МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
МІНІСТЕРСТВО ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я УКРАЇНИ
НАЦІОНАЛЬНИЙ МЕДИЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
ІМ. О.О. БОГОМОЛЬЦЯ

МЕДИЧНА І БІОЛОГІЧНА ФІЗИКА

Практикум

Під загальною редакцією
члена-кореспондента АПН України, професора
О.В. ЧАЛОГО

Рекомендовано
Центральним методичним кабінетом
з вищої медичної освіти МОЗ України
як навчально-методичний посібник
для студентів вищих медичних навчальних
закладів III–IV рівнів акредитації

Київ
"Книга плюс"
2003

ББК 77.58
УДК 378.661
Ч35

Чалий О.В. та ін.

Ч35 Медична і біологічна фізика. Практикум. – К.: "Книга плюс", 2003. – 217 с.: мал. 66.

А в т о р и:

проф., д.ф.-м.н., член-кор. АПН України О.В.Чалий, доц., д.б.н. Б.Т.Агапов, доц., д.п.н. Я.В.Цехмістер, доц., к.б.н. О.В.Говоруха, доц., к.п.н. А.І.Єгоренков, доц., к.ф.-м.н. М.П.Малежик, доц., к.б.н. А.В. Меленевська, доц., к.т.н. М.І. Мурашко, доц., к.ф.-м.н. О.І. Олійник, доц., к.х.н. Н.Ф. Радченко, доц., к.ф.-м.н. Н.В. Стучинська, ст. викл., к.п.н. Д.А. Макарченко, ст. викл., к.п.н. В.В. Пащенко, викл., к.ф.-м.н. Л.Г. Лесько, викл., к.ф.-м.н. Ю.П. Скляров, викл. В.М. Данилейко, викл. Л.М. Денисенко, Л.П. Єрмакова, О.П. Лапоногов, Л.Б. Найда.

У посібнику наведені лабораторні й практичні роботи з курсу медичної і біологічної фізики, інформатики та медичної апаратури. Містить теоретичні відомості, контрольні запитання і задачі для підготовки до самоконтролю та самостійної роботи, список додаткової літератури та довідкову інформацію. Структура і зміст посібника повністю адаптовані до вимог програми з медичної і біологічної фізики, яка затверджена Міністерством охорони здоров'я України, а також узгоджені з підручником "Медична і біологічна фізика" (за редакцією О.В.Чалого, том 1 і 2)".

Практикум розроблений професорсько-викладацьким складом кафедри медичної і біологічної фізики Національного медичного університету ім. О.О. Богомольця, пройшов рецензування і отримав гриф "*Рекомендовано Центральним методичним кабінетом з вищої медичної освіти МОЗ України як навчально-методичний посібник для студентів вищих медичних навчальних закладів III-IV рівнів акредитації*" (протокол № 4 від 14.10.2003).

Видання призначається для студентів вищих медичних навчальних закладів III–IV рівнів акредитації, а також викладачів, науковців і всіх, хто цікавиться сучасною медичною і біологічною фізикою.

Р е ц е н з е н т и:

Л. А. Булавін – *член-кореспондент НАН України, професор, декан фізичного факультету Київського Національного університету ім. Т. Шевченка;*

В. М. Сисоєв – *професор кафедри молекулярної фізики Київського Національного університету ім. Т. Шевченка;*

Ю.С.Сінєкоп – *професор, завідувач кафедри фізичної та біомедичної електроніки НУТУ " КПІ";*

М. І. Шут – *член-кореспондент АПН України, професор, завідувач кафедри методики викладання фізики Національного педагогічного університету ім. М. П. Драгоманова*

Цілковите або часткове тиражування окремих розділів і всього видання допускається лише з письмового дозволу редакції

ISBN 966-7619-42-7

© Національний медичний університет ім. О.О. Богомольця, 2003

© Чалий О.В. та інші, 2003

ПЕРЕДМОВА

При створенні цього посібника були використані методичні матеріали, які були підготовлені викладачами кафедри медичної і біологічної фізики Національного медичного університету імені О.О.Богомольця та апробовані протягом багатьох років при викладанні дисциплін "Медична і біологічна фізика", "Біологічна фізика, інформатика і медична апаратура".

Автори висловлюють щиру подяку всім викладачам, які впродовж більш ніж 80 років працювали на кафедрі фізики Київського медичного інституту (тепер – Національного медичного університету) імені академіка О.О.Богомольця. Саме вони заклали основи того лабораторного практикуму, який виконували багато поколінь студентів-медиків та який існує нині на кафедрі медичної і біологічної фізики НМУ. На великий жаль, багатьох з них вже немає з нами. Тому це видання в першу чергу данина пам'яті нашим колегам, "біля ніг яких ми сидимо, на плечах яких ми стоїмо".

Автори будуть вдячні за всі критичні зауваження і сподіваються, що цей посібник буде корисним не лише для студентів вищих медичних навчальних закладів України, а й для студентів, аспірантів, викладачів інших навчальних закладів та всіх тих, хто цікавиться ідеями та досягненнями сучасної медичної і біологічної фізики.

РОЗДІЛ 1
КОМП'ЮТЕРИ В МЕДИЦИНІ

Лабораторна робота 1.1
"МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ІМУННОЇ РЕАКЦІЇ"

"...Весь попередній досвід запевняє нас у тому, що природа являє собою реалізацію найпростіших математично допустимих елементів. Я впевнений, що за допомогою чисто математичних конструкцій ми можемо знайти ті поняття і закономірні зв'язки між ними, які дадуть нам ключ до розуміння явищ природи..."

А. Ейнштейн, "Світ, яким я його бачу"

Мета роботи:

1. Ознайомитись з основами математичного моделювання медико-біологічних процесів на прикладі моделювання імунної реакції.

2. Вивчити деякі особливості застосування комп'ютерного моделювання імунної реакції в медицині (прогнозування протікання захворювання, тактики лікування).

Забезпечення:

1. Персональний комп'ютер IBM PC.

2. Дискета з операційною системою та навчальною програмою "Імунна реакція".

Контрольні питання для підготовки до лабораторної роботи

1. Яку допомогу може отримати лікар від використання комп'ютерного прогнозу на основі математичних моделей?
2. Яким чином у математичних моделях імунної реакції організму враховуються індивідуальні особливості імунної системи?
3. Що необхідно зробити для підвищення точності комп'ютерних прогнозів на основі математичних моделей?

4. Чи можливе використання комп'ютерного моделювання при розв'язанні таких задач:
   а) прогнозування захворюваності при зміні екологічних обставин;
   б) планування постачання лікарських препаратів у різні регіони країни;
   в) прогнозування середньої тривалості життя людей різних регіонів?
5. Хто, на Вашу думку, несе відповідальність за результати лікування при використанні моделей захворювання: лікар, пацієнт, ЕОМ чи розробник моделі?
6. Чому в математичних моделях імунної реакції використовують лише диференційні рівняння?
7. Які фактори враховуються в математичній моделі протипухлинного імунітету?
8. Які імунні процеси описує модель аутоімунної реакції?

Додаткова література

1. *Чалий О.В. та ін.* Медична і біологічна фізика. – К.: Віпол, 1999. – Т. 1. – 425 с.
2. *Нисевич Н.И., Марчук Г.И.* Математическое моделирование вирусного гепатита. – М.: Наука, 1981. – 325 с.
3. *Романовский Ю.М., Степанова Н.В., Чернавский Л.С.* Математическая биофизика. – М.: Наука, 1984. – 304 с.

1. Додаткові теоретичні відомості

Математичні моделі імунних реакцій

За основу навчально-дослідницької програми взято три різні математичні моделі імунних реакцій організму: модель протипухлинного імунітету, модель аутоімунної реакції та модель гуморального імунітету.

Імунітет – це складний комплекс реакцій. До нинішнього часу не створено загальної математичної моделі, що повністю описує весь комплекс імунних реакцій організму. Тому при розв'язанні різних наукових або практичних задач (наприклад, при лікуванні різних захворювань) використовуються різні математичні моделі, що відповідають певному типу імунної реакції. При описі ракових захворювань використовують математичну модель протипухлинного імунітету. При описі аутоімунних захворювань (червона вовчанка, ревматоїдний артрит, атеросклероз тощо) – математичну модель гуморального імунітету.

Дані математичні моделі не описують всі аспекти імунітету. Для діагностичних цілей існують спеціальні комп'ютерні медичні програми – експертні системи. Знаючи діагноз, можна використовувати при виборі лікування математичну модель імунної реакції, яка відповідає даному захворюванню. Тому в навчально-дослідницькій програмі "Імунна реакція" досліджуються три типи математичних моделей, що описують різні типи імунної реакції. Кожна з трьох математичних моделей являє самостійний інтерес і призначена для навчальних задач.

Розділ 3 – математична модель протипухлинного імунітету. На основі даної моделі розв'язується така навчальна задача: яким чином одна математична модель дає різну динаміку імунної реакції для індивідуальних наборів параметрів імунної системи пацієнта?

Розділ 5 – математична модель аутоімунної реакції. На основі даної моделі в режимі дослідження розв'язується практична задача: за допомогою комп'ютерного моделювання імунної реакції необхідно визначити параметри теоретичного впливу, які приводять до виліковування конкретного пацієнта (ЕОМ кожного разу задає новий набір індивідуальних параметрів імунної системи).

Розділ 7 – математична модель гуморального імунітету. На основі цієї моделі вирішується така практична задача: як комп'ютерне моделювання дозволяє не тільки вибирати параметри терапевтичного впливу, а й визначити для даного пацієнта (індивідуальний набір параметрів імунної системи задає ЕОМ) поєднання двох різних способів лікування інфекційного захворювання.

2. Математична модель протипухлинного імунітету

Дана модель описується системою двох диференційних рівнянь:

$$dX/dt = A \cdot X - B \cdot X \cdot Y,$$
$$dY/dt = C \cdot (X - D \cdot X^2) \cdot Y - E \cdot Y + S,$$

де $X(t)$ – концентрація пухлинних клітин;
$Y(t)$ – концентрація лімфоцитів-кілерів, руйнуючих пухлинні клітини.

У цих рівняннях враховуються такі механізми:

1. Розмноження лімфоцитів-кілерів ($C \cdot (X - D \cdot X^2) \cdot Y$).
2. Природна загибель лімфоцитів-кілерів ($-E \cdot Y$).
3. Постійний приток попередників лімфоцитів зі стовбурових клітин та лімфоцитів (A, B, C, D, E, S), а також кількості пухлинних клітин та лімфоцитів на початку захворювання (початкові умови: $X(0)$, $Y(0)$).

Дана математична модель дозволяє описати різну динаміку імунного процесу та захворювання:

А) необмежене зростання пухлини при "слабкій" імунній системі;

В) остаточне розсмоктування пухлини без терапевтичного втручання;

С) хронічна форма пухлинного захворювання.

У завданні по даній моделі (розділ 3 програми) необхідно:

1. Дослідити залежність протікання пухлинного захворювання від параметрів імунної системи Вашого пацієнта:

– від параметра S – швидкості притоку передвісників лімфоцитів-кілерів, який повинен змінюватись в межах від 0.2 до 8 умовних одиниць;

– від параметра Y – концентрації лімфоцитів-кілерів на початку захворювання, який може змінюватись в межах від 0.4 до 5 умовних одиниць.

Для виконання даного завдання необхідно:

1. Обрати мінімальне значення параметра Y (можливість імунної системи).

2. Змінювати значення параметра S від мінімального до максимального так, щоб в процесі моделювання можна було визначити його інтервали, при яких:

а) Ваш пацієнт гине (спостерігається безперервний ріст клітин пухлини);

б) Ваш пацієнт одужує (спостерігається розсмоктування клітин пухлини);

в) у пацієнта спостерігається хронічна форма протікання захворювання.

3. Вибрати нові значення параметра Y і за методикою п. 2 знову визначити нові значення параметрів S для всіх трьох форм протікання хвороби.

4. Збільшувати значення параметра Y доти, доки при мінімальному значенні параметра $S = 0.2$ буде спостерігатись лише одна форма протікання хвороби – розсмоктування клітин пухлини (кількість різних значень параметра Y повинна бути не меншою 10).

У звіті про дане завдання Вам необхідно вказати:

1. Таблицю значень параметра Y з інтервалами значень параметра S для різних форм протікання захворювання.

2. За вибраними значеннями параметра Y та одержаними в процесі моделювання діапазонами значень параметра S намалювати області різних форм протікання хвороби.

3. Математична модель аутоімунного захворювання

Дана модель включає систему трьох диференційних рівнянь:

$$dX/dt = A \cdot X - B \cdot X^2 - C \cdot X \cdot Y,$$
$$dY/dt = D \cdot Z \cdot Y - E \cdot Z \cdot Y - K \cdot Y,$$
$$dZ/dt = L \cdot X \cdot Y - M \cdot Z,$$

де X – концентрація клітин здорової тканини, не враженої захворюванням;
Y – концентрація лімфоцитів-кілерів, що руйнують клітини тканини органа при аутоімунному захворюванні;
Z – концентрація антигенів, що виділяються при руйнуванні клітин тканини.

У даній математичній моделі мають місце такі фактори:
У диференційному рівнянні для "X" –

1) Розмноження клітин здорової тканини ($A \cdot X$);
2) Природне відмирання клітин здорової тканини ($-B \cdot X^2$);

3) Загибель клітин тканини під дією лімфоцитів імунної системи ($-C \cdot X \cdot Y$);

У диференційному рівнянні для "Y" –

4) Розмноження популяції лімфоцитів ($D \cdot Z \cdot Y$);

5) Руйнування лімфоцитів при їх взаємодії з клітинами тканини ($-E \cdot Z \cdot Y$);

6) Природна загибель лімфоцитів ($-K \cdot Y$);

У диференційному рівнянні для "Z" –

7) Синтез антигенів клітинами тканини ($-L \cdot X \cdot Y$);

8) Розпад антигенів ($-M \cdot Z$).

Процеси, які описує дана математична модель аутоімунної реакції, такі:

А) при будь-яких початкових руйнуваннях тканини і концентрації агресивних лімфоцитів ($Y(0)$) організм здатний повністю відновити пошкоджену тканину;

Б) повне зруйнування тканини органа при аутоімунному захворюванні;

В) хронічне протікання аутоімунного захворювання з періодичними рецидивами.

Використання комп'ютерного моделювання на основі математичної моделі аутоімунного захворювання можливе в практичній медицині. При лікуванні аутоімунного захворювання застосовують кортикостероїдні препарати (типу гідрокортизону). Ці препарати пригнічують виникнення лімфоцитів-кілерів (зменшують Y у наших рівняннях). Такий вплив на лімфоцити-кілери дозволяє перевести хронічну форму захворювання у форму, що веде до одужання (тобто до стабілізації кількості клітин тканини на нормальному рівні).

У завданні до даної моделі необхідно:

1. Розробити прогноз протікання захворювання без лікування.

2. На основі прогнозу вибрати стратегію лікування, тобто вибрати день призначення кортикостероїдного лікувального препарату.

3. Оптимізувати вибір дози введення препарату для одужання протягом не більше N діб (N – задається викладачем).

При виконанні другого пункту завдання за результатом прогнозу необхідно обрати час введення лікувального препарату та, змінюючи його дозу, аналізувати хід протікання хвороби. Якщо протягом заданого часу введення препарату процес одужання не настає, то вибрати новий момент введення і повторити аналіз протікання хвороби до настання одужання пацієнта. День введення препарату повинен обиратись як ціле число, а доза препарату – вільні числа.

У звіті про дану модель необхідно вказати:

1. Графік протікання хвороби при прогнозі.

2. Графік протікання хвороби при появі перших показників одужання.

3. Графік протікання хвороби при одужанні протягом не більше K діб.

4. Математична модель гуморального імунітету

Рівняння моделі мають такий вигляд:

$$dX/dt = A \cdot X - B \cdot Y \cdot X - C \cdot X,$$
$$dY/dt = D \cdot Z - K \cdot Y \cdot X - L \cdot Y,$$
$$dZ/dt = M \cdot X /(X + Q) - N \cdot Z,$$

де X – концентрація антигенів (вірусів, бактерій та ін.);

Y – концентрація антитіл, що нейтралізують антигени;

Z – концентрація плазматичних клітин, які синтезують антитіла;

A, B, C, K, L, M, Q, N – індивідуальні параметри імунної системи.

Фактори імунної реакції, взяті до уваги в даній математичній моделі:

В рівняння для "X" (концентрація антигенів):

1) Розмноження чужорідних вірусів і бактерій в організмі людини ($A \cdot X$). Коефіцієнт A обернено пропорційний температурі організму або ділянки тіла: $A(T) = a / T$, де T – температура біологічної тканини;

2) Нейтралізація антигенів за допомогою антитіл імунної систем ($-B \cdot Y \cdot X$);

3) Природне відмирання антигенів ($-C \cdot X$).

В рівняння для "Y" (концентрація антитіл):

4) Синтез антитіл плазматичними клітинами ($D \cdot Z$);

5) Зменшення кількості антитіл при нейтралізації антигенів ($-K \cdot Y \cdot X$);

6) Природне відмирання антитіл ($-L \cdot Y$);

В рівняння для "Z" (концентрація плазматичних клітин):

7) Розмноження плазматичних клітин в результаті стимуляції антигенами ($M \cdot X / (X + Q)$). Коефіцієнт M прямо пропорційний температурі: $M = m \cdot T$, де T – температура біологічної тканини;

8) Природне відмирання плазматичних клітин ($-N \cdot Z$).

Імунні процеси, які описує дана математична модель:

А) субклінічна форма протікання інфекційного захворювання;

Б) гостра форма протікання інфекційного захворювання;

В) летальна форма протікання інфекційного захворювання (без терапевтичного впливу);

Г) хронічна форма інфекційного захворювання (без терапевтичного впливу).

За допомогою комп'ютерного моделювання виявлено, що хронічну форму інфекційного захворювання можна перевести в гостру з одужанням. В наукових дослідженнях показано, що такого ефекту можна досягти двома методами:

1. Метод гіпертермії: підвищення штучним чином температури організму або ділянки тіла за допомогою лікарських або фізіотерапевтичних засобів, які не дають побічних дій на імунну систему організму.

2. Метод загострення: введення в організм біостимулятора – конкуруючого непатогенного антигена, що не розмножується. При використанні методу загострення тимчасово послаблюється противірусний імунітет, вірус отримує можливість розмножуватись. А після введення біостимулятора виникає посилена імунна відповідь, що приводить до швидкого одужання.

Розрахунки на ЕОМ необхідні в даному випадку для того, щоб визначити поєднання цих двох методів лікування з урахуванням індивідуальних особливостей імунної системи кожного конкретного пацієнта (коефіцієнтів в рівняннях

математичної моделі). Значення цих коефіцієнтів одержують з результатів спеціальних біохімічних досліджень. Для різних пацієнтів одна й та ж сама модель дає різну динаміку протікання хвороби, оскільки у кожного пацієнта свій набір параметрів імунної системи.

У завданні до даного розділу необхідно:

1. Провести прогноз протікання хвороби без терапевтичного втручання.

2. Дослідити вплив методу гіпер- і гіпотермії на хід протікання захворювання і визначити оптимальну температуру тіла пацієнта, за якої можливе його одужання.

3. Дослідити вплив двох методів (метод зміни температури тіла, метод загострення) на процес одужання пацієнта.

При виконанні третього пункту температуру тіла (органа) задавати ту, що знайдено при виконанні пункту 2. Дослідження ходу протікання хвороби проводити таким чином:

– вибрати момент введення лікувального препарату;

– змінити дозу препарату, досягти одужання пацієнта.

День введення препарату повинен вибиратись як ціле число.

У звіті необхідно вказати:

1. Графік протікання захворювання без терапевтичного втручання (прогноз).

2. Графік протікання хвороби і одужання при лікуванні методом зміни температури тіла (органа).

3. Графік протікання хвороби і одужання при одночасному використанні обох методів лікування.

Практичне завдання

1. Завантажити з дискети навчальну програму "Імунна реакція".

2. Вивчити опис моделі протипухлинного імунітету і завдання з дослідженням даної моделі в розділі 2 програми.

3. Виконати завдання з дослідженням протипухлинного імунітету, викликавши в оперативну пам'ять ЕОМ розділ 3 програми і провівши дослідження моделі.

4. Вивчити опис моделі аутоімунного захворювання і завдання з дослідженням моделі в розділі 4 програми.

5. Провести дослідження моделі аутоімунного захворювання і виконати завдання, завантаживши в оперативну пам'ять ЕОМ розділ 5 програми.

6. Вивчити опис моделі гуморального імунітету і завдання з даної моделі у розділі 6 програми.

7. Виконати завдання для моделі гуморального імунітету, завантаживши розділ 7 програми.

8. Відповісти на контрольні питання розділу 8 програми, про отриману оцінку сповістити викладача.

Контрольні питання

1. Які фактори враховуються в математичній моделі протипухлинного імунітету?
2. Що впливає на результати лікування аутоімунного захворювання?
3. Чи може одна і та ж доза препарату при лікуванні аутоімунного захворювання приводити до різних результатів?
4. Які процеси описує модель аутоімунної реакції?
5. Які фактори імунної реакції сприяють усуненню аутоімунного захворювання при лікуванні кортикостероїдними препаратами?
6. За рахунок яких факторів імунної реакції настає одужання при лікуванні хронічної інфекційної хвороби методом загострення захворювання?

Завдання для самостійної роботи

1. Вивести рівняння математичної моделі протипухлинного імунітету.
2. Вивести рівняння математичної моделі аутоімунної реакції.
3. Вивести рівняння математичної моделі гуморального імунітету.

Лабораторна робота 1.2

"ВИВЧЕННЯ ОСНОВ ІНФОРМАЦІЙНО-ЙМОВІРНІСНОГО МЕТОДУ МЕДИЧНОЇ ДІАГНОСТИКИ"

Мета роботи:

1. Засвоїти основні ідеї інформаційно-ймовірнісного методу діагностики.

2. Поставити діагноз за заданим комплексом симптомів.

Забезпечення:

1. Персональний комп'ютер типу IBM PC.
2. Дискета з навчальною програмою "Байєс".

Контрольні питання для підготовки до лабораторної роботи

1. Які етапи включає в себе процес медичної діагностики (з точки зору кібернетики)?
2. Що таке діагностичний алгоритм?
3. Як ставиться діагноз в інформаційно-ймовірнісному методі?
4. Яке призначення формули Байєса в інформаційно-ймовірнісному методі?
5. Що таке діагностична таблиця?

Додаткова література

1. *Чалий О.В. та ін.* Медична і біологічна фізика. – К.: Віпол, 1999. – Т. 1. – 425 с.
2. *Чалий О.В., Дяков В.А., Хаймзон І.Й.* Основи інформатики. – К.: Вища школа, 1993. – Гл. 8.
3. *Ливенцев Н.М.* Курс физики. – М.: Высшая школа, 1988. – С. 299–311.

Додаткові теоретичні відомості

Медичні діагностичні системи

Медичні діагностичні (консультаційні) системи – це комп'ютерні програми, за допомогою яких можна інтерпретувати інформацію, якою володіє лікар, для того, щоб поставити діагноз і обрати оптимальну для даного пацієнта методику лікування. Основний елемент (ядро) консульта-

ційної системи – це модель досвіду і кваліфікації лікаря (модель прийняття рішення). Деякі розділи діагностичних систем чи вся система в цілому можуть бути побудовані на основі ймовірнісного підходу (методу Байєса).

Діагностичний алгоритм

Послідовність правил, які дозволяють порівняти інформацію про ознаки хворого з комплексом ознак типових захворювань, називається діагностичним алгоритмом. Кінцеве рішення про діагноз приймається лікарем, виходячи з результатів порівняння. Таке порівняння буває простим тільки в разі, коли весь симптомокомплекс збігається з симптомокомплексом конкретного захворювання. У практичній роботі лікаря такий збіг буває дуже рідко. У більшості випадків при порівнянні вдається вибрати серед нескінченної множини різних захворювань кілька можливих діагнозів (тобто більш можливих захворювань).

Діагностичний алгоритм залежить від прийнятої при діагностиці лікарської логіки. Найбільш поширеними видами лікарської логіки є:

– детерміністська логіка (див. навчальну програму "Байєс");

– логіка фазового інтервалу (див. програму "Байєс");

– інформаційно-ймовірнісна логіка.

Інформаційно-ймовірнісна лікарська логіка

Інформаційно-ймовірнісна логіка – це діагностичний засіб, у якому знаходяться (по формулі Байєса) ймовірності $P(D_j/Sc_i)$ кількох діагнозів D_j, можливих у хворого з даним набором симптомів Sc_i. При цьому враховують різні ймовірності $P(S_i/D_j)$ кожного з можливих симптомів S_i при різних захворюваннях D_j. Інформація про ці ймовірності $P(S_i/D_j)$ зібрана у діагностичну таблицю, яка разом з формулою Байєса являє собою основу методу інформаційно-ймовірнісної діагностики. Для складання діагностичних таблиць статистично обробляється велика кількість історій хвороб з перевіреними діагнозами і обчислюються умовні ймовірності $P(S_i/D_j)$. Для обчислення даних ймовірностей береться, наприклад, 1000 історій хвороб з діагнозом "туберкульоз легень" і виписується вся симптоматика, яка зустрілась при цьому захворюванні. Якщо симптом "підвищення температури" виявився при цьому у 900 хворих, то ймовірність даного симптому дорівнює 900/1000 = 0.9. Якщо будь-який інший симптом, наприклад "підвищення тиску", зустрівся у 40 хворих, умовна ймовірність цього симптому дорівнює 40/1000 = 0.04 тощо. Всі отримані таким чином умовні ймовірності для різних діагнозів вміщують в діагностичну таблицю.

Маючи наявний перелік симптомів (симптомокомплекс – Sc_i) конкретного пацієнта, можна встановити діагноз на основі інформаційно-ймовірнісної логіки. Для цього необхідно обчислювати ймовірності різних захворювань D_j і вибрати діагноз, що має найбільшу ймовірність.

Розрахунок ймовірностей $P(D_j/Sc_i)$ різних (включених до діагностичної таблиці) діагнозів D_j проводиться за допомогою формули Байєса (або її аналогів):

$$P(D_j/Sc_i) = P(Sc_i/D_j) \cdot P(D_j)/P(Sc),$$

де $P(Sc_i/D_j)$ – умовна ймовірність наявності симптомокомплексу Sc_i конкретного пацієнта при захворюванні D_j;
$P(D_j)$ – апріорна ймовірність захворювання D_j;
$P(Sc)$ – повна ймовірність наявності симптомокомплексу Sc_i конкретного пацієнта при всіх захворюваннях, що включені до діагностичної таблиці.

Етапи діагностичного процесу за допомогою інформаційно-ймовірнісного методу

Щоб провести дані розрахунки, необхідно:

1. Отримати значення апріорних ймовірностей $P(D_j)$ всіх захворювань, включених до діагностичної таблиці. Такий набір $P(D_j)$ характеризує розподіл захворювань у даній групі населення (лікарня, район, місто). Значення апріорних ймовірностей непостійні, залежать від сезонних, географічних та епідеміологічних факторів. Для отримання даних про апріорні ймовірності необхідна статистична обробка даних захворювань. Наприклад, в будь-якій лікарні були вибрані

випадково 100 пацієнтів, з яких 80 виявились хворими на грип. Отже, апріорна ймовірність діагнозу "грип" для розрахунків інформаційно-ймовірнісним методом дорівнює 80/100 = 0.8.

