити довжину хвилі λ і порівняти її з λ_0 , яка вказана в паспорті приладу.

7. Результати обчислень подати у вигляді:

$$\lambda = \lambda_{cp} \pm \Delta\lambda_{cp}; E = \frac{\lambda_{cp}}{\Delta\lambda_{cp}} \cdot 100 \%$$

Завдання для самостійної роботи

1. Механізм виникнення спонтанного індукованого випромінювання.
2. Основні властивості лазерного випромінювання.
3. Будова і принцип дії гелій-неонового лазера.
4. Визначення довжини хвилі лазерного випромінювання.
5. Застосування лазерного випромінювання у медицині.

Лабораторна робота № 20 ВИЗНАЧЕННЯ ПАРАМЕТРІВ ЛІНЗ

Лінзи входять до складу різноманітних оптичних приладів, які знаходять різнобічне застосування у практичній медицині, серед них: мікроскопи, ендоскопи, гастроскопи, бронхоскопи та ін. Роздільна здатність та інші параметри цих приладів визначаються параметрами лінз; знання параметрів лінз, методики побудови зображень в оптичних системах необхідні і для вивчення таких недоліків зору, як короткозорість, далекозорість, астигматизм.

Мета роботи: навчитися експериментально визначати параметри тонких збиральних і розсіювальних лінз.

Прилади і матеріали: Оптична лава з освітлювачем і набором лінз, повзунки для кріплення предмета і лінз, матовий екран, штангенциркуль.

Теоретичні відомості

Лінзою називається оптично прозоре тіло, обмежене двома сферичними поверхнями. Одна з поверхонь може бути плоскою, її можна розглядати як сферичну поверхню з нескінченним радіусом. Лінзи бувають *збиральні*, або *опуклі*, коли сферична поверхня опук-

ла (товщина таких лінз збільшується від країв до середини), і *розсіювальні*, коли сферична поверхня вгнута (товщина таких лінз зменшується від країв до середини). Якщо товщина лінзи мала порівняно з радіусами кривизни поверхонь, то лінза називається *тонкою*.

У даній роботі вивчаються тонкі лінзи.

Точка, яка знаходиться посередині лінзи, називається *оптичним центром лінзи*. Пряма, що проходить через геометричні центри сферичних поверхонь, називається **головною оптичною віссю лінзи**, а будь-яка інша пряма, що проходить через оптичний центр, називається *побічною оптичною віссю*. *Головним фокусом лінзи* називається точка, в якій перетинаються після заломлення в лінзі промені, що падають на неї паралельним пучком до головної оптичної осі. Відстань від оптичного центру до фокуса називається *фокусною відстанню*(F). Для збиральної лінзи $F > 0$, для розсіювальної $F < 0$. Від'ємне значення F (розсіювальна лінза), означає, що фокус уявний, тобто у фокусі збираються не заломлені промені, а їх продовження.

Величина, обернена до фокусної відстані $D = 1/F$, називається оптичною силою лінзи. Ця величина вимірюється в діоптріях (1 дп=1 м⁻¹). Діоптрія рівна оптичній силі лінзи з фокусною відстанню в один метр. Оптична сила ока становить близько 63-65 дп. При максимальній акомодатії ока радіус його передньої поверхні зменшується від 10 до 5,5 мм, задньої – з 6 до 5,5 мм. Оптична сила ока збільшується при цьому до 70-74 дп.

Оптична сила лінзи характеризує її заломлюючу здатність. Оптичну силу лінзи можна розрахувати за формулою

$$\frac{1}{F} = \left(\frac{n_1}{n_2} - 1 \right) \cdot \left(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} \right), \quad (20.1)$$

де n_1, n_2 – абсолютні показники заломлення матеріалу, з якого виготовлена лінза, і середовища, в якому знаходиться вона; R_1, R_2 – радіуси сферичних поверхонь лінзи. При цьому радіус опуклої поверхні вважається додатним, радіус вгнутої – від'ємним.

Система лінз, центри сферичних поверхонь яких лежать на головній оптичній осі, називається *центрованою*. Оптична сила системи лінз, які дотикаються між собою, рівна алгебраїчній сумі оптичних сил лінз, які складають систему:

$$\frac{1}{F_c} = \pm \frac{1}{F_1} \pm \frac{1}{F_2} \pm \dots, \quad (20.2)$$

$$D_c = \pm D_1 \pm D_2 \pm \dots, \quad (20.3)$$

де F_1, F_2 – фокусні відстані лінз, що складають систему; F_c – фокусна відстань системи лінз; D_c – їх оптична сила.

Зв'язок між відстанями від оптичного центру лінзи до предмета d і до зображення f та її фокусною відстанню F виражається формулою лінзи:

$$\pm \frac{1}{F} = \frac{1}{d} \pm \frac{1}{f}. \quad (20.4)$$

Знак мінус стосується розсіювальної лінзи.

Для характеристики зображення, утвореного лінзою, потрібно знати і її лінійне збільшення K :

$$K = \frac{H}{h} = \frac{f}{d}, \quad (20.5)$$

де H – лінійний розмір зображення, h – лінійний розмір предмета.

Величина світлового потоку, який пройшов через лінзу, буде пропорційна площі лінзи, тобто квадрату діаметра лінзи D^2 . Освітленість екрана, на якому утворюється зображення, буде тим більша, чим ближче екран лінзи, тобто обернено пропорційна f^2 . При достатній віддаленості предмета від лінзи можна наближено вважати, що зображення буде знаходитись у фокальній площині, тобто $f = F$. Таким чином, освітленість зображення, одержаного з допомогою лінзи, буде пропорційна величині $(D/F)^2$, яка називається світлосилою лінзи.

Методи визначення фокусної відстані тонкої збиральної лінзи

I. Фокусну відстань тонкої збиральної лінзи можна визначити за формулою лінзи. Для цього достатньо отримати за допомогою лінзи чітке зображення предмета на екрані (збільшене чи зменшене), виміряти величини d і f та знайти F за формулою (20.4).

II. Якщо відстань між предметом і екраном не менша чотирьох фокусних відстаней лінзи, то, переміщуючи між ними лінзу, можна отримати збільшене чи зменшене зображення предмета на екрані. Нехай відстань між предметом і екраном буде фіксованою і рівною L , положення I відповідатиме чіткому збільшеному зображенню пред-

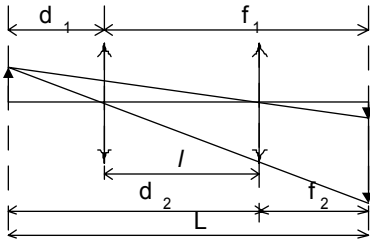


Рис. 20.1.

мета, а H' – чіткому зменшеному його зображенню (рис. 20.1). Позначимо відстань від предмета до оптичного центру у першому положенні через d_1 , у другому через d_2 , відповідно віддали до екрана від оптичного центру лінзи через f_1 і f_2 . Для цих двох положень можна записати співвідношення:

$$L = d_1 + l + f_2, \quad (20.6)$$

$$L = f_1 + d_1. \quad (20.7)$$

Із закону зворотності променів випливає, що $d_1 = f_2$, а $d_2 = f_1$. Враховуючи це, з (20.6) і (20.7) знаходимо:

$$d_1 = \frac{1}{2}(L - l) \text{ і } f_1 = \frac{1}{2}(L + l). \quad (20.8)$$

Підставляючи ці значення у формулу (20.4), отримуємо

$$F = \frac{L^2 - l^2}{4L}. \quad (20.9)$$

Таким чином, для визначення фокусної відстані лінзи достатньо виміряти відстані L між предметом і екраном і двома двома положеннями лінзи, при яких на екрані отримується чітке зображення предмета.

Визначення фокусної відстані розсіювальної лінзи

Визначення фокусної відстані для розсіювальної лінзи ускладнене тим, що вона дає уявне зображення і тому відстань до зображення не може бути вимірною. Це утруднення легко обійти за допомогою збиральної лінзи, фокусна відстань якої відома. Цю лінзу накладають на розсіювальну ($D_{\text{рб}}$ збиральної лінзи повинно бути більшим $D_{\text{р}}$ розсіювальної лінзи). У цілому така система лінз веде себе як збиральна лінза. Фокусну відстань такої системи можна визначити одним із описаних вище способом. Виходячи із формули (20.2), за відомим значенням фокусної відстані $F_{\text{рб}}$ збиральної лінзи і вимірним значенням фокусної відстані $F_{\text{с}}$ системи лінз визначають $F_{\text{р}}$ розсіювальної лінзи:

$$\frac{1}{F_p} = \frac{1}{F_{зб}} - \frac{1}{F_c} \quad (20.10)$$

Порядок виконання роботи

A. Вимірювання фокусної відстані збиральної лінзи за способом I.

1. Увімкнути джерело світла з ковпачком, на якому зроблено виріз у вигляді деякої фігури. За допомогою збиральної лінзи одержати чітке зображення фігури на екрані. Виміряти відстані d і f .

2. Перемістити екран в інше місце і тричі повторити вимірювання, вказані в п.1, результати вимірювань занести в таблицю:

№ дослідів	Вид зображення	f, см	d, см	F, см	ΔF , см	D, дп
1						
2						
3						
сер.						

3. Фокусну відстань обчислити за формулою $F = \frac{d \cdot f}{d + f}$.

4. Обчислити оптичну силу лінзи: $D = \frac{1}{F}$.

5. Виміряти діаметр отвору D лінзи і обчислити світлосилу лінзи: $C = \frac{D^2}{F^2}$.

B. Вимірювання фокусної відстані лінзи за способом II.

1. Встановити освітлювач і екран на відстані L , що перевищує $4F$; знайти такі положення лінзи, при яких на екрані утворюється чітке зображення предмета, в першому випадку збільшене, в другому випадку зменшене. Виміряти відстань l між цими двома положеннями лінзи.

2. Змінити відстань між освітлювачем і екраном і повторити тричі виміри, вказані в п.1. Розрахувати фокусну відстань збиральної лінзи за формулою (9). Дані вимірювань і обчислень занести в таблицю:

№ досліду	L , см	l , см	F , см	ΔF , см	D , дп
1					
2					
3					
Сер.					

3. Порівняти результати, отримані першим і другим способами.

В. Вимірювання фокусної відстані розсіювальної лінзи

1. Накласти на збиральну лінзу, фокусну відстань якої виміряно раніше, розсіювальну і отримати на екрані чітке зображення предмета.

2. Виміряти d і f і за формулою $F_c = \frac{d \cdot f}{d + f}$ визначити фокусну відстань системи лінз. Дослід провести тричі, результати вимірювань занести в таблицю:

№ досліду	Вид зображення	f , см	d , см	F_c , см	$F_{зб}$, см	D , дп
1	збільш.					
2	зменш.					
3						
Сер.						

3. За формулою $F_p = \frac{F_c \cdot F_{зб}}{F_c - F_{зб}}$ знайти значення фокусної відстані розсіювальної лінзи.

4. Обчислити оптичну силу D і світлосилу D_0 розсіювальної лінзи.

Завдання для самостійної роботи

1. Лінзи і їх основні параметри. Формула лінзи.
2. Оптична сила лінзи і системи лінз. Одиниці вимірювання.
3. Побудова зображень у розсіювальних і збиральних лінзах.
4. Методи визначення фокусної відстані розсіювальної і збиральної лінз.
5. Аберації лінз.
6. Недоліки оптичної системи ока і методи їх усунення.

Лабораторна робота № 21

ВИЗНАЧЕННЯ РОЗДІЛЬНОЇ ЗДАТНОСТІ ТА КОРИСНОГО ЗБІЛЬШЕННЯ ОПТИЧНОГО МІКРОСКОПА

Одним з основних параметрів оптичного мікроскопа є його збільшення. Відповідним підбором лінз, з яких складається об'єктив і окуляр, можна отримати значне збільшення. В дійсності доцільно використовувати мікроскопи із збільшенням не більш, ніж у 1000-1500 разів. Неможливість використання мікроскопа із більшим збільшенням пояснюється дифракцією світла, яка спостерігається на структурах досліджуваного тіла. У зв'язку з цим актуальними є питання, зв'язані з граничними можливостями мікроскопа та межі його застосування і можливістю розширення цієї межі.

Мета роботи: навчитись визначати числову апертуру об'єктива, роздільну здатність та корисне збільшення оптичного мікроскопа.

Прилади і матеріали: біологічний мікроскоп, лінійка з повзунками, пластинка з отворами різного діаметра.

Теоретичні відомості

Явище дифракції світла приводить до того, що якщо дві точки досліджуваного об'єкта знаходяться дуже близько одна від одної, то в мікроскоп неможливо побачити їх роздільно: зображення їх зіллються. Властивість оптичної системи давати роздільне зображення дрібних деталей предмета, який розглядається в мікроскоп, називається роздільною здатністю мікроскопа. Роздільна здатність характеризується роздільною відстанню z , під якою розуміють найменшу відстань між двома точками предмета, при якому їх зображення видно роздільно. Чим менша роздільна відстань, тим вища роздільна здатність мікроскопа.

Відповідно до теорії Аббе гранична роздільна відстань визначається за формулою

$$z \approx \frac{\lambda}{2n \sin \alpha'} \quad (21.1)$$

де λ – довжина хвилі світла, яким освітлюється препарат,

n – показник заломлення середовища між препаратом і об'єктивом мікроскопа,

ϕ – апертурний кут об'єктива мікроскопа – кут між оптичною віссю об'єктива і променем, який проведений із центру розглядуваного предмета до краю отвору об'єктива (рис. 21.1).

Величина $A = n \sin \phi$ називається числовою апертурою об'єктива. Відзначимо, що наведений вираз справедливий при освітленні препарату пучком світла, що сходиться. При освітленні паралельним пучком величина z виявляється більшою вдвічі.