2. Обчислити значення $P(Sc_i/D_j)$ для всіх діагнозів D_j даної таблиці. Обчислення проводиться згідно з формулою:

$$P(Sc_i/D_j) = P(S_1/D_j) \cdot P(S_2/D_j) \ldots\ldots P(S_n/D_j).$$

Дана формула відповідає відомій з теорії ймовірності формулі множення ймовірностей, справедливій для незалежних подій.

3. Обчислити значення $P(Sc)$ за формулою:

$$P(Sc) = \sum_j P(Sc_i/D_j) \cdot P(D_j),$$

де сума береться за індексом j (номер діагнозу).

4. За фомулою Байєса обчислити ймовірності усіх захворювань із *діагностичної таблиці*.

5. Обрати шуканий для даного пацієнта діагноз, що має максимальну ймовірність з обчислених.

6. Оцінити (виходячи з відповідних критеріїв) достовірність результату і поставити заключний діагноз. Наприклад, якщо отриманий діагноз має ймовірність, меншу за 60%, то результат не є достовірним і необхідно повторити процедуру діагностики, збільшивши число симптомів.

Робота з навчальною програмою "Байєс"

Практичне завдання

1. Завантажити в оперативну пам'ять ЕОМ програму "Байєс" (файл: proba.exe).

2. Обрати режим роботи "навчальний", вивчити теоретичні розділи 1–4, відповісти на питання самоконтролю знань, які наведені у кінці кожного розділу. У розділі 4, вивчаючи "Діагностичну таблицю", виписати декілька симптомів (не більше восьми), найбільш характерних (ймовірних) для будь-якого вибраного захворювання. Даний набір симптомів буде використаний у практичному завданні.

3. Виконати два практичних завдання (розділ 5 програми):

а) за заданим комп'ютером симптомокомплексом поставити діагноз;

б) задати симптомокомплекс (обраний при вивченні "Діагностичної таблиці") і підтвердити діагноз.

4. Вивчити "Довідник" програми, звернувши увагу на найбільш важкі для Вас терміни і поняття.

5. Відповісти на запитання розділу "Контроль знань", про результати контролю повідомити викладача.

Контрольні питання

1. З яких етапів складається процедура визначення діагнозу для конкретного пацієнта?
2. Що таке апріорна ймовірність захворювання?
3. Як обчислюється значення апріорних ймовірностей?
4. За якою формулою обчислюється умовна ймовірність симптомокомплексу?
5. Від чого залежить точність визначення діагнозу інформаційно-ймовірнісним методом?
6. Як обчислюються значення умовних ймовірностей, які входять до діагностичної таблиці?

Лабораторна робота 1.3

"МОДЕЛЮВАННЯ МЕДИКО-БІОЛОГІЧНИХ ПРОЦЕСІВ НА ПРИКЛАДІ ФАРМАКОКІНЕТИКИ"

Мета заняття:

1. Вивчити методи математичного моделювання.
2. Ознайомитись з математичними моделями фармакокінетичних процесів.
3. Дослідити за допомогою комп'ютера фармакокінетичні моделі, запропоновані в навчальній програмі "Фармакокінетика".

Забезпечення:

1. Персональний комп'ютер типу IBM PC AT/XT.
2. Дискета з навчальною програмою "Фармакокінетика".

Контрольні питання для підготовки до лабораторної роботи

1. Які види моделювання застосовують в медицині?
2. Для яких видів моделювання актуальним є застосування ЕОМ?
3. З якими етапами математичного моделювання Ви ознайомились у даній роботі?
4. Від яких фізіологічних факторів залежить процес транспорту лікувального препарату в організмі людини?
5. Які фізіологічні фактори враховані у фармакокінетичних моделях одноразового введення препарату, неперервного введення, внутрішньосудинної інфузії?

Додаткова література

1. *Чалий О.В. та ін.* Медична і біологічна фізика. – К.: Віпол, 1999. – Т. 1. – 425 с.
2. *Владимиров Ю.А.* Биофизика. – М.: Медицина, 1983. – С. 88–95.
3. *Чалий О.В., Дяков В.А., Хаймзон І.І.* Основи інформатики. – К.: 1993. – Гл. 7.

Додаткові теоретичні відомості

Математичне моделювання фармакокінетичних процесів

Фармакокінетичні моделі описують кінетику введених в організм ліків. Терапевтичний ефект препарату буде залежати від його концентрації в органі і часу перебування в діючій концентрації. Завданням лікаря є оптимальне призначення ліків, тобто вибір дози, шляху і періодичності введення, котрі забезпечували б достатній терапевтичний ефект при мінімальній побічній дії. Тому методика введення препарату повинна бути суворо індивідуальною, тобто в моделі повинні фігурувати індивідуальні параметри хворого. Дані коефіцієнти для кожного хворого призначаються в клініці до початку лікування. Відомо, що концентрація препарату в органі залежить від таких факторів:

1) перенесення препарату з крові до органа;
2) перенесення препарату з органа в кров;
3) виведення препарату з крові нирками;
4) зв'язування препарату;
5) руйнування препарату печінкою;
6) швидкості інфузії препарату тощо.

Врахування усіх можливих факторів ускладнює процес створення математичної моделі, тому треба вибирати найбільш суттєві фізіологічні фактори.

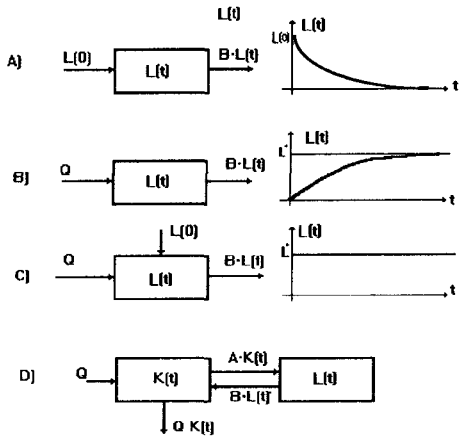
Модель одноразового введення препарату

Прикладом моделі одноразового введення препарату в орган є введення адреналіну в серце. Після такого введення починається процес виведення препарату з органа (мал. 1.1а). На малюнку прийняті такі позначення: $L(t)$ – концентрація препарату в органі, B – коефіцієнт, що характеризує швидкість перенесення препарату з органа в кров. Рівняння математичної моделі одноразового введення препарату має такий вигляд:

$$dL/dt = B \cdot L.$$

Коли це рівняння розв'язати і побудувати графік залежності L від часу t, то ми отримаємо таку криву, зображену

на мал. 1.1а праворуч. Такий характер зміни концентрації препарату в органі може бути якісно передбачуваним і без моделювання, модель же дає можливість аналізувати процес на рівні кількісних закономірностей.



Мал. 1.1.

Модель безперервного введення препарату

Коли лікарський препарат подавати в орган безперервно, тобто з постійною швидкістю Q, то через певний час можна створити постійну концентрацію L^* препарату. Схема процесу має такий вигляд (мал. 1.1b). Диференційне рівняння, яке описує цей процес, має вигляд:

$$dL/dt = Q - B \square L.$$

З графіка на мал. 1.1в видно, що потрібний рівень L^* досягається не миттєво, а через деякий час.

Модель, що поєднує безперервне введення з одноразовою навантажуючою дозою

Для швидкого утворення бажаної концентрації L^* необхідно поєднати безперервне введення препарату з р.. вим введенням навантажуючої дози $L(0)$. Можна підібрати таке значення швидкості введення Q препарату, що потріб-

на концентрація L^* буде створена, починаючи з моменту введення препарату (мал. 1.1c).

Модель внутрішньосудинної інфузії

Схема процесу дещо складніша за попередні (мал. 1.1d). Тут $K(t)$ – концентрація препарату в крові, A і G – коефіцієнти, що характеризують швидкість перенесення препарату із крові до органа і швидкість виведення препарату нирками. Математичний опис процесу зміни концентрації $L(t)$, $K(t)$ препарату включає два диференційних рівняння:

$$dK/dt = Q + B \cdot L - A \cdot K - G \cdot K,$$
$$dL/dt = A \cdot K - B \cdot L.$$

Перше з них описує зміну концентрації препарату в крові (K), друге – в органі (L).

Практичне завдання

1. Завантажити навчальну програму "Фармакокінетика" (файл: zapusk.bat або farm.exe).
2. Вибрати режим "навчальний" програми.
3. Прочитати зміст теоретичних розділів 1–4 і відповісти на питання самоконтролю.
4. Виконати дослідження фармакокінетичних моделей (розділи 5–8 програми), виходячи з вказаних у програмі завдань; результати досліджень (висновки, графіки) записати в робочий зошит.
5. Завантажити розділ "Контроль знань" програми і відповісти на запропоновані питання, про виставлену комп'ютером оцінку повідомити викладачеві.

Контрольні питання

1. Яким фармакокінетичним моделям відповідають такі рівняння:
   a) $dL/dt = A \cdot K - B \cdot L$,
   $dK/dt = Q + B \cdot L - A \cdot K - G \cdot K$;
   b) $dL/dt = -B \cdot L$,
   c) $dL/dt = Q - B \cdot L$?
2. Які закономірності зміни кінетики препарату в різних моделях знайдені при дослідженні моделей?

Завдання для самостійної роботи

1. Отримати диференційне рівняння, яке є математичною моделлю внутрішньосудинної інфузії препарату.
2. Вивести диференційне рівняння для моделі безперервного введення препарату.
3. Розв'язати (за допомогою інтегрування) рівняння моделі одно- та дворазового введення препарату і побудувати графік зміни $L(t)$.

РОЗДІЛ 2
БІОРЕОЛОГІЯ

Лабораторна робота 2.1
"ДОСЛІДЖЕННЯ ПРУЖНИХ ВЛАСТИВОСТЕЙ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН"

Мета роботи: а) одержати діаграми розтягу (для волосини) і стиснення (для кістки чи дерев'яного зразка) та визначити основні показники пружних властивостей тканин (модуль Юнга, межу міцності, залишкову деформацію); б) дослідити в'язко-пружні властивості біологічних тканин (текучість матеріалу).

Контрольні питання для підготовки до лабораторної роботи

1. Поняття про деформацію. Види деформацій. Закон Гука. Модуль Юнга. Коефіцієнт Пуассона.
2. Діаграма розтягу (стиснення), її основні зони і характеристичні точки.
3. Пружні властивості деяких біологічних тканин (колагену, еластину, кістки, стінки кровоносних судин).
4. В'язко-пружні властивості біологічних тканин. Реологічні моделі. Повзучість (текучість) матеріалу. Релаксація напруження.

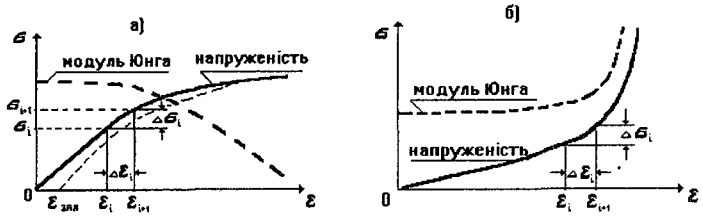
Додаткова література

1. *Чалий О.В. та ін.* Медична і біологічна фізика. – К.: Віпол, 1999. – Т. 1. – 425 с.
2. *Ремизов А.Н.* Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1996. – Гл. 10. – С. 173–183.
3. *Владимиров Ю.А. и др.* Биофизика. – М.: Медицина, 1988. – Гл. 10.
4. *Ремизов А.Н.* Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1987. – Гл. 10. – С. 192–200.
5. *Эссаулова И.А. и др.* Руководство к лабораторным работам по медицинской и биологической физике. – М.: Высшая школа, 1987. – С. 111–115.

Додаткові теоретичні відомості

Діаграма деформації являє собою графічне зображення експериментальної залежності напруження в зразку від його відносної деформації. Як відомо, величина напруження σ характеризує силу F, що діє на одиницю площі поперечного перерізу зразка ($\sigma = F/S$), а деформація розтягу або стиснення оцінюється по абсолютній ($\Delta l = l - l_0$) або відносній ($\varepsilon = = \Delta l/l_0$) зміні довжини зразка. Для незначної лінійної деформації ($\Delta l/l_0 << 1$) виконується *закон Гука*: *напруження, яке виникло в зразку, прямо пропорційне відносній зміні його довжини* ($\sigma = E \cdot \varepsilon$). Величина E в цьому виразі називається *модулем Юнга*. Він є однією з найважливіших характеристик пружних властивостей матеріалу і залежить від його природи.

Діаграми деформації біологічних тканин суттєво відрізняються від подібних діаграм для металевих зразків. Існують два типи діаграм, які схематично приведені на мал. 2.1. Для ряду зразків (колаген, волосина, кістка, шкіра) при збільшенні деформацій їх жорсткість зменшується (див. мал. 2.1а). Межа пружних деформацій порядку 5%, після чого матеріал починає "текти" без помітного збільшення напруження в зразку.



Мал. 2.1. Діаграми деформації.

Для інших зразків їх жорсткість при розтязі різко збільшується (еластин, м'яз, стінка судини, мал. 2.1б), такий характер спостерігається аж до руйнування зразка. Руйнування зразка може відбутися при видовженні зразка більше ніж в два рази (для еластину) або на 15–20% (для судини). Зона текучості на таких діаграмах проявляється слабко.

Діаграми деформацій, отримані в діапазоні фізіологічних змін довжин, як правило, нелінійні. В цьому випадку модуль Юнга E, як характеристика пружних властивостей, може використовуватися тільки в діапазоні дуже малих деформацій, для яких можна вважати справедливим закон Гука ($\sigma = E \cdot \varepsilon$). В фізіологічному діапазоні зміни довжин, як правило, користуються *приведеним модулем Юнга* ($E_{пр}$), який є усередненою характеристикою пружних властивостей зразка:

$$E_{пр} = \frac{\sum_{1} E_i}{n},$$

де E_i – *ефективний* або *тангенціальний* модуль Юнга, який визначається за формулою

$$E_i = \Delta\sigma_i / \Delta\varepsilon_i = (\sigma_{i+1} - \sigma_i)/(\varepsilon_{i+1} - \varepsilon_i). \qquad (1)$$

У цій формулі $\Delta\sigma_i$ и $\Delta\varepsilon_i$ є відповідно зміни напруження та деформації в довільно вибраній точці на діаграмі розтягу або стиснення зразка (див. мал. 2.1).

Із формули (1) випливає, що модуль Юнга в певній точці діаграми є похідною $d\sigma/d\varepsilon$ та чисельно дорівнює тангенсу кута нахилу дотичної, проведеної в цій точці. Закономірності зміни модуля Юнга для діаграм деформацій, які тут розглядаються, приведені пунктиром на мал. 2.1.

Залишкові деформації ($\varepsilon_{зал}$) визначаються за розміром зразка після побудови діаграми деформації і зняття навантаження до нуля (див. тонку пунктирну лінію на мал. 2.1а).

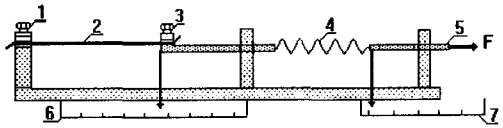
Межа міцності (σ_{max}) визначається величиною максимального напруження, при якому відбувається руйнування матеріалу.

Порядок виконання лабораторної роботи

Завдання 1. Зняття діаграми розтягу волосини.

1. Ознайомтесь з макетом для розтягу волосини (мал. 2.2). Волосину *2* закріплюють між двома зажимами (нерухомим – *1* і рухомим – *3*). За шкалою *6* знімають початковий l_0 і

поточні розміри l волосини при її деформації. За рухомою шкалою *7* визначають величину зовнішньої сили F, яка розтягує волосину і яку можна змінювати, розтягуючи пружину *4* переміщенням штока *5*. Шкала *7* проградуйована в *Ньютонах.*



Мал. 2.2.

2. Підготуйте таблицю 1.

3. Мікрометром виміряйте діаметр волосини. Краще ці виміри провести за допомогою мікроскопа.

4. Закріпіть волосину зажимами і запишіть початкову довжину волосини (l_0). Дані занесіть в таблицю 1.

5. Переміщуючи шток *5*, збільшіть прикладену силу F. Для кожного значення сили вимірюйте довжину волосини по шкалі *6* і дані заносьте в таблицю.

Примітка. Якщо при деякій силі $F_{пл}$ неможливо виміряти величину l (матеріал "тече"), то необхідно зменшити силу натягу до нуля, інакше волосина розірветься. Запам'ятайте величину сили $F_{пл}$.

6. Після зняття навантаження визначте залишкову деформацію $\varepsilon_{зал}$ за положенням показника на шкалі *6*.

Таблиця 1. *Результати зняття діаграми розтягу волосини*

	F [$Н$]	l [$мм$]	Δl [$мм$]	ε	σ [$Н/м^2$]	E [$Н/м^2$]
0		l_0 =				
1	0.1					
2	0.2					
3	0.3					
4	0.4					
5	0.5					

Діаметр волосини d_0 = ... [$мм$], площа перерізу S = ...[$м^2$], початкова довжина волосини l_0 = ... [$мм$].
Приведений модуль Юнга волосини: $E_{пр}$ =

Завдання 2. Дослідження повзучості волосини.

1. Підготуйте таблицю 2.

Таблиця 2. *Результати дослідження повзучості волосини*

Початкова довжина волосини l_0 = ... [$мм$], $F_{пл}$ = ... [$Н$].

№	Δl [$мм$]	t [$с$] $F_{пр1}$	t [$с$] $F_{пр2}$
1	5		
2	10		
3	15		
4	20		
5	25		
...	...		

2. Для різних сил $F_{пл1}$ і $F_{пл2}$ зніміть залежність $\varepsilon(t)$. Для цього швидко розтягніть пружину до значення $F_{пл1}$ та, підтримуючи цей показник, фіксуйте час по мірі подовження волосини на величину Δl, зазначену в таблиці (час фіксується через кожні 5 *мм* подовження волосини в процесі повзучості). *Примітка.* Знімати цю характеристику необхідно втрьох (один студент підтримує сталу силу, другий – визначає величину подовження, третій – час в цей момент).

Аналогічні виміри зробити для другої сили $F_{пл2}$.

Завдання 3. Зняття діаграми стиснення зразка (кістки, дерева тощо).

1. Ознайомтесь з приладом для стиснення зразка. Зразок розміщується між двома опорами і важельною системою, стискується за допомогою вантажів, які підвішуються до кінця важеля. Розміри деформації вимірюються мікрометром за допомогою електричних контактів.

2. Підготуйте таблицю 3.

3. Занесіть в таблицю значення початкової довжини l_0, зовнішнього $d_з$ та внутрішнього $d_в$ діаметрів зразка.

4. Підготуйте прилад для роботи (закріпіть зразок, перевірте електричний контакт ланцюга).

5. Збільшуючи навантаження на зразок, визначте за допомогою мікрометра відповідне значення його довжини. Дані занесіть в таблицю (попереднє навантаження в 1 *кг* використовується для усунення зазорів і люфтів у приладі).

Таблиця 3. *Результати зняття діаграми стиснення зразка*

Початкові розміри $l_0 = ...[мм]$, $d_з = ...[мм]$, $d_в = ...[мм]$, $S = ... [м^2]$

	m [кг]	F [Н]	l [мм]	Δl [мм]	ε	σ [Н/м^2]	E [Н/м^2]
0	1	0	$l_0 =$				
1							
2							
3							
4							
5							

Приведений модуль Юнга: $E_{пр} =$

6. Обробка результатів вимірювання:

а) попередньо визначте значення абсолютної зміни довжин волосини та кістки $\Delta l = l - l_0$ в [мм] та занесіть у відповідні стовпці таблиць;

б) обчислення проводяться за наступними формулами:

$$F_i = k \cdot m_i g \ [Н],$$

(k – співвідношення плечей важеля, його значення k приведено на макеті),

$$\sigma_i = F_i / S \quad [Н/м^2], \quad \varepsilon_i = \Delta l_i / l_0,$$

$$E_i = \Delta\sigma_i / \Delta\varepsilon_i = (\sigma_{i+1} - \sigma_i)/(\varepsilon_{i+1} - \varepsilon_i) \quad [Н/м^2],$$

$$S = \pi (d_e^2 - d_i^2) \cdot 10^{-6}/4 \quad [м^2].$$

Отримані результати перенесіть в таблицю протоколу.

7. Побудуйте за даними таблиць 1, 3 діаграми деформацій зразків. За даними таблиці 2 побудувати криву повзучості для волосини.

8. Зробіть висновки за результатами досліджень (оцініть характер зв'язку між напруженням і деформацією зразків, порівняйте модулі Юнга тощо).

Оформити протокол роботи. Протокол повинен містити:

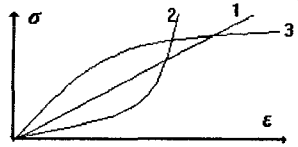
– стислу теоретичну частину (основна інформація щодо елементів біореології, формули для розрахунків);

– завдання 1, 2 та 3 з таблицями та розрахунками;

– графіки та висновки.

Завдання для самостійної роботи та самоконтролю

1. Визначити коефіцієнт Пуассона для м'язового волокна циліндричної форми завдовжки l_0, діаметром d_0, вважаючи його практично нестисливим.
   (*Вказівка*: знайти та порівняти об'єми м'яза до і після деформації при зміні розмірів $d = d_0 - \Delta d$, $l = l_0 + \Delta l$).
2. Дати якісне пояснення наведених нижче діаграм деформацій різних зразків:
   а) чим відрізняються пружні властивості цих зразків?
   б) чи змінюється модуль Юнга?
   в) як знайти ефективні значення модуля Юнга?
   г) намалювати графіки зміни ефективного модуля Юнга.



3. Яке навантаження витримає гомілкова кістка (в *кг*), якщо $\sigma_{max} = 2 \cdot 10^8$ *Н/м*^{2}? Кістку вважати полою трубкою, для якої внутрішній і зовнішній діаметри відповідно 2 та 3 *см*.
4. Визначити сталу релаксації напруження волосини, якщо за 1.5 хвилини напруження зменшилось на 50%.
5. Через який час напруження в м'язі зменшиться вдвічі, якщо стала релаксації порядку однієї хвилини?
6. Поясніть фізичний зміст модуля Юнга.
7. У чому полягає доцільність збільшення жорсткості (регідності) стінки кровоносних судин при їх розширенні? Чому ця якість буде відсутня для інших біологічних структур (кістки, волосини, шкіри тощо)?

Лабораторна робота 2.2
"ВИЗНАЧЕННЯ КОЕФІЦІЄНТА В'ЯЗКОСТІ"

Мета роботи: ознайомитися з методами визначення коефіцієнта в'язкості. Визначити коефіцієнт в'язкості розчину гліцерину.

Контрольні питання для підготовки до лабораторної роботи

1. Стаціонарний плин рідини. Лінії та трубки струму. Рівняння неперервності струменя. Лінійна та об'ємна швидкості рідин.
2. Енергія потоку рідини. Рівняння Бернуллі. Розподілення тиску рідини при плині по трубах змінного та постійного перерізу.
3. Основні рівняння динаміки рідини. Ламінарний та турбулентний плин рідини. Плин в'язкої рідини по циліндричній трубці. Рівняння Пуазейля, Гагена–Пуазейля. Гідравлічний опір.
4. Внутрішнє тертя в реальній рідині. Формула Ньютона для сил внутрішнього тертя. Коефіцієнт в'язкості рідини (абсолютне та відносне значення).
5. Ідеальна та реальна рідини. Ньютонівська та неньютонівська рідини. В'язкість крові та її залежність від умов плину по судинах.
6. Способи визначення в'язкості рідини (капілярний віскозиметр, метод Стокса).

Додаткова література

1. *Чалий О.В. та ін.* Медична і біологічна фізика. – К.: Віпол, 1999. – Т. 1. – 425 с.
2. *Ремизов А.Н.* Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1996. – Гл. 9. – С. 148–158.
3. *Ремизов А.Н.* Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1987. – Гл. 9. – С. 169–180.
4. *Ремизов А.Н.* Курс физики, электроники, кибернетики для медицинских институтов. – М.: Высшая школа, 1982. – Гл. 8. – С. 91–103.
5. *Ливенцев Н.М.* Курс физики. – М.: Высшая школа, 1974. – С. 56–64.
6. *Ливенцев Н.М.* Курс физики. – М.: Высшая школа, 1978. – Ч. 1. – С. 26–32.
7. *Эссаулова И.А. и др.* Руководство к лабораторным занятиям по медицинской и биологической физике. – М.: Высшая школа, 1987. – С. 94–102.

8. *Агапов Б.Т. и др.* Лабораторный практикум по физике. – М.: Высшая школа, 1982. – С. 121–126.

Додаткові теоретичні відомості

Сукупність методів, які використовуються для вимірювання коефіцієнта в'язкості, називають *віскозиметрією*, а прилади, які застосовуються для цієї мети, *віскозиметрами*. Коефіцієнти в'язкості, значення яких лежать у межах 10^{-5}–10^{4} *Па·с*, визначаються за допомогою капілярних віскозиметрів.

Капілярний метод базується на використанні формули Гагена–Пуазейля, згідно з якою об'єм рідини V, що протікає за час t через капіляр довжиною l та радіусом R при наявності перепаду тиску ΔP на кінцях капіляра, дорівнює:

$$V = \frac{\pi R^4 \cdot \Delta P}{8\eta \cdot l} \cdot t.$$

Для вертикального капіляра перепад тиску зумовлений гідростатичним тиском стовпа рідини висотою h, тобто

$$\Delta P = \rho g h,$$

де ρ – густина рідини .

За цими формулами знаходять в'язкість рідини

$$\eta = \frac{\pi R^4 \cdot \rho g h}{8 l V} \cdot t.$$

Враховуючи, що величини V, l, R та h є сталими для даного капіляра, та вводячи сталу віскозиметра

$$c = \pi R^4 g h/(8lV),$$

можна визначити значення в'язкості $\eta = c \cdot \rho \cdot t$.

Час протікання досліджуваної рідини через даний капіляр залежить від його параметрів, густини та в'язкості рідини. Вимірюючи цей час для протікання однакових об'ємів досліджуваної (t_x) та еталонної (t_{em}) рідин, отримаємо формули, які дозволяють визначити значення відносного ($\eta_{від}$)

та абсолютного ($\eta_{абс}$) коефіцієнтів в'язкості досліджуваної рідини:

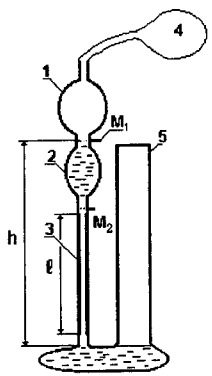
$$\eta_{від} = \frac{\eta_x}{\eta_{em}} = \frac{\rho_x \cdot t_x}{\rho_{em} \cdot t_{em}}, \quad (1)$$

$$\eta_x = \eta_{абс} = \eta_{em} \cdot \eta_{від}. \quad (2)$$

Замість еталонної рідини, як правило, використовують дистильовану воду, в'язкість якої (η_{em}) залежно від температури наведена в таблиці 2.

Порядок виконання лабораторної роботи

Завдання 1. Ознайомитися з будовою капілярного віскозиметра.



Мал. 2.3. Капілярний віскозиметр.

Основу віскозиметра становить капіляр *3* з резервуаром *2* (мал. 2.3). Мітки M_1 та M_2 на резервуарі служать для фіксування об'єму рідини, що протікає через капіляр. Груша *4* служить для засмоктування рідини в резервуар *1*.