Знаючи величину A , можна правильно підібрати об'єктив, який дозволив би розрізняти об'єкти потрібного розміру, наприклад при проведенні біологічних досліджень (вивчення мікробів).

З формули (21.1) видно шляхи збільшення роздільної здатності мікроскопа:

а) збільшення величини апертурного кута ϕ – в сучасних короткофокусних об'єктивах цей кут рівний маже 90° ;

б) збільшення n – показника заломлення між об'єктивом і предметом – цей простір може бути заповнений маслом (наприклад, кедрове) з $n=1,5$ (такі системи називають імерсійними).

Таким чином, із формули (21.1) видно, що досяжна роздільна здатність мікроскопа буде рівна для $\lambda=0,6$ мкм:

$$z_{\min} = \frac{0,6 \text{ мкм}}{2 \cdot 1,5} = 0,2 \text{ мкм} .$$

Отже, в оптичний мікроскоп можна розрізняти деталі, взаємно віддалені не менш ніж на 0,2 мкм.

При роботі з мікроскопом суттєве значення має поняття його корисного збільшення, яке зв'язане як з величиною роздільної відстані об'єктива мікроскопа, так і з роздільною здатністю ока спостерігача, яка також обмежена. На відстані найкращого зору (для нормального ока 25 см) око людини може розрізняти роздільно дві точки, якщо відстань між ними не менше 0,1 мм. Це і є роздільна відстань неозброєного ока.

Корисним збільшенням мікроскопа називають таке його значення, при якому око може розрізняти деталі, розміри яких рівні роздільній

відстані об'єктива мікроскопа. Тобто, якщо роздільна відстань об'єктива рівна z , то корисним збільшенням буде таке, при якому зображення деталей розмірами z буде збільшене оптичною системою мікроскопа до розмірів, які відповідають роздільній відстані ока z' , тобто корисне збільшення рівне $K = z/z'$ (де z' , z – роздільна відстань ока і об'єктива мікроскопа). Знайдемо корисне збільшення для об'єктива, числова апертура якого рівна 0,4, при освітленні препарату світлом з довжиною $\lambda = 0,6 \text{ мкм}$. Роздільна відстань такого мікроскопа рівна:

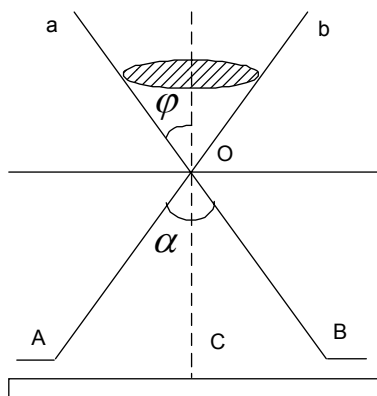


Рис. 21.1.

$$z = \frac{\lambda}{2n \sin \varphi} = \frac{0,6}{2 \cdot 0,4} = 0,75 \text{ мкм}.$$

Корисне збільшення мікроскопа буде рівне:

$$K = \frac{100}{0,75} = 135.$$

Якщо, допустимо, корисне збільшення об'єктива рівне 20, то для забезпечення такого збільшення мікроскопа необхідно використати окуляр, який має приблизно восьмиразове збільшення.

Числове значення апертури об'єктива з достатньою точністю можна визначити експериментально, виходячи з таких міркувань: точка предмета O лежить на головній оптичній осі OC об'єктива (рис. 21.1). Кут AOB , утворений продовженням променів ao та bo , дорівнює куту aov . З прямокутного трикутника COB знайдемо $\sin \varphi$, вимірявши відстані OC та CB . Знаючи довжину хвилі λ та показник заломлення n , визначимо z .

Порядок виконання роботи

1. На предметний столик мікроскопа помістити пластину з малим отвором ($d = 0,5 \text{ мм}$) і з допомогою регулюючих гвинтів грубої і точної наводки столика мікроскопа добитися того, щоб зображення отвору було чітко видно в центрі поля зору мікроскопа.

2. Зняти освітлювальне дзеркало та конденсатор, поставити на основу штатива мікроскопа міліметрову шкалу з чіткими поділками і рухомими повзунками.

3. Знявши окуляр, спостерігати зображення лінійки, яке даватиме об'єктив (воно буде зменшене, обернене та дійсне).

4. Визначити відстань на лінійці AB , що знаходиться в полі зору, зумовленого отвором на пластині, користуючись рухомими повзунками.

5. Виміряти відстань OC і за теоремою Піфагора визначити відстань OB .

6. Визначити величину $\sin \varphi = \frac{CB}{OB}$, а також величину z , приймаючи $n=1$ (середовище – повітря) і $\lambda=555$ нм. Вимірювання зробити для двох об'єктивів 8х, 20х. Розрахунок провести для імерсійної рідини $n=1,66$.

Результати записати в таблицю:

Об'єктив	OC	CB	OB	sin φ	z	
					n=1	n=1,66
8х						
20х						

7. Розрахувати корисне збільшення мікроскопа.

Завдання для самостійної роботи

1. Роздільна здатність мікроскопа.
2. Апертурний кут об'єктива мікроскопа і його числа апертура.
3. Способи збільшення роздільної здатності мікроскопа.
4. Дифракційна теорія роздільної здатності мікроскопа
5. Спеціальні методи мікроскопії (імерсія, метод темного поля, метод фазового контрасту, ультрамікроскопія).

Лабораторна робота № 22

ВИЗНАЧЕННЯ РОЗМІРІВ МАЛИХ ТІЛ ЗА ДОПОМОГОЮ БІОЛОГІЧНОГО МІКРОСКОПА

Людське око може розрізнити структури, які створені лініями або точками з розмірами 0,07 мм на відстані найкращого зору, що відповідає куту зору $1'$. Розміри бактерій, органічних молекул та інших мікрочастинок значно менші і вивчити їх структуру неозброєним оком неможливо. Значно розширює ці можливості біологічний мікроскоп, який широко використовується при проведенні медико-біологічних досліджень і є одним з основних інструментів цих досліджень.

Мета роботи: вивчити будову і призначення оптичного мікроскопа. Навчитися визначати ціну поділки окулярного мікрометра при різних збільшеннях об'єктива і визначати розміри мікрооб'єктів мікроскопом з допомогою окулярного мікрометра.

Прилади і матеріали: біологічний мікроскоп, окулярний мікрометр, об'єктивний мікрометр, гістологічний препарат, мікрооб'єкт.

Теоретичні відомості

У мікроскопі розрізняють три основні системи: механічну, освітлювальну і оптичну. Механічна система складається з штатива, на якому кріпиться предметний столик, макрометричних і мікрометричних гвинтів, які призначені для переміщення тубуса мікроскопа. Освітлювальна система мікроскопа складається із плоско вгнутого дзеркала, конденсора, який розміщується між дзеркалом і предметним столиком і який призначений для концентрації світлового проміння при освітленні об'єкта, діафрагми, що розміщена в оправі конденсора і з допомогою якої можна регулювати освітленість препарату. Для освітлення препарату використовують як сонячне проміння, так і штучні джерела світла. Для спостереження об'єктів у монохроматичному світлі використовують світлофільтри.

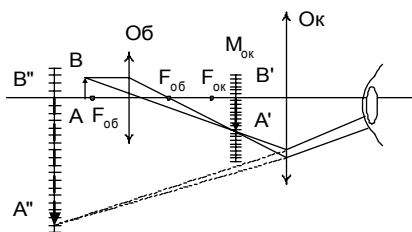


Рис. 22.1.

Оптична система мікроскопа складається з двох основних частин: об'єктива і окуляра. Як об'єктив, так і окуляр в сучасних мікроскопах складні, тобто складаються з декількох лінз (виготовлених із скла з різним показником заломлення), що дозволяє позбутись аберрацій.

Об'єктив дає дійсне, збільшене і обернене зображення, яке розглядається в окуляр, що діє як лупа. В цілому мікроскоп дає збільшене, уявне і обернене зображення, яке спостерігається оком. Хід променів у мікроскопі наведений на рис. 22.1.

Об'єктив дає лінійне збільшення, величина якого визначається співвідношенням

$$K_{об} = \frac{\Delta}{f_{об}},$$

де Δ – оптична довжина тубуса мікроскопа (це відстань між заднім фокусом об'єктива і переднім фокусом окуляра), $f_{об}$ – фокусна від-

стань об'єктива. Кутове збільшення окуляра рівне $K_{ок} = \frac{25}{f_{ок}}$, де $f_{ок}$ – фокусна відстань окуляра в см, а 25 см – відстань найкращого зору для нормального ока. Загальне збільшення мікроскопа K рівне:

$$K = K_{об} \cdot K_{ок} = \frac{25 \cdot \Delta}{f_{об} \cdot f_{ок}}. \quad (22.1)$$

Одним із методів дослідження з допомогою мікроскопа є вимірювання розмірів мікрооб'єктів за допомогою окулярно-гвинтового мікрометра, який являє собою спеціальну окулярну насадку до звичайного мікроскопа, яку насаджують на верхній кінець тубуса замість окуляра. Оптична частина окуляра складається із лінзи-окуляра, нерухомо закріпленої скляної шкали – окулярного мікрометра, яка розташована за шкалою рухомої скляної пластинки з нанесеним на ній косим *перехрестком* і двома вертикальними штрихами, паралельни-

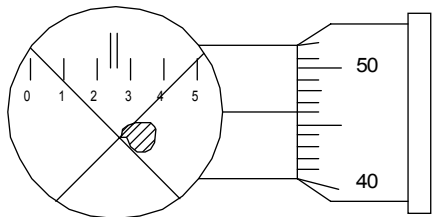


Рис. 22.2.

ми поділкам окулярного мікрометра (рис. 22.2). Скляна пластинка з нанесеним на ній перехрестком може переміщатися за допомогою мікрометричного гвинта вздовж всієї шкали. Су-міщаючи перехресток спочатку з одним краєм зображення до-сліджуваного об'єкта, а потім з другим, можна визначити, якому числу поділок шкали окулярного мікрометра відповідає зображення досліджуваного об'єкта, і, знаючи ціну поділки шкали, можна ви-значити розміри предмета. Під ціною поділки K окулярного мікро-метра розуміють довжину інтервалу в мм, яка розглядається в мікроскоп і яка відповідає одній поділці окулярного мікрометра. Перемі-щення пластинки з перехрестком на одну поділку відповідає одному повному оберту мікрометричного гвинта. Барабан мікрометрично-го гвинта поділений на 100 поділок, тобто з допомогою окулярно-гвинтового мікрометра можна проводити вимірювання розмірів пре-дметів з точністю до 0,01 поділки окулярно-гвинтового мікрометра.

Ціну поділки окулярного мікрометра визначають за допомогою об'єктивного мікрометра, який являє собою шкалу, що нанесена на скля-ну пластинку з ціною поділки 0,1 мм. Це виконується таким чином. На-водимо перехресток окулярного мікрометра на одну з поділок об'єктив-ного мікрометра (рис. 22.3а) і відраховуємо показання за окулярним мікрометром m_1 (наприклад, 125). Потім переміщуємо перехресток на M поділок об'єктивного мікрометра (наприклад, 5 поділок) (рис. 22.3б)

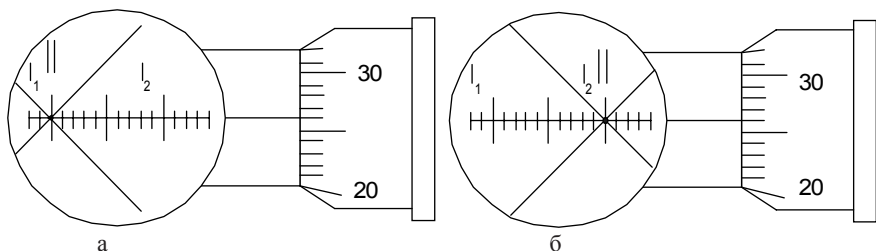


Рис. 22.3.

і проводимо відлік за окулярним мікрометром m_2 (наприклад, 173). Різниця показань $m_2 - m_1 = 48$ дає кількість поділок окулярного мікрометра m , яке помістилось в M (п'ять) поділок об'єктивного мікрометра. П'ять поділок об'єктивного мікрометра відповідають $0,5$ мм, тоді відповідно ціна поділки окулярного мікрометра рівна $\frac{0,5}{48} \approx 0,01$ мм.

У загальному вигляді ціна поділки окулярного мікрометра (мм) визначається за формулою

$$L = \frac{0,1 \cdot M}{m} \quad (22.2)$$

Порядок виконання роботи

Завдання 1. Визначення ціни поділки окулярного мікрометра.

1. Розмістити на предметному столику об'єктивний мікрометр.
2. Опустити тубус мікроскопа до об'єктивного мікрометра, слідкуючи за тим, щоб об'єктив до нього не торкався.
3. Освітити дзеркалом поле зору і, повільно піднімаючи тубус, знайти збільшене зображення об'єктивного мікрометра.
4. Встановити шкали об'єктивного і окулярного мікрометра паралельно одне одному.
5. Перехресток об'єктивного мікрометра встановити на одну із поділок об'єктивного мікрометра в лівій частині поля зору і зробити відлік за окулярним мікрометром. Результат відліку записати в таблицю:

№ п/п	m_1	m_2	m	L	ΔL
1					
2					
3					
сер.					

3. Обертаючи барабан мікрометра, перенести перехресток на M поділок об'єктивного мікрометра (5-10 поділок) і записати в таблицю нові показання окулярного мікрометра m_2 . Дослід повторити три рази.

4. За формулою (22.2) визначити ціну поділки окулярного мікрометра.

5. Знайти абсолютну і відносну похибки, результати вимірювань записати у вигляді:

$$L = \bar{L} \pm \Delta \bar{L}; E = \frac{\Delta \bar{L}}{\bar{L}} \cdot 100\% .$$

9. Вимірювання провести з об'єктивами із різним збільшенням.

Завдання 2. Визначення лінійних розмірів мікрооб'єкта за допомогою окулярного мікрометра.

1. Помістити на предметний столик мікроскопа мікрооб'єкт (наприклад, людську волосинку) і знайти його чітке зображення.

2. Обертанням мікрометричного гвинта окулярного мікрометра перехресток встановити на початок мікрооб'єкта і показання n_1 окулярного мікрометра записати в таблицю:

№ п/п	n_1	n_2	$n_2 - n_1 = n$	$l = \Delta n \cdot \bar{L}$	Δl
1					
2					
3					
сер.					

3. Перемістити перехресток до кінця довжини мікрооб'єкта і записати нові показники окулярного мікрометра n_2 в таблицю.

4. Визначити лінійні розміри мікрооб'єкта за формулою $l = \Delta n \cdot \bar{L}$

5. Визначити середню абсолютну і відносну похибки для одержаного значення лінійного розміру мікрооб'єкта і результати вимірювань записати у вигляді:

$$l = \bar{l} \pm \Delta \bar{l}; E = \frac{\Delta \bar{l}}{\bar{l}} \cdot 100\% .$$

Завдання для самостійної роботи

1. Будова оптичного мікроскопа і призначення основних його частин.
2. Хід променів у мікроскопі.

3. Вивести формулу для збільшення мікроскопа.
4. Призначення і будова окулярно-гвинтового мікроскопа.
5. Як визначається ціна поділки окулярно-гвинтового мікрометра ?
6. Як визначається лінійний розмір мікрооб'єкта з допомогою окулярного мікрометра ?

Лабораторна робота № 23 **ВИЗНАЧЕННЯ ЕКСПОЗИЦІЙНОЇ ДОЗИ ЗА** **ДОПОМОГОЮ ДОЗИМЕТРА**

Іонізуюче випромінювання чинить специфічний вплив на тканини живого організму, який полягає в процесах збудження та іонізації атомів і молекул. При цьому розриваються хімічні зв'язки молекул і самі молекули розпадаються на складові, утворюючи хімічні радикали. Такі зміни викликають порушення у нормальній життєдіяльності клітини і можуть привести до її загибелі. Біологічний ефект впливу залежить від виду іонізуючого випромінювання, часу дії, розмірів опромінюючої поверхні, потужності випромінювання та індивідуальної чутливості організму.

Для контролю радіаційної обстановки в місцях перебування і роботи населення необхідно проводити радіаційний контроль, який можна здійснювати з допомогою радіометрів різного типу (наприклад, “Прип’ять”).

Такими приладами можна виміряти:

- величину зовнішнього γ -фону;
- забруднення радіоактивними речовинами житлових і виробничих приміщень, побутових предметів, одягу, території, поверхні ґрунту, транспортних засобів;
- вміст радіоактивних речовин у продуктах харчування.

Мета роботи: вивчити будову та принцип роботи дозиметра і навчитися вимірювати експозиційну і поглинуту дозу та забрудненість навколишнього середовища.

Прилади і матеріали: дозиметр, контрольне β -джерело.

Теоретичні відомості

Будь-які види іонізуючого випромінювання незалежно від дози є небезпечними для організму. Тривалий вплив опромінення навіть у незначних дозах може привести до важких наслідків. Найбільш чутливими до ураження є кров і клітини кровотворних органів. Тому першою ознакою променевого ураження є зміна складу крові, зокрема при опроміненні порушується здатність клітини до поділу, внаслідок чого сильніше уражаються зростаючі організми.

Для оцінки рівня опромінення використовується певна фізична величина – доза, яка є енергетичною характеристикою, що відображає здатність випромінювання змінювати структуру опромінюваного об'єкта. В дозиметрії розрізняють експозиційну (таку, що опромінює) і поглинуту дози. Поглинута доза – це універсальне поняття, яке характеризує результат взаємодії поля іонізуючого випромінювання і середовища, на яке воно діє. Між поглинутою дозою і радіаційним ефектом існує пряма залежність: чим більша поглинута доза, тим більший радіаційний ефект.

Поглинута доза випромінювання D_n (або просто доза випромінювання) – це кількість енергії іонізуючого випромінювання, яке поглинається одиницею маси опроміненої речовини. D_n залежить як від природи і властивостей випромінювання (зокрема, від енергії частин), так і від природи речовини, в якій воно поглинається, і її величина пропорційна часу опромінення. Одиницею вимірювання поглинутої дози випромінювання в системі СІ є Грей (Gp), $1Gp = 1Дж/кг$. Застосовується також позасистемна одиниця, яка називається радом (*Radiations Absorbed Dose*). Співвідношення між греєм і радом таке: $1Gp = 100 рад$. Дозу, віднесену до часу опромінення, називають потужністю дози. В системі СІ потужність дози вимірюється в Gp/c , позасистемна одиниця – $рад/c$.

На практиці для визначення радіаційного ефекту практично неможливо використати поняття поглинутої дози D_n , оскільки тіло, як правило, неоднорідне і енергія іонізуючого випромінювання

розсіюється по всіх можливих напрямках і т.п. Але можна оцінити поглинуту дозу за іонізуючою дією випромінювання в повітрі, яке оточує тіло. У зв'язку з цим вводять ще одне поняття дози для рентгенівського і γ -випромінювання – експозиційну дозу випромінювання $D_{екс}$, яка являє собою міру іонізації сухого повітря рентгенівським і γ -випромінюванням при нормальному атмосферному тиску.

За одиницю експозиційної дози $D_{екс}$ в системі СІ прийнято Кл/кг. На практиці частіше використовують позасистемну одиницю, яку називають рентгеном (Р) $1Р=2,58 \cdot 10^{-4}$ Кл/кг. Рентген – експозиційна доза рентгенівського або γ -випромінювання, при якій в результаті повної іонізації в 1см^3 повітря при нормальних умовах ($0\text{ }^{\circ}\text{C}$ і 760 мм рт.ст.) утворюється $2,8 \cdot 10^9$ пар іонів. Одиницею потужності експозиційної дози є 1 А/кг , а позасистемною одиницею – 1 Р/с .

Взаємозв'язок між одиницями 1 рад і $1Р$ залежить від енергетичного спектра випромінювання та від матеріалу, що поглинає це випромінювання. Стосовно γ -випромінювання при поглинанні у повітрі цей взаємозв'язок визначається співвідношенням $1\text{рад} \approx 1,14Р$. Для таких поглиначів, як вода і м'язова тканина, співвідношення між одиницями $1Р$ і 1рад близьке до 1 в широкому діапазоні енергії рентгенівського і γ -випромінювання, в той же час кісткова тканина відзначається вищим значенням поглинутої дози.

Для переходу в розрахунках від експозиційної дози $D_{екс}$ як характеристики поля іонізуючого випромінювання до поглинутої дози D_n як характеристики взаємодії поля і опроміненого середовища необхідно знати властивості цього середовища і врахувати, що поглинута доза пропорційна падаючому іонізуючому випромінюванню. Зв'язок між цими величинами має такий вигляд:

$$D_n = f \cdot D_{екс},$$

де f – коефіцієнт пропорційності, який залежить від складу опромінюваної речовини і енергії фотонів. Для води і м'яких тканин тіла людини $f=1$, тобто поглинута доза випромінювання в радах чисельно рівна відповідній експозиційній дозі в рентгенах. Це обумов-

лює використання позасистемних одиниць рада і рентгена. Для повітря $f=0,88$, для кісткової тканини f зменшується від 4,5 до 1 із збільшенням енергії фотона. Це значить, що при одній і тій же експозиційній дозі повітря буде передана енергія менша, чим воді, а воді – менша, чим речовині, яка складається із елементів середини таблиці Менделєєва.

Оскільки $D_{екс}$ характеризує поле випромінювання, а воно, в свою чергу, залежить від активності A радіопрепарату, то можна встановити зв'язок між потужністю експозиційної дози і активністю джерела γ -фотонів. Цей зв'язок задається виразом

$$\frac{D_{екс}}{t} = K \tilde{a} \frac{A}{r^2},$$

де $K\gamma$ – гамма постійна, яка характерна для даного радіонукліда; таблична величина враховує той факт, що енергія γ -кванта різна у різних радіонуклідів.

Крім цього, виявилось, що для живих тканин потрібно враховувати при переході від $D_{екс}$ до D_n не тільки склад тканин і енергію частин (коефіцієнт f), але й тип випромінювання – рентгенівське (X -проміння), нейтронне, γ -випромінювання і т.п. Одні і ті ж поглинуті дози випромінювання різної природи по-різному діють на живий організм. Крім того, виявилось, що радіобіологічний ефект залежить не тільки від поглинутої дози, але від деяких інших факторів. Основним серед них слід вважати лінійну густину іонізації.

Для кількісної оцінки цього фактора введено поняття коефіцієнта відносної біологічної активності, або коефіцієнт якості випромінювання. Цей коефіцієнт показує, в скільки разів ефективність біологічної дії даного виду випромінювання більша, ніж рентгенівського (X -променів) або γ -випромінювання, при однаковій поглинутій дозі в тканинах. Так, при вивченні катаракти, яка виникає при опроміненні, показано, що це захворювання при дії γ -випромінювання виникає при дозі 200 рад, а при дії швидких нейтронів – при дозі 20 рад. Таким чином, для швидких нейтронів коефіцієнт якості рівний 10.

У таблиці наведено значення коефіцієнта якості для деяких видів іонізуючого випромінювання.

Вид іонізуючого випромінювання	Значення коефіцієнта якості
Рентгенівське (X-промені) і γ -випромінювання	1
α -випромінювання	20
Нейтрони з енергією 0,1÷10 МеВ	10
Нейтрони з енергією 20 кеВ(теплові)	3

Поглинута доза разом з коефіцієнтом якості дає уявлення про біологічну дію іонізуючого випромінювання. У зв'язку з цим в радіобіології і радіаційній дозиметрії з'явилося нове поняття – еквівалентна доза $D_{екв}$:

$$D_{екв} = K \cdot D_n,$$

де K – коефіцієнт якості.

Оскільки K – безрозмірний коефіцієнт, то еквівалентна доза випромінювання має ту ж розмірність, що й поглинута доза, але називається зівертом (Зв) і $Зв=1$ Дж/кг, названа на честь відомого шведського радіолога Рольфа Зіверта. Позасистемною одиницею вимірювання $D_{екв}$ є біологічний еквівалент рентгена – бер; $1бер = 10^{-2}Зв$. Еквівалентна доза в берах рівна поглинутій дозі в радах, помноженій на коефіцієнт якості:

$$1бер = 1рад K.$$

Розглядаючи числові значення K , легко бачити, що у випадку, який найбільш часто зустрічається, сумарної дії γ - і α -випромінювання, яке характерне для забруднення місцевості після аварії ядерного реактора, можна користуватись вимірюванням поглинутої дози D_n і потім переводити її в еквівалентну дозу $D_{екв}$ в мР/год або мкР/с.

При вимірюванні γ -випромінювання використовується така величина, як потужність дози R , яка визначається дозою D в розрахунку на одиницю часу t :

$$R = \frac{D}{t}.$$

Потужність дози, по суті, являє собою швидкість накопичення дози. Якщо відома потужність дози, накопичену дозу можна визначити за допомогою такого співвідношення:

$$D = R \cdot t .$$

Наприклад, потужність дози $R=1\text{мР/год}$, час опромінення 30хв, отже накопичена доза становить:

$$D = 1\text{мР/год} \cdot 0,5 \text{ год} = 0,5 \text{ мР} .$$

Знаючи величину потужності експозиційної дози γ -випромінювання, ми можемо визначити можливу дозу опромінення за певний час перебування на даній ділянці. Наприклад, потужність дози γ -випромінювання у приміщенні складає 35мкР/год , час перебування в приміщенні – 10 год/д. Потужність дози gg - випромінювання у дворі – 50 мкР/год. Отже, добова доза $D_{\text{доб}}$ зовнішнього опромінення, з врахуванням природного фону, складає:

$$D_{\text{доб}} = 35 \cdot 10 + 50 \cdot 14 = 1050 \text{ мкР} = 1,05 \text{ мР} .$$

Під час проведення вимірів необхідно особливу увагу звернути на місця можливої концентрації радіоактивних речовин. До таких місць належать місця стікання з дахів дощової води, ями для сміття, бордюри пішохідних доріжок та ін.

Опис приладу

Радіометр типу РКС-20.03 “Прип’ять” є детектором β - і γ -випромінювань і сконструйований на основі газорозрядних лічильників СБМ-20. При падінні іонізуючих частин або γ -квантів у газовому об’ємі лічильника утворюється електричний розряд, який формує імпульси напруги, що з допомогою електронного пристрою перетворюються в цифрову інформацію і відображаються на чотирирозрядному рідкокристалічному індикаторі. Зовнішній вигляд і розташування елементів керування наведені на рис. 23.1.

Призначення їх таке:

1	ПИТАНИЕ	Вимикач живлення радіометра. Радіометр може працювати від батареї типу “Корунд” або від зовнішнього джерела живлення напругою від 4,7 В до 12 В, яке підключається через спеціальну вилку.
2	КП	кнопка контролю напруги живлення

3	РЕЖИМ γ - β	Перемикач виду іонізуючого випромінювання: <ul style="list-style-type: none"> • γ-випромінювання, • β-випромінювання.
4	H - X	Перемикач виду вимірюваної потужності дози γ -випромінювання: <ul style="list-style-type: none"> • H – потужність еквівалентної дози, мкзв / год; • X – потужність експозиційної дози, мР / год
5	ϕ - Am	Перемикач виду вимірюваної величини при вимірюванні β -випромінювання: <ul style="list-style-type: none"> • ϕ – густина потоку, $\frac{\text{част}}{\text{см}^2 \cdot \text{хв}}$, • Am – питома активність, $\frac{\text{Ки}}{\text{кг}}$.
6	ПРЕДЕЛ	Перемикач меж вимірювань: нижнє положення – чутливий піддіапазон; верхнє положення – піддіапазон, на якому чутливість радіометра в 10 разів нижча.
7	ВРЕМЯ 20, 200с 10, 100 мин	Перемикач часу встановлення показань приладу (нижнє положення): <ul style="list-style-type: none"> • 20 с – мінімальний час встановлення показань при вимірюванні потужності дози γ-випромінювання і густини ϕ; • 10 мин – мінімальний час встановлення показань при вимірюванні питомої активності Am; • верхнє положення – час встановлення показань збільшується в 10 разів.
8	Д=	Вимикач звукового сигналу

Порядок виконання роботи

1. Контроль живлення.