Завдання 2. Визначити відносний $\eta_{від}$ та абсолютний $\eta_{абс}$ коефіцієнти в'язкості досліджуваної рідини.

1. Визначити час t_x протікання через капіляр фіксованого об'єму досліджуваної рідини. Для визначення t_x необхідно за допомогою груші засмоктати гліцерин в резервуар *1* на декілька міліметрів вище мітки M_1. Потім, дозволяючи

рідині вільно витікати із резервуара *2* через капіляр *3*, виміряти за допомогою секундоміра час t_x проходження меніску між мітками M_1 та M_2. Виміри занести в таблицю 1.

Таблиця 1. *Результати вимірів часу витікання рідин*

№	t_x [с]	Δt_x [с]	t_{em} [с]	Δt_{em} [с]
1				
2				
3				
Середнє значення				

2. Аналогічним способом визначимо час t_{em} для дистильованої води. Результати занести в таблицю 1.

3. Розрахувати відносну в'язкість досліджуваної рідини за формулою (1). При розрахунках використовувати середнє значення t_x та t_{em}. Значення густини досліджуваної рідини ρ_x взяти рівним $\rho_x = (1120 \pm 0.5)$ *кг/м*^{3}, а густину дистильованої води $\rho_{em} = (1000 \pm 1)$ *кг/м*^{3}.

Таблиця 2. *Залежність коефіцієнта в'язкості дистильованої води η_{em} [Па·с] від температури*

$t°C$	η_{em}	$t°C$	η_{em}	$t°C$	η_{em}
0	0.00179	21	0.00098	30	0.00080
5	0.00151	22	0.00096	40	0.00065
10	0.00131	23	0.00093	50	0.00055
15	0.00114	24	0.00091	60	0.00047
16	0.00111	25	0.00089	70	0.00041
17	0.00108	26	0.00087	80	0.00036
18	0.00106	27	0.00086	90	0.00032
19	0.00103	28	0.00084	100	0.00028
20	0.00100	29	0.00082	110	0.00026

4. Розрахувати абсолютне значення коефіцієнта в'язкості досліджуваної рідини $\eta_{абс}$ за формулою (2), визначивши за таблицею 2 коефіцієнт в'язкості дистильованої води η_{em} при температурі досліду.

5. Знайти відносну ε та абсолютну $\Delta\eta$ похибки у визначенні відносного та абсолютного коефіцієнтів в'язкості досліджуваної рідини:

– відносна похибка

$$\varepsilon = \pm(\Delta\eta_x/\eta_x) = \pm(\Delta t_x/t_x + \Delta t_{em}/t_{em} + \Delta\rho_x/\rho_x + \Delta\rho_{em}/\rho_{em}),$$

– абсолютні похибки для абсолютного та відносного коефіцієнтів в'язкості

$$\Delta\eta_{абс} = \varepsilon\cdot\eta_{абс}, \qquad \Delta\eta_{від} = \varepsilon\cdot\eta_{від}.$$

Кінцевий результат подати у вигляді:

$$\eta_x = (\eta_{абс} \pm \Delta\eta_{абс})\ [Па\cdot с], \qquad \eta_{x\,від} = \eta_{від} \pm \Delta\eta_{від}.$$

Завдання 3. Визначення коефіцієнта в'язкості рідини за допомогою віскозиметра ВК-4.

1. Віскозиметр ВК-4 являє собою капілярний віскозиметр для визначення коефіцієнта в'язкості крові. Із формули Гагена–Пуазейля, яка описує плин в'язкої рідини по циліндричній трубі, виходить, що за однакових умов плину за один і той же час об'єм речовини V, який протікає через цю трубу, обернено пропорційний в'язкості рідини: $V \sim 1/\eta$.

Величину об'єму V можна оцінити по довжині заповнення капіляру L за час плину: $V = \pi r^2 \cdot L$. Отже, відношення в'язкостей рідин, об'єми яких протікають за певний час, буде дорівнювати відношенню об'ємів або довжин

$$\eta/\eta_{em} = V_{em}/V = L_{em}/L.$$

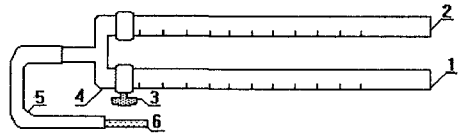
Таким чином, вимірявши L та L_{em}, можна визначити відносну в'язкість досліджуваної рідини

$$\eta_{від} = \eta/\eta_{em} = L_{em}/L. \qquad (3)$$

Знаючи в'язкість еталонної рідини (води) при температурі досліду, можна легко одержати абсолютне значення в'язкості досліджуваної рідини.

2. Ознайомитися з будовою віскозиметра ВК-4 (мал. 2.4).

Віскозиметр ВК-4 складається з двох градуйованих капілярних бюреток *1* і *2*, закріплених на загальній підставці. Після того як у бюретку *1* набрано води, яка служить еталонною рідиною, кран *3* на бюретці *1* закривають, що дозволяє набрати досліджувану рідину (кров) у бюретку *2*, не змінюючи рівень води в бюретці *1*. Обидві бюретки з'єднані трійником *4*, від якого відходить гумова трубка *5* з наконечником *6*.



Мал. 2.4.

3. Виконати такі процедури для визначення коефіцієнта відносної та абсолютної в'язкості:

а) промити капіляри спиртом і просушити за допомогою груші;

б) відкрити кран *3* і, витягуючи повітря через наконечник *6* за допомогою шприца, набрати дистильовану воду в бюретку *1* до позначки "*0*";

в) при закритому крані *3* таким же чином набрати досліджувану рідину в бюретку *2* до позначки "*0*";

г) відкривши кран *3*, втягувати повітря через наконечник *6* до того часу, поки рівень досліджуваної речовини в бюретці *2* не дійде до позначки "*1*" ($L = 1$), вода при цьому досягає в бюретці *1* другої позначки (L_{em}). Як видно із формули (3), відносний коефіцієнт в'язкості досліджуваної рідини за цих умов чисельно дорівнює шляху, пройденому водою, тобто L_{em}.

4. *Оформіть протокол лабораторної роботи.* Він повинен містити: а) стислу теоретичну частину, яка пояснює фізичну сутність капілярної віскозиметрії; б) таблиці експериментальних вимірів; в) результати обробки даних і розрахунок похибок вимірів.

Завдання для самостійної роботи та самоконтролю

1. Чим обумовлена в'язкість рідини та від яких параметрів вона залежить?
2. Що таке ідеальна, ньютонівська та неньютонівська рідини?
3. Що таке градієнт швидкості? В яких одиницях він вимірюється?
4. Дайте визначення коефіцієнта в'язкості та вкажіть одиниці його виміру.

5. У чому полягає різниця між стаціонарним і нестаціонарним плином рідин, ламінарним та турбулентним плином?
6. Що таке число Рейнольдса та який його фізичний зміст?
7. У чому полягає фізичний зміст рівняння неперервності струмення, рівняння Бернуллі?
8. Від яких параметрів залежить в'язкість крові?
9. Як пов'язані між собою об'ємна та лінійна швидкості плину рідин?
10. Визначити об'ємну та лінійну швидкості плину рідин, якщо діаметр судини 3 *см*, відносна в'язкість рідини дорівнює 2, густина 1000 *кг/м*^{3}, число Рейнольдса дорівнює 3000.
11. Визначити силу, що діє на 100 *м*^{2} поверхні дна, якщо швидкість плину води в потоці лінійно збільшується від нуля на дні до 10 *м/с* на поверхні, глибина потоку 2 *м* .

Лабораторна робота 2.3

"ВИЗНАЧЕННЯ ПОРОГА ЧУТНОСТІ АУДІОМЕТРИЧНИМ МЕТОДОМ"

Мета роботи: дослідити спектральну чутливість вуха на порозі чутності, ознайомитися з роботою клінічного аудіометра.

Контрольні питання для підготовки до лабораторної роботи

1. Диференціальне рівняння незатухаючих гармонічних коливань. Зміщення, швидкість і прискорення при гармонічних коливаннях. Зміна енергії при гармонічних коливаннях.
2. Диференціальне рівняння затухаючих гармонічних коливань. Коефіцієнт затухання. Декремент затухання.
3. Вимушені коливання. Явище механічного резонансу. Автоколивання.
4. Складне коливання та його гармонічний спектр.
5. Хвилі в пружному середовищі. Рівняння хвилі. Потік енергії хвилі. Вектор Умова.
6. Об'єктивні характеристики звукової хвилі: інтенсивність (сила) звуку, частота, частотний спектр.
7. Суб'єктивні характеристики звуку: гучність, висота тону, тембр.
8. Психофізичний закон сприйняття звуку Вебера–Фехнера.
9. Ультразвук. Інфразвук.
10. Аудіометрія. Криві однакової гучності. Поріг чутності. Аудіограма.

Додаткова література

1. *Чалий О.В. та ін.* Медична і біологічна фізика. – К.: Віпол, 1999. – Т. 1. – 425 с.
2. *Ремизов А.Н.* Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1996. – С. 104–147.
3. *Ремизов А.Н.* Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1987. – Гл. 7. – С. 130–150, 151–168.
4. *Ремизов А.Н.* Курс физики, электроники, кибернетики для медицинских институтов. – М.: Высшая школа, 1982. – Гл. 6. – С. 55–82; Гл. 7. – С. 82–91.
5. *Ливенцев Н.М.* Курс физики. – М.: Высшая школа, 1978. – Ч.1. – Гл. 4. – С. 67–81; Гл. 5. – С. 82–114.

6. *Ливенцев Н.М.* Курс физики. – М.: Высшая школа, 1974. – Гл. 3. – С. 73–100; Гл. 4. – С. 100–121.
7. *Эссаулова И.А. и др.* Руководство к лабораторным работам по медицинской и биологической физике. – М.: Высшая школа, 1987. – С. 86–89.
8. *Агапов Б.Т. и др.* Лабораторный практикум по физике. – М.: Высшая школа, 1982. – С. 113–119.

Додаткові теоретичні відомості

Розрізняють об'єктивні та суб'єктивні характеристики звуку. Об'єктивними характеристиками звуку, як механічної хвилі, є *інтенсивність* або *сила звуку*, *частота* та *частотний спектр*. Об'єктивні характеристики звуку можуть бути виміряні відповідними приладами незалежно від людини. Зважаючи на те, що звук є об'єктом слухового сприйняття, він оцінюється людиною суб'єктивно. Суб'єктивними характеристиками звуку є: *гучність звуку*, *висота*, *тембр*.

Інтенсивність звуку (I) є його енергетичною характеристикою. Вона визначається кількістю енергії (W), яка переноситься звуковою хвилею за одиницю часу через одиницю площі поверхні, розміщеної перпендикулярно до напряму розповсюдження хвилі:

$$I = W/(S \cdot t). \qquad (1)$$

У системі СІ сила звуку I, відповідно до формули (1), вимірюється в [*Вт/м*^{2}].

Нормальне людське вухо сприймає достатньо широкий діапазон інтенсивностей звуку: при частоті $\nu = 1000$ *Гц* від $I_{min} = 10^{-12}$ *Вт/м*^{2} (поріг чутності) до $I_{max} = 10$ *Вт/м*^{2} (поріг больового відчуття), тобто відношення інтенсивностей звуків для цих порогів становить величину 10^{13}. У зв'язку з цим для порівняння інтенсивностей звуку зручно ввести логарифмічну шкалу рівнів інтенсивності, тобто порівнювати не інтенсивності звуку, а їх логарифми. Рівень інтенсивності звуку, який відповідає порогу чутності, приймають за нульовий рівень шкали. Рівень інтенсивності L іншого звуку виражають через десятковий логарифм відношення I/I_0:

$$L = \lg (I/I_0). \qquad (2)$$

Рівень інтенсивності звуку вимірюють в *Белах* (*Б*) або *децибелах* (*дБ*). (Один *Бел* дорівнює десяти *децибелам*: 1 *Б* = = 10 *дБ*).

Перехід від шкали рівнів інтенсивності звуку до абсолютних значень інтенсивності звуку може бути виконаний через значення нульового рівня I_0. Так, наприклад, якщо рівень інтенсивності звуку дорівнює 4 *Бели*, тобто $L = \lg(I/I_0) = 4$ *Бел* або $(I/I_0) = 10^4$, то значення інтенсивності звуку I дорівнює: $I = I_0 \cdot 10^4$ *Вт/м*^{2}. Підставляючи значення I_0, одержимо значення I, яке дорівнює $I = 10^{-8}$ *Вт/м*^{2}.

Суб'єктивна характеристика звуку – гучність E, яка відповідає об'єктивній характеристиці – інтенсивності I, не піддається точному кількісному виміру. Але на основі психофізичного закону Вебера–Фехнера можна дати кількісну оцінку гучності шляхом порівняння слухової чутності від двох джерел звуку (або двох різних слухових подразнень). Згідно з законом Вебера–Фехнера, рівень гучності даного звуку прямо пропорційний логарифму відношення його інтенсивності I до значення інтенсивності звуку I_0, який відповідає порогу чутності (при однакових частотах звукових коливань), тобто:

$$E = k \cdot \lg (I/I_0), \qquad (3)$$

де k – коефіцієнт пропорційності, який залежить від частоти ν та інтенсивності звуку I.

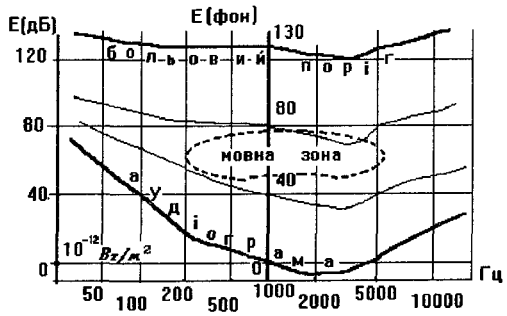
Якщо б коефіцієнт k був сталою величиною, то з формул (2) і (3) виходило б, що логарифмічна шкала рівнів інтенсивності звуку відповідає шкалі гучності. Але сильна залежність k від частоти звуку та інтенсивності не дозволяє вимір гучності звуку звести до простого використання формули (3).

Умовно вважають, що на частоті $\nu = 1$ *кГц* шкали гучності та рівнів інтенсивності звуку збігаються, тобто $k = 1$ або

$$E = L = \lg I/I_0. \qquad (4)$$

Одиницею шкали гучності також є *Бел* (*Б*) або *децибел* (*дБ*). Один *Бел* гучності відповідає зміні гучності тону

частотою 1000 *Гц* при зміні інтенсивності звуку в 10 разів. Децибел в шкалі гучності називають також *фоном*. Таким чином, рівень інтенсивності звуку частотою 1 *кГц* в *децибелах*, який виміряний за допомогою приладу, чисельно дорівнює гучності цього звуку в *фонах*. Гучність звуку на інших частотах можна виміряти, порівнюючи слухове відчуття досліджуваного звуку зі слуховим відчуттям звуку частотою 1 *кГц*. Отримані в результаті таких вимірів графіки залежності інтенсивності звуку (*I*) від частоти (*ν*) при сталій гучності (*E* = const) називаються кривими однакової гучності (мал. 2.5). На мал. 2.5 приведені чотири таких кривих, що відповідають кривим однакової гучності для нульової гучності (0 *фон*), для 40, 80 *фон* і для больового порогу.

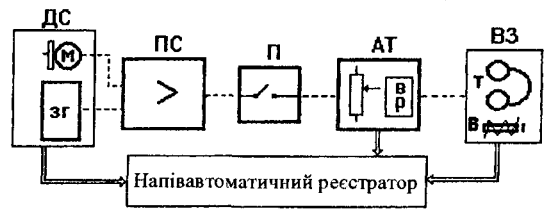


Мал. 2.5. Аудіограма і криві рівної гучності.

Особливе значення має крива нульової гучності, тобто залежність порогу чутності від частоти звуку. Ця крива називається *аудіограмою*. Метод дослідження гостроти слуху називається *аудіометрією* (*аудіо* – звук, *метрія* – вимір). Гострота слуху визначається мінімальною інтенсивністю звуку (або *порогом чутності*), яка сприймається вухом людини. Виміри гостроти слуху показали, що у людини пороги чутності значно відрізняються на різних частотах. Так, порогові значення інтенсивності на частотах 1000 та 50 *Гц* відрізняються між собою майже в мільйон разів. Це свідчить про значну спектральну чутливість вуха на порозі

чутності. Отже, *аудіограма являє собою сукупність порогових значень інтенсивності звуку на різних частотах*. Методи клінічної аудіометрії дозволяють визначити послаблення слуху у пацієнта та порівняти гостроту його слуху з нормою. Різниця між виміряним порогом і середньостатистичним порогом нормального слуху, виражена в *дБ*, характеризує втрату (послаблення) слуху.

Аудіометрія проводиться за допомогою спеціальних апаратів – *аудіометрів*. По характеру сигналу, за допомогою якого вимірюється гострота слуху, аудіометри поділяються на *тональні* та *мовні*, найкращі зразки аудіометрів об'єднують функції цих двох типів аудіометрів. При використанні тонального аудіометра гострота слуху оцінюється порогом чутності чистих тонів. При мовній аудіометрії гострота слуху визначається або порогом чутності мовного сигналу, або порогом розбірливості мовних звуків. Блок-схема аудіометра має такий вигляд (мал. 2.6):



Мал. 2.6.

ДС – джерело звукових сигналів, це генератор звукових частот (*ЗГ*) для тональних аудіометрів або мікрофон (*М*) (магнітофонний запис сигналу) для мовного аудіометра, деякі аудіометри крім цього містять і генератори шумів;

ПС – підсилювач звукових сигналів;

П – переривач сигналу, за допомогою якого визначають відсутність у пацієнта слухових галюцинацій;

АТ – аттенюатор – пристрій, який дозволяє регулювати необхідний рівень сигналу; цей блок може включати вимірювач рівня сигналу (*ВР*) в *дБ* або в $Вт/м^2$;

ВЗ – випромінювач звуку, він може бути декількох типів: головні телефони або навушники (*Т*) для повітряної

провідності або спеціальний вібратор (*В*) – для кісткової провідності (кістковий телефон, аналогічний пристрою, який використовується в слухових апаратах).

Сучасні аудіометри мають напівавтоматичний запис аудіограми, який ведеться безперервно на бланку. В процесі дослідження автоматично змінюються частота та інтенсивність сигналу, пацієнт замикає кнопку для порогових значень, а друкувальний пристрій (або самописець) позначає його на бланку аудіограми.

Порядок виконання лабораторної роботи

Завдання 1. Зняти аудіограму за допомогою лабораторного аудіометра.

1. Ознайомитися з будовою лабораторного аудіометра. Основу його становить звуковий генератор з фіксованими частотами: 125, 250, 500, 1000, 2000, 4000, 8000 *Гц*. Один із регуляторів інтенсивності звуку дозволяє змінювати її значення дискретно з кроком 10 *дБ*, а інший плавно в межах від 0 до 10 *дБ*. До аудіометра підключаються телефони та блок живлення від мережі, який забезпечує подачу напруги 9–12 *В*.

2. Включити аудіометр в мережу і прикласти один із навушників до вуха.

3. Перемикач частот встановити в положення 1000 *Гц*.

4. Ручку дискретного регулювання інтенсивності встановити в положення, при якому з'являється слухове відчуття.

5. Встановити ручку плавного регулювання інтенсивності звуку в положення, при якому слухове відчуття зникає. Зафіксувати положення перемикачів інтенсивності звуку, при якому ще чутно звук в телефоні. Дані з порогової інтенсивності звуку занести в таблицю 1.

6. Згідно з отриманими даними побудувати аудіограму.

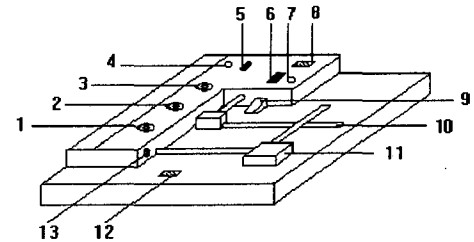
7. Аналогічні дослідження провести для іншого вуха.

Таблиця 1. *Результати вимірів порогової інтенсивності*

Частота	Рівень інтенсивності звуку [*дБ*]		
Гц	*Десятки*	*Одиниці*	*Сума*
250			
500			
1000			
2000			
4000			
8000			

Завдання 2. Зняти аудіограму на клінічному аудіометрі АП-02.

1. Ознайомитися з будовою поліклінічного аудіометра АП-02. Аудіометр АП-02 конструктивно оформлений у вигляді переносного приладу (мал. 2.7).



Мал. 2.7. Аудіометр АП-02.

1 – перемикач роду робіт – вмикач телефонів повітряної провідності "*В*" та кісткової провідності "*К*".

2 – перемикач "*тон-шум*" телефонів повітряної провідності.

3 – перемикач інтенсивності маскуючого шуму.

4 – індикаторна лампочка "*мережа*".

5 – клавіша вмикання апарата в мережу.

6, 8 – перемикач і кнопка "*переривання-подача тону*".

7 – кнопка притиску бланку аудіометра.

9 – притиск для фіксування бланку аудіометра.

10 – перемикач частот.

11 – перемикач інтенсивності тону.

12 – перемикач "*переговори*".

13 – лампочка відповідей пацієнта.

Визначення слухового відчуття за допомогою АП-02 здійснюється за допомогою подачі пацієнту чистих тонів різної частоти та інтенсивності. Реєстрація результатів проводиться на бланку аудіограми шляхом нанесення точки в місці перетину планок, зв'язаних з перемикачем частоти *10* та інтенсивності звуку *11*.

2. Підготувати аудіометр АП-02 до роботи, для чого необхідно:

а) перевірити заземлення;

б) встановити бланк аудіограми під притиск;

в) ручку перемикача робіт *1* перевести в положення "*В*";

г) ручку перемикача інтенсивності маскуючого шуму *3* – в положення "*ні*";

д) ручку перемикача "*переривання-подача тону*" – в напрямку стрілки;

е) увімкнути аудіометр в мережу.

3. Зняти аудіограму, використовуючи телефони повітряної провідності, для чого необхідно:

а) одягти телефони повітряної провідності. Перемикач телефонів повітряної провідності поставити в положення, при якому колір напису "*тон*" відповідає кольору навушника з боку досліджуваного вуха. За допомогою перемикача інтенсивності тону подати через телефон чітко чутний пацієнтом тон;

б) зменшити інтенсивність тону переміщенням ручки дискретного перемикача з інтервалом 5 *дБ* до того часу, поки пацієнт не перестане чути тон;

в) повторити 2–3 рази збільшення та зменшення інтенсивності тону, знайти положення перемикача (мінімальну інтенсивність), при якому пацієнт ще чує звук в телефоні;

г) на місці перетину планок на бланку аудіограми поставити точку. Ця точка буде відповідати порогу чутності на даній частоті;

д) таким же чином провести дослідження слуху на інших частотах;

е) точки, які відповідають порогам чутності на різних частотах, з'єднати лінією, в результаті чого отримаємо аудіограму для досліджуваного вуха.

Оформити протокол лабораторної роботи. В ньому повинно бути:

а) стисла теоретична частина, яка містить відомості про об'єктивні та суб'єктивні характеристики звуку й одиниці їх вимірів, психофізичний закон Вебера–Фехнера тощо; б) відомості про аудіометрію; в) таблиця експериментальних вимірів; г) результати обробки даних і графіки аудіограм; д) висновки щодо результатів досліджень.

Завдання для самостійної роботи та самоконтролю

1. Що таке звук? Які умови його розповсюдження в середовищі?
2. Вкажіть об'єктивні та суб'єктивні характеристики звуку та відповідність між ними. Вкажіть одиниці їх вимірів.
3. В чому полягає суть психофізичного закону Вебера–Фехнера?
4. Що називається аудіометрією? Що таке аудіограма?
5. З яких основних частин складається аудіометр?
6. Що означає послаблення слуху у пацієнта в середньому на 50 *дБ*?
7. Два звуки частотою $\nu = 1000$ *Гц* відрізняються за гучністю на 2 *Бели*. У скільки разів відрізняються їх інтенсивності?
8. Звук частотою $\nu = 200$ *Гц* проходить деяку відстань в середовищі, при цьому інтенсивність звуку зменшується від $I = 10^{-6}$ до 10^{-10} *Вт/м*^{2}. На скільки при цьому зменшиться гучність ($k = 1.25$ для $\nu = 200$ *Гц*)?

РОЗДІЛ 3
ЕЛЕКТРОДИНАМІКА МЕДИКО-БІОЛОГІЧНИХ СИСТЕМ

Лабораторна робота 3.1
"ВИЗНАЧЕННЯ ВЕЛИЧИНИ АРТЕРІАЛЬНОГО ТИСКУ ЗА ДОПОМОГОЮ ЄМНІСНОГО ДАТЧИКА"

Мета роботи: оволодіти методом вимірювання і реєстрації тиску крові за допомогою ємнісного датчика (сфігманометра).

Прилади і матеріали: сфігмопристрій з приймачем пульсу, манжетка з манометром, реєструючий пристрій (осцилограф, самописець чи векторкардіоскоп).

Контрольні питання для підготовки до лабораторної роботи

1. Датчики, їх основні види і типи.
2. Вільні електричні коливання. Коливальний контур. Власна частота коливань.
3. Ємність. Конденсатори, їх види і способи з'єднання.
4. Вимушені електричні коливання.
5. Кінематика плину рідини.
6. Пульсові хвилі. Сфігмографія.

Додаткова література

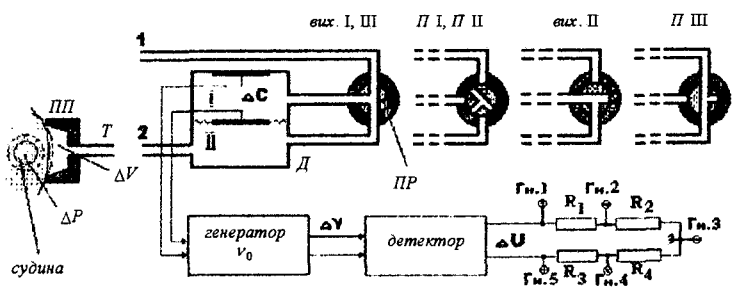
1. *Чалий О.В. та ін.* Медична і біологічна фізика. – К.: Віпол, 1999. – Т. 1. – 425 с.
2. *Ремизов А.Н.* Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1992.
3. *Ремизов А.Н.* Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1987. – С. 370–373; 204–210; 171–174; 323–326.
4. *Ливенцев Н.М.* Курс физики. – М.: Высшая школа, 1978. – Ч. 1. – С. 242–249.

Короткі теоретичні відомості

Пристрій сфігмографічний (від грец. σφυιμοζ – пульс і γραφω – пишу) використовується для реєстрації пульсових хвиль. За його допомогою можна фіксувати малі зміни об'ємів замкнених порожнин, отримувати криві коливань стінок артерій і вен. Він дає змогу стежити за змінами артеріального тиску протягом кардіоциклу. За наявності двох сфігмопристроїв можна визначити швидкість поширення пульсової хвилі по судині.