Увімкнути радіометр, для чого перемикач живлення перевести в положення “Вкл.”. Поява цифр на індикаторі свідчить про наявність напруги живлення. Відсутність свічення або мерехтіння цифрового індикатора свідчить про те, що напруга батареї живлення знаходиться нижче мінімального допустимого значення і вимагає заміни. Для контролю величини живлення натиснути кнопку “КП”.

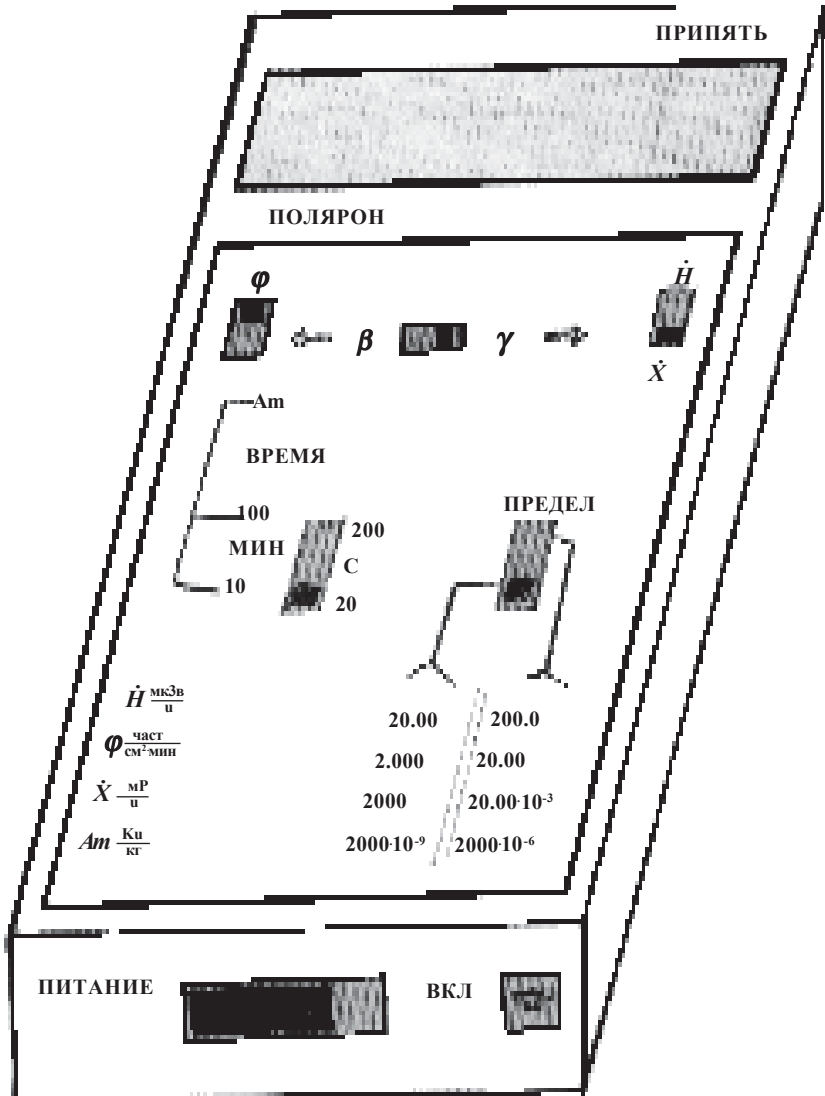


Рис. 23.1.

На цифровому індикаторі з'явиться чотиризначне число з комою після другої цифри, а також символ \pm в лівій і "V" в правій частині індикатора. Наприклад, $\pm 08,85 \text{ V}$, що означає, що напруга джерела живлення становить 8,85 В.

2. Вимірювання потужності γ -випромінювання.

Вибір виду випромінюваної потужності дози здійснюється перемикачем Н-Х. Перед вимірюванням потужності експозиційної дози перемикачі на передній панелі радіометра встановлюються в такі положення: РЕЖИМ- γ ; Н-Х – в положенні Х; ПРЕДЕЛ – нижнє положення; час – 20 с – нижнє положення; ϕ -Ам – в положення Ам. Увімкнути радіометр, для чого перемикач “ПИТАНИЕ” перевести в положення “Вкл”, на цифровому табло повинно з’явитись чотиризначне число з комою після першої цифри. Через 20 с зняти показання приладу в мР/год. Наприклад, на індикаторі з’явилося число 0,114. Це значить, що потужність експозиційної дози γ -випромінювання рівна 0,114 мР/год, або те саме, що 114 мкР/год. При вимірюванні малих рівнів потужності дози спостерігається значна відмінність показань радіометра, яка викликана статистичним характером радіоактивного розпаду. Для підвищення точності вимірювань необхідно перемикач “ВРЕМЯ” перевести у верхнє положення, через 200 с записати три послідовних показання приладу і визначити середнє значення.

При вимірюванні потужності еквівалентної дози перемикач Н-Х перевести в положення Н і записати показання приладів в мікросівертах за год.

Якщо на цифровому індикаторі спостерігається швидке збільшення показань і з’явиться сигнал перезавповнення (індукується одиниця старшого розряду, а інші три цифри гаснуть), то перемикач “ПРЕДЕЛ” необхідно перевести у верхнє положення і через 20-30 с зняти показання.

3. Вимірювання радіоактивного забруднення.

При випромінюванні радіоактивне забруднення β -частинками потрібно пам’ятати, що газорозрядні лічильники, які використовуються в радіометрії, фіксують α - і β -випромінювання. Тому для врахування впливу γ -фону необхідно спочатку провести вимірювання із закритою кришкою-фільтром на відстані 1-2 см від контрольної поверхні, а потім повторити вимірювання без кришки на тій самій відстані.

Перед вимірюванням степеня радіоактивного забруднення перевести перемикачі на панелі радіометра в такі положення: “РЕЖИМ” – β ; Н - Х – в будь-якому положенні; “ПРЕДЕЛ” – нижнє положення; “ВРЕМЯ” – 20 с (нижнє положення); ϕ - Ам – в положення ϕ .

Радіоактивне забруднення визначається шляхом вимірюванням радіометром густини потоку β -випромінювання при знятій кришці-фільтрі, яка знаходиться на тильній стороні радіометра.

Радіоактивне забруднення визначається шляхом вимірюванням радіометром густини потоку β -випромінювання при знятій кришці-фільтрі, яка знаходиться на тильній стороні радіометра.

Для отримання радіоактивного забруднення поверхні потрібно із показань радіометра із знятою кришкою-фільтром відняти показання радіометра із закритою кришкою. Наприклад, при вимірюванні із закритою кришкою-фільтром з'явилось число 0171, а з закритою кришкою-фільтром – 0327. Це значить, що забруднення поверхні β -активними речовинами становить:

$$0327 - 0171 = 156 \frac{\text{част}}{\text{хв} \cdot \text{см}^2}.$$

При вимірюванні малих значень радіоактивного забруднення (менше 10) для підвищення точності вимірювання перемикач “ВРЕМЯ” перевести у верхнє положення. Через 200 с зняти послідовно три показання і визначити середнє значення.

4. Вимірювання питомої активності.

Питома активність β -випромінюючих радіонуклідів у продуктах харчування та інших пробах зовнішнього середовища вимірюються в спеціальній кюветі при знятій кришці-фільтрі. Вимірюються в кюрі на кілограм (Ки/кг). При вимірюванні питомої активності рівень γ -фону не повинен перевищувати 0,025МР/год. Дослідження продуктів проводиться в тому вигляді, в якому вони використовуються, тобто повинні бути вимитими, відвареними і подрібненими на терці.

При вимірюванні перемикачі повинні бути в такому положенні: “РЕЖИМ” – β ; Н - Х – в будь-якому положенні; “ПРЕДЕЛ” – нижнє положення; “ВРЕМЯ” – 10 хв (нижнє положення); ϕ - Ам – в положення Ам. Вимірювання провести в такій послідовності:

1. Встановити радіометр без кришки-фільтра на підготовлену чисту кювету. Через 10 хв зняти три послідовні значення фону і визначити середнє значення.

2. Помістити в кювету приготовлену пробу таким чином, щоб проба знаходилась нижче країв кювети на 3 - 5мм, щоб запобігти забрудненню радіометра пробою.

3. Через 10 хв зняти три послідовні показання радіометра і знайти середнє значення. Для одержання питомої активності проби необхідно із одержаного значення вирахувати середнє значення фону.

Наприклад, середнє значення показань радіометра при вимірюванні проби рівне 0450, а при вимірюванні фону – 0320. Різниця складає 130, це значення потрібно помножити на показник степеня піддіапазону, на якому проводилось вимірювання, тобто на 10^{-9} . Це

значить, що активність проби рівна $130 \cdot 10^{-9} \frac{Ки}{кг}$, або $1,3 \cdot 10^{-7} \frac{Ки}{кг}$.

Завдання для самостійної роботи

1. Види радіоактивного розпаду.
2. Закон радіоактивного розпаду і його основні характеристики.
3. Види іонізуючого випромінювання і їх основні характеристики.
4. Експозиційна доза і одиниці її вимірювання. Потужність дози.
5. Поглинута доза і одиниці її вимірювання. Зв'язок між експозиційною і поглинутою дозами.
6. Еквівалентна доза і одиниці її вимірювання. Коефіцієнт якості.
7. Вплив іонізуючого випромінювання на людину. Захист від іонізуючого випромінювання.
8. Методи дозиметричного та радіаційного контролю.

Лабораторна робота №24 КОМП'ЮТЕРНА ТОМОГРАФІЯ

За допомогою комп'ютерного томографа можна вивчати всі частини тіла, всі органи, досліджувати положення, форму, величину, стан поверхні і структуру органа, визначати ряд функцій, у тому числі кровопостачання органа.

Комп'ютерна томографія дозволяє визначити густину довільної ділянки досліджуваного об'єкта. Комп'ютерна рентгенівська томографія – метод пошарового рентгенологічного дослідження органів і тканин, який ґрунтується на опрацюванні рентгенівських зображень поперечного шару, виконаних під різними кутами за допомогою комп'ютера.

Мета роботи: ознайомити студентів з будовою і принципом роботи комп'ютерного томографа.

Теоретичні відомості

Комп'ютерна томографія – сучасний інструмент дослідження органів і систем організму. Комп'ютерна рентгенівська томографія (КТ) – двовірне зображення тканини, що знаходиться на певній досліджуваній глибині в організмі пацієнта. Принцип комп'ютерного томографа полягає в тому, що джерело рентгенівських променів обертається навколо досліджуваного органа з зупинкою через певне число градусів, наче розглядаючи його з усіх боків. Інформація передається на детектор, а потім перетворюється в електричні імпульси, які надходять на ЕОМ. Отримана інформація відтворюється на екрані монітора, а також записується на носії даних.

Схема отримання комп'ютерних томограм вказана на рис. 24.1. Вузкий рентгенівський пучок “проглядає” людське тіло по колу. Проходячи через тканини, величина інтенсивності променя зменшується, що обумовлено поглинанням у тканинах і залежить від густини і атомного складу тканин, також від довжини його хвилі.

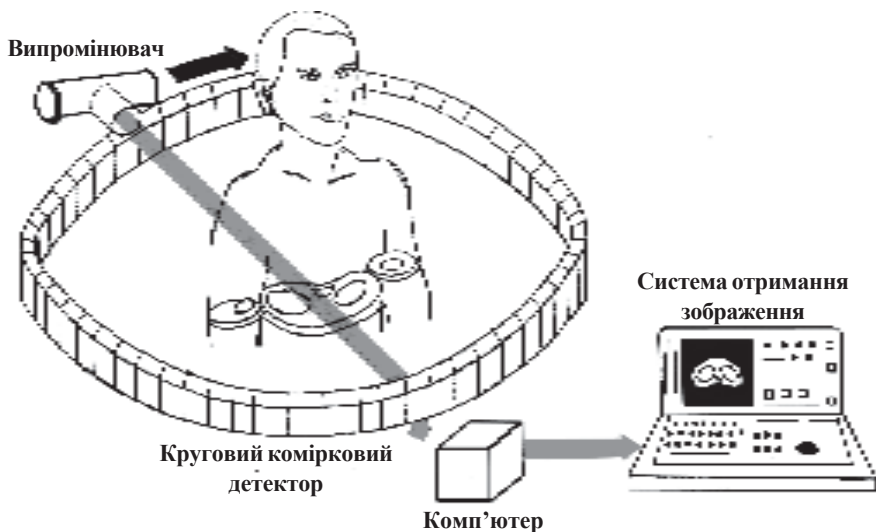


Рис. 24.1.

По інший бік від пацієнта і трубки встановлена кругова система датчиків рентгенівського випромінювання, кожен з яких перетворює енергію випромінювання в електричні сигнали, які, трансформуючись у цифровий код, зберігаються в пам'яті комп'ютера.

Зафіксований сигнал вказує на ступінь послаблення пучка в певному напрямі. Обертаючись навколо пацієнта, рентгенівський випромінювач "проглядає" досліджуваний об'єкт під різними кутами. За час обертання випромінювача здійснюється накопичення і опрацювання цифрової інформації під управлінням процесора, створюючи на екрані монітора відповідне зображення, яскравість окремих частин якого пропорційна густині тканин, через які проходить пучок випромінювання. Більшим значенням густини відповідати будуть більш світліші області зображення. За допомогою клавіатури комп'ютера лікар може збільшувати як саме зображення, так і його окремі частини, вимірювати розміри органа, визначати густину кожної ділянки органа в умовних одиницях. За серією двовірних зображень можна відтворити об'ємне зображення об'єкта.

Вкажемо на переваги комп'ютерної томографії над рентгенівською томографією, при якій пучок, проходячи через об'єкт, фіксується плівкою і утворює на ній приховане зображення, яке стає видимим лише після проявлення плівки.

При КТ на зображення досліджуваного шару не накладаються тіні від сусідніх шарів. Комп'ютер розраховує величину поглинання рентгенівського випромінювання в малому об'ємі скануючого шару. Інформація про густину окремих ділянок тканини може бути подана у вигляді цифр, графіків чи у вигляді точок в координатній сітці. Відзначимо, що комп'ютерний томограф фіксує різницю в густинах тканини всього в 0,5 %, тоді як звичайна рентгенограма – лише 15-20 %.

Комп'ютерний томограф складається (див. рис. 24.2) зі штатива, на якому кріпиться рама, у якій встановлені обертаюча по колу рентгенівська трубка і розташовані детектори. У штативі є отвір, у який встановлюється стіл для вкладки пацієнта. З пульта управління цей стіл можна пересувати відносно трубки-детектора і тим самим вибрати шари досліджуваного об'єкта. Сучасні томографи дозволяють отримати зображення тонких шарів завтовшки від 1 до 5 мм.

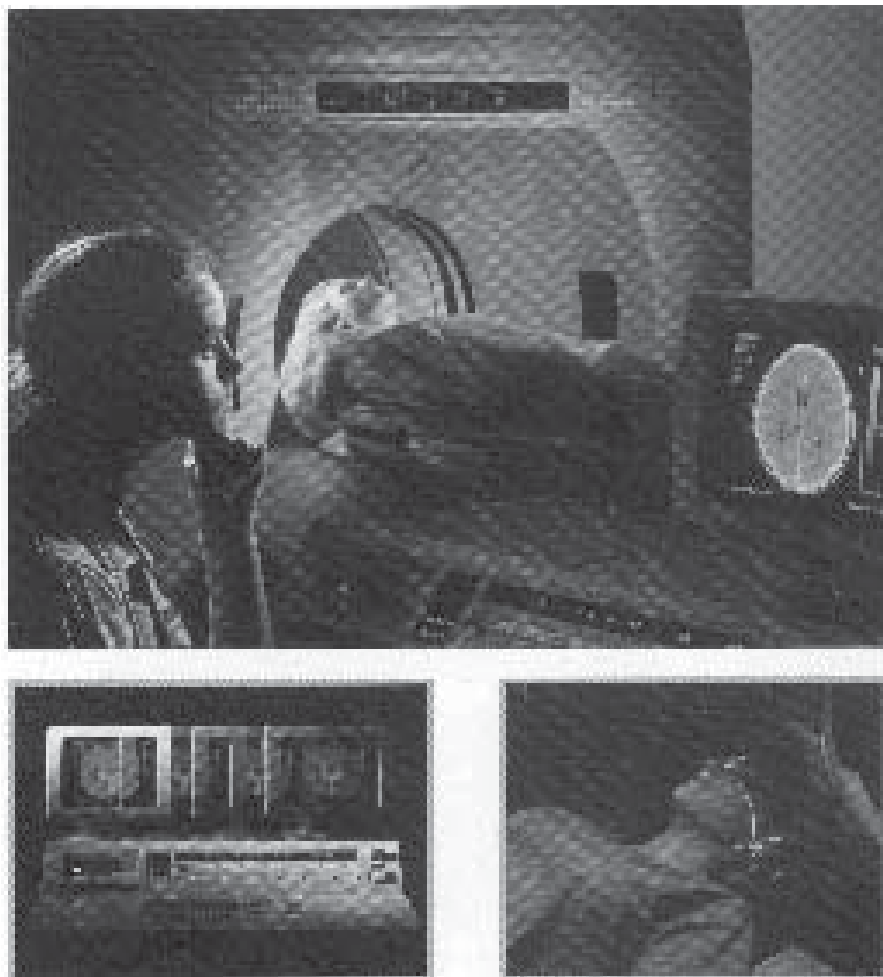


Рис. 24.2

Значення КТ не обмежується її використанням у діагностиці захворювання. Під контролем КТ проводять пункції і біопсію різних органів і патологічних осередків. За допомогою КТ можна здійснювати контроль за консервативним і хірургічним лікуванням хворих, визначати місце локалізації пухлинного утворення для прицільного наведення на нього джерела випромінювання.

На комп'ютерних томографах Tomoscan LX, Tomoscan SR час сканування складає до 10 с, а поглинута доза пацієнтом сягає 0,02 Гр.

Невід'ємною частиною КТ є міні ЕОМ з пакетом програмного забезпечення, з допомогою якого здійснюється всебічний аналіз і отримання гістограм, виділення зони інтересу, конструювання зображення в різних проекціях. Зображення об'єкта може бути показане на екрані монітора, а також отримане на плівці чи збережене на магнітному носії інформації.

Завдання для самостійної роботи

1. Призначення комп'ютерного томографа (КТ).
2. Схема отримання комп'ютерних томограм.
3. Від чого залежить яскравість зображення на екрані монітора?
4. Переваги комп'ютерної томографії над рентгенівською томографією.

Лабораторна робота №25 ВИВЧЕННЯ БУДОВИ І РОБОТИ КІСТКОВОГО ДЕНСИТОМЕТРА ДРХ-А

Кісткові денситометри ДРХ-А (подвійний рентгенівський абсорбціометр) застосовується для діагностики кісток. Одне з найбільш поширених метаболічних захворювань скелета людини – остеопороз. Для діагностики остеопорозу використовують різні методи: звичайну рентгенографію, остеоденситометрію, біохімічні та морфологічні дослідження. Але найбільш надійним методом ранньої діагностики остеопорозів у даний час є метод денситометрії – кількісної оцінки густини кісткової тканини.

Мета роботи: вивчити будову і принципи роботи кісткового денситометра ДРХ-А.

Прилади і матеріали: денситометр ДРХ-А.

Теоретичні відомості

В останні десятиріччя були розроблені і отримали розвиток такі денситометричні методи: одно і двофотонна абсорбціометрія, подвійна енергетична рентгенівська абсорбціометрія, кількісна комп'ютерна рентгенівська томографія та метод ультразвукової остеоденситометрії. Основний принцип, який використовується в цих методах (за виключенням ультразвукового), полягає у вимірюванні поглинання рентгенівського випромінювання кістковою тканиною.

Для діагностики використовують рентгенівське випромінювання з енергією фотонів у середньому від 60 до 120 кеВ. При такій енергії масовий коефіцієнт поглинання μ_m визначається в основному явищем фотоефекту і обчислюється за формулою

$$\mu_m \approx Z^2 k \lambda^{-3} z^3,$$

де k – коефіцієнт пропорційності, λ – довжина хвилі рентгенівського випромінювання, z – атомний номер речовини, яка поглинає випромінювання.

Поглинання рентгенівських променів не залежить від того, в якій хімічній сполуці перебуває атом у речовині. Вони взаємодіють з речовинами, що складаються з елементів з атомними номерами від $z=1-8$ (м'які тканини Н, С, N, О) до $z=15-20$ (мінеральні речовини кісток Са, Р). Ці фактори зумовлюють значну відмінність у поглинанні рентгенівського випромінювання різними тканинами людського організму і дозволяють у тіншовій проекції бачити зображення потрібних частин людського тіла.

Метод однофотонної абсорбціометрії характеризується достатньою точністю вимірювань, але може застосовуватися тільки для ділянок скелета, які оточені тонким шаром м'яких тканин. Ці обмеження долаються з допомогою методу двофотонної абсорбціометрії. Він дозволяє проводити вимірювання у будь-якій частині скелета.

Головною перевагою методу подвійної рентгенівської абсорбціометрії є скорочення часу обстеження до 7-10 хвилин, висока точність і достовірність вимірювання (помилка не перевищує 1%).

Отримані з допомогою методів денситометрії результати виражаються двома показниками: вмістом кісткового мінералу ВМС (Bone Mineral Content) в г/см² і проекційною мінеральною щільністю

ністю BMD(Bone Mineral Density). Ці показники оцінюються шляхом порівняння з відомими показниками здорових людей для кожного віку, статі і раси. Прийнято використовувати дві системи оцінки: T- відлік, Z- відлік. В системі Z проводиться порівняння даних пацієнтів із середніми показниками здорових осіб того ж віку. В системі T- відліку проводиться порівняння показників пацієнта із середніми показниками, які відповідають піку кісткової маси здорової людини у віці 35-40 років.

Залежно від міри відхилення отриманих показників від контрольних, виділяють 4 градації BMC і BMD.

1. Норма – величини BMC і BMD пацієнта не відрізняються від контрольних більш ніж на 1 стандартне відхилення.
2. Остеопенія(зменшення маси кісткової тканини) – величини BMC і BMD відрізняються від контрольних менш ніж на 2,5 стандартних відхилень.
3. Остеопороз – величини BMC і BMD пацієнта відрізняються від контрольних на 2,5 і більше стандартних відхилень.
4. Тяжкий остеопороз – величини BMC і BMD пацієнта відрізняються від контрольних більш ніж на 2,5 стандартних відхилень.

Склад системи

Система складається з п'яти основних компонентів: столу сканування, комп'ютера, монітора, клавіатури і принтера.

Стіл сканування складається з самого столу та скануючого “плеча”. Всередині столу вмонтовані джерела живлення, електронні плати, двигуни з механізмами переміщень та джерело рентгенівського випромінювання. “Плече” сканера складається з сцинтиляційного детектора і тримача, в якому проходить кабель зв'язку детектора з електронними платами столу. Скануюче “плече” оснащено панеллю управління з двома перемикачами для визначення позиції детектора. Перемикач Back/Front (Назад/Вперед) дозволяє виставляти позицію детектора по ширині столу; перемикач Left/Right (Вліво/Вправо) забезпечує переміщення детектора по довжині столу. На ”плечі” також розміщено чотири сигнальні лампочки, які індукують позицію заслонки, подачу живлення до столу, лазера і до рентгенівської трубки.

Комп'ютер зберігає та аналізує отримані при скануванні результати, також керує столом, монітором та принтером.

Монітор забезпечує візуальне відображення на екрані програмного забезпечення даних і зображення сканування.

Клавіатура дозволяє взаємодіяти з комп'ютером, застосовується для введення команд управління системного та програмного забезпечення.

Принтер дозволяє створити на папері копію зображення і результати сканування.

Система дозволяє проводити вимір двох анатомічних ділянок: поперекових хребців у передньо-задній проекції й проксимальної ділянки стегна. Поперекову ділянку хребта за допомогою програмного забезпечення можна обстежувати, починаючи з п'ятирічного віку, ділянку стегна – з 20 років.

Порядок виконання роботи

1. Підготовка пацієнта.

Потрібно звертати увагу, чи немає в одязі пацієнта предметів або прикрас, здатних викликати ослаблення або спотворення скануючого променя.

Переконайтеся, що пацієнт в останні 3-5 днів не вживав препаратів, що містять радіонукліди. В іншому випадку треба відкласти обстеження на 72 години, необхідних для повного виведення їх з організму.

Щоб запобігти опроміненню плода, навіть малими дозами радіації, без спеціального дозволу лікаря сканування вагітних жінок не рекомендується.

2. Виконання AP (Anterior-Posterior) передньо-заднього сканування поперекового відділу хребта.

Сканування починається від нижнього, прилягаючого до таза хребця і виконується вгору по хребту до L1. Тривалість сканування на ДРХ-А становить близько 7 хвилин. У режимі середнього сканування (струм 750 мА) пацієнт отримує дозу опромінення приблизно 1,2 мрем.

Пацієнт повинен лежати на спині точно по центру столу (центральна лінія столу повинна проходити через вісь тіла пацієнта). Голова пацієнта повинна знаходитись прямо під верхньою горизонтальною лінією. Руки повинні бути витягнуті по боках, вздовж тіла, долонями вниз. Підняти пацієнта на підтримуючий блок. Встановити лазерний промінь на 5 см нижче пупка пацієнта. Центр лазерного променя повинен знаходитись точно по середній лінії пацієнта. Пристебнути пацієнта й почати сканування.

3. Обстеження стегна.

Програма вираховує BMD (Bone Mineral Density) – мінеральну щільність кістки, BMC (Bone Mineral Content) – мінеральний вміст для трьох ділянок стегна: шийки, трикутника Варда, великого вертюга стегнової кістки.

Покласти пацієнта на стіл. Встановити лазер на 5 см нижче великого вертюга стегнової кістки пацієнта. Закріпити ноги пацієнта за допомогою фіксуючого приладу. Вибрану для сканування ногу пристебнути до кутового боку фіксатора.

Припідняти й пересувати фіксатор до тих пір, поки стегно не займе поздовжню позицію, паралельну центральній лінії столу. Вирівняти лазер з поздовжнім центром стегна пацієнта. Почати сканувати.

4. Аналіз результатів.