Принцип вимірювання тиску за допомогою сфігманометра базується на перетворенні малих змін об'єму в зміну частоти електричних коливань $\Delta\nu$ коливального контуру. Зміна тиску в судині ΔP супроводжується зміщенням поверхні шкіри (пунктирна лінія на мал. 3.1), яке викликає зміну об'єму ΔV приймача пульсу (ПП). По з'єднувальній трубці T ці зміни передаються в порожнину датчика $Д$, одна із стінок якого є одночасно і пластиною конденсатора, що й призводить до зміщення цієї пластини. Ємність конденсатора змінюється, а значить і змінюється власна частота коливального контуру:

$$(\nu \pm \Delta\nu) = \frac{1}{2\pi\sqrt{L(C \pm \Delta C)}}.$$



Мал. 3.1.

Детектор виділяє зміну напруги ΔU, величина якої залежить від ΔC, а значить і від ΔP. Тобто має місце такий

ланцюжок перетворень: $\Delta P \rightarrow \Delta V \rightarrow \Delta C \rightarrow \Delta\nu \rightarrow \Delta U$. Ці зміни напруги ΔU подаються на Y-пластини осцилографа і реєструються. За їх величиною і знаходять зміни тиску ΔP.

Технічні характеристики:

1. Максимальна різниця тисків у камерах I і II датчика – 5 *мм рт.ст.*

2. Верхня межа компресивного тиску в камерах (при одночасній його подачі) – 200 *мм рт.ст.*

3. Чутливість – не менше 5 *мВ/мм рт.ст.*

4. Нелінійність амплітудної характеристики – 10–15%.

Режими роботи:

Вих. I, III – (камери I і II з'єднані між собою і патрубком 1) – вихідна позиція.

П I, *П* II – камери I, II і патрубок 1 роз'єднані (якщо приймач пульсу *ПП* під'єднаний до патрубка 2, то зміна тиску в *ПП* надходить в камеру II) – робочий режим.

Вих. II – камери I і II з'єднані між собою, патрубок 1 – від'єднаний (режим вирівнювання тиску в камерах, застосовується при реєстрації пульсових хвиль у венах).

П III – камера I роз'єднана з камерою II, камера II з'єднана з патрубком 1 (застосовується для визначення синхронної різниці пульсових тисків у різних ділянках судини).

Хід роботи

Підключити сфігмопристрій до осцилографа. Перевірити наявність приймача і манжетки з манометром.

Завдання 1. Реєстрація артеріальних пульсацій.

1. Зафіксуйте приймач пульсу на плечовій артерії.

2. Поставте перемикач *ПР* в положення I.

3. Під'єднайте до штуцера II гумовий трубопровід приймача пульсу.

4. Переведіть кран у положення *П* I, *П* II.

5. Налагодьте осцилограф на необхідну чутливість для візуального спостереження сфігмоколивань.

6. Замалюйте коливання, які спостерігаєте.

7. Кран поверніть у початкове положення *Вих.* I, III.

Завдання 2. Визначення систолічного артеріального тиску.

1. Одягніть манжетку на передпліччя руки, на якій закріплено приймач пульсу.

2. Отримайте стійке зображення пульсової хвилі в променевій артерії на екрані осцилографа.

3. Виконайте повільне нагнітання повітря в манжетку, спостерігаючи за амплітудою пульсацій. Визначте величину тиску в манжетці, коли пульсації зникнуть. Величина тиску в манжетці дорівнює систолічному артеріальному тиску ($P_{сис} = P_м$).

4. Поверніть кран у початкове положення *Вих.* I, III.

Завдання 3. Реєстрація об'ємного пульсу передпліччя.

1. Поставте перемикач *ПР* в *Вих.* I, III.

2. Під'єднайте до штуцера II трубку манжетки.

3. Під'єднайте до штуцера I ручний насос з манометром.

4. Здійсніть повільне нагнітання повітря в систему до тиску 30 *мм рт.ст.*

5. Переведіть перемикач *ПР* у положення *П* I і *П* II.

6. Підберіть необхідну чутливість осцилографа для спостережень змін об'ємного пульсу передпліччя.

7. Замалюйте криву, яка спостерігається, в зошит.

8. Зменшіть тиск до нуля, відкривши вентиль манометра.

9. Кран переведіть у положення *Вих.* I, III.

Завдання 4. Реєстрація залежності амплітуди об'ємного пульсу від тиску в манжетці.

Схема комутації пристрою, манжетки і манометра аналогічна, як і при виконані завдання 3.

1. Здійсніть повільне нагнітання повітря в манжетку до тиску, який перевищує систолічний на 10 *мм рт.ст.*

2. Переведіть кран *ПР* в *П* I, *П* II. Переконайтесь у відсутності пульсових коливань на екрані (повинні спостерігатись пульсації тиску, які викликані змінами об'єму манжетки в проксимальній ділянці).

Виміряйте величину пульсацій. Поставте *ПР* в *Вих.* I, III.

Забороняється різко зменшувати тиск, якщо кран не переведено в положення "*Вих.* I, III" – 0.

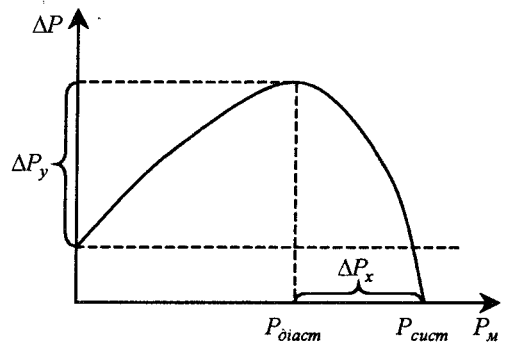
3. Повільно зменшіть тиск на 10 *мм рт.ст.* і переведіть кран в положення *П* I, *П* II.

4. Виміряйте ΔP. Повторіть процедуру 2 і 3, зменшуючи тиск кожний раз на 10 *мм рт.ст.*, поки $P_м$ не стане дорівнювати нулю.

5. Виміряйте значення амплітуди пульсових коливань ΔP для всіх значень тиску в манжетці $P_м$ і занесіть до таблиці.

6. Побудуйте графік (мал. 3.2). Відзначте систолічний тиск. Максимальний пульсовий тиск має величину, близьку до діастолічного тиску.

Величина $\Delta P_x = P_{сис} - P_{діас}$ дорівнює ΔP_y. Таким чином, ми можемо проградуювати шкалу пульсових коливань. Заповніть таблицю повністю, виконавши перехід від *мм рт.ст.* до *Па* (1 *мм рт. ст.* = 133 *Па*).



Мал. 3.2.

Таблиця. *Залежність амплітуди пульсових коливань від тиску в манжетці*

$P_м$	*мм рт. ст.*								
	КПа								
P	*мм рт. ст.*								
	кПа								

Контрольні питання

1. Назвіть значення основних параметрів, якими характеризується датчик (чутливість, функція перетворення).
2. Як зміниться власна частота коливального контуру, якщо відстань між пластинами плоского конденсатора збільшити у два рази?
3. Знайти зміну частоти коливального контуру $\Delta\nu$ при збільшенні відстані між пластинами плоского конденсатора від $d_1 = 4$ *мм* до $d_2 = 12$ *мм*, площа пластин $S = 4$ *см*^{2}, індуктивність котушки $L = 2$ *мГн*.
4. Визначити, у скільки разів сума поперечних перерізів судинно-капілярної ділянки більша, ніж поперечний переріз аорти, якщо об'ємна швидкість течії в аорті 5.6 *л/хв*, її діаметр 3.0 *см*. Середня лінійна швидкість течії крові в капілярі $v_{сер} = 0.5$ *мм/с*.
5. Порівняти величину густин кінетичної та потенціальної енергії потоку крові в аорті, якщо $P_{аорт} = 90$ *мм рт. ст.*, хвилинний об'єм 5.6 *л/хв*, частота пульсу 70 *уд/хв*, діаметр аорти 3 *см*.

Лабораторна робота 3.2
"НАПІВПРОВІДНИКОВИЙ ДІОД"

Мета роботи: вивчення принципу дії напівпровідникового діода й одержання його вольт-амперної характеристики.

Прилади та матеріали: германієвий діод, міліамперметр, мікроамперметр, два вольтметри, джерело ЕРС, перемикач, з'єднувальні провідники.

Контрольні питання для підготовки до лабораторної роботи

1. Види провідності в напівпровідниках (електронна та діркова, власна і домішкова).
2. Напівпровідники *n*- та *p*-типу.
3. Контактні явища в напівпровідниках.

Додаткова література

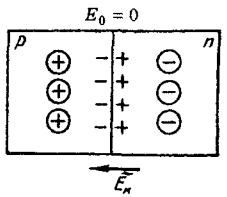
1. *Чалий О.В. та ін.* Медична і біологічна фізика. – К.: Віпол, 1999. – Т. 1. – 425 с.
2. *Ремизов А.Н.* Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1992.
3. *Ливенцев Н.М.* Курс физики. – М.: Высшая школа, 1974. – С. 279–283.
4. *Ливенцев Н.М.* Курс физики. – М.: Высшая школа, 1978. – Ч. 1. – С. 242–249.

Короткі теоретичні відомості

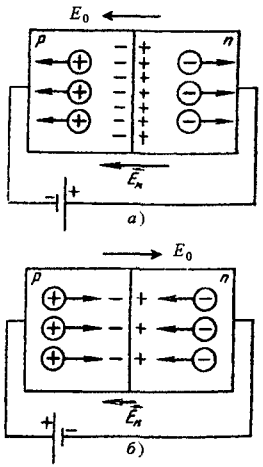
Тонкий шар напівпровідника, в якому має місце просторова зміна типу провідності від електронної до діркової, називається електронно-дірковим або *p-n*-переходом. Електропровідність *p-n*-переходу залежить від напрямку струму: в одному напрямку (прямому) вона велика, в іншому (зворотному) – мала.

Розглянемо *p-n*-перехід за відсутності зовнішнього поля. Вільні електрони дифундують із *n*-області в *p*-область, де їх концентрація набагато менша і там рекомбінують з дірками. В результаті цього в *p*-області залишаються негативно заряджені акцепторні атоми, в *n*-області – позитивно

заряджені донорні атоми. Оскільки акцепторні та донорні атоми нерухомі, на межі *p-n*-переходу виникає подвійний шар просторового електричного заряду (мал. 3.3), який називають запираючим шаром. Він створює контактне електричне поле $E_к$, яке протидіє подальшій дифузії основних носіїв. Різниця потенціалів, якою характеризується контактне поле, має величину кілька десятків мілівольт, її називають контактною різницею потенціалів або висотою потенціального бар'єра. В умовах теплової рівноваги і при відсутності зовнішнього електричного поля струм через *p-n*-перехід дорівнює нулю: існує динамічна рівновага між струмом неосновних і основних носіїв.



Мал. 3.3.

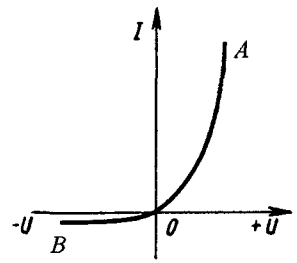


Мал. 3.4.

Зовнішнє електричне поле змінює висоту бар'єра і порушує рівновагу потоків основних та неосновних носіїв. Якщо зовнішнє електричне поле має напрямок, протилежний до контактного $E_к$, то висота потенціального бар'єра зменшується (мал. 3.4). Через контакт йтиме струм, величина якого залежить від величини зовнішнього поля E_0. Цей напрям називається прямим або пропускним.

Якщо напрямок зовнішнього електричного поля E_0 збігається з напрямком $E_к$, то модулі їхніх напруженостей додаються, що й приводить до збільшення контактної різниці потенціалів. За цієї умови струм основних носіїв через контакт буде дорівнюватиме нулю. Такий напрямок поля і відповідний спосіб підключення називають зворотним.

На мал. 3.5 показана залежність сили струму від напруги. Кривій *OA* відповідає прямий струм, а кривій *OB* – незначний обернений струм, що обумовлений рухом неосновних носіїв електричного заряду.



Мал. 3.5.

Мал. 3.6.

Як видно з графіка, сила прямого струму залежить від напруги – вона збільшується із збільшенням напруги. Сила зворотного струму від напруги практично не залежить. Вона визначається кількістю неосновних носіїв, які виникають за одиницю часу. А ця кількість незмінна при фіксованих зовнішніх умовах (температура, освітленість тощо). Умовне зображення напівпровідникового діода показано на мал. 3.6.

Якість напівпровідникового діода оцінюється ***коефіцієнтом випрямлення*** k, який дорівнює відношенню сили прямого струму до зворотного, виміряних при однаковій напрузі ($|U_{пр}| = |U_{зв}|$) $k = I_{пр}/I_{зв}$.

При роботі з діодом необхідно враховувати значення найбільшої зворотної напруги, яка може бути прикладена до діода без порушення його нормальної роботи.

Порядок виконання роботи

1. Зібрати електричне коло за схемою, показаною на мал. 3.7.

2. З'єднати за допомогою провідників зібране коло з джерелом живлення.

3. Поставити повзунок реостата в крайнє положення (як зображено на схемі).

4. Подати напругу на реостат (потенціометр) замкнутого кола за допомогою ключа *K*.

5. Переміщуючи повзунок вздовж реостата, спостерігати за показниками вольтметра і міліамперметра. Записати

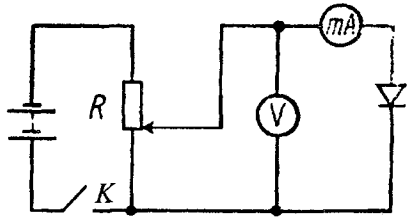
5–6 показників вольтметра і відповідних їм показників міліамперметра. Дані занести в таблицю.

6. Змінити полярність напруги, яка подається на діод (витягнути вилку з діодом із гнізда, повернути її на 180° і знову увімкнути).

7. Дії п. 5 повторити.

8. За знятими показниками вольтметра і міліамперметра побудувати вольт-амперну характеристику.

9. Обчислити коефіцієнт випрямлення для максимального значення напруги, яка використовується в роботі.



Мал. 3.7.

Контрольні питання

1. Поясніть фізичні процеси, які відбуваються в *p-n*-переході за відсутності зовнішнього електричного поля.
2. Перерахуйте способи увімкнення діода в електричне коло. Намалюйте схеми.
3. Які фізичні процеси лежать в основі роботи діода як випрямляча?
4. За якими характеристиками і параметрами оцінюється діод?
5. Які характеристики діода є нелінійними і чому?
6. У чому полягає подібність характеристик діодів та біологічних тканин?
7. Як впливає підвищення температури на концентрацію вільних носіїв?

Лабораторна робота 3.3
"ВИВЧЕННЯ РОБОТИ ТРАНЗИСТОРА"

Мета роботи: ознайомитись з принципом роботи транзистора, навчитись отримувати вхідні та вихідні характеристики і за ними визначати основні параметри транзистора.

Прилади та обладнання: транзистор, міліамперметр, мікроамперметр, два вольтметри, два потенціометри, з'єднувальні провідники.

Контрольні питання для підготовки до лабораторної роботи

1. Напівпровідники. Температурна залежність питомого опору.
2. Електронно-дірковий перехід. Контактна різниця потенціалів. Залежність величини контактної різниці потенціалів від напрямку зовнішнього поля.
3. Підсилювачі. Коефіцієнт підсилення.

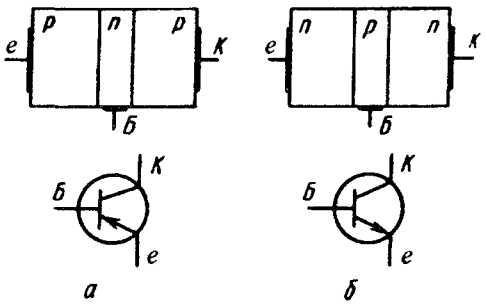
Додаткова література

1. *Чалий О.В. та ін.* Медична і біологічна фізика. – К.: Віпол, 1999. – Т. 1. – 425 с.
2. *Ремизов А.Н.* Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1992.
3. *Ливенцев Н.М.* Курс физики. – М.: Высшая школа, 1974. – С. 277–279.
4. *Ливенцев Н.М.* Курс физики. – М.: Высшая школа, 1978. – Ч. 1. – С. 110–113; 172–178.

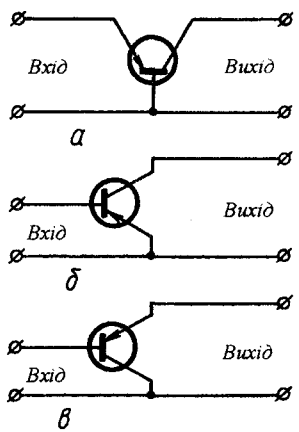
Короткі теоретичні відомості

Транзистор – напівпровідниковий прилад, що складається із двох, близько розміщених *p-n* переходів. Тобто – це напівпровідниковий монокристал, в якому створені три області з різними типами провідності. Залежно від виконуваних функцій їх називають: ***емітер*** (від лат. emittio – випускаю) – область, яка є джерелом вільних носіїв електричного заряду; колектор (від лат. colligo – збираю, з'єдную) – область транзистора, в яку потрапляють вільні носії електричного заряду, випущені емітером. Між емітером і колек-

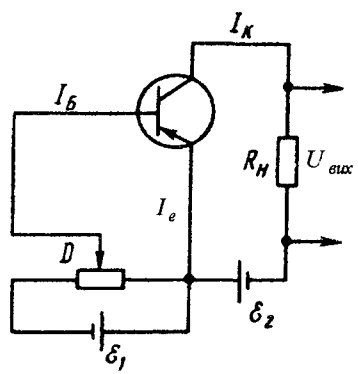
тором, котрі мають один і той самий тип провідності, знаходиться база (від грец. βασις – основа) – досить тонка область, концентрація вільних носіїв в якій набагато менша, ніж у емітері і колекторі. Якщо транзистор виготовлений так, що база має електронну провідність, то його називають **транзистором *p-n-p* типу** (мал. 3.8а), якщо ж база має діркову провідність, то – ***n-p-n* типу** (мал. 3.8б).



Мал. 3.8.



Мал. 3.9.



Мал. 3.10.

Транзистор використовують для підсилення сили струму, напруги, потужності, а також для узгодження параметрів у складних електричних схемах. Залежно від призначення, можливі три способи включення транзистора: із спільною базою (мал. 3.9а), із спільним емітером (мал. 3.9б) і спільним колектором (мал. 3.9в).

Розглянемо фізичні процеси, які відбуваються в *p-n-p*-транзисторі, увімкненому за схемою із спільним емітером (мал. 3.10). Прикладемо до емітерного переходу невелику напругу в прямому напрямку, а до колекторного переходу набагато більшу напругу в зворотному напрямку. Такий спосіб увімкнення зменшує контактну різницю потенціалів переходу емітер – база і виникає струм, обумовлений рухом дірок I_e. Вільні носії, які при цьому потрапляють в базу, частково рекомбінують, але, завдяки малій товщині бази і низькій концентрації електронів в ній, більшість дірок досягає колекторного переходу внаслідок дифузії. Зворотна напруга, що прикладена до колектора, створює сильне електричне поле $E = U_x / d$, d – товщина *p-n*-переходу, вона має досить малі значення (типово 50–60 *мкм*). Це поле втягує дірки, що є в базі, в колектор, збільшуючи їх швидкість. Таким чином, всі дірки, які досягли колекторного переходу, будуть брати участь в утворенні струму колектора $I_к$, їх концентрацію можна виразити як:

$$n = n_e - n_б + n_к,$$

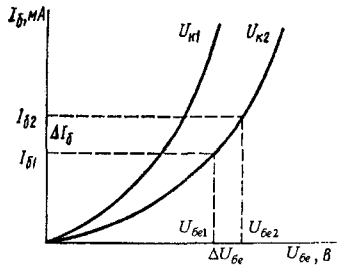
де n_e – концентрація дірок, випущених емітером, $n_б$ – концентрація тих дірок, які рекомбінували в базі, $n_к$ – концентрація вільних носіїв власне в колекторі.

Різниця потенціалів між емітером і колектором у десятки разів більша за різницю потенціалів між емітером і базою. А це означає, що змінами струму бази можна керувати вихідним струмом $I_к$, зміни якого будуть відповідними за формою I_e, але значно більшими за величиною.

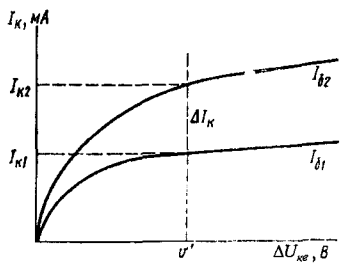
Транзистори характеризуються сукупністю вхідних і вихідних статичних характеристик:

1. ***Вхідні характеристики*** відображають залежність вхідного струму від вхідної напруги: $I_б = f(U_{бе})$ при $U_{ке} =$ = const (мал. 3.11).

2. ***Вихідні характеристики*** відображають залежність вихідного струму від вихідної напруги при сталому вхідному струмі (мал. 3.12): $I_к = f(U_{ке})$ при $I_б$ = const.



Мал. 3.11.



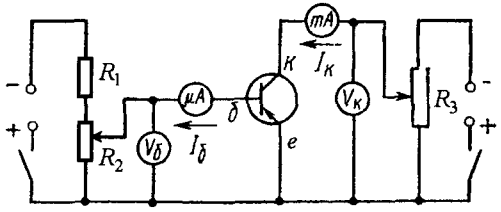
Мал. 3.12.

За цими характеристиками визначають основні параметри транзистора:

1. ***Вхідний опір*** $R_{вх} = \Delta U_{бе}/\Delta I_б$ при $U_{ке}$ = const.
2. ***Вихідний опір*** $R_{вих} = \Delta U_{ке}/\Delta I_к$ при $I_б$ = const.
3. ***Коефіцієнт підсилення струму*** $\beta = \Delta I_к/\Delta I_б$ при $U_{ке}$ = = const.

Хід роботи

Схема пристрою наведена на передній панелі приладу (мал. 3.13).



Мал. 3.13.

Напруга живлення 6 *В*. На вхідну ділянку напруга подається через дільник із опорів R_1 і R_2. За допомогою потенціометра R_2 можна плавно змінювати напругу, що подається на емітерний перехід ($U_{бе}$). Ця напруга вимірюється мілівольтметром, а струм $I_б$ – мікроамперметром. За допомогою R_3 можна плавно змінювати напругу вихідного кола, яка вимірюється мілівольтметром, якщо перемикач на панелі знаходиться в положенні "$U_{ке}$". Для вимірювання струму $I_к$ необхідно перемикач мікрометра перемістити в положення "$I_к$".

Завдання 1. Отримання вхідних і вихідних статичних характеристик транзистора і визначення його параметрів.

1. Повернути ручки регуляторів напруги на базі та колекторі в крайнє ліве положення. Увімкнути вилку живлення в мережу так, щоб "+" вилки збігався з "+" розетки.
2. Регулятором напруги на колекторі встановити 2 *В*.
3. Підтримуючи напругу на колекторі постійною, змінювати напругу на емітерному переході потенціометром R_2 і виміряти струм через перехід. Значення напруги змінювати відповідно до таблиці 1.

Таблиця 1.

$U_{бе}$, *мВ*	0	50	100	150	200	250	300
$I_б$, *мкА*							

4. Регулятором напруги R_2 встановити струм бази $I_б$ = = 20 *мкА*.
5. Перемикачем напруги на панелі встановити положення "$U_{ке}$".

Регулятором напруги R_3 встановлювати значення напруги відповідно до таблиці 2, при цьому підтримувати за допомогою регулятора R_2 струм $I_б$ = 20 *мкА*.

6. Перемикач на панелі – в положення "$I_к$". Занести значення сили струму $I_к$ в таблицю 2.
7. Повторити пункти 4 і 5 з тією різницею, що струм бази $I_б$ = 40 *мкА*.

Таблиця 2.

$I_б$ = 20 *мкА*	$U_к$, *В*	0.1	0.2	0.5	0.8	1	2	3	4	5
	$I_к$, *мА*									
$I_б$ = 40 *мкА*	$U_к$, *В*									
	$I_к$, *мА*									

Завдання 2. Опрацювання результатів.

1. За отриманими даними побудувати одну вхідну і дві вихідні характеристики.

2. Обчислити вхідний опір транзистора $R = \Delta U_{бе}/\Delta I_б$ при $U_к = 2$ *В*.

3. Обчислити вихідний опір транзистора $R_{вих} = \Delta U_{ке}/\Delta I_к$ при $I_б = 40$ *мкА*.

4. Обчислити коефіцієнт підсилення струму $\beta = \Delta I_к/\Delta I_б$ при $\Delta U_{пр} = \Delta U_{зв}$.

Контрольні питання

1. Що таке транзистор? Які види транзисторів ви знаєте? Як називаються області транзистора?
2. Які процеси відбуваються в *p-n*-переході за відсутності зовнішнього електричного поля?
3. Що таке контактна різниця потенціалів?
4. Які бувають схеми увімкнення транзистора?
5. Поясніть фізичні процеси, які відбуваються, якщо транзистор увімкнено за схемою із спільним емітером.
6. Перерахуйте основні параметри транзистора і поясніть, яким чином їх можна отримати.
7. Намалюйте загальний вигляд сукупності вхідних характеристик.
8. Намалюйте загальний вигляд сукупності вихідних характеристик.
9. Наведіть приклади застосування транзистора.

Лабораторна робота 3.4

"ЕЛЕКТРОФОРЕТИЧНИЙ МЕТОД ВИЗНАЧЕННЯ РУХЛИВОСТІ ІОНІВ"

Мета роботи: оволодіти методом електрофорезу для визначення рухливості іонів.

Обладнання: електрофоретична установка, буферний розчин-електроліт для ванни, електроліт для визначення рухливості іонів, секундомір, лінійка.

Контрольні питання для підготовки до лабораторної роботи

1. Електричний струм і його основні характеристики.
2. Питома електропровідність. Закон Ома в диференціальній формі.
3. Електропровідність речовин. Рухливість та концентрація вільних носіїв.
4. Електрофорез та його використання.

Додаткова література

1. *Чалий О.В. та ін.* Медична і біологічна фізика. – К.: Віпол, 1999. – Т. 1. – 425 с.
2. *Ремизов А.Н.* Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1996.
3. *Ливенцев Н.М.* Курс физики. – М.: Высшая школа. – С. 227–232.
4. *Ремизов А.Н.* Курс физики. – М.: Высшая школа, 1976. – Ч. 2. – С. 64–67.
5. *Ремизов А.Н.* Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1987. – С. 286–290; 342–343.

Короткі теоретичні відомості

У грубому (але достатньому для наших цілей) наближенні можна вважати, що на іон в електроліті діють дві сили: сила електричного поля $F = qE$, де q – заряд іона, E – напруженість електричного поля, і сила опору F_m електроліту. Сила F_m обумовлена дією молекул, які оточують іон; ця дія приводить до того, що іон, подібно до кульки у в'язкому середовищі, при своєму русі долає опір, величина якого пропорційна швидкості v:

$$F_m = -kv.$$

Тільки в початковий момент часу іон рухається прискорено, потім $F = F_m$, а рух іона між електродами можна розглядати як рівномірний і прямолінійний, тому

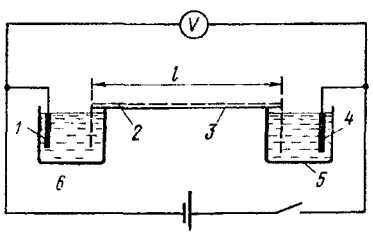
$$qE = kv,\ v = qE/k.$$

Пригадуючи означення рухливості $b = v/E$, бачимо, що рухливість у нашому випадку дорівнює:

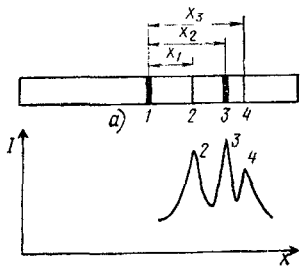
$$b = q/k.$$

Установка для визначення рухливості іонів (мал. 3.14) являє собою електролітичну ванну (на схемі це посудини 5 і 6), заповнену електролітом. У ванні знаходяться електроди 1 і 4. На скляну пластину 3 накладається спеціальний папір 2 розмірами 2.5×40 *см*, змочений тим самим електролітом. Від джерела постійного струму до електродів підводиться напруга, яка вимірюється вольтметром.