Результати аналізує комп'ютер. Отримані величини визначаються соматотипом і індивідуальними обстеженнями особи, а також правильністю розміщення пацієнта. Стандартне програмне забезпечення дозволяє точно локалізувати та вимірювати структури і визначати щільність тільки точно заданої ділянки кісткової тканини. Вимірювальні величини зіставляють з віком, статтю і расою. Еталонні показники відсутні для української популяції, тому дані наших досліджень порівнюються з європейцями. Оброблені дані відображаються на моніторі комп'ютера у вигляді графічного зображення кольорового графіка, в дигітальній формі (мінералізація кістки в грамах на см²), в процентному вираженні.

Принтер видає результати після обстеження пацієнта з такими даними, як прізвище та ім'я пацієнта, вік, дата народження, ріст,

вага, стать, дата обстеження, дата аналізу даних, дата роботи принтера. Нижче подається зображення поперекової ділянки хребта або ділянки стегна та графічне зображення, що виводить мінеральну щільність кістки відповідно до віку.

Young-adult (% T) – показник “молоді-дорослі”. В цей період, який триває з 20 до 40 років, кісткова маса є стабільною. Значення YA – це порівняння BMD пацієнта з найвищим BMD для обстеження пацієнта від 20-40 років, відповідної статі й національності.

Темно-зелена смуга на вершині графіка вказує ряд значень BMD для “молодих-дорослих”. Лінія, що пролягає через зелену смугу, відображає середнє значення %YA. Кожна зміна в кольорі, що розміщена нижче лінії YA, відображає одне стандартне відхилення для хребта й стегна.

Age-Matched (% Z) – показник відносно віку, ваги, етнічності. Значення AM – це порівняння BMD пацієнта з BMD значенням досліджуваної групи з відповідною вагою й статтю (Z). Порівняння (Z) – це лінія регресу на даному графіку. Порівняння використовують, щоб визначити відхилення пацієнта від зразка для його віку, статі, ваги, етнічності. Червона лінія означає дані BMD, які базуються на віковому регресі.

Площа вище й нижче червоної лінії означає фіксоване стандартне відхилення нижче й вище середнього. Після 40-45 років МЩХ (BMD) знижується. Це треба враховувати при аналізі результатів сканування пацієнта.

Значення BMD, що впали нижче лінії AM (Z), підтверджують, що фактори, які додаються до старіння, можуть до того ж впливати на значення BMD пацієнта.

BMD ($\text{г}/\text{см}^2$) – мінеральна щільність хребта.

Young Adult (% T) – виражає мінералізацію кістки даного пацієнта у вигляді стандартного відхилення від середніх показників для популяції ідентичної статі для молодих-дорослих.

Age-Matched (% Z) – виражає мінералізацію кістки даного пацієнта у вигляді стандартного відхилення від середніх показників для популяції ідентичної статі, віку, аналогічно віку обстеженої особи.

BMC (grams) – мінеральний вміст.

Area (см^2) – площа, що подається в дворозмірних проекціях кістки.

Width (cm) – ширина.

Height (cm) – висота.

BMC/W (g/cm) – співвідношення мінерального вмісту кістки до ширини хребця.

Z-score for vertebral height (величина стандартних відхилень від норми). Це Z-відлік вертебральної висоти, нормалізування середнього показника молодих-дорослих до висоти обстежуваного пацієнта. Це значення допоможе в подальшому досліднику в визначенні, який хребець буде виключений з аналізу через високу компресію, а також допоможе в контролі морфологічних змін щодо збільшення кісткової маси за весь період.

Завдання для самостійної роботи

1. Фізичні основи кісткової денситометрії.
2. Масовий коефіцієнт поглинання рентгенівського випромінювання для тканин організму.
3. Показники рентгенівської абсорбціометрії.
4. Будова кісткового денситометра ДРХ-А.
5. Принципи роботи кісткового денситометра ДРХ-А.
6. Аналіз результатів обстеження і діагностика захворювання кісток.

Лабораторна робота №26 ВИВЧЕННЯ УЛЬТРАЗВУКОВОГО ТЕРАПЕВТИЧНОГО АППАРАТА

Ультразвук (УЗ) являє собою механічні хвилі з частотою більш ніж 20 кГц. Біологічна дія ультразвуку ґрунтується на комплексній дії його механічних, теплових і хімічних факторів. При незначній потужності ультразвук підвищує проникність мембран, активізує обмінні процеси, що обумовлює широке використання ультразвуку у фізіотерапії. В діагностиці ультразвук використовується для дослідження внутрішніх органів (УЗ-кардіографія, ехоенцефалографія), для виявлення всередині тіла патологічних утворень (УЗ-локація), в хірургії (УЗ-остеосинтез). Наведені приклади не вичерпують всіх медико-біологічних застосувань ультразвуку. Перспективи його використання величезні.

Мета роботи: вивчити принципи роботи ультразвукового терапевтичного апарата та методи застосування ультразвуку в медицині.

Прилади і матеріали: апарат ультразвукової терапії.

Теоретичні відомості

Механічні коливання та хвилі з частотою, більшою 20 кГц, називають ультразвуком. Верхня границя частот залежить від міжмолекулярних відстаней агрегатного стану речовини, в якій поширюється ультразвук.

Для генерації ультразвукових коливань використовують спеціальні пристрої, в яких використовується явище зворотного п'єзоелектричного ефекту, суть якого полягає в тому, що під дією електричного поля в деяких кристалах виникають механічні деформації (кварц, сегнетова сіль, керамічні матеріали на основі титанату барію та інші). Найкращий ефект механічної хвилі виникає за умови резонансу, тому пластинки з кристалів виготовляють певної товщини, щоб частота їх власних коливань збігалася з частотою змінного електричного поля.

Можливість створення УЗ генераторів різної потужності та частоти сприяла дуже широкому застосуванню цього виду механічних коливань та хвиль у медичній практиці. Ультразвукові хвилі мають свої особливості при поширенні та взаємодії з біологічною речовиною. Наприклад, дифракція суттєво залежить від співвідношення довжини хвилі та розмірів перешкоди. І якщо “непрозоре” тіло розміром 1 м не буде перешкодою для механічної хвилі завдовжки 1,4 м, то для УЗ хвилі завдовжки 1,4 мм воно буде перешкодою і виникатиме тінь. Це дозволяє в деяких випадках не враховувати дифракцію і при відбиванні та заломленні розглядати їх як світлові хвилі.

Відбивання УЗ на межі двох середовищ залежить від співвідношення хвильових опорів цих середовищ. Тому УЗ добре відбивається на межі м'яз-кістка, на поверхні органів, що мають порожнину, та інших межах. На цьому і ґрунтується локація багатьох органів, а також неоднорідностей середовища.

Розглянемо різні аспекти використання ультразвуку в медицині.

Ультразвук в медицині використовується як метод діагностики і дослідження, а також як лікувальний метод.

До першої групи відносяться такі методи:

- ехоенцефалографія – виявлення пухлин і набряків головного мозку;

- ультразвукова кардіографія – визначення розмірів серця в динаміці;

- ультразвукова локалізація – визначення розмірів очних середовищ;

- ультразвуковий ефект Доплера – вимірювання швидкості кровотоку та руху серцевих клапанів;

- ультразвукова голографія – одержання об'ємного зображення внутрішніх органів.

До другої групи відносяться методи ультразвукової терапії. Тут використовуються різні апарати, наприклад:

- апарат “Ультразвук Т-5”, призначений для лікування ультразвуком радикуліту, невралгії, фунікулозу, захворювання суглобів, ЛОР органів, деяких гінекологічних та інших захворювань;

- апарат “Ультрастом”, призначений для знімання зубних каменів та нальоту;

- апарат “УТМ-3Н”, призначений для лікування невралгії, радикуліту, фурункулозу, нейродермітів, дерматомікрозів, хвороби Бехтерева та інших;

- апарат “УЗТ-І. ОІ Ф”, який пропонується вивчити більш детально.

У фармакології ультразвук використовується для виготовлення ліків, різних аерозолів, розділення суспензії і т.п.

Ультразвук, який згубно впливає на мікроорганізми, використовується для стерилізації та боротьби з гризунами. Ультразвуковий локатор “Орієнтир” дає можливість сліпим орієнтуватися на відстані 10 м.

Перераховані приклади застосування УЗ не вичерпують всіх можливих застосувань його в медико-біологічній практиці. Так, в останнє десятиріччя розроблені і впроваджені в практику в медицину нові методи ультразвукової діагностики.

Розроблені ультразвукові діагностичні системи, які укомплектовані сучасними комп'ютерами з відповідним програмним забезпеченням, які застосовуються практично в усіх областях медицини, зокрема:

- в терапії для діагностики захворювання внутрішніх органів;
- в гінекології і акушерстві для розрахунку ваги плода, визначення статі плода та інших досліджень;
- в урології;
- в ортопедії для дослідження дефектів бедра в новонароджених.

Крім того, в таких системах передбачені підключення до локальної комп'ютерної мережі лікарні, вихід в глобальну мережу Internet. Дуже важливою є і можливість використати сучасні системи реєстрації одержаної інформації.

Зовнішній вигляд системи ультразвукового дослідження наведений на рис. 26.1.

Порядок виконання роботи

При проведенні процедур тип випромінювача, режим роботи (неперервний чи імпульсний), тривалість і інтенсивність імпульсів, тривалість процедури повинні бути точно визначені лікарем залежно від характеру захворювання та загального стану хворого.

1. Познайомитись з технічними характеристиками, призначенням та роботою апарата “УЗТ- I.0I Ф”, використовуючи інструкцію приладу.

2. Підключити до гнізда “Вихід” відповідний для проведення процедури вимірник.

3. Для проведення процедури в неперервному режимі генерації натиснути кнопку “Н” перемикача “Режим роботи”.

4. Встановити необхідну інтенсивність кнопкою перемикача “Інтенсивність” Вт/см².

5. Якщо режим імпульсний, натиснути кнопку “2”, “4” або “10” перемикача “Режими роботи”.

6. Ділянку поверхні шкіри, що контактує з випромінювачем, необхідно змастити вазеліновим маслом або лікарською речовиною, наприклад гідрокартизоною мастикою.

7. Встановити тривалість процедури. Для цього спочатку повернути ручку-вказівник за годинниковою стрілкою в крайнє положення, після чого, повертаючи її в зворотному напрямку, встановити на відповідну поділку часу. Після встановлення часу починається випромінювання.

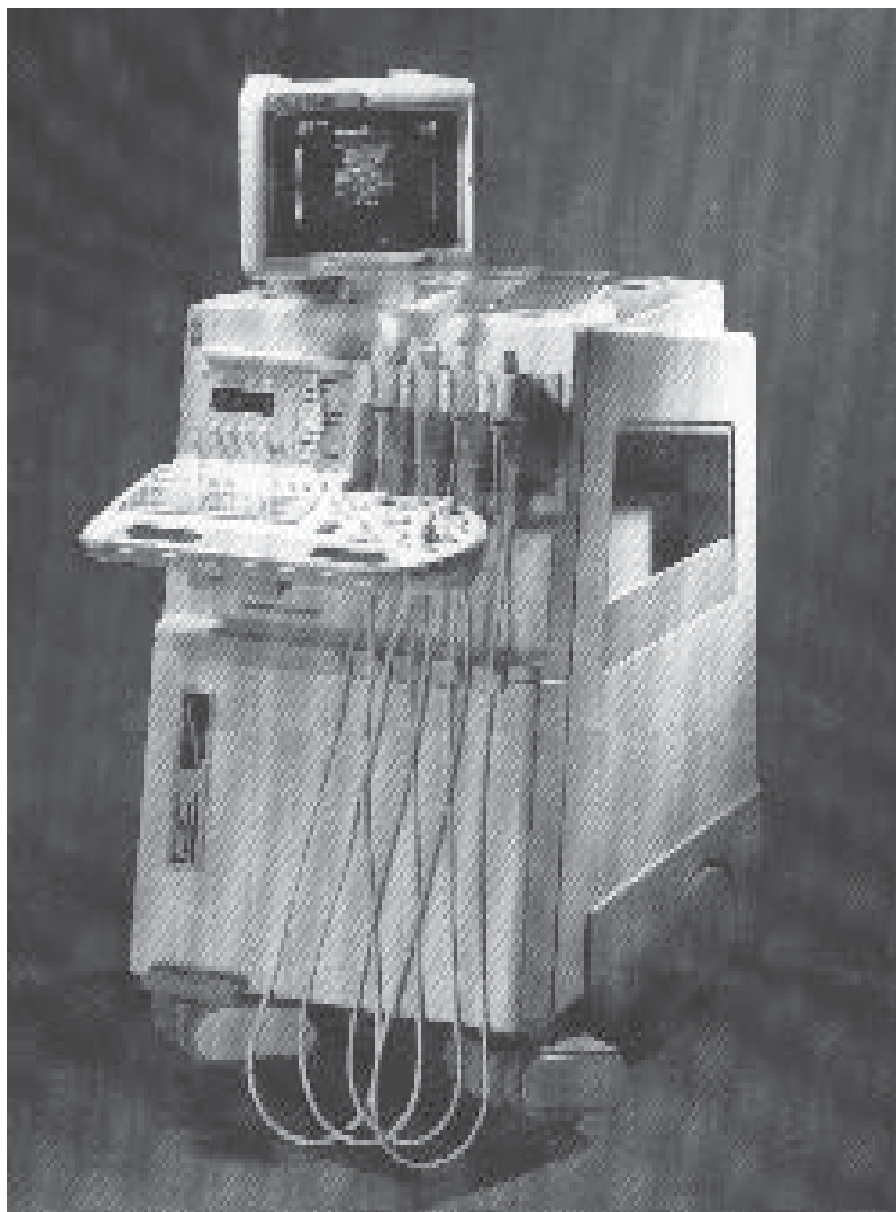


Рис. 26.1.

8. Слідкувати, щоб між випромінювачем та шкірою не було прошарків повітря, тому що навіть тонкий прошарок (0,001мм) повністю відбиває ультразвукові коливання. Ознака поганого контакту – сильне нагрівання головки випромінювача.