Незначну кількість (0.005–0.01 *мл*) електроліту, рухливість іонів якого визначається, наносять на середину паперової смужки (якщо електроліт безколірний, то фарбування проводять після переміщення іонів в електричному полі).



Мал. 3.14.



Мал. 3.15.

Для того щоб визначити рухливість іонів досліджуваного електроліту, необхідно знати швидкість цих іонів v і напруженість поля E, в якому вони переміщувалися. При замиканні електричного кола іони починають переміщуватись по смужці фільтрувального паперу і за час t, який фіксується секундоміром, переміщуються на деяку відстань x. На

мал. 3.15 показана електрофореграма: 1 – місце нанесення електроліту, який складається із трьох фракцій; 2, 3, 4 – місця знаходження фракцій після розділення в електричному полі. Вимірявши відповідні позиції x_i, знайдемо швидкість:

$$v_i = x_i / t.$$

Як відомо, $\boldsymbol{E} = -\operatorname{grad} U$, або у випадку однорідного поля

$$E = U/l,$$

де U – спад напруги, який вимірюється вольтметром, а l – відрізок, на якому відбувається спад напруги, в даному випадку – це довжина фільтрувального паперу, який лежить на скляній підкладці 3. Результати вимірювань підставимо в формулу:

$$b = v/E = xl/Ut.$$

Щоб запобігти висиханню фільтрувального паперу протягом досліду, пристрій розміщують під ковпаком, де створюється насичена пара.

Рухливість іонів – величина, характерна для даного типу іонів. Тому за рухливістю можна визначити вид іона, або, якщо є суміш іонів, розділити їх в електричному полі.

У медицині електрофорез використовують для аналізу білкового складу сироватки крові. Фракції білків (альбуміни, α-, β-, γ-глобуліни) мають різні рухливості, тому можуть бути розділені електричним полем. Після отримання електрофореграм їх підсушують і фарбують спеціальними барвниками. Якщо використати фотометричні методи для дослідження електрофореграми, то можна знайти кількісні співвідношення між цими фракціями. Електрофорез використовують також для аналізу білкового складу шлункового соку, розділення нуклеїнових кислот, амінокислот та інших біологічно важливих речовин.

Хід роботи

1. Вивчити будову електрофоретичної установки ПВ ЕФ.

2. Регулювальними гвинтами встановити камеру горизонтально.

3. Залити буферним розчином.

4. Підготувати смужки хромографічного паперу (нарізати вздовж волокон смуги 25×400 *мм*, змочити буферним розчином і закріпити так, щоб кінці смуг були опущені в буфер).

Ванну щільно закрити!

5. Через отвори в кришці нанести бюреткою досліджуваний препарат.

6. Підключити ванну до блоку живлення (дотримуватись полярності), увімкнути в мережу. Зафіксувати час, за який відбудеться помітне зміщення забарвленої смужки вздовж паперу. Виміряти його, дані занести в таблицю.

Таблиця.

№	x, *мм*	Δx, *мм*	Δx^2	l, *мм*	Δl, *мм*	Δl^2
1						
4						
Середні	$\sum \Delta x^2 =$			$\sum \Delta l^2 =$		

Обробка результатів вимірювань

1. Розрахуйте рухливість.
2. Визначте похибку вимірювань.

Контрольні питання

1. Від чого залежить густина струму в провіднику?
2. Що є носіями електричного заряду в тканинах організму?
3. Знайти густину струму в електроліті, якщо концентрація іонів у ньому $n = 10^5$ *см*$^{-3}$; їх рухливості $b_+ = 4.65 \cdot 10^{-4}$ *см*^{2}/*В·с*; $b_- = 6.5 \cdot 10^{-4}$ *см*^{2}/*В·с* і напруженість електричного поля $E = 10$ *В/см*. Вважаючи густину струму всюди однаковою, знайти силу струму, якщо площа кожного електрода $S = 1$ *дм*^{2}. Іони одновалентні.
4. Знайти кількість іонів йоду, які будуть введені пацієнту за 10 *хв*, при густині струму 0.05 *А/см*^{2} з електрода площею 5 *см*^{2}.

РОЗДІЛ 4
ЕЛЕКТРОННА МЕДИЧНА АПАРАТУРА

Лабораторна робота 4.1
"РОБОТА З ФІЗІОТЕРАПЕВТИЧНОЮ АПАРАТУРОЮ"

Мета роботи: вивчити основи взаємодії електромагнітного поля (ЕМП) з біологічними тканинами (БТ) і набути навички роботи на деяких фізіотерапевтичних апаратах.

Контрольні питання для підготовки до лабораторної роботи

1. Класифікація фізіотерапевтичної електронної медичної апаратури.
2. Тепловий ефект, викликаний ВЧ-струмами провідності та індукційними ВЧ-струмами. Діатермія. Індуктотермія.
3. Поняття про струми зміщення. Механізм прогріву електролітів і діелектриків. Поняття про діелектричні втрати.
4. Спрощена схема УВЧ-апарата (будова, призначення основних блоків, робочий процес апарата).
5. Дарсонвалізація (фізичний зміст методу, природа лікувального фактора, спрощена схема апарата для місцевої дарсонвалізації. Робочий процес).
6. Специфічна дія УВЧ- і НВЧ- полів на біологічні тканини.

Додаткова література

1. *Чалий О.В. та ін.* Медична і біологічна фізика. – К.: Віпол, 1999. – Т. 1. – 425 с.
2. *Ремизов А.Н.* Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1992.
3. *Ремизов А.Н.* Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1987. – Гл. 18 (параграф 9); Гл. 20, 23.
4. *Ремизов А.Н.* Курс физики, электроники, кибернетики для медицинских институтов. – М.: Высшая школа, 1982. – Гл. 24 (параграф 7); Гл. 39 (параграф 3).
5. *Ливенцев Н.М.* Курс физики. – М.: Высшая школа, 1978. – Т. 2 (параграфы 151, 152, 153).

6. *Ливенцев Н.М.* Курс физики. – М.: Высшая школа, 1974 (параграфы 107, 108).

Робота з УВЧ-апаратом

УВЧ-терапія – лікувальний метод, котрий використовує вплив електричного поля ультрависокої частоти (від 30 до 300 *МГц*) на тканини організму.

Лікувальний фактор. Біологічні тканини знаходяться в електричному полі конденсатора, обкладинки якого – ізольовані пластини електродів. На ці пластини подається високочастотна ($\nu = 40.68$ *МГц*) напруга амплітудою декілька сотень вольт. Для уникнення електричного контакту пацієнта з електродами (і, як наслідок, виникнення УВЧ-струму провідності) електроди вкриті ізолюючим шаром діелектрика. Основним діючим фактором при цьому є *струми зміщення*, що виникають у біологічних тканинах під впливом електричного поля змінної напруженості E:

$$j_{зм} = \varepsilon_0 \cdot \varepsilon \cdot dE/dt.$$

Механізм прогріву тканин. Струм зміщення існує, якщо напруженість електричного поля змінюється з часом. При збільшенні частоти (а, отже і швидкості зміни E) струм зростає. Величина струму зміщення суттєво залежить від типів зарядів, які знаходяться в електричному полі (іонів, диполів, мультиполів тощо), і особливостей їх поведінки у змінному електричному полі.

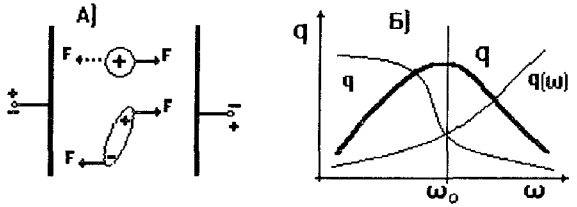
Прогрів електроліту. У змінному електричному полі напруженості E іони електролітів зміщуються у напрямку дії кулонівської сили $F = q \cdot E$. Якщо вважати, що сила, так само як і напруженість, змінюється за гармонічним законом, то можна припустити, що іон здійснює коливально-поступальний рух відносно положення рівноваги (див. мал. 4.1).

Кінетична енергія коливальної системи W_k (іон + гідратна оболонка) залежить від частоти й амплітуди коливань ($W_k \sim \omega^2 A^2$), величина амплітуди коливання A залежить від E, ω, маси системи та в'язкості середовища. Врахувавши, що кінетична енергія одиниці об'єму рідини дорівнює сумі

енергій усіх частинок об'єму, можна показати, що кількість теплоти, яка була виділена в одиниці об'єму за одиницю часу, визначається за формулою:

$$q \sim n A^2(\omega) \cdot \omega^2 = k(\omega) \cdot \omega^2 \cdot n \cdot E^2,$$

де n – концентрація іонів, $k(\omega)$ – коефіцієнт пропорційності. Із цієї формули видно, що результуючий ефект нагрівання залежить від частоти складним чином – при збільшенні ω, з одного боку, збільшується q пропорційно квадрату частоти ω^2; з другого боку, із збільшенням частоти зменшується амплітуда коливань і, як наслідок, зменшується кінетична енергія. Якісний аналіз показує, що W_k набуває максимальне значення (мал. 4.1б) у деякому інтервалі частот $[\omega_0 \pm \Delta\omega]$.



Мал. 4.1.

Прогрів діелектрика (вважаємо, що молекули діелектрика мають власний дипольний момент $P = q \cdot l$). Полярні молекули (молекули води, білків, ліпідів тощо) у змінному електричному полі під впливом моменту сил $M \sim PE$ здійснюють коливально-обертальний рух відносно осі, яка проходить через центр маси молекули (див. мал. 4.1а).

Кінетична енергія системи у цьому випадку може бути оцінена за частотою обертання і моментом інерції молекули (точний розрахунок досить складний тому, що необхідно враховувати міжмолекулярні сили взаємодії). Приблизну величину для даного випадку можна оцінювати за струмами зміщення, які виникають у діелектрику за рахунок орієнтаційних (коливально-обертальних) рухів диполя:

$$q = E j_{зм} = k(\omega) \cdot \omega \cdot \varepsilon_0 \cdot \varepsilon \cdot E^2,$$

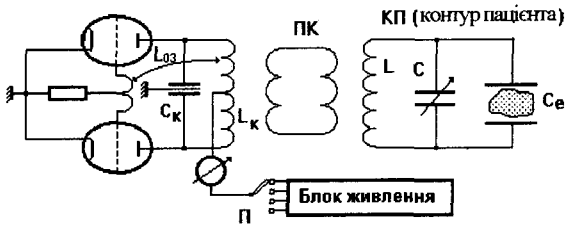
де k – коефіцієнт пропорційності, тобто для діелектрика, який знаходиться в однорідному полі конденсатора, величина q визначається за формулою

$$q = k(\omega)\cdot\omega\cdot E^2\cdot \mathrm{tg}\delta .$$

Отже, прогрівання діелектрика буде залежати від амплітуди напруженості, діелектричних властивостей середовища та частоти. Кількісно залежність прогріву діелектрика від частоти описує крива, яка подібна до наведеної на мал. 4.1б, але максимум зміщений в бік більш високих частот.

Кількість виділеної теплоти в окремих структурах, ділянках тканини буде залежати від співвідношення об'ємів, які займають електроліти або дипольні діелектрики.

Окрім теплового впливу на тканини, електричне УВЧ-поле чинить високоефективну специфічну дію на зміни певних біохімічних процесів у клітині за рахунок коливальної і коливально-обертальної дії на молекулярні структури, що в кінцевому результаті призводить до змін швидкості метаболічних реакцій і функцій клітинних структур і органів у цілому.



Мал. 4.2. Спрощена схема УВЧ-апарата.

Апарат для УВЧ-терапії. Спрощена схема приладу зображена на мал. 4.2. Основні частини приладу: ламповий генератор з контуром $L_к$, $C_к$, що налагоджений на частоту ν = = 40.68 *МГц*, контур зворотного зв'язку $L_{оз}$ для керування роботою ламп. Потужність електричних коливань регулюється напругою на аноді ламп (перемикач П – "потужність" у блоці живлення (БЖ) змінює напругу на виході блоку

живлення). При збільшенні анодної напруги змінюється амплітуда коливань у контурі генератора.

Завдяки індуктивному зв'язку електромагнітні коливання через проміжний контур ПК передаються у контур пацієнта (L, C, $C_е$). Такий зв'язок забезпечує безпеку пацієнта по відношенню до низькочастотної напруги у колах генератора УВЧ.

Контур пацієнта складається з котушки індуктивності L і змінної ємності C (перемикач – "налагодження"). В ємність контуру пацієнта входить також і міжелектродна ємність $C_е$. Зняття максимальної потужності з контуру генератора досягається при виконанні умов резонансу, тобто при

$$L_k\cdot C_k = L\cdot(C + C_е).$$

Ємність терапевтичного контуру або контуру пацієнта (КП) змінюється при кожній процедурі (у поле конденсатора вводяться різні частини тіла пацієнта). Змінюючи величину C, можна постійно підтримувати резонанс, при якому відбувається максимальна передача електромагнітної енергії контуру тканинам пацієнта.

Ступінь налагодження терапевтичного контуру у резонанс з коливальним контуром генератора визначається за яскравістю лампочки або за відхиленням стрілки індикатора на панелі приладу.

Перемикачі керування потужністю (П – "потужність"), налагодження (С – "налагодження"), а також компенсатора падіння напруги кола живлення приладу ("мережа") винесені на передню панель приладу. Зміна положення перемикача компенсатора змінює кількість витків у силовому трансформаторі і, відповідно, напругу на виході блока живлення.

Завдання до лабораторної роботи

Завдання 1. Вивчити будову апарата УВЧ-66 і підготувати його до роботи.

Зовнішній вигляд передньої панелі апарата приведено на мал. 4.3:

1 – вмикач електричного кола і регулятор вхідної напруги;

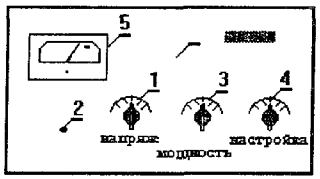
2 – кнопка індикації величини вхідної напруги;

3 – регулятор потужності УВЧ-випромінювання;

4 – регулятор налагодження кола пацієнта;

5 – індикатор налагодження з червоним сектором для регулювання вхідної напруги.

Увімкніть апарат у мережу. Натисніть кнопку індикації і регулятором вхідної напруги встановіть стрілку індикатора апарата в центрі червоного сектора.



Мал. 4.3. Зовнішня панель УВЧ-66.

Прогрійте апарат протягом 3–5 хвилин. Встановіть потужність 70 *Вт*. Спочатку налагодьте апарат за максимальним відхиленням стрілки, перевірте налагодження за яскравістю розряду неонової лампочки.

Завдання 2. Дослідження зміни температури прогрівання дистильованої води і розчину електроліту в УВЧ-полі.

Розташуйте між електродами апарата склянки з дистильованою водою і розчином кам'яної солі. Налагодьте апарат за максимальним відхиленням стрілки. Через кожні п'ять хвилин вимірюйте температуру води і розчину. Дані занесіть до таблиці:

час, *хв*	0	5	10	15	20	25	30
T °C, дист. вода							
T °C, розчин NaCl							

Примітка. Уважно слідкуйте за положенням стрілки індикатора у процесі прогріву. Резонанс в колі може порушуватись і потрібна постійна корекція.

Оформлення роботи. У протоколі повинно бути: а) стислий опис фізичної суті лікувального методу УВЧ-терапії; б) спрощена схема УВЧ-апарату з переліком основних блоків; в) таблиця вимірювань температури і графік її зміни з часом; г) висновок про механізми прогріву рідин.

Контрольні запитання і задачі

1. Вкажіть діапазон зміни частот ЕМП для УВЧ-, НВЧ- і КВЧ-терапій. Чому дорівнює частота електромагнітних коливань, які генеруються УВЧ-апаратом?
2. Що таке струм зміщення? Який механізм прогріву струмами зміщення діелектриків і електролітів? Які з цих речовин прогріваються більш ефективно?
3. Чому ефективність прогріву речовини залежить від частоти?
4. Чому дія ультрависокочастотного поля не викликає ефекту подразнення, який притаманний НЧ-полю?
5. З яких основних блоків складається УВЧ-апарат?
6. Яким чином змінюється потужність генератора УВЧ-коливань?
7. Що значить "налагодити" УВЧ-аппарат? Чому в момент налагодження яскравість неонової лампочки або відхилення стрілки максимальні?

Ультразвуковий терапевтичний апарат

Механічні коливання з частотою, більшою 20 *кГц*, що розповсюджуються в пружних середовищах, називають ультразвуком (УЗ). УЗ хвиля являє собою процес розповсюдження коливань тиску або густини пружного середовища в часі і просторі. Гармонічну УЗ хвилю можна описати таким рівнянням:

$$A(x, t) = A_м \cdot \sin[\omega (t - x/\upsilon)],$$

де $A(x, t)$ – миттєве значення змінної величини (тиску або густини середовища) у деякій точці простору, $A_м$ – її амплітудне значення, x – координата точки, υ – швидкість поширення УЗ-хвилі.

Біологічна дія ультразвуку обумовлена комплексною дією механічних, теплових та фізико-хімічних факторів і залежить від інтенсивності і частоти УЗ-випромінювання.

Механічна дія ультразвуку обумовлена деформаціями мікроструктур тканин при періодичних стисках і розтягах, що виникають при проходженні ультразвукової хвилі. Збіль-

шення потужності ультразвуку призводить до деструкції (руйнування) тканин, виникнення значного перепаду тиску в мікрооб'ємі тканини може стати причиною виникнення мікропорожнин, розривів. Це явище відоме під назвою "*кавітація*". Кавітація супроводжується тепловим ефектом, дисоціацією макромолекул, активацією специфічних хімічних реакцій.

Тепловий ефект ультразвуку обумовлений тим, що у біологічних тканинах відбувається процес поглинання акустичної енергії ультразвукової хвилі і перетворення її у теплову. Для зменшення теплового ефекту використовують імпульсне УЗ-випромінювання.

Кількість теплоти, яка виділяється в одиниці об'єму тканини, дорівнює

$$q \sim \rho \cdot \omega^2 \cdot A_м^2,$$

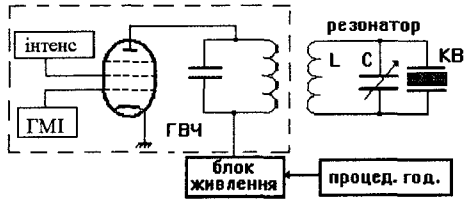
де ρ – густина середовища, ω – частота, $A_м$ – амплітуда.

Фізико-хімічна дія ультразвуку обумовлена активізацією деяких хімічних і біохімічних реакцій. Так, наприклад, дія ультразвуку прискорює реакції окислення і полімеризації. Ультразвук незначної потужності призводить до збільшення проникності клітинних мембран, активізує процеси обміну.

Ультразвук частотою 800 *кГц* низької інтенсивності використовується у фізіотерапії. В хірургії сфокусоване від декількох джерел УЗ-випромінювання високої інтенсивності використовується для дроблення каменів у сечовому міхурі, руйнування злоякісних пухлин, розпилення і "зварювання" кісток. З діагностичною метою використовують УЗ-просвічування і УЗ-локацію. Ці методи базуються на відмінностях у ступені поглинання і відбивання ультразвукової хвилі тканинами з різними акустичними властивостями (густиною, пружністю).

Апарат УТП-1 складається з генератора високої частоти (ГВЧ), який живить п'єзоелектричний перетворювач (кристал кварцу – КВ, що знаходиться між пластинами конденсатора). Перетворювач КВ перетворює високочастотні

електричні коливання в ультразвукові. При збігові частоти ГВЧ і власної частоти коливань кварцу в резонаторі досягається найбільша інтенсивність ультразвукового випромінювання.



Мал. 4.4. Спрощена схема апарата УТП-1.

Модулятор (ГМІ – генератор модульованих імпульсів) формує з напруги мережі імпульси негативної полярності, котрі закривають лампу генератора на деякий час, відповідно до положень покажчика "режим роботи" (безперервно, імпульсно – 10 *мс*, 4 *мс*). Регулятор потужності змінює напругу на екрануючій сітці лампи і, як наслідок, амплітуду коливань в анодному контурі, а значить, і інтенсивність випромінювання УЗ. Процедурний годинник (ПГ) задає час роботи генератора, роз'єднуючи через певний час блок живлення (БЖ) і генератор. Величина УЗ тиску оцінюється за формулою:

$$P = \sqrt{2\rho v \cdot I},$$

де ρv – акустичний опір (ρ – густина, v – швидкість поширення звуку в середовищі); I – інтенсивність звуку.

Завдання до лабораторної роботи

Завдання 1. Підготувати апарат до роботи.

1. Перевірити заземлення апарата.
2. Встановити ручки управління апаратом у такі положення:
   – "компенсатор мережі" – Вимк.;
   – "інтенсивність" – 0;
   – "процедурний годинник" – 0;

– "площа випромінювання" – 4 $см^2$;

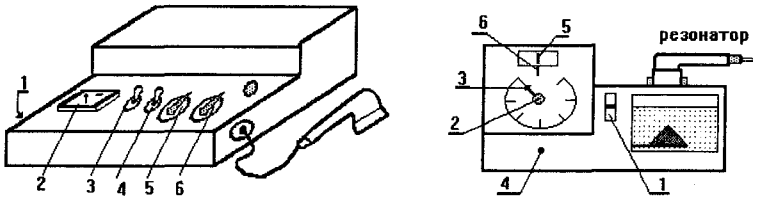
– "режим роботи" – безперервно.

3. Переконатись (не виймаючи випромінювач з горловини вимірювача), що під поверхнею кристалу відсутні повітряні бульбашки.

4. Ручкою "компенсатор мережі" увімкнути прилад в мережу і встановити стрілку в червоний сектор. Дати можливість прогрітися приладу 5–10 *хв*.

Завдання 2. Виміряти потужність ультразвукового випромінювання апарата УТП-1 за допомогою вимірювача потужності ІМУ-3.

Вимірювач потужності ІМУ-3 (мал. 4.5) використовується для УЗ-випромінювання певної потужності. Чутливий елемент випромінювача (поплавок пружинних терезів) відхиляється під дією тиску, створеного ультразвуковими механічними коливаннями кварцового резонатора.



Мал. 4.5. Вимірювач потужності ІМУ-3.

Послідовність вимірювання потужності:

1. Перевірити рівень води за відповідною міткою.

2. Розаретувати прилад (ручку 1 перевести вгору).

3. Встановити ручкою 2 стрілку 3 на нуль шкали.

4. Якщо необхідно, ручкою 4 наблизити стрілку 5 до позначки 6 (регулятор 4 – багатообертовий). Прилад підготовлений для вимірювання потужності.

5. Перевірте відповідність показників положень ручки "інтенсивність" реальній потужності. Для цього скористайтесь значеннями, наведеними в таблиці, і виконайте дії у такій послідовності:

– увімкніть процедурний годинник (20–25 *хв*), повинна загорітися сигнальна лампочка, яка свідчить про роботу генератора;

– встановіть "інтенсивність" у необхідне положення, стрілка індикатора 5 повинна відхилитись праворуч;

– обертанням ручки 2 наблизьте стрілку 5 до позначки 6, покажчик 3 буде показувати величину розвинутої потужності;

– дані занесіть у таблицю.

Аналогічну процедуру виконайте для інших положень ручки "інтенсивність" та режимів випромінювання.

Таблиця. *Вимірювання потужності УЗ-випромінювання*

Положення ручки	Потужність за паспортом, *Вт*	Розвинена потужність	
		неперервний	імпульсний
0.9	0.9·4 = 3.6		
2.0	2.0·4 = 8.0		
3.0	3.0·4 = 12.0		

Оформлення роботи. У звіті повинно бути: а) опис фізичної суті лікувального фактора при УЗ-терапії; б) спрощена електрична схема апарата УТП-1; в) результати вимірювань потужності УЗ-випромінювання.

Контрольні запитання і задачі

1. Яка природа лікувального фактора при УЗ-терапії?
2. Які джерела УЗ-хвиль ви знаєте, у чому полягає принцип їх роботи?
3. Чому дорівнює довжина ультразвукової хвилі у воді, якщо υ = = 1.4 *км/с*, а частота 880 *кГц*?
4. Чому дорівнює УЗ-тиск при $I = 10$ $Вт/м^2$?
5. Оцініть величину градієнта тиску, що утворюється УЗ-хвилею, яка має вказану вище інтенсивність та частоту.
6. Чому ефективність УЗ-терапевтичної процедури значно знижується, якщо між об'єктом та випромінювачем знаходяться повітряні бульбашки?
7. Поясніть принцип дії резонатора.

Апарат для дарсонвалізації "Іскра-1"

Дарсонвалізація – лікувальний метод, який використовує імпульсні електромагнітні коливання високої частоти, а також низькочастотні електричні розряди, котрі супроводжують ці коливання.

Частота електромагнітних коливань при дарсонвалізації – 110 або 440 *кГц*.

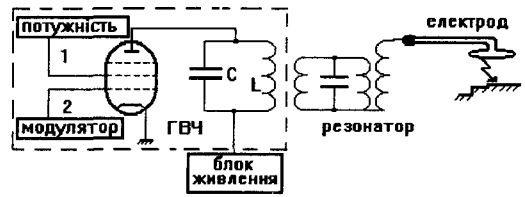
Розрізняють два види дарсонвалізації: *загальну* та *локальну* (*місцеву*). При загальній дарсонвалізації ЕМП діє на увесь організм пацієнта. Пацієнт знаходиться всередині соленоїда, який створює імпульсне високочастотне (110 або 440 *кГц*) магнітне поле. Частота проходження імпульсів – приблизно 50 *Гц*. Отже, лікувальним (або фізичним) фактором при загальній дарсонвалізації є *імпульсний високочастотний індукційний струм*.

При локальній (місцевій) дарсонвалізації дії піддається тільки певна ділянка тканини. У цьому випадку діючими факторами є:

а) *напруженість* високочастотного електричного поля. Між електродами (або електродом і пацієнтом) утворюється високочастотне амплітудно-модульоване електромагнітне поле. Форма модуляції "дзвоноподібна". Високочастотні коливання (мал. 4.6) виникають на короткий проміжок часу (t = 0.5 *мс*). Період їх повторень – 20 *мс* (частота 50 *Гц*);

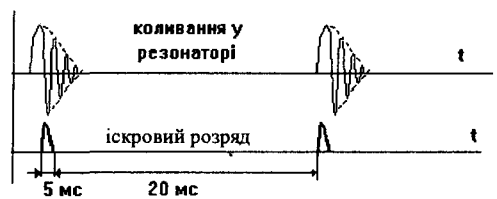
б) *іскровий розряд* (ІР). З наростанням амплітуди напруженості ВЧ-коливань у резонаторі зростає напруженість електричного поля між електродом та пацієнтом, внаслідок чого виникає іонізований пробій у повітрі (іскровий розряд). ІР є основним фактором, завдяки якому здійснюється місцеве припікання шкіри чи слизових оболонок, а також електростимуляція рецепторів, які знаходяться у полі дії іскри;

в) *легкі аероіони*, котрі утворюються у результаті іскрового розряду (озон, окиси азоту тощо).



Мал. 4.6. Спрощена схема приладу.

Спрощена схема апарата наведена на мал. 4.6. Тут ГВЧ – генератор високої частоти, *LC* – контур генератора (ν = 110 *кГц*). Регулятор потужності (1) змінює напругу на екранній сітці лампи і, відповідно, струм через лампу, що призводить до зміни напруги у контурі (резонаторі). Саме це у кінцевому результаті і визначає потужність іскрового розряду. Модулятор (2) виробляє низькочастотні імпульси (частота 50 *Гц*), які відкривають лампу на короткий час (частки мілісекунди), внаслідок чого у контурі виникають модульовані високочастотні згасаючі коливання. Резонатор складається з контуру і високовольтної котушки індуктивності, яка з'єднана з електродом. Напруга у контурі – 1800 *В*, на котушці індуктивності – декілька десятків *кВ* (напруга такого порядку необхідна для виникнення іскри). Форма напруги у резонаторі наведена на мал. 4.7.



Мал. 4.7.

Робота апарата: модулятор (2) на короткий час (t = = 0.1 *мс*) відкриває лампу, і в контурі генератора виникає серія згасаючих коливань тривалістю 0.5 *мс*. Завдяки індуктивному зв'язку коливання передаються в резонатор, де на високовольтній обмотці виникає напруга, достатня для виникнення іскри (мал 4.7).

Завдання до лабораторної роботи

Завдання 1. Вивчіть будову приладу і увімкніть його в мережу.

1. Підключіть резонатор до вхідної клеми на панелі приладу.
2. Регулятор потужності переведіть у положення 0.
3. Увімкніть прилад у мережу і встановіть необхідну напругу регулятором напруги мережі.
4. Збільшуючи потужність іскрового розряду, отримайте газовий розряд у скляному електроді.
5. Подійте слабким іскровим розрядом на шкіру руки.

Оформлення роботи. У звіті повинно бути: а) опис фізичної суті лікувального фактора при місцевій дарсонвалізації, б) спрощена електрична схема приладу.

Контрольні завдання та запитання

1. Назвіть основні фізичні фактори, які впливають на біологічні тканини при: а) місцевій дарсонвалізації, б) загальній дарсонвалізації.
2. Назвіть основні блоки апарата для місцевої дарсонвалізації і поясніть принципи їх роботи.
3. Яким чином можна збільшити потужність іскрового розряду?
4. Що таке аероіони і яким чином вони утворюються під час сеансів місцевої дарсонвалізації?

Лабораторна робота 4.2

"РОБОТА З ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФОМ ЕКСПЧТ-4"

Мета роботи: вивчити фізичні основи електрокардіографії, набути навички роботи з електрокардіографом.

Контрольні питання для підготовки до лабораторної роботи

1. Поняття про електрограму (ЕГ). Види ЕГ.
2. Серце як електричний диполь та інтегральний електричний вектор серця (ІЕВ). Електричне поле диполя. Теорія Ейнтховена. Стандартна система відведень.
3. Поняття про вектор-електрокардіографію.
4. Серце як струмовий диполь. Потенціал поля струмового диполя.
5. Спрощена блок-схема електрокардіографа. Поняття про диференційний підсилювач. Принцип зниження шумів. Електроди для зняття ЕКГ.

Література для підготовки до лабораторної роботи

1. *Чалий О.В. та ін.* Медична і біологічна фізика. – К.: Віпол, 1999. – Т. 1. – 425 с.
2. *Ремизов А.Н.* Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1992.
3. *Владимиров Ю.А. и др.* Биофизика. – М.: Медицина, 1983. – Гл. 9 (разделы 1–7).
4. *Ремизов А.Н.* Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1987. – Гл. 14 (разделы 1–5); Гл. 21 (разделы 2, 6); Гл. 22 (разделы 1–5).
5. *Ремизов А.Н.* Курс физики, электроники, кибернетики для медицинских институтов. – М.: Высшая школа, 1982. – Гл. 15 (разделы 1, 3, 4).

Додаткові теоретичні відомості

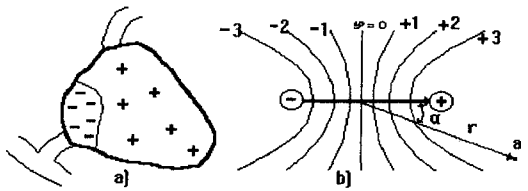
Органи, тканини, окремі клітини та їхні частини володіють електричною активністю, тобто процес їхнього функціонування супроводжується появою в навколишньому середовищі змінного електричного поля, характеристики якого (різницю потенціалів, величину електричного струму тощо) можна зареєструвати. Отриману інформацію вико-

ристовують з діагностичною метою та з метою вивчення природи електричних явищ у біологічних тканинах. Реєстрація різниці потенціалів між точками середовища, яке оточує електрично активні тканини, називається *електрографією*, а результат цієї реєстрації – *електрограмою* (ЕГ).

Природа електрокардіограми (ЕКГ)

І концепція – *серце як електричний диполь* (*теорія Ейнтховена*). Основні положення теорії Ейнтховена.

1. Серце являє собою диполь. Збуджена ділянка міокарда заряджена негативно по відношенню до незбудженої ділянки (мал. 4.8). Такий розподіл заряду еквівалентний дипольній системі зарядів, яку можна характеризувати *інтегральним електричним вектором серця* $\boldsymbol{P} = q\boldsymbol{l}$.



Мал. 4.8. Серце як електричний диполь.

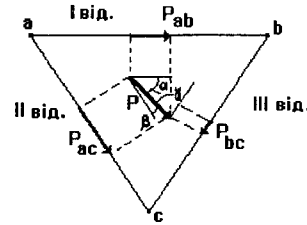
2. Диполь розміщений в однорідному діелектрику, тобто струми в такому середовищі відсутні, і електричне поле розглядається як статичне. Величина потенціалу в кожній достатньо віддаленій точці середовища ($r >> l$) дорівнює:

$$\varphi_a = \frac{P \cdot \cos\alpha}{4\pi\varepsilon_0\varepsilon r^2}.$$

3. Вибір стандартної системи відведень. Ейнтховен запропонував знімати різницю потенціалів між вершинами рівностороннього трикутника, у центрі якого знаходиться вектор $\boldsymbol{P}$ (мал. 4.9). Можна показати, що в цьому випадку різниці потенціалів між вершинами трикутника пропорційні до відповідних проекцій вектора $\boldsymbol{P}$ на сторони трикутника:

$$\Delta\varphi_I : \Delta\varphi_{II} : \Delta\varphi_{III} = P_{ab} : P_{ac} : P_{bc},$$

де $P_{ab} = P\cos\alpha$; $P_{ac} = P\cos\beta$; $P_{bc} = P\cos\gamma$.

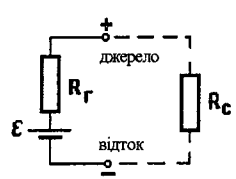


Мал. 4.9.

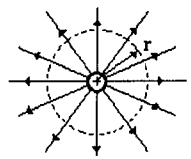
Кожна з цих проекцій відповідає одному з стандартних відведень, прийнятих в електрокардіографії (в цьому випадку – це I, II, III стандартні відведення, для яких положення точки "a" відповідає положенню електрода на правій руці, "b" – на лівій, "c" – на лівій нозі). Використання інших електродів (нейтрального – на правій нозі і грудного, який накладається у відповідній точці грудної клітини) дозволяє використовувати також інші типи стандартних відведень, їх є в кардіології понад два десятки.

Основним недоліком цієї концепції є твердження, що тканини, які оточують серце, – діелектрики, тобто обчислення потенціалу будь-якої точки середовища за вищевказаною формулою є некоректним.

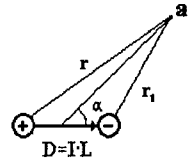
ІІ концепція – *серце як сукупність струмових електричних генераторів*, які знаходяться в електропровідному середовищі.



Мал. 4.10.



Мал. 4.11.



Мал. 4.12.

1. Еквівалентна схема струмового генератора (струмового диполя) представлена на мал. 4.10. Тут $R_г$ і R_c – відповідно внутрішній опір генератора і опір зовнішнього сере-

довища. Для струмового генератора $R_г >> R_с$, отже, $I \approx \mathcal{E}/R_г$, тобто величина струму не залежить від опору середовища.

2. Струмовий дипольний момент $D = I \cdot L$, де I – сила струму, L – вектор, який з'єднує полюси диполя. Позитивний полюс називають джерелом (витоком), негативний – відтоком. Напрямок вектора $\boldsymbol{D}$ показано на мал. 4.12.

3. Потенціал поля струмового уніполя в однорідному середовищі ρ = const (мал. 4.11). Користуючись законом Ома в диференційній формі, означенням густини струму $j = I/S$ і тим, що у даному випадку S – площа поверхні сфери радіусом r ($S = 4\pi r^2$), знайдемо:

$$j = \sigma E, \quad E = \frac{1}{\sigma} j = \rho j, \quad E = -\nabla \varphi = -\frac{d\varphi}{dr},$$

$$d\varphi = -\rho \cdot j \cdot dr \; ; \varphi = -\int_0^R \rho \cdot j \cdot dr = \frac{\rho}{4\pi} \cdot \frac{I}{R}.$$

4. Потенціал електричного поля, створеного струмовим диполем. Використовуючи принцип суперпозиції, знайдемо потенціал точки як суму потенціалів двох уніполів (джерела та відтоку):

$$\varphi_a = \frac{\rho \cdot I}{4\pi} \cdot \left(\frac{1}{r} - \frac{1}{r_1} \right).$$

Якщо $L << r$, тоді останню формулу, яка визначає величину дипольного потенціалу, зручно представити через величину дипольного моменту

$$\varphi_a = \frac{\rho}{4\pi} \cdot \frac{I \cdot L \cdot \cos\alpha}{r^2} = \frac{\rho}{4\pi} \cdot \frac{D \cdot \cos\alpha}{r^2}.$$

5. Збуджений міокард розглядається як сукупність струмових диполів D_i, кожен з яких призводить до виникнення дипольного потенціалу φ_a в деякій точці a.

6. Потенціал електричного поля серця складається з потенціалів, створених окремими елементарними диполями. Приймаючи обмеження: провідне середовище є однорідним (ρ = const), відстань r значно більша, ніж L, тобто розміри

області збудження значно менші від розмірів тіла, цей потенціал можна наближено знайти у вигляді

$$\varphi_a \approx \frac{\rho}{4\pi r^2} \cdot \sum_{i=1}^{n} D_i \cos\alpha_i ,$$

де n – загальна кількість диполів, r – відстань від центру струмового диполя до точки відведення, ρ – питомий опір середовища. Вираз $D_c = \sum_{i=1}^{n} D_i$ являє собою еквівалентний диполь серця, він інтегрально відображає розповсюдження струмів збудження у локальній ділянці міокарда. Тоді потенціал електричного поля серця можна подати у вигляді: $\varphi_a = \rho D_c \cos\alpha / 4\pi r^2$, де α – кут між вектором D_c і напрямком r.

Завдання до лабораторної роботи

Завдання 1. Вивчіть технічний опис та інструкцію з експлуатації електрокардіографа, підготуйте його до роботи.

Короткий технічний опис і інструкція по експлуатації електрокардіографа

1. *Застосування*: електрокардіограф ЕКСПЧ-4 (одноканальний, мережовий, портативний, з чорнильним та тепловим записом) використовується для запису електрокардіограми при дослідженні функцій серця.

2. *Технічні дані*:

– відведення, які реєструє прилад без перестановки електродів: I, II, III, aVR, aVL, aVF, CR, CL, CF;

– швидкість руху стрічки – 50 *мм/с*,

– товщина запису: нульової лінії – не більше 1.5 *мм*, фронту калібрувального імпульсу – не більше 0.5 *мм*,

– максимальна чутливість приладу – 15–20 *мм/мВ*,

– частотна характеристика приладу рівномірна від 0.22 до 80 *Гц* з відхиленням на граничних частотах не більше 10%,

– ефективна ширина запису не більше 30 *мм*.

Будова електрокардіографа ЕКСПЧ-4.

На мал. 4.13 показано розміщення основних органів керування кардіографом:

1 – перемикач відведень, за допомогою якого під'єднують одне з вказаних відведень до підсилюючого каналу і реєстратора;

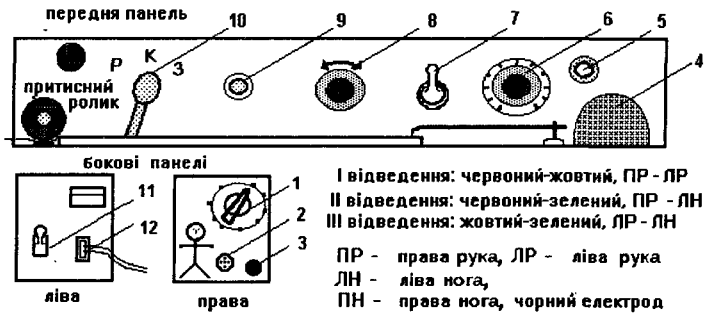
2 – гніздечко кабелю "земля";

3 – клема "земля";

4 – чорнильниця;

5 – кнопка калібровки 1 *мВ*, при натискуванні на неї подається імпульс в 1 *мВ*;

6 – ручка підсилення, обертанням якої можна плавно змінювати амплітуду сигналу, що записується;



Мал. 4.13.

7 – ступінчастий перемикач підсилення (1:1, 1:2);

8 – ручка зміщення пера, обертанням якої забезпечується переміщення пера відносно діаграмної стрічки;

9 – кнопка заспокоєння, яку використовують для контролю відхилень пера та для швидкого повернення його в нульове положення;

10 – перемикач стрічкопротяжного механізму, що має три положення:

"З" – заправка стрічки, в цьому положенні права частина столика опускається, і при знятій кришці стрічку заправляють;

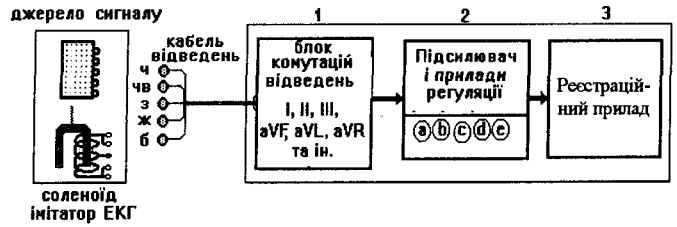
"К" – контроль, стрічкопротягуючий механізм увімкнено, при притисненій кнопці "заспокоєння" можна контролювати положення пера;

"Р" – робочий режим;

11 – тумблер "мережа",

12 – гніздо для підключення кабелю мережі.

Спрощена схема електрокардіографа наведена на мал. 4.14. Він містить вхідний блок (1 – перемикач відведень), підсилюючий блок – 2 і реєструючий пристрій – 3, а також різноманітні ручки та кнопки керування (для калібрування приладу "a", зміщення пера "b", підсилення "c", переключення режимів роботи "d", увімкнення стрічкопротяжного механізму тощо), котрі забезпечують надходження і контроль сигналу при записі ЕКГ.



Мал. 4.14.

УВАГА!

При від'єднанні кабелю відведень від приладу або обриві провідника і порушенні контакту з електродом штекера сигнал, який реєструється, значно перевищує допустимий рівень вхідного сигналу, що призводить до надмірних коливань пера, розбризкування чорнила і, як наслідок, до пошкоджень гальванометра. У цьому випадку необхідно швидко перемикач відведень встановити в положення "0".

Завдання 2. Підготовка приладу до роботи.

1. Поставити перемикачі управління в положення:

– перемикач відведень – "0",

– перемикач підсилення – "1:1",

– ручку підсилення в – "0",

– зміщення пера – в середнє положення,

– важіль стрічкопротяжного механізму в положення "З".

2. Якщо прилад не заправлений стрічкою, заправте його таким чином:

– вставте пальці у виїмки панелі приладу, натисніть вниз, виведіть верхній бортик стінки з-під лицьової панелі і підніміть її вгору;

– одягніть рулон стрічки на котушку і заправте папір вздовж столика на 10–15 *см*; встановіть важіль у положення "К", просуньте кінець стрічки між притискним роликом і стрічкопротяжним валиком до виходу стрічки з віконечка.

3. Увімкнути прилад у мережу. Для цього:

– перевірте заземлення приладу;

– увімкніть тумблер "мережа" (повинна загорітися індикаторна лампочка);

– після 5–10 *хв* прогрівання встановіть перо в середнє положення.

Завдання 3. Калібровка кардіографа.

Для калібровки необхідно встановити стандартну чутливість приладу 10 *мм/мВ*. З цією метою:

– встановіть важіль стрічкопротяжного механізму в положення "К";

– поверніть ручку підсилення за годинниковою стрілкою на 4–6 поділок, і при натисненій кнопці "У" короткочасно натискуйте і відпускайте кнопку "1 *мВ*". Проконтролюйте відхилення пера – воно повинно бути порядку 10 *мм*. У протилежному випадку – змініть підсилення, домагаючись відхилення 10 *мм*;

– увімкніть стрічкопротяжний механізм, встановивши важіль у положення "Р" і, короткочасно натискуючи і відпускаючи кнопку "1 *мВ*", отримайте прямокутні імпульси калібрувального сигналу 10 *мм*. (Якщо папір не рухається, легенько притисніть пальцем притискний валик).

Завдання 4. Запис електричних сигналів на електрокардіографі.

1. Приєднайте штекер кабелю відведень спочатку до соленоїда, а потім до мультивібратора, який імітує роботу серця відповідно до мал. 4.4 (чорний штекер кабелю відведень ПН – "права нога" слід приєднати до клеми, що відповідає середній точці соленоїда, всі інші штекери – довільним чином).

2. Проконтролюйте надходження сигналів на вхід кардіографа: для цього поставте важіль у положення "К" – контроль, переведіть перемикач відведень у позицію "І" і натисніть кнопку заспокоєння "У". При існуванні сигналу перо буде відхилятися. Аналогічну процедуру виконайте і для інших відведень. Якщо сигнал відсутній або відбувається занадто велике відхилення пера і розбризкування чорнила, переведіть перемикач відведень у позицію "0" і виявіть причину. Поставте перемикач відведень у позицію "0".

3. Запис сигналу проводиться таким чином:

– ручкою "зміщення пера" встановіть його посередині діаграмної стрічки;

– важіль стрічкопротяжного механізму поставте у положення "Р";

– натисніть кнопку "заспокоєння" і перемикач відведень поставте у позицію "І". Зробіть запис кардіограми у першому відведенні. (Якщо стрічка не рухається, то легенько натисніть пальцем на притискний валик). Аналогічні операції виконуються і при записі інших відведень.

Загальне правило: зміна позиції перемикача відведень у режимі "Р – робота" проводиться при натисненій кнопці "У – заспокоєння".

При закінченні запису електрокардіограми встановіть перемикач відведень у положення "0", зніміть електроди, вимкніть прилад з мережі.

Оформлення роботи. У звіті повинно бути:

– спрощена схема електрокардіографа та його технічні характеристики;

– фрагменти запису калібрувального сигналу, ЕРС соленоїда та сигналів імітатора ЕКГ з розрахунками амплітуди (в *мВ*) і частоти коливань (в *Гц*) та ударах за хвилину (амплітуда визначається за калібровкою, частота – за періодом коливань, який знаходиться як частка від ділення відстані між зубцями на швидкість руху стрічки).

Контрольні питання та задачі

1. Вкажіть, які припущення теорії Ейнтховена роблять її непереконливою.
2. У чому полягає істотна відмінність між двома розглянутими концепціями генезису ЕКГ?
3. Що таке електричний вектор серця, в яких одиницях він вимірюється, яка його фізіологічна природа?
4. Що таке еквівалентний струмовий диполь серця? Яка його фізіологічна природа?
5. З яких основних блоків складається кардіограф?
6. Яким чином пов'язані між собою вимірювання мембранних потенціалів кардіоміоцитів і електрокардіограма?
7. Що таке *стандартна чутливість кардіографа і яким чином вона* встановлюється?
8. Знайдіть величину потенціалу точки електричного поля диполя ($q = 2 \cdot 10^{-6}$ *Кл*; $l = 2$ *мм*), яка знаходиться від центра диполя на відстані 1 *м*. Кут між електричним вектором диполя і радіус-вектором дорівнює 60°. Навколишнє середовище – дистильована вода.
9. Визначити величину потенціалу електричного поля струмового диполя, полюси якого віддалені один від одного на 5 *мм*, з $I = 5$ *мА* у точці, яка знаходиться від центра диполя на відстані $r = 0.1$ *м*, кут між r та L дорівнює 60°. Середовище – електроліт з питомим опором $\rho = 10$ *Ом·м*.

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА 4.3
"РОБОТА З РЕОГРАФОМ РГЧ-01"

Мета роботи: вивчити фізичні основи реографії, набути навички роботи з клінічним реографом, дослідити зв'язок між змінами об'єму та опору еластичної судини.

Контрольні запитання для підготовки до лабораторної роботи

1. Змінний струм. Імпеданс електричного кола. Поняття про векторну діаграму.
2. Електричні властивості біологічних тканин. Еквівалентна електрична схема. Імпеданс біологічних тканин.
3. Елементи реології. Об'ємна деформація. Об'ємна швидкість плину рідини. Пульсові хвилі. Особливості пульсацій у артеріальних та венозних судинах.
4. Генезис реограми: зв'язок між деформацією та змінами імпедансу, пояснення природи реограми (амплітуди та форми сигналу) за допомогою основних рівнянь реології.

Додаткова література

1. *Чалий О.В. та ін.* Медична і біологічна фізика. – К.: Віпол, 1999. – Т. 1. – 425 с.
2. *Ремизов А.Н.* Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1992.
3. *Ремизов А.Н.* Курс физики, электроники, кибернетики для медицинских институтов. – М.: Высшая школа, 1982. – Гл. 8 (раздел 8); Гл. 18 (раздел 2); Гл. 22 (раздел 7).
4. *Ремизов А.Н.* Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1987. – Гл. 11 (разделы 1–2); Гл. 18 (раздел 4).
5. *Ливенцев Н.М.* Курс физики. – М.: Высшая школа, 1978. – Ч. 2 (раздел 144); Ч. 1 (разделы 9, 10).
6. *Ливенцев Н.М.* Курс физики. – М.: Высшая школа, 1974 (разделы 20, 21, 76).

Додаткові теоретичні відомості

Реографія ("*рео*" – течу, "*графо*" – пишу) – метод реєстрації деформацій ділянки тіла (зміна об'єму) за змінами його електричних параметрів (опору). До певної ділянки тіла (рука, нога, голова тощо) прикладаються електроди (плас-

тинчасті, точкові, стрічкові тощо), між якими пропускається високочастотний електричний струм. Робоча частота, на якій реєструються зміни опору реографом, а, отже, і частота струму, має значення з діапазону 30–300 *кГц*. Густина цього струму найбільша в ділянках з великою електропровідністю. Це, здебільшого, кровоносні судини і міжклітинна рідина. Зміна опору ділянки біологічної тканини, таким чином, залежатиме від її кровонаповнення і змінюватиметься відповідно до кардіоциклу.

Основні положення реографії можна спрощено сформулювати таким чином:

1. Зміна об'єму ділянки ΔV пропорційна зміні її електричного опору ΔR: $\Delta V \sim \Delta R$.

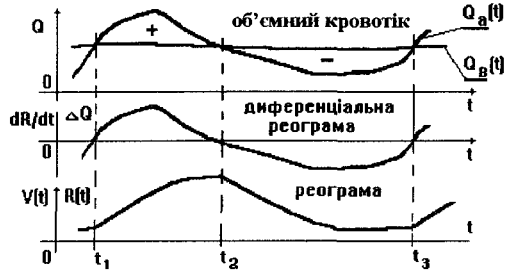
2. Зміну кровонаповнення органу (ділянки) можна знайти з рівняння нерозривності струменя для нестаціонарного потоку рідини, враховуючи об'ємну швидкість притоку $Q_{in}(t)$ та відтоку $Q_{out}(t)$ рідини до даної ділянки

$$\Delta V = \int [Q_{in}(t) - Q_{out}(t)]dt .$$

Якісно ці зміни зображені на мал. 4.15. Припустимо, що в певній ділянці по артеріальних судинах кров рухається з об'ємною швидкістю $Q_a(t)$, а по венозних – $Q_в(t)$, причому за цикл скорочення серця кількість крові, яка поступила до ділянки, рівна кількості, яка залишила ділянку. Враховуючи пульсуючий $Q_a(t)$ і порівняно плавний $Q_в(t)$ кровообіги, бачимо, що зміна об'єму ділянки здійснюється завдяки різниці об'ємних швидкостей $Q_a(t)$ та $Q_a(t)$:

$$\Delta Q(t) = Q_a(t) - Q_в(t).$$

Для проміжків часу $[t_1, t_2]$ об'ємна швидкість $Q_a(t) > Q_в(t)$. Отже, об'єм ділянки на цих проміжках зростатиме, і навпаки, у проміжку $[t_2, t_3]$ об'єм ділянки зменшується, про що свідчить зменшення амплітуди реограми (див. залежність $V(t)$ на мал. 4.15).



Мал. 4.15.

Друга крива являє собою диференціальну реограму; вона відображає швидкість зміни об'єму ділянки:

$$dV(t)/dt \sim dR(t)/dt.$$

3. Величина об'ємної швидкості рідини визначається рівнянням Гагена–Пуазейля

$$Q(t) = \Delta P(t)/X(r,\eta),$$

де $\Delta P(t)$ – зміна тиску, $X(r, \eta)$ – гідравлічний опір, який залежить від радіуса судини r та в'язкості рідини η.

4. Зміну тиску можна оцінити за допомогою рівняння об'ємної деформації ділянки

$$\Delta P(t) = \chi \cdot \Delta V(t)/V_0,$$

де χ – модуль об'ємної пружності.

Як видно з цих рівнянь, змінна величина ΔV буде залежати не тільки від того, як змінюються з часом $Q_{in}(t)$ та $Q_{out}(t)$ (що спостерігається при зміні хвилинного об'єму крові (ХОК) чи ударного об'єму серця), але і при зміні тонусу судин (модуль χ) та їх просвіту (радіус r), які знаходяться під контролем нервової та гуморальної систем організму. Це означає, що одному і тому ж значенню Q (чи ХОК) можуть відповідати різні значення амплітуди реограми, тобто однозначного зв'язку між $\Delta R/\Delta t$ і об'ємною швидкістю кровотоку Q не існує.

Певні клінічні методики дозволяють за змінами опору ΔR судити про зміни об'єму ΔV. Існує декілька методик непрямої оцінки значень Q за опором R. Широко поширена

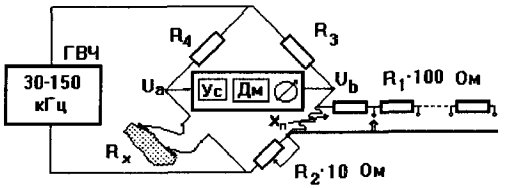
в клініці методика А.А. Кедрова, яка використовує рівності відношень

$$\frac{\Delta V}{V} = \frac{\Delta R}{R},$$

де R – опір ділянки, V – її об'єм, ΔV і ΔR – величини їх змін, відповідно. Ототожнюючи величину зміни об'єму ΔV з ударним об'ємом серця УО і величину V – з об'ємом тіла V_m, яка є пропорційною до ваги тіла $P = k \cdot V_m$, і, знаючи значення P і ΔR, визначають величину ударного об'єму серця (УО) за такою формулою:

$$УО = k \cdot P \cdot (\Delta R/R),$$

де k – деякий емпіричний коефіцієнт.