9. Після процедури ватним тампоном звільнити поверхні шкіри та випромінювача від масла та протерти їх спиртом.

10. Відключити прилад від джерела струму та встановити його в гнізда футляра.

Застереження! Щоб не вивести з ладу кварцової пластинки випромінювача, не можна при ввімкненому генераторі залишати головку випромінювача в повітрі (не завантаженого). Якщо головка не підключена до пацієнта, її слід помістити у воду. Перед початком роботи апарат необхідно прогріти 5-10 хвилин.

Завдання для самостійної роботи

1. Основні характеристики ультразвуку.
2. Потік енергії хвилі. Інтенсивність хвилі. Вектор Умова.
3. Властивості ультразвуку.
4. Методи одержання ультразвукових коливань.
5. Дія ультразвукових хвиль на живі організми.
6. Застосування ультразвукових коливань у медицині.

ЛІТЕРАТУРА

1. Владимиров Ю.А., Рощепкин Д.Н., Потапенко А.Я., Деев А.Н. Биофизика. – М., 1983.
2. Горенеш Ф.К., Саневич Н.М. Физический практикум с элементами электроники. – Минск, 1989
3. Грабовський Р.Н. Курс фізики. – М., 1970.
4. Губанов В.Н., Утенбергенов А.А. Медицинская биофизика. – М., 1978.
5. Ємчик Л.Ф., Кміт Я.М. Медична біофізика. – Л., 1998.
6. Загальна фізика. Лабораторний практикум / За заг. ред. І.Т. Горбачуна. – К., 1992.
7. Клос Є. С., Печений Н.В., Савчин Л.С. Лабораторний практикум з фізики. – Л., 1973.
8. Костюк П.Е. и др. Биофизика. – К., 1988.
9. Кучерик І.М., Дущенко В.П., Андріанов В.М. Обробка результатів вимірювань. – К., 1981.
10. Ливенцев Н. М. Курс физики (основы атомной и ядерной физики, основы медицинской электроники и кибернетики). – М., 1978.
11. Ливенцев Н. М. Курс физики (основы высшей математики, механика и молекулярные явления, колебания и акустика, электричество, магнетизм и оптика). – М., 1978.
12. Лобочкая Н.Л. Основы высшей математики. – Минск, 1978.
13. Ремизов А.Н. Курс физики, электроники и кибернетики для медицинских институтов: Учебник. – М., 1982.
14. Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. – М., 1987.
15. Руководство к лабораторным работам по медицинской и биологической физике. – М., 1987.

ДОДАТОК

Таблиця №1. Фізичні величини

Величина	Одиниці вимірювання	Позначення
Основні одиниці SI		
Довжина	Метр	М
Маса	Кілограм	Кг
Час	Секунда	С
Електричний струм	Ампер	А
Температура	Кельвін	К
Кількість речовини	Моль	Моль
Похідні одиниці SI		
Частота	Герц	Гц (с ⁻¹)
Сила	Ньютон	Н ((кг·м)/с ²)
Тиск	Паскаль	Па (Н/м ²)
Енергія, робота	Джоуль	Дж (Н·м)
Потужність	Ват	Вт (Дж/с)
Електричний заряд	Кулон	Кл (А·с)
Електричний потенціал	Вольт	В (Вт/А)
Електрична ємність	Фарада	Ф (Кл/В)
Електричний опір	Ом	Ом (В/А)
Магнітний потік	Вебер	Вб (В·с)
Магнітна індукція	Тесла	Тл (Вб/м ²)

Продовження табл. 1

Індуктивність	Генрі	Гн (Вб/м)
Динамічний коефіцієнт в'язкості	Паскаль-секунда	Па·с
Поверхневий натяг	Ньютон на метр	Н/м
Питома теплоємність	Джоуль на кілограм-кельвін	Дж/(кг·К)
Ентропія	Джоуль на кельвін	Дж/К
Коефіцієнт теплопровідності	Ват на метр-кельвін	Вт/(м·К)
Напруженість електричного поля	Вольт на метр	В/м
Позасистемні одиниці		
Довжина хвилі	Ангстрем	Å (10^{-10} м)
Тиск	Атмосфера	Атм ($1,01 \cdot 10^5$ Па)
Активність	Кюрі	Кі ($3,7 \cdot 10^{10}$ Бк)
Поглинута доза	Рад	Рад ($0,01$ Дж/кг)
Енергія	Електрон-вольт	ЕВ ($1,6 \cdot 10^{-19}$ Дж)
Маса	Атомна одиниця маси	а.о.м. ($1,66 \cdot 10^{-27}$ кг)
Довжина	Астрономічна одиниця	а.о. ($1,5 \cdot 10^{11}$ м)

Таблиця №2. Основні фізичні константи

Швидкість світла у вакуумі	$c = 299792458 \text{ м/с}$
Стала Авогадро	$N_A = 6,02217 \cdot 10^{23} \text{ моль}^{-1}$
Універсальна газова стала	$R = 8,3143 \text{ Дж}/(\text{моль} \cdot \text{К})$
Стала Больцмана	$k = 1,3806 \cdot 10^{-23} \text{ Дж/К}$
Елементарний заряд	$e = 1,602 \cdot 10^{-19} \text{ Кл}$
Маса спокою протона	$m_p = 1,67261 \cdot 10^{-27} \text{ кг}$
Маса спокою електрона	$m_e = 9,1090 \cdot 10^{-31} \text{ кг}$
Маса спокою нейтрона	$m_n = 1,675 \cdot 10^{-27} \text{ кг}$
Відношення заряду електрона до його маси	$e/m_e = 1,75880 \cdot 10^{11} \text{ Кл/кг}$
Електрична стала	$\epsilon_0 = 8,854 \cdot 10^{-12} \text{ Ф/м}$
Магнітна стала	$\mu_0 = 12,57 \cdot 10^{-7} \text{ Гн/м}$
Стала Фарадея	$F = N_A \cdot e = 9,648 \cdot 10^4 \text{ Кл/моль}$
Стала Планка	$h = 6,6260755 \cdot 10^{-34} \text{ Дж} \cdot \text{с}$
Стала Стефана–Больцмана	$\sigma = 5,67 \cdot 10^{-8} \text{ Вт/м}^2 \cdot \text{К}^4$
Стала у законі зміщення Віна	$B = 2,9 \cdot 10^{-3} \text{ м} \cdot \text{К}$
Магнетрон Бора	$\mu_B = 9,2741 \cdot 10^{-24} \text{ Дж/Тл}$
Число π	$\pi = 3,14159$
Основа натурального логарифма	$e = 2,711828$
Логарифм натуральний	$\ln 10 = 2,3$
Зв'язок між десятковим і натуральним логарифмами	$\ln a = 2,3 \lg a$
Фактор Ланде для електрона	$g_e = 2,002$
Фактор Ланде для протона	$g_p = 5,585$

Таблиця №3. Співвідношення між одиницями

$1 \text{ а.о.м.} = 1,6605 \cdot 10^{-27} \text{ кг}$
$(1 \text{ а.о.м.}) \cdot c^2 = 931,481 \text{ МеВ}$, c – швидкість світла у вакуумі
$1 \text{ еВ} = 1,602 \cdot 10^{-19} \text{ Дж}$
$1 \text{ МеВ} = 1,602 \cdot 10^{-13} \text{ Дж}$
$1 \text{ Тл} = 1 \text{ Вб/м}^2 = 10^4 \text{ Гс}$
$1 \text{ ккал} = 14186 \text{ Дж}$

Таблиця №4. Відношення інтенсивностей (сил) звуку, виражені в дБ

I_2/I_1	$\alpha\gamma = 10 \lg (I_2/I_1)$	I_2/I_1	$\alpha\gamma = 10 \lg (I_2/I_1)$
1	0	6	7,78
2	3,01	7	8,45
3	4,77	8	9,03
4	6,02	9	9,54
5	6,99	10	10,00

Таблиця №5. Психрометрична таблиця

Показання вологого термометра	Різниця показань сухого і вологого термометрів															
	0	0,5	1	1,5	2	2,5	3	3,5	4	4,5	5	5,5	6	6,5	7	
0	100	90	81	73	64	57	50	44	36	31	26	20	16	11	7	
1	100	90	82	74	66	59	52	45	39	33	29	19	16	11	7	
2	100	90	83	75	67	61	54	47	42	38	31	25	21	17	14	
3	100	90	83	76	69	63	56	49	44	39	34	29	26	21	17	
4	100	91	84	77	70	64	57	51	46	41	36	32	28	24	20	
5	100	91	85	78	71	65	59	54	48	43	33	34	30	27	23	
6	100	92	85	78	72	66	61	56	50	45	41	35	33	22	26	
7	100	92	86	79	73	67	62	57	52	47	43	39	35	31	38	
8	100	93	86	81	75	70	65	60	55	51	47	43	39	35	32	
9	100	94	87	82	76	71	66	61	57	53	48	45	41	38	34	
10	100	94	87	82	76	71	66	61	57	53	48	45	41	40	34	
11	100	94	88	82	77	72	67	62	58	55	50	47	43	42	36	
12	100	94	88	82	78	73	68	63	59	56	52	48	44	43	38	
13	100	94	88	82	78	73	68	64	61	61	61	53	50	45	40	
14	100	94	89	83	79	74	69	66	62	58	54	51	47	46	41	
15	100	94	89	84	80	75	70	67	63	59	55	52	49	4	48	
16	100	95	90	84	80	75	71	67	64	60	57	53	50	8	44	
17	100	95	90	84	81	76	73	68	65	61	58	54	52	49	46	
18	100	95	90	85	81	76	74	69	66	62	59	56	53	50	47	
19	100	95	91	85	82	77	74	70	66	63	60	57	54	51	48	
20	100	95	91	86	82	78	75	71	67	64	61	58	55	53	48	
21	100	95	91	86	83	79	75	71	68	65	62	59	56	54	51	
22	100	95	91	87	83	79	76	72	68	65	63	60	57	55	52	
23	100	96	91	87	83	80	76	72	69	66	63	61	58	56	53	
24	100	96	91	87	83	80	76	72	69	66	63	61	58	56	52	
25	100	96	92	88	88	81	77	74	70	68	65	63	59	58	54	

Таблиця №6. Тиск і густина насиченої пари при різних температурах

$t, ^\circ\text{C}$	$M(\text{мм рт.ст})$	$d(\text{г/см}^3)$	$t, ^\circ\text{C}$	$M(\text{мм рт.ст})$	$d(\text{г/см}^3)$
- 5	3,01	3,24	17	14,53	14,5
- 4	3,28	3,51	18	15,48	15,4
- 3	3,57	3,81	19	16,48	16,3
- 2	3,88	4,13	2	17,54	17,3
- 1	4,22	4,47	21	18,65	18,3
0	4,58	4,84	22	19,83	19,4
1	4,93	5,22	23	21,07	20,6
2	5,29	5,60	24	22,33	21,8
3	5,69	5,98	25	23,76	23,0
4	6,10	6,40	26	25,21	24,4
5	6,54	6,84	27	26,74	25,8
6	7,01	7,30	28	28,35	27,2
7	7,51	7,80	29	30,04	28,7
8	8,05	8,30	30	31,82	30,3
9	8,61	8,80	31	33,70	32,1
10	9,21	9,40	32	35,66	33,9
11	9,84	10,0	33	37,63	35,7
12	10,52	10,7	34	39,90	37,6
13	11,23	11,4	35	42,18	39,6
14	11,99	12,1	36	44,56	41,8
15	12,79	12,8	37	47,07	44,0
16	13,63	13,6	38	49,69	46,3

Таблиця №7. Поверхневий натяг води при різних температурах

$t, ^\circ\text{C}$	10^{-3} Н/м	$t, ^\circ\text{C}$	10^{-3} Н/м
10	74,01	18	72,82
11	73,85	19	72,67
12	73,70	20	72,52
13	73,75	21	72,37
14	73,40	22	72,22
15	73,26	23	72,07
16	73,1	24	71,92
17	72,96	25	71,78

Таблиця №8. Характеристики різних видів електромагнітного випромінювання

Вид випромінювання	Характерна довжина хвилі (м)	Частота, Гц	Енергія фотона
γ - випромінювання	10^{-13}	$3 \cdot 10^{21}$	12 MeV
Рентгенівське	10^{-11}	$3 \cdot 10^{19}$	120 keV
Ультрафіолетове	10^{-7}	$3 \cdot 10^{15}$	12 eV
Видиме світло (жовте)	$6 \cdot 10^{-7}$	$3 \cdot 10^{14}$	2 eV
Інфрачервоне (теплове)	10^{-5}	$3 \cdot 10^{13}$	$0,12 \text{ eV}$
Ультракороткохвильове	10^{-2}	$3 \cdot 10^{10}$	$1,2 \cdot 10^{-4} \text{ eV}$
Радіохвилі	300	10^6	$4 \cdot 10^{-9} \text{ eV}$

Таблиця № 9. Значення функції Лапласа $\Phi(t)$

t	0	2	4	6	8
0,0	0,0000	00798	01595	02392	03188
0,1	03983	04776	05567	06356	07142
0,2	07926	08706	09483	10256	11026
0,3	11791	12552	13307	14058	14803
0,4	15542	16276	17003	17724	18439
0,5	19146	19847	20540	21226	21904
0,6	22576	23237	23891	24537	25175
0,7	25804	26424	27035	27637	28230
0,8	28814	29389	29955	30511	31057
0,9	31594	32121	32639	33147	33646
1,0	34134	34614	35083	35543	35993
1,1	36433	36864	37286	37698	38100
1,2	38493	38877	39251	39617	39973
1,3	40320	40658	40988	41308	41621
1,4	41924	42220	42507	42786	43056
1,5	43319	43874	43822	44062	44296
1,6	44520	44738	44950	45154	45352
1,7	45543	45728	45907	46080	46246
1,8	46407	46562	46712	46856	46995
1,9	47128	47257	47381	47500	47615
2,0	47725	47831	47932	48030	48124
2,1	48214	48300	48382	48461	48537
2,2	48610	48679	48745	48809	48840
2,3	48928	48983	49036	49086	49134
2,4	49180	49224	49266	49306	49343
2,5	49379	49413	49446	49477	49506
3,0	49865				
4,0	49997				