Мал. 4.16. Спрощена схема реографа: R_1, R_2, R_x, R_3, R_4 – плечі моста реогафа, R_1 – опір для грубого налагодження моста, R_2 – опір для плавного налагодження моста.

Принцип вимірювання опору ділянки тканин. Вимірювання змін опору ділянки тіла проводять спеціальним пристроєм реографа, який містить у собі вимірювальний міст (мал. 4.16). В одне з плечей моста увімкнено вимірювальний опір R_x, в друге – магазин опорів – R_1 і R_2, який дозволяє з точністю до 0.5 *Ом* встановити будь-який опір від 0 до 1100 *Ом*. Генератор високої частоти (ГВЧ) використовується для живлення моста.

Підсилювач (Пдс) підвищує рівень сигналу на виході з моста, демодулятор (Дм) виділяє низькочастотну складову сигналу змін опору. Крім цього, реограф містить різні пристрої налагодження, калібровки та живлення вимірювальної схеми. На виході приладу звичайно отримують низькочастотний сигнал, який характеризує синхронну до наповнення

зміну опору ділянки тканини, тобто сигнал реограми, або її диференційну форму (похідну від реограми), що відображує швидкість зміни кровонаповнення ділянки тканин. Зміною величин опорів R_1 і R_2 досягається рівновага моста, тобто рівність потенціалів $\varphi_a = \varphi_b$. У цьому випадку відхилення стрілки індикатора мінімальне, а чутливість приладу – максимальна. Налагодження моста по реактивній складовій струму (завдяки паразитній ємності C) здійснюється за допомогою змінного індуктивного опору X_n, увімкненого в одне з плечей моста.

Завдання 1. Підготовка приладу до роботи.

Вивчіть інструкцію з експлуатації реографа РГЧ-01 (див. нижче) і підготуйте його до роботи. Згідно з інструкцією проведіть налагодження реографа.

Стислі технічні характеристики та інструкція з експлуатації реографа РГЧ-01

1. Призначення приладу.

1.1. Реограф РГЧ-01 є електронним медичним діагностичним приладом і призначений для вимірювання змін активних опорів складової різних ділянок тіла пацієнта при одночасному вимірюванні абсолютних величин цих опорів. Реєструючими приладами можуть бути електрокардіографи, різних типів поліграфи.

2. Технічні характеристики:

– несуча частота каналів 34 *кГц* – 79 *кГц*;

– максимальний коефіцієнт перетворення (чутливість) каналу знаходиться в межах від 25 до 1000 *мВ/Ом*, диференційного виходу – 20–60 *мВ/Ом*;

– постійна часу диференційного виходу – не більше 11 *мс*;

– нерівномірність амплітудно-частотної характеристики кожного каналу в межах від 0.2 до 70 *Гц* – не більше 10%;

– діапазон зміни постійної складової активного опору від 30 до 1100 *Ом*, відносна похибка вимірювання активного опору не перевищує 10%.

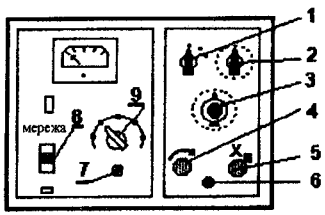
– величина струму в колі при будь-яких положеннях регуляторів не більша за 3 *мА*.

3. Вказівки про техніку безпеки.

Прилад РГЧ-01 виготовлений по класу захисту II. При експлуатації заземлення не є обов'язковим. Робоче заземлення використовується для зменшення рівня перешкод (шумів).

Для того щоб уникнути механічного пошкодження крихких потенціометрів і тумблерів – прохання: *обертати всі ручки приладу без значних зусиль.*

Опис конструкції апарата. Блок каналу реографа винесений з приладу і розміщений на лабораторному столі. На передній панелі каналу (мал. 4.17) розміщені перемикачі калібрувального сигналу (1), перемикач магазину опорів для грубого налагодження моста R_1 (2), змінний резистор R_2 з лімбом відліку для точного налагодження моста (3), регулятор для налагодження моста за реактивною складовою X_n (4), регулятор рівня виходу "Рів. Вих." (5), гніздо Г для вимірювання калібрувальних резисторів та розняття "Вихід" (6) для увімкнення електродів.



Мал. 4.17.

На передній панелі блока живлення (він знаходиться на столі викладача) розташовані вмикач мережевого живлення "Мережа" (8), перемикач "Баланс каналів" (9), який містить вихід окремого каналу до індикатора, кнопка калібратора (7), при натисканні якої подається калібрувальний сигнал одночасно всім каналам. На задній панелі блоків розміщені гнізда для виведення сигналу реограми (верхнє гніздо) та її диференційної форми (нижнє гніздо).

Підготовка приладу до роботи

1. Увімкнути прилад в мережу (встановіть тумблер "Мережа" у положення "увімкнуто").

2. Попередня настройка приладу (виконується у випадку розбалансування каналу, ступінь якого визначається викладачем):

– поставити ручки R_1 та R_2 у положення "0";

– регулятор рівня виходу встановити у положення, при якому стрілка індикатора відхиляється на 3/4 шкали;

– повільно обертаючи регулятор X_n, встановити (мінімальне) відхилення стрілки.

3. Налагодження реографа для зняття реограми (виконується студентами):

– перевірити підключення електродів до блока реографа з використанням гнізда "ВХІД";

– за допомогою регулятора "УР.ВИХ" встановити стрілку індикатора на 3/4 шкали;

– лімб регулятора R_1 встановити на позначку 5;

– за допомогою регулятора R_2 провести грубе налагодження моста за мінімальним відхиленням стрілки індикатора;

- плавним обертанням регуляторів X_n та R_2 збалансуйте міст точніше. (Спочатку, обертаючи потенціометр, добитися мінімуму, потім обертанням R_2 зменшуємо відхилення стрілки; після цього обертанням X_n та R_2 добитись найменшого відхилення стрілки, причому для малих відхилень стрілки рівень вихідного сигналу зробіть максимальним).

4. Разом із викладачем ручками управління реографа і осцилографа вивести на екран реограму і встановити необхідну чутливість каналу реографа. Для зміни об'єму судини можна використовувати грушу, періодично і легко натискаючи її.

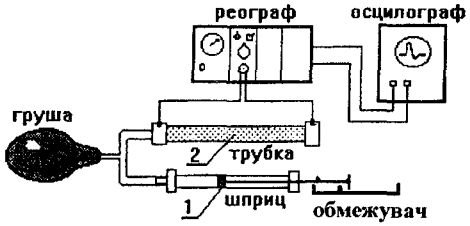
Якщо успішно виконані вказівки, прилад до роботи готовий. Зробіть пробну зміну об'єму трубки введенням 10 *мл* рідини за допомогою шприца.

Вірно настроєний комплекс повинен забезпечувати наявність зображення на екрані реограми амплітудою 40–50 *мм* без очевидних амплітудних викривлень у вигляді плато на реограмі.

Згідно з інструкцією (див. нижче) налагодьте реограф і запишіть значення опору трубки $R_m = 100 \cdot R_1 + 10 \cdot R_2$, де R_1 і R_2 – показники потенціометрів 2 і 3 (див. мал. 4.17). Запишіть значення об'єму трубки V_m (наведене на макеті судини).

Завдання 2. Експериментальне дослідження залежності зміни опору трубки R_m від зміни об'єму системи ΔV.

Дослідження проводиться на моделі, яка імітує властивості судини. Схематично макет поданий на мал. 4.18.



Мал. 4.18. Схема макета для дослідження реограми.

Зміна об'єму системи проводиться за рахунок рідини, витісненої з шприца; частина цієї рідини потрапляє в трубку і викликає зміну її об'єму ΔV_m.

1. Вимірювання амплітуди реограми. Плавним рухом шприца ввести дозований об'єм рідини ΔV, який послідовно дорівнює 10; 7.5; 5 і 2.5 *мл* – цим об'ємам відповідають мітки на шприці. Для кожного із значень ΔV виміряйте амплітуду реограми на екрані осцилографа. Дані занести в графу A (*мм*) заздалегідь приготованої таблиці.

2. Визначення величини зміни опору. Для визначення величини ΔR_m необхідно провести калібровку реографа. З цією метою встановіть значення $R_к$ (*Ом*) (мал. 4.17, ручка 1) рівним 0.25, натисніть кнопку калібровки (7) і виміряйте амплітуду калібрувального сигналу на екрані $A_к$ (*мм*). Знайдіть чутливість приладу: $\alpha = R_к / A_к$ (*Ом/мм*) (якщо калібровка не

може бути виконана, то треба взяти чутливість комплексу $\alpha = 0.05$ *Ом/мм*).

Визначити значення $\Delta R_m = \alpha \cdot A$ (*Ом*).

3. Теоретичне визначення зміни об'єму трубки ΔV_m для кожного витісненого об'єму рідини ΔV знаходять із співвідношення

$$\Delta V_m = V_m \cdot (\Delta R_m / R_m).$$

За знайденими значеннями ΔV_m визначте відношення $\Delta V_m / V$. Знайдіть середнє його значення. Поясніть зміст одержаного коефіцієнта, враховуючи розподіл рідини між об'ємами макета.

За даними експериментальних досліджень побудуйте графік залежності $\Delta R_m = f(\Delta V)$.

Таблиця. *Вимірювання об'єму еластичної трубки*

№	Зміна об'єму системи ΔV	10 *мл*	7.5 *мл*	5 *мл*	2.5 *мл*
1	Амплітуда реограми A [*мм*]				
2	Зміна опору ΔR [*Ом*]				
3	Зміна об'єму трубки ΔV_m [*мл*]				
4	Відношення $\Delta V_m / \Delta V$				

Оформлення роботи. У протоколі повинно бути: а) коротке пояснення фізичних основ реографії; б) схема лабораторної установки; в) таблиця з результатами вимірювань; г) графік залежності реограми від зміни об'єму системи і висновки.

Контрольні питання та задачі

1. Який зв'язок між реограмою судини та величиною тиску рідини (крові) у ньому? Якими фізіологічними параметрами судин визначається величина амплітуди реограми?
2. Чи впливає швидкість кровотоку (лінійна, об'ємна) на амплітуду?
3. Як відрізняються між собою реограми різних судин (артерій, артеріол, венул, вен)?
4. Амплітуда реограми у пацієнта зменшилась удвічі за короткий (кілька хвилин) проміжок часу. Як це можна пояснити?
5. Яким чином здійснюється налагодження вимірювального моста реографа?

6. Яким чином пояснити незмінність амплітуди реограми при зміні хвилинного об'єму крові?
7. Як впливає частота скорочень серця (при незмінному ударному об'ємі) на амплітуду реограми?
8. Як зміниться реограма аорти при зміні жорсткості її стінок (наприклад, при атеросклерозі)? Завищеними чи заниженими є результати визначення ударного об'єму крові за методикою А. Кедрова у цьому випадку?
9. Чи зміниться реограма судини, якщо лінійна швидкість кровообігу зросте вдвічі?
10. Чи впливає дихання на реограму: а) легеневих судин; б) судин кінцівок; в) судин мозку?
11. Чому є необхідним гарний контакт електродів з досліджуваною ділянкою тіла?
12. Визначте, у скільки разів відрізняються між собою імпеданси електричних ланцюгів, які складаються з послідовно та паралельно з'єднаних активного опору $R = 100$ *Ом* і ємності $C = 0.1$ *мкФ*. Яку індуктивність необхідно підключити до першого ланцюга, щоб імпеданс її був 200 *Ом*? Частота змінного струму 10^3 *Гц*.

РОЗДІЛ 5

ЕЛЕМЕНТИ МОЛЕКУЛЯРНОЇ БІОФІЗИКИ ТА БІОФІЗИКИ МЕМБРАННИХ ПРОЦЕСІВ У КЛІТИНАХ

Лабораторна робота 5.1

"ДОСЛІДЖЕННЯ НЕЛІНІЙНИХ ВЛАСТИВОСТЕЙ ПРОВІДНОСТІ ШКІРИ ЖАБИ"

Мета роботи: Вивчити теоретичні основи транспорту речовин через багатошарові клітинні структури; провести дослідження нелінійних властивостей провідності шкіри жаби (зняти її вольт-амперну характеристику).

Контрольні питання для підготовки до лабораторної роботи

1. Сучасні уявлення про будову мембрани (структурні елементи та їх фізичні властивості, моделі мембрани).
2. Пасивний транспорт (дифузія) незаряджених частинок. Рівняння Фіка.
3. Проникність мембрани.
4. Електродифузійні рівняння Нернста–Планка, Теорелла.
5. Особливості пасивного транспорту через мембрани (дифузія крізь пори, дифузія за допомогою переносників).
6. Активний транспорт. Види активного транспорту.
7. Спряження потоків при активному транспорті на прикладі K^+-Na^+-насоса.
8. Транспорт речовин через епітелій тканин та органів.

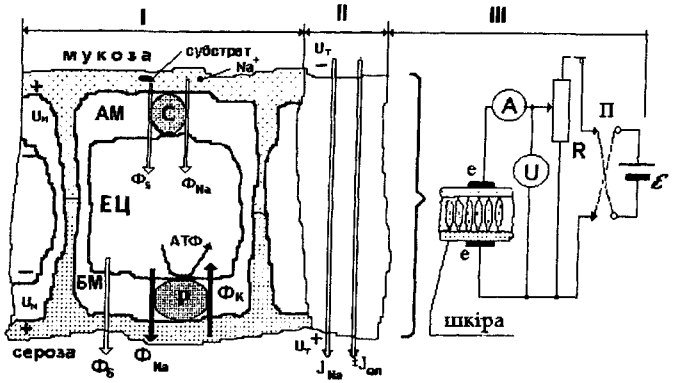
Додаткова література

1. *Чалий О.В. та ін.* Медична і біологічна фізика. – К.: Віпол, 2001. – Т. 2. – 415 с.
2. *Владимиров Ю.А. и др.* Биофизика. – М.: Медицина, 1983. – Гл. 5, 6, 7. – С. 95–144.
3. *Костюк П.Г. и др.* Биофизика. – К.: Вища школа, 1988.

4. *Ремизов А.Н.* Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1998. – С. 244–265.

Додаткові теоретичні відомості

У цілому ряді органів людини та тварин транспорт різноманітних речовин здійснюється через декілька клітинних шарів. Такий трансцелюлярний або трансепітеліальний транспорт може вміщувати в собі всі вищенаведені види транспорту через окрему мембрану. Речовини проходять через дві клітинні мембрани: з зовнішнього боку органу – апікальну мембрану (АМ) та з внутрішнього боку – базальну мембрану (БМ) (мал. 5.1).



Мал. 5.1. Схематичне зображення шкіри жаби і електрична схема для зняття вольт-амперної характеристики шкіри жаби. I – види транспорту речовин через епітелій. ЕЦ, АМ, БМ – епітеліоцит, його апікальна та базальна мембрани, С – система полегшеного транспорту субстратів S, що спряжений з транспортом іонів Na^+, K^+-Na^+-насос, Φ_{Na}, Φ_K, Φ_S – відповідно потоки Na^+, K^+ та субстрату, $U_м$, $U_т$ – відповідно трансмембранна і трансепітеліальна різниця потенціалів. II – струми натрію через епітелій, j_{Na} – струм натрію через епітелій (пасивний транспорт на АМ мембрані, активний транспорт на БМ мембрані), $\pm j_{ел}$ – струм іонів, що створюються зовнішнім джерелом $\mathcal{E}$ (напрямок залежить від полярності джерела). III – електрична схема для зняття вольт-амперної характеристики шкіри, е – електроди, П – перемикач полярності джерела.

Розглянемо механізм такого транспорту на прикладі епітеліоциту тонкої кишки. Апікальна мембрана (АМ) епітеліоциту (ЕЦ) розташована з боку просвіту кишки і безпосередньо контактує із середовищем, де знаходяться поживні речовини, які надходять з їжею. Базальна мембрана (БМ) розташована на серозному боці, що примикає до кровоносних судин.

Субстрат S (цукри, амінокислоти та інші речовини), які знаходяться в просвіті кишки, транспортуються крізь апікальну мембрану за допомогою спряженого з іонами Na^+ полегшеного переносу. Перенос субстрата через мембрану здійснюється при спряженні потоку субстрата Φ_S і потоку іонів (Φ_{Na}) безпосередньо на переносникy С. При цьому Na транспортується через АМ в область з меншою концентрацією згідно з електрохімічним градієнтом.

Спряжені комплекси всередині клітини розпадаються. Цукри і амінокислоти проходять крізь БМ в область з меншою концентрацією в серозну частину та далі в кров.

Іони Na^+, які увійшли до клітини, збільшують концентрацію всередині епітеліоциту. Вийти з клітини вони не можуть, тому що в просвіті кишки, а також з боку серозної поверхні концентрація іонів Na^+ більша, ніж у клітині.

Тому збільшення концентрації Na^+ всередині клітини компенсується його "відкачкою" за рахунок роботи Na^+-K^+-насоса (P). Для транспортування Na^+ в область з більшою концентрацією необхідно витратити енергію W, яка отримується при гідролізі молекул АТФ (аденозинтрифосфорної кислоти) з утворенням молекул АДФ (аденозиндифосфорної кислоти) та неорганічного фосфату ($\Phi_н$):

$$АТФ + H_2O \rightarrow АДФ + \Phi_н + W\ (\sim 40\ кДж/моль).$$

Рушійна сила транспорту речовини у таких системах – хімічний потенціал АТФ, що визначається концентрацією АТФ у цитоплазмі. Потік іонів Na^+, які входять всередину клітини внаслідок пасивного транспорту, а також потік іонів Na^+, які виходять з клітини внаслідок роботи насоса, утворюють трансепітеліальний потік іонів Φ_{Na}, який можна

зареєструвати, вимірюючи густину іонного струму (j_{Na}) крізь тканину (див. мал. 5.1):

$$j_{Na} = ez\Phi_{Na}.$$

Величину та напрямок цього струму можна змінювати за допомогою зовнішнього регульованого джерела напруги, який створює додатковий струм $\pm j_{ел}$, напрямок якого залежить від полярності зовнішнього джерела $\mathcal{E}$. Такий метод, що його запропонували Уссінг та Юнг, дає змогу вивчати механізм активного транспорту та вплив на нього різних факторів. Методика спрощується при застосуванні в ролі такої моделі шкіри жаби, для якої характерна система транспорту, що описана вище.

У запропонованій роботі вивчаються деякі властивості багатомембранних систем, зокрема вимірюється вольт-амперна характеристика шкіри жаби. Характер залежності величини електричного струму від різниці потенціалів $I = f(U)$ містить важливу інформацію про властивості біооб'єкта. Такі вольт-амперні характеристики (ВАХ) спостерігаються для ряду нелінійних елементів, наприклад вакуумного або напівпровідникового діодів.

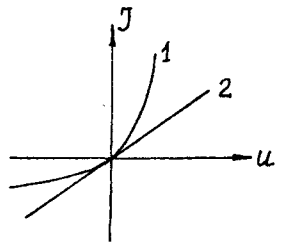
Для одержання ВАХ шкіри відпрепарований шматок шкіри жаби розміщують на електродах вимірюючої схеми (див. мал. 5.1). Жива шкіра жаби функціонує аналогічно вище описаній системі транспорту через епітелій тонкої кишки. Зовнішня поверхня шкіри заряджена негативно ("–") по відношенню до внутрішньої ("+"). Ця різниця потенціалів створюється за рахунок напрямленого струму іонів Na^+ з мукозного боку до серозного. Таким чином, при проходженні електричного струму $I_{ел}$ від джерела $\mathcal{E}$ крізь шкіру в напрямку, що співпадає з напрямком іонного струму (j_{Na}) всередині шкіри, загальний струм дорівнює сумі струмів, тобто

$$I = I_{ел} + I_{Na}.$$

При зміні полярності електродів загальний струм буде дорівнювати різниці цих струмів, тобто

$$I = I_{Na} - I_{ел}.$$

Саме цим пояснюється характер залежності величини струму в колі від величини та полярності прикладеної напруги (мал. 5.2, крива 1). Якщо створити умови, при яких різниця потенціалів на поверхні шкіри жаби не утворюється (наприклад, при пригніченні роботи K^+-Na^+-насоса оубаїном), вигляд ВАХ змінюється. Відмінність кривих дає змогу визначити внесок вивчаючого фактора (роботи Na^+-K^+-АТФази) у формування електродифузійних потоків. Крива 2 (мал. 5.2) відображає приблизний характер вольт-амперної характеристики у цьому випадку.



Мал. 5.2. Вольт-амперні характеристики шкіри жаби: 1 – "жива" шкіра; 2 – шкіра після дії оубаїна ("мертва").

Порядок виконання роботи

Завдання 1. Зняти ВАХ шкіри.

1. Зібрати електричну схему (мал. 5.1-III) для вимірювання струму та різниці потенціалів.

2. Розташувати на електродах вимірювальної схеми шматок шкіри жаби. Шкіра повинна повністю покривати електроди. Запам'ятати положення електродів (плюс-мінус) щодо шкіри.

3. Підготувати таблицю для занесення результатів вимірів.

4. Змінюючи напругу, виміряти величину струму в ланцюгу. Результати занести в таблицю. Характеристику слід знімати, обираючи визначені значення струму (бажано через 25–30 *мА*) до досягнення величини порядку 150 *мА*. При більш високих значеннях струму може статися електричний "пробій" шкіри та суттєві зміни мембранних процесів.

Таблиця. *Результати зняття вольт-амперної характеристики шкіри*

Жива	+	I (мА)								
	−	U (мВ)								
	−	I (мА)								
	+	U (мВ)								
Мертва	+	I (мА)								
	−	U (мВ)								
	−	I (мА)								
	+	U (мВ)								

5. Змінити полярність струму, що проходить крізь шкіру.
6. Провести вимірювання відповідно до пункту 4.
7. Шматочок шкіри занурити на 10–15 *хвилин* у розчин оубаіна або взяти спеціально оброблений шматочок шкіри.
8. Розташувати цей шматочок шкіри на електроді та здійснити вимірювання за пунктами 4–5.
9. За даними таблиці побудувати вольт-амперні характеристики "живої" та "мертвої" шкіри.
10. Зробити висновки за результатами дослідів.

Завдання 2. Дати відповіді на контрольні питання щодо структури та транспортної функції мембран (програма btq_.exe) у дисплейному класі.

Лабораторна робота 5.2

"Дослідження дисперсії електричного імпедансу біологічних тканин"

Мета роботи: вивчити особливості електричної провідності біологічних тканин у колі змінного електричного струму; дослідити залежність електричного імпедансу від частоти змінного струму для різних біологічних об'єктів (м'язів, листка рослини тощо); побудувати криві дисперсії імпедансу; визначити відмінність імпедансу для "живої" та ушкодженої тканин.

Контрольні питання для підготовки до лабораторної роботи

1. Змінний струм. Активний, індуктивний і ємнісний опори.
2. Векторні діаграми для повного кола змінного струму з послідовним та паралельним увімкненням R, L, C.
3. Повний опір кола змінного струму. Узагальнений закон Ома для кола змінного струму.
4. Особливості проходження постійного та змінного струмів крізь біологічні мембрани тканин. Еквівалентні електричні схеми тканин організму.
5. Залежність імпедансу біологічних тканин від частоти змінного струму. Дисперсія імпедансу. Коефіцієнт дисперсії.

Додаткова література

1. *Чалий О.В. та ін.* Медична і біологічна фізика. – К.: Віпол, 2001. – Т. 2. – 415 с.
2. *Костюк П.Г. и др.* Биофизика. – К.: Вища школа, 1988.
3. *Ливенцев Н.М.* Курс физики. – М.: Высшая школа, 1974. – Гл. 17. – С. 264–274.
4. *Ремизов А.Н.* Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1987. – Гл. 18. – С. 326–331.

Додаткові теоретичні відомості

Біологічним тканинам притаманні такі електричні властивості:

1. *Активний опір.* Проходження постійного або змінного електричних струмів крізь біологічну тканину завжди супроводжується виділенням теплової енергії, що свідчить про наявність активного (омічного) опору (R). Величина цього опору залежить від розмірів об'єкта і його електричних властивостей, що визначається питомою електричною провідністю.

Можна показати, що питома електропровідність речовини (γ) визначається концентрацією зарядів (c), їх величиною (ez) і рухливістю (b):

$$\gamma = c \cdot ez \cdot b.$$

Відповідно, величина електричного опору або провідності біологічних тканин при однакових геометричних розмірах залежить від цих величин.

Питомі опори різних біологічних тканин можуть відрізнятись у тисячі разів, що визначається передусім концентрацією вільних зарядів у рідких середовищах біологічних тканин.

2. *Ємнісні властивості біологічних тканин.* Конструктивно більшість біологічних тканин складаються з послідовних шарів, які добре або погано проводять електричний струм, тобто за своєю структурою відповідають будові конденсатора. Другою складовою частиною електричної ємності біологічних тканин виступає ємність клітинних мембран, яка, як відомо, має досить значну величину.

Доказом ємнісних властивостей біологічних тканин виступають такі факти: а) зменшення імпедансу тканини при збільшенні частоти електричного струму; б) амплітудне значення струму випереджає по фазі амплітудне значення напруги.

Величина ємнісного опору визначається за формулою

$$X_C = \frac{1}{\omega C},$$

де ω – циклічна частота змінного струму.

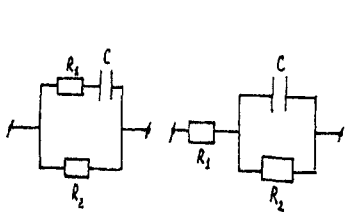
3. *Індуктивні властивості біологічних тканин.* Конструктивно ці властивості у біологічних тканин виражені

дуже слабо. Індуктивний опір проявляється при дуже високих частотах змінного струму (область НВЧ і КВЧ коливань).

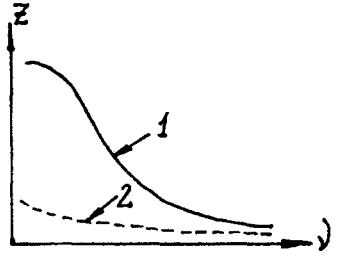
Величина індуктивного опору визначається за формулою

$$X_L = \omega L.$$

Електричні схеми можуть вміщувати різні елементи (R, X_C і X_L), увімкнені в схему довільним чином. Повний опір електричного кола, що містить ці елементи, змінному струмові називають ***імпедансом*** Z.



Мал. 5.3. Еквівалентні електричні схеми біологічних тканини.



Мал. 5.4. Дисперсія імпедансу біологічних тканин: 1 – "жива" тканина; 2 – "мертва" тканина.

Експериментальні дослідження біологічних тканин свідчать про те, що найпростіші еквівалентні електричні схеми біологічних тканин можуть бути одержані послідовним та паралельним з'єднанням R та C (мал. 5.3). Таке з'єднання елементів у схемі забезпечує збіг частотних залежностей імпедансу біологічних тканин та вказаних схем.