Таблиця №10. Значення коефіцієнта Стьюдента

n	α												
	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	0,95	0,98	0,99	0,999
1	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	0,95	0,98	0,99	0,999
2	0,16	0,33	0,51	0,73	1,00	1,38	2,00	3,10	6,30	12,7	31,8	63,7	636,7
3	0,14	0,29	0,45	0,62	0,82	1,06	1,30	1,90	2,90	4,30	7,00	9,90	31,60
4	0,14	0,28	0,42	0,58	0,77	0,98	1,30	1,60	2,40	3,20	4,50	5,80	12,90
5	0,13	0,27	0,41	0,57	0,74	0,94	1,20	1,50	2,10	2,80	3,70	4,60	8,60
6	0,13	0,27	0,41	0,56	0,73	0,92	1,20	1,50	2,00	2,60	3,40	4,00	6,90
7	0,13	0,27	0,40	0,55	0,72	0,90	1,10	1,40	1,90	2,40	3,10	3,70	6,00
8	0,13	0,26	0,40	0,55	0,71	0,90	1,10	1,40	1,90	2,40	3,00	3,50	5,40
9	0,13	0,26	0,40	0,54	0,71	0,90	1,10	1,40	1,90	2,30	2,90	3,40	5,00
10	0,13	0,26	0,40	0,54	0,70	0,88	1,10	1,40	1,80	2,30	2,80	3,30	4,80
11	0,13	0,26	0,40	0,54	0,70	0,88	1,10	1,40	1,80	2,20	2,80	3,20	4,60
12	0,13	0,26	0,40	0,54	0,70	0,87	1,10	1,40	1,80	2,20	2,70	3,40	4,50
13	0,13	0,26	0,40	0,54	0,70	0,87	1,10	1,40	1,80	2,20	2,70	3,10	4,30
14	0,13	0,26	0,39	0,54	0,69	0,87	1,10	1,40	1,80	2,20	2,70	3,00	4,20
15	0,13	0,26	0,39	0,54	0,69	0,87	1,10	1,30	1,80	2,10	2,60	3,00	4,10
16	0,13	0,26	0,39	0,54	0,69	0,87	1,10	1,30	1,80	2,10	2,60	2,90	4,00
17	0,13	0,26	0,39	0,54	0,69	0,86	1,10	1,30	1,70	2,10	2,60	2,90	4,00
18	0,13	0,26	0,39	0,53	0,69	0,86	1,10	1,30	1,70	2,10	2,60	2,90	4,00
19	0,13	0,26	0,39	0,53	0,69	0,86	1,10	1,30	1,70	2,10	2,60	2,90	3,90
20	0,13	0,26	0,39	0,53	0,69	0,86	1,10	1,30	1,70	2,10	2,50	2,90	3,90

Продовження табл. 10

21	0,13	0,26	0,39	0,53	0,69	0,86	1,10	1,30	1,70	2,10	2,50	2,80	3,80
22	0,13	0,26	0,39	0,53	0,69	0,86	1,10	1,30	1,70	2,10	2,50	2,80	3,80
23	0,13	0,26	0,39	0,53	0,69	0,86	1,10	1,30	1,70	2,10	2,50	2,80	3,80
24	0,13	0,26	0,39	0,53	0,69	0,86	1,10	1,30	1,70	2,10	2,50	2,80	3,80
25	0,13	0,26	0,39	0,53	0,69	0,86	1,10	1,30	1,70	2,10	2,50	2,80	3,70
26	0,13	0,26	0,39	0,53	0,68	0,86	1,10	1,30	1,70	2,10	2,50	2,80	3,70
27	0,13	0,26	0,39	0,53	0,68	0,86	1,10	1,30	1,70	2,10	2,50	2,80	3,70
28	0,13	0,26	0,39	0,53	0,68	0,86	1,10	1,30	1,70	2,00	2,50	2,80	3,70
29	0,13	0,26	0,39	0,53	0,68	0,86	1,10	1,30	1,70	2,00	2,50	2,80	3,70
30	0,13	0,26	0,39	0,53	0,68	0,85	1,10	1,30	1,70	2,00	2,50	2,80	3,70
40	0,13	0,26	0,39	0,53	0,68	0,85	1,10	1,30	1,70	2,00	2,50	2,70	3,60
60	0,13	0,25	0,39	0,53	0,68	0,85	1,00	1,30	1,70	2,00	2,40	2,70	3,50
120	0,13	0,25	0,39	0,53	0,68	0,85	1,00	1,30	1,70	2,00	2,40	2,60	3,40

Таблиця №11. Значення нормальної функції розподілу

t	$\Phi^*(t)$	t	$\Phi^*(t)$	t	$\Phi^*(t)$	t	$\Phi^*(t)$
0,1	0,539828	1,01	0,843752	1,92	0,972571	2,83	0,997673
0,11	0,543795	1,02	0,846136	1,93	0,973197	2,84	0,997744
0,12	0,547758	1,03	0,848495	1,94	0,97381	2,85	0,997814
0,13	0,551717	1,04	0,85083	1,95	0,974412	2,86	0,997882
0,14	0,55567	1,05	0,853141	1,96	0,975002	2,87	0,997948
0,15	0,559618	1,06	0,855428	1,97	0,975581	2,88	0,998012
0,16	0,563559	1,07	0,85769	1,98	0,976148	2,89	0,998074
0,17	0,567495	1,08	0,859929	1,99	0,976705	2,9	0,998134
0,18	0,571424	1,09	0,862143	2	0,97725	2,91	0,998193
0,19	0,575345	1,1	0,864334	2,01	0,977784	2,92	0,99825
0,2	0,57926	1,11	0,8665	2,02	0,978308	2,93	0,998305
0,21	0,583166	1,12	0,868643	2,03	0,978822	2,94	0,998359
0,22	0,587064	1,13	0,870762	2,04	0,979325	2,95	0,998411
0,23	0,590954	1,14	0,872857	2,05	0,979818	2,96	0,998462
0,24	0,594835	1,15	0,874928	2,06	0,980301	2,97	0,998511
0,25	0,598706	1,16	0,876976	2,07	0,980774	2,98	0,998559
0,26	0,602568	1,17	0,878999	2,08	0,981237	2,99	0,998605
0,27	0,60642	1,18	0,881	2,09	0,981691	3	0,99865
0,28	0,610261	1,19	0,882977	2,1	0,982136	3,01	0,998694
0,29	0,614092	1,2	0,88493	2,11	0,982571	3,02	0,998736
0,3	0,617911	1,21	0,88686	2,12	0,982997	3,03	0,998777
0,31	0,621719	1,22	0,888767	2,13	0,983414	3,04	0,998817
0,32	0,625516	1,23	0,890651	2,14	0,983823	3,05	0,998856
0,33	0,6293	1,24	0,892512	2,15	0,984222	3,06	0,998893
0,34	0,633072	1,25	0,89435	2,16	0,984614	3,07	0,99893
0,35	0,636831	1,26	0,896165	2,17	0,984997	3,08	0,998965
0,36	0,640576	1,27	0,897958	2,18	0,985371	3,09	0,998999
0,37	0,644309	1,28	0,899727	2,19	0,985738	3,1	0,999032
0,38	0,648027	1,29	0,901475	2,2	0,986097	3,11	0,999064
0,39	0,651732	1,3	0,903199	2,21	0,986447	3,12	0,999096
0,4	0,655422	1,31	0,904902	2,22	0,986791	3,13	0,999126
0,41	0,659097	1,32	0,906582	2,23	0,987126	3,14	0,999155
0,42	0,662757	1,33	0,908241	2,24	0,987455	3,15	0,999184
0,43	0,666402	1,34	0,909877	2,25	0,987776	3,16	0,999211
0,44	0,670031	1,35	0,911492	2,26	0,988089	3,17	0,999238

Продовження табл. 11

0,45	0,673645	1,36	0,913085	2,27	0,988396	3,18	0,999264
0,46	0,677242	1,37	0,914656	2,28	0,988696	3,19	0,999289
0,47	0,680822	1,38	0,916207	2,29	0,988989	3,2	0,999313
0,48	0,684386	1,39	0,917736	2,3	0,989276	3,21	0,999336
0,49	0,687933	1,4	0,919243	2,31	0,989556	3,22	0,999359
0,5	0,691462	1,41	0,92073	2,32	0,98983	3,23	0,999381
0,51	0,694974	1,42	0,922196	2,33	0,990097	3,24	0,999402
0,52	0,698468	1,43	0,923641	2,34	0,990358	3,25	0,999423
0,53	0,701944	1,44	0,925066	2,35	0,990613	3,26	0,999443
0,54	0,705402	1,45	0,926471	2,36	0,990863	3,27	0,999462
0,55	0,70884	1,46	0,927855	2,37	0,991106	3,28	0,999481
0,56	0,71226	1,47	0,929219	2,38	0,991344	3,29	0,999499
0,57	0,715661	1,48	0,930563	2,39	0,991576	3,3	0,999517
0,58	0,719043	1,49	0,931888	2,4	0,991802	3,31	0,999533
0,59	0,722405	1,5	0,933193	2,41	0,992024	3,32	0,99955
0,6	0,725747	1,51	0,934478	2,42	0,99224	3,33	0,999566
0,61	0,729069	1,52	0,935744	2,43	0,992451	3,34	0,999581
0,62	0,732371	1,53	0,936992	2,44	0,992656	3,35	0,999596
0,63	0,735653	1,54	0,93822	2,45	0,992857	3,36	0,99961
0,64	0,738914	1,55	0,939429	2,46	0,993053	3,37	0,999624
0,65	0,742154	1,56	0,94062	2,47	0,993244	3,38	0,999638
0,66	0,745373	1,57	0,941792	2,48	0,993431	3,39	0,99965
0,67	0,748571	1,58	0,942947	2,49	0,993613	3,4	0,999663
0,68	0,751748	1,59	0,944083	2,5	0,99379	3,41	0,999675
0,69	0,754903	1,6	0,945201	2,51	0,993963	3,42	0,999687
0,7	0,758036	1,61	0,946301	2,52	0,994132	3,43	0,999698
0,71	0,761148	1,62	0,947384	2,53	0,994297	3,44	0,999709
0,72	0,764238	1,63	0,948449	2,54	0,994457	3,45	0,99972
0,73	0,767305	1,64	0,949497	2,55	0,994614	3,46	0,99973
0,74	0,77035	1,65	0,950529	2,56	0,994766	3,47	0,99974
0,75	0,773373	1,66	0,951543	2,57	0,994915	3,48	0,999749
0,76	0,776373	1,67	0,95254	2,58	0,99506	3,49	0,999758
0,77	0,77935	1,68	0,953521	2,59	0,995201	3,5	0,999767
0,78	0,782305	1,69	0,954486	2,6	0,995339	3,51	0,999776
0,79	0,785236	1,7	0,955435	2,61	0,995473	3,52	0,999784
0,8	0,788145	1,71	0,956367	2,62	0,995603	3,53	0,999792
0,81	0,79103	1,72	0,957284	2,63	0,995731	3,54	0,9998

Продовження табл. 11

0,82	0,793892	1,73	0,958185	2,64	0,995855	3,55	0,999807
0,83	0,796731	1,74	0,959071	2,65	0,995975	3,56	0,999815
0,84	0,799546	1,75	0,959941	2,66	0,996093	3,57	0,999821
0,85	0,802338	1,76	0,960796	2,67	0,996207	3,58	0,999828
0,86	0,805106	1,77	0,961636	2,68	0,996319	3,59	0,999835
0,87	0,80785	1,78	0,962462	2,69	0,996427	3,6	0,999841
0,88	0,81057	1,79	0,963273	2,7	0,996533	3,61	0,999847
0,89	0,813267	1,8	0,96407	2,71	0,996636	3,62	0,999853
0,9	0,81594	1,81	0,964852	2,72	0,996736	3,63	0,999858
0,91	0,818589	1,82	0,965621	2,73	0,996833	3,64	0,999864
0,92	0,821214	1,83	0,966375	2,74	0,996928	3,65	0,999869
0,93	0,823814	1,84	0,967116	2,75	0,99702	3,66	0,999874
0,94	0,826391	1,85	0,967843	2,76	0,99711	3,67	0,999879
0,95	0,828944	1,86	0,968557	2,77	0,997197	3,68	0,999883
0,96	0,831472	1,87	0,969258	2,78	0,997282	3,69	0,999888
0,97	0,833977	1,88	0,969946	2,79	0,997365	3,7	0,999892
0,98	0,836457	1,89	0,970621	2,8	0,997445	3,8	0,999928
0,99	0,838913	1,9	0,971284	2,81	0,997523	3,9	0,999952
1	0,841345	1,91	0,971933	2,82	0,997599	4	0,999968

Редактор
Технічний редактор
Комп'ютерна верстка

*Наталя Сороката
Світлана Сисюк
Зоряна Жуківська*

Підписано до друку 5.10.2000. Формат 60x84/16.
Папір офсетний №1. Гарнітура Times.
Друк офсетний. Ум.др.арк. 10,93. Обл.-вид.арк. 9,31.
Наклад 1000. Зам. № 112.

Оригінал-макет підготовлено у відділі комп'ютерної верстки
видавництва "Укрмедкнига"
Майдан Волі, 1, м. Тернопіль, 46001, Україна.

Надруковано у друкарні видавництва "Укрмедкнига".
Майдан Волі, 1, м. Тернопіль, 46001, Україна.