Залежність повного опору (імпедансу) від частоти змінного струму називається ***дисперсією імпедансу***, або дисперсією електропровідності. Для біологічних тканин дисперсія імпедансу має складну форму (мал. 5.4).

Вимірювання електропровідності біологічних тканин дає змогу вивчати процеси, що відбуваються у живих клітинах та тканинах при зміні їх фізіологічного стану як у нормі, так і при патологічній дії факторів, що ушкоджують тканину. Малі напруги, що використовуються при цьому, не вносять суттєвих змін у фізико-хімічні процеси, що відбуваються у біооб'єктах.

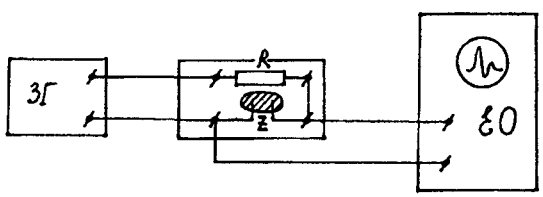
Для оцінки дисперсії імпедансу біологічних тканин розглядають ***коефіцієнт дисперсії імпедансу*** K, що дорівнює відношенню імпедансів біологічних тканин на низьких Z(нч) та високих Z(вч) частотах:

$$K = Z(\text{нч})/\, Z(\text{вч}).$$

На практиці дисперсію імпедансу біологічних тканин вимірюють у діапазоні частот 1000 *Гц* (низька частота) – 10 *МГц* (висока частота). Для цих частот значення K для живої тканини дорівнює 10–15, а для ушкодженої або мертвої тканини не перевищує 5. За значенням цього коефіцієнта можна зробити висновок про життєздатність біотканин або органів, що підлягають трансплантації.

У цій роботі дослідження дисперсії імпедансу для різних біологічних тканин проводять у діапазоні частот змінного струму 200 *Гц* – 200 *кГц*.

Визначення імпедансу біологічної тканини здійснюють методом порівняння падіння напруги на відомому опорі та на біологічній тканині (мал. 5.5).



Мал. 5.5. Схема установки для дослідження дисперсії імпедансу біологічних тканин.

Із запропонованої схеми видно, що електричний струм, що протікає через послідовно увімкнені опори (відомий – R і невідомий – Z), буде однаковий, тобто

$$I_R = I_Z, \quad I_R = \frac{U_R}{R}, \quad I_Z = \frac{U_Z}{Z} \text{ або } \frac{U_R}{R} = \frac{U_Z}{Z},$$

звідки

$$Z = R \cdot \frac{U_Z}{U_R}.$$

Ця формула дає можливість виміряти імпеданс, визначивши падіння напруги на відомому опорі R та на об'єкті Z.

Якщо для вимірювання U_R і U_Z використовувати електронний осцилограф, не змінюючи коефіцієнт підсилення, то величину опору Z можна знайти за формулою

$$Z = R \cdot \frac{A_Z}{A_R},$$

де A_Z – амплітуда падіння напруги на біологічному об'єкті (в *мм*), A_R – амплітуда падіння напруги на опорі R (в *мм*).

Порядок виконання роботи

Завдання 1. Дослідити дисперсію провідності біологічної тканини.

1. Підготувати таблицю для занесення результатів вимірів.

Таблиця. *Результати вимірів амплітуд падіння напруги і розрахунків імпедансу*

Частота	200 *Гц*	2000 *Гц*	20 *кГц*	200 *кГц*
A_R (*мм*)				
A_Z (*мм*)				
Z (*Ом*)				
A_R (*мм*)				
A_Z (*мм*)				
Z (*Ом*)				

2. Приєднати макет з опором R до звукового генератора (ЗГ) та до осцилографа (ЕО). На голкоподібних штирях макета розташувати об'єкт дослідження. Увімкнути в електричну мережу ЗГ і ЕО.

3. Встановити на ЗГ частоту 200 *кГц*. Амплітуда вихідного сигналу не повинна перевищувати 100 *мВ*.

4. Підібрати чутливість осцилографа таким чином, щоб амплітуда сигналу A_R на опорі R була близько 10 *мм*. Підключити контакти до об'єкта і поміряти (не змінюючи чутливості осцилографа) амплітуду сигналу A_Z на об'єкті. Якщо вона близько 10–15 *мм*, то чутливість достатня для проведення вимірювань. У разі малої амплітуди напруги на об'єкті (менше 5 *мм*) необхідно збільшити сигнал падіння напруги на опорі R вдвічі (до 20 *мм*).

Дані про амплітуди A_R і A_Z занести до відповідних граф таблиці.

5. Повторити аналогічні процедури для всіх частот, що вказані в таблиці.

6. Замінити об'єкт дослідження та виконати аналогічні операції з дослідження дисперсії імпедансу.

7. Побудувати графіки залежності Z від частоти для різних об'єктів.

8. Розрахувати коефіцієнти дисперсії для досліджуваних об'єктів.

9. Зробити висновки з проведених досліджень. Оформити протокол лабораторної роботи.

Протокол повинен містити:

– мету роботи та стислі теоретичні відомості;

– таблицю вимірювань та розрахунків;

– графіки залежності імпедансу Z від частоти для різних об'єктів;

– висновки за результатами досліджень.

Задачі та запитання для самоконтролю

1. Що таке векторна діаграма і як вона будується для найпростіших електричних кіл (кіл, що вміщують лише: а) резистор; б) ємність; в) індуктивність), а також паралельне та послідовне з'єднання цих елементів?
2. Що таке імпеданс та як його розрахувати для електричних кіл, вказаних у попередньому запитанні?
3. Поясніть, чому навіть у "мертвій" тканині зберігається дисперсія імпедансу.
4. Чим пояснюється зменшення коефіцієнта дисперсії імпедансу при відмиранні біологічних тканин?
5. У скільки разів відрізняються імпеданси електричних кіл, що складаються з:
   а) послідовно та паралельно з'єднаних індуктивності L = 1 *мГн* та ємності C = 100 *мкФ*;
   б) послідовно та паралельно з'єднаних опору R = 500 *Ом* та ємності C = 0.1 *мкФ* (в обох випадках частота змінного струму ν = 100 *Гц*)?
6. Побудувати векторні діаграми для еквівалентних електричних схем біологічних тканин.

Лабораторна робота 5.3

"ВИМІРЮВАННЯ КОНЦЕНТРАЦІЙНОГО ПОТЕНЦІАЛУ КОМПЕНСАЦІЙНИМ МЕТОДОМ"

Мета роботи: Вивчити природу виникнення концентраційного потенціалу. Ознайомитись з роботою концентраційного елемента і виміряти електрорушійну силу (ЕРС) концентраційного елемента компенсаційним методом.

Контрольні питання для підготовки до лабораторної роботи

1. Мембранні потенціали спокою:
   а) рівноважний потенціал Нернста;
   б) дифузійний потенціал;
   в) доннанівський потенціал;
   г) стаціонарний потенціал Гольдмана–Ходжкіна–Катца.
2. Компенсаційний метод вимірювання різниці потенціалів.

Додаткова література

1. *Чалий О.В. та ін.* Медична і біологічна фізика. – К.: Віпол, 2001. – Т. 2. – 415 с.
2. *Владимиров Ю.А. и др.* Биофизика. – М.: Медицина, 1983. – Гл. 5, 6, 7. – С. 95–144, 147–154.
3. *Костюк П.Г. и др.* Биофизика. – К.: Вища школа, 1988.
4. *Ремизов А.Н.* Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1994. – С. 244–165.

Додаткові теоретичні відомості

Концентраційний потенціал відноситься до типу рівноважних потенціалів. Розглядаючи різні умови руху іонів у просторі, можна одержати різні типи електричних потенціалів.

Рівноважний потенціал Нернста виникає при нерівномірному розподілі концентрації певних іонів у разі, коли мембрана проникна лише для цих іонів, і описується такою формулою:

$$\Delta\varphi_н = \frac{RT}{Fz}\ln\frac{c_1}{c_2}.$$

Доннанівський потенціал виникає на мембрані, яка проникна для малих іонів різних знаків (Na^+, K^+, Cl^- та ін.) та непроникна для великих заряджених молекул (наприклад, білків), розташованих всередині клітинного простору. Формула для потенціалу Доннана має такий вигляд:

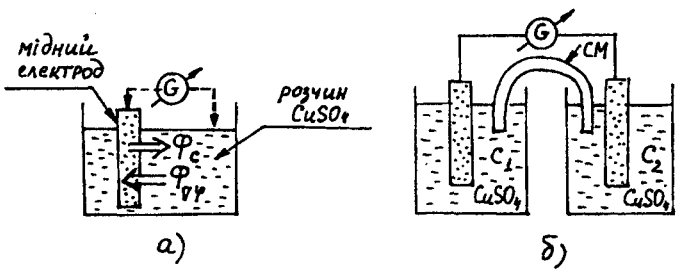
$$\Delta\varphi_d = \frac{RT}{Fz}\frac{n[P^-]}{2c_0},$$

де $[P^-]$ – концентрація білкових аніонів всередині клітини; c_0 – концентрація неорганічних іонів зовні.

Дифузійний рівноважний потенціал встановлюється в середовищі при наявності градієнта концентрацій іонів різного знака, що мають різну рухливість ($b^+ \neq b^-$), відповідно до формули

$$\Delta\varphi_{df} = \frac{RT}{Fz}\frac{b^+ - b^-}{b^+ + b^-}\ln\frac{c_1}{c_2}.$$

Концентраційний потенціал виникає при зануренні будь-якого металу у водний розчин власної солі певної концентрації. Така структура становить концентраційний елемент.



Мал. 5.6. Ілюстрація механізму виникнення концентраційного потенціалу.

Розглянемо виникнення концентраційного потенціалу на прикладі концентраційного елемента, що складається з мідного електрода, зануреного у розчин мідного купоросу $CuSO_4$ (мал. 5.6а). Взаємодію електрода з розчином можна

охарактеризувати двома процесами: а) розчиненням мідного електрода, зумовленим різницею концентрацій міді в електроді та розчині (цей процес описується рівнянням Фіка); перехід іонів міді у розчин (потік Φ_c) спричинює перерозподіл зарядів і створення електричного поля; б) існуванням зворотного потоку іонів міді ($\Phi_{\nabla\varphi}$), зумовленого виникненням градієнта потенціалу.

Рівноважний стан характеризується рівністю цих потоків, тобто умовою, що сумарний потік іонів міді

$$\Phi = \Phi_c + \Phi_{\nabla\varphi} = 0$$

або

$$-D\frac{dc}{dx} - c\frac{DFz}{RT}\frac{d\varphi}{dx} = 0,$$

звідки

$$d\varphi = -\frac{RT}{Fz}\frac{dc}{c}.$$

Інтегруючи одержане рівняння, з урахуванням значень концентрацій міді в електроді c_0 і розчині c_p, одержимо таку величину концентраційного потенціалу φ_e:

$$\int_0^{\varphi_e} d\varphi = -\frac{RT}{Fz}\int_{c_0}^{c_p}\frac{1}{c}dc;$$

$$\varphi_e = -\frac{RT}{Fz}\ln\frac{c_p}{c_0}$$

або

$$\varphi_e = -\frac{RT}{Fz}\ln c_p + \varphi_0,$$

де $\varphi_0 = (RT/Fz)\ln c_0$ – деяка постійна величина, що визначається природою електрода та іонів у розчині.

Якщо занурені в розчини електроди з'єднати провідним соляним містком (мал. 5.6б), то між електродами виникає концентраційна різниця потенціалів

$$\Delta\varphi_{кп} = \varphi_{e1} - \varphi_{e2} = \left(-\frac{RT}{Fz}\ln c_1 + \varphi_0\right) - \left(-\frac{RT}{Fz}\ln c_2 + \varphi_0\right)$$

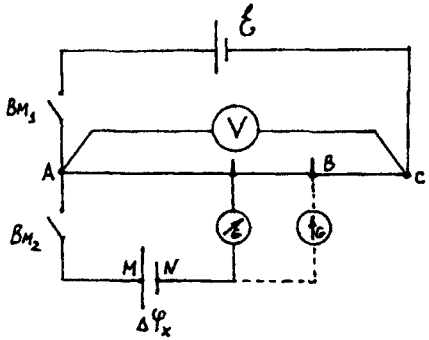
або

$$\Delta\varphi_{кп} = -\frac{RT}{Fz}\ln\frac{c_1}{c_2}.$$

Примітка. Соляний місток (СМ) заповнений агар-агаром з розчином KCl. У цьому середовищі іони K^+ і Cl^- рухаються з однаковою швидкістю і відповідно вирівнювання потенціалів розчинів відбувається без внесення додаткової дифузійної різниці потенціалів.

У цій роботі вимірюється різниця потенціалів між двома мідними електродами, зануреними в розчини мідного купоросу різних концентрацій (див. мал. 5.6б), тобто електрорушійна сила концентраційного елемента.

Електрорушійна сила джерела електричного струму дорівнює, як відомо, різниці потенціалів між полюсами джерела при розімкненому зовнішньому колі. Для вимірювання електрорушійної сили джерела струму не можна користуватися вольтметром, бо при його увімкненні одержимо замкнене коло, по якому потече струм. Тому електрорушійну силу джерела струму вимірюють методом компенсації.



Мал. 5.7. Електрична схема для вимірювання електрорушійної сили концентраційного елемента методом компенсації.

Для вимірювання електрорушійної сили концентраційного елемента прилади з'єднують так, як показано на мал. 5.7.

Слід підкреслити, що в точці A реохорда джерело струму $\mathcal{E}$ та концентраційний елемент $\Delta\varphi_x$ під'єднують однойменними полюсами. Коло, в яке під'єднані концентраційний елемент $\Delta\varphi_x$ та гальванометр, називають вимірювальним. Можна підібрати таке положення рухливого контакту реохорда, щоб стрілка гальванометра G при замиканні вмикача $Вм_2$ не відхилялася, що свідчить про відсутність струму у вимірювальному колі або про рівність потенціалів точки B реохорда та точки N на електроді концентраційного елемента. Точки A та M також еквіпотенціальні.

У цьому випадку електрорушійна сила концентраційного елемента дорівнюватиме різниці потенціалів на ділянці AB реохорда, тобто

$$\Delta\varphi_x = U_{AB}.$$

Отже, за законом Ома на ділянці AB падіння напруги становить

$$U_{AB} = I \cdot R_{AB},$$

тобто

$$\Delta\varphi_x = I \cdot R_{AB}.$$

При відсутності електричного струму у вимірювальному колі сила струму через реохорд буде такою:

$$I = \frac{U_{AC}}{R_{AC}},$$

де U_{AC} – падіння напруги на всій довжині реохорда, яке визначаємо за допомогою вольтметра.

Таким чином, значення ЕРС концентраційного елемента одержимо за формулою

$$\Delta\varphi_x = U_{AC}\frac{R_{AB}}{R_{AC}} = U_{AC}\frac{L_{AB}}{L_{AC}},$$

де L_{AC} – довжина реохорда; L_{AB} – довжина ділянки реохорда, на якій відбувається компенсація ЕРС концентраційного елемента.

Середню відносну похибку $\bar{\varepsilon}$ при визначенні ЕРС концентраційного елемента розраховують за формулою

$$\bar{\varepsilon} = \frac{\overline{\Delta(\Delta\varphi_x)}}{\overline{\Delta\varphi_x}} = \frac{\overline{\Delta U_{AC}}}{\overline{U_{AC}}} + \frac{\overline{\Delta L_{AB}}}{\overline{L_{AB}}} + \frac{\overline{\Delta L_{AC}}}{\overline{L_{AC}}},$$

звідки одержують значення абсолютної похибки

$$\overline{\Delta(\Delta\varphi_x)} = \bar{\varepsilon}\,\overline{\Delta\varphi_x}.$$

Остаточний результат слід подати у такому вигляді:

$$\Delta\varphi_x = \left(\overline{\Delta\varphi_x} \pm \overline{\Delta(\Delta\varphi_x)}\right),\ B.$$

Усі виміри необхідно повторити три рази і результати занести до таблиці.

Таблиця. *Результати вимірів*

№	L_{AB}, *мм*	ΔL_{AB}, *мм*	L_{AC}, *мм*	ΔL_{AC}, *мм*	U_{AC}, *В*	ΔU_{AC}, *В*	c_1, *моль*	c_2, *моль*	T, *К*
1									
2									
3									
Середнє			1000	0.5			0.1	0.01	

Порядок виконання роботи

Зібрати електричне коло за схемою, відповідно до мал. 5.7.

Накреслити таблицю для результатів вимірювання і занести до неї необхідні відомості.

Пересуваючи повзунок реохорда і замикаючи вмикач $Вм_1$, досягти нульового відхилення стрілки гальванометра G. (Якщо "нуль" не встановлюється, слід перемкнути полярність концентраційного елемента і повторити цю операцію).

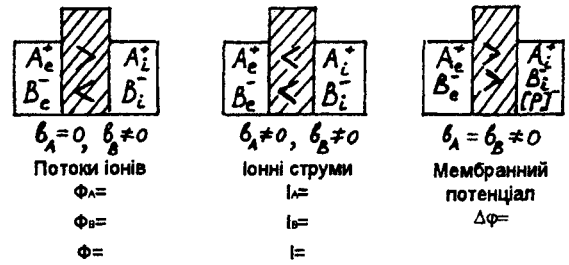
Дані про положення реохорда (довжину ділянки AB та показання вольтметра U_{AC}) занести до таблиці (вимірювання провести не менше трьох разів).

Розрахувати середнє значення ЕРС концентраційного елемента $\Delta\varphi_x$, використовуючи середні значення величин, що входять до формули. Визначити теоретичне значення $\Delta\varphi_x$ за формулою для концентраційної різниці потенціалів $\varphi_{кп} = -(RT/Fz)\ln(c_1/c_2)$ і порівняти експериментальний та теоретичний результати.

Зробити висновок про відповідність експериментального та теоретичного результатів, а також про можливі причини їх розходження.

Контрольні питання і задачі

1. Чому концентраційний потенціал є рівноважним? У чому полягає фізична суть рівноважного стану концентраційного елемента?
2. Для наведених на мал. 5.8 розподілів іонів у примембранному просторі і рухливостях іонів вказати величини іонних потоків речовини та іонних струмів, величину, знак і вигляд утвореного мембранного потенціалу.



Мал. 5.8. Розподіл та рухливість іонів.

3. Визначити рівноважні потенціали для іонів Na^+, K^+ і Cl^- для мембрани еритроцита, якщо концентрації цих іонів відповідно дорівнюють: зовні c_e = 155, 5, 4 *мМоль/л*; всередині c_i = 19, 136, 120 *мМоль/л*.

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА 5.4
"ВИВЧЕННЯ БІОФІЗИКИ МЕМБРАН ЗА ДОПОМОГОЮ КОМП'ЮТЕРНИХ ПРОГРАМ"

Схему програм з біофізики мембран наведено в таблиці:

Біофізика мембран	Файл
Блок №1. Вивчення структури мембран	bm_.exe
Блок №2. Вивчення мембранного транспорту	bm_.exe
Блок №3. Вивчення мембранних потенціалів	bmp_.exe
Блок №4. Вивчення потенціалів дії	bmp_.exe
Блок №5. Контрольні питання	bmq_.exe

Залежно від типу ЕОМ ці програми представлені або у вигляді одного блоку – m_.exe (при наявності твердого диску), або у вигляді трьох блоків: bm_.exe, bmp_.exe та bmq_.exe (при його відсутності та роботі з віртуальним диском).

Завдання 1. Вивчення структури мембрани і мембранного транспорту.

1. Запустити для виконання програму bm_.exe чи m_.exe.

2. Вийти у головне меню програми та вибрати курсором блок "Структура мембрани", ознайомитися з теоретичним матеріалом.

3. Після закінчення роботи з цим блоком перейти до наступного блоку "Транспорт речовини крізь мембрану", натиснувши клавішу F2 (нижня інформаційна строчка екрана) та ознайомитись з матеріалом цього блоку.

Завдання 2. Вивчення мембранних потенціалів.

1. Запустити для виконання програму bmp_.exe чи вибрати блок №3 "Вивчення мембранних потенціалів" при роботі з програмою m_.exe.

2. Ознайомитись з теоретичним матеріалом цього блоку.

Завдання 3. "Вивчення потенціалу дії (ПД) і дослідження зміни його форми".

1. Запустити до виконання програму bmp_.exe. (Якщо ця програма є у загальному блоці, то можна перейти до виконання програми "Дослідження потенціалу дії", запустивши її натисканням клавіші F4, згідно з вказівками інформаційного рядка на нижній частині екрана).

2. Вивчити теоретичний матеріал теми "Потенціал дії" (екранні сторінки 1–11), після чого перейти до виконання завдань.

Завдання 4. Дослідити зміну потенціалу дії при зміні активності лише однієї частинки, яка активує чи інактивує іонні канали.

Діапазон зміни активності частинок 0.05–25 (нормі відповідає значення активності, що дорівнює 1).

1. Змінюючи активність від мінімальної до максимальної, отримати на екрані потенціал дії (ПД).

2. Намалювати у зошиті отримані графіки зміни ПД.

3. Зробити висновок про вплив активності цих частинок на зміну форми ПД.

Завдання 5. Дослідити зміну форми ПД при одночасній зміні проникності Na^+- та K^+-каналів (зміні активностей m-, h-, і n- частинок).

1. Дослідити зміну форми ПД для таких режимів:

а) $n = 1$ (активність n-часток залишити постійною), одночасно збільшуючи активності m-частинок (діапазон зміни 1–25) та зменшуючи активність h-частинок (діапазон зміни 1–0.05);

б) $n = 1$, одночасно змінюючи активності m-частинок від 1 до 0.05 та збільшуючи активність n-частинок від 1 до 25;

в) одночасно збільшуючи m-, h-, n- активності за вказаними діапазонами зміни цих активностей;

г) одночасно зменшуючи m-, h-, n- активності.

Завдання 6. Одержати ПД з чіткою фазою гіперполяризації.

Враховуючи досвід роботи по зміні форми ПД залежно від активності частинок, одержати потенціал дії з чіткою фазою гіперполяризації.

Завдання 7. Одержати ПД з чітким плато, розташованим вище лінії потенціалу, який дорівнює нулю.

Змінюючи активності частинок, виконати це завдання.

Після закінчення роботи відповісти на контрольні запитання, запустивши програму bmq_.exe.

Контрольні запитання до комп'ютерних програм з біофізики мембран (блок 5, файл bmq_.exe)

1. Вкажіть необхідні фізичні властивості, які повинен мати структурний елемент мембрани.
2. Чим визначається амфіфільність (амфіпатичність) структурного елемента мембрани?
3. Якими видами взаємодій можна пояснити гідрофобну та гідрофільну поведінку структурного елемента мембрани?
4. Вкажіть основні структурні компоненти мембрани.
5. Чим забезпечується механічна міцність мембрани?
6. Які компоненти входять до складу мембранних фосфоліпідів?
7. Виконання яких функцій мембрани забезпечують глікопротеїди?
8. Які компоненти входять до складу мембранних гліколіпідів?
9. Назвіть динамічні характеристики мембрани як рідкого кристалу.
10. Чому дорівнює товщина клітинної мембрани?
11. Чому дорівнює напруженість електричного поля мембрани?
12. Назвіть молекулярні структури, що відносяться до фосфоліпідів?
13. Яким чином можна зберегти рухливість фосфо- і гліколіпідів при зниженні температури?
14. Що таке "кінки"?
15. У мембранах яких структур і клітин переважно знаходяться гліколіпіди?
16. Чим зумовлений пасивний транспорт рідини через мембрану?
17. Чим зумовлений результуючий потік іонів при пасивному транспорті їх через мембрану?
18. Що описує рівняння Фіка?
19. Що описує рівняння Нернста–Планка?
20. Що описує рівняння Теорелла?
21. Вкажіть відмінні властивості полегшеної дифузії.
22. Вкажіть тривалість потенціалу дії в нормі для кардіоміоциту людини.
23. Якими рівняннями описується пасивний транспорт речовин через мембрану?
24. Вкажіть формулу, за якою визначається проникність мембрани.
25. За рахунок чого здійснюється активний транспорт речовин через мембрану?

26. Назвіть іони, які за допомогою активного транспорту (насосів) переносяться в бік збільшення концентрації.
27. Від чого залежить проникність мембрани для електрично нейтральних невеликих молекул?
28. Де локалізований кальцієвий мембранний насос?
29. Вкажіть функції K^+-Na^+-насоса.
30. Де локалізований протонний насос?
31. За рахунок чого протонний насос здійснює транспорт іонів водню?
32. Вкажіть загальні характеристики активного транспорту і полегшеної дифузії.
33. Вкажіть речовини, для яких транспорт через мембрану здійснюється за допомогою полегшеної дифузії.
34. Як здійснюється трансмембранний перенос великих молекул (білків, глікопротеїдів тощо)?
35. Що характеризує проникність мембран P і яку розмірність вона має?
36. Що таке потенціал дії?
37. Які умови враховуються при визначенні мембранного рівноважного потенціалу Нернста?
38. Які умови враховуються при визначенні дифузійного мембранного потенціалу?
39. Які умови враховуються при визначенні стаціонарного мембранного потенціалу?
40. Які умови враховуються при визначенні рівноважного потенціалу Доннана?
41. Вкажіть, для яких випадків доннанівський потенціал ближче всього до потенціалу клітини.
42. Вкажіть, як співвідносяться між собою у стані спокою проникності мембран живих клітин для іонів.
43. Вкажіть величини рівноважних потенціалів Нернста для іонів Na^+, K^+ і Cl^- в нормі.
44. Вкажіть значення потенціалу спокою мембран для еритроцита, міоциту жаби, аксона кальмара, кардіоциту собаки у нормі.
45. Як співвідносяться в початковий момент збудження проникності мембран для іонів у живих клітинах?
46. Чому дорівнює максимальне збільшення проникності мембрани для іонів Na^+, K^+ і Cl^- при її збудженні?
47. Вкажіть причини утворення потенціалу дії.
48. Чим визначається форма початкової фази деполяризації мембрани при формуванні потенціалу дії?
49. Чим визначається фаза реполяризації мембрани при формуванні потенціалу дії?
50. Вкажіть тривалість потенціалу дії в нормі для аксону кальмара.

РОЗДІЛ 6
ОПТИЧНІ МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ МЕДИКО-БІОЛОГІЧНИХ СИСТЕМ

Лабораторна робота 6.1
"ВИВЧЕННЯ МІКРОСКОПА ТА ВИМІРЮВАННЯ МІКРООБ'ЄКТІВ"

Мета роботи: Вивчення мікроскопа та способів роботи з ним. Вимірювання геометричних розмірів мікроскопічних об'єктів.

Прилади та матеріали: мікроскоп біологічний, освітлювач, об'єкт-мікрометр, дифракційна решітка, мікрооб'єкт.

Контрольні питання для підготовки до лабораторної роботи

1. Формула лінзи. Збільшення лінзи. Аберації лінз – сферична, хроматична, астигматизм.
2. Центрована оптична система (ЦОС).
3. Оптична система та будова біологічного мікроскопа. Формула збільшення мікроскопа.
4. Межа розрізнення, роздільна здатність, корисне збільшення мікроскопа.
5. Деякі спеціальні засоби мікроскопії: імерсійний мікроскоп, метод темного поля, метод фазового контрасту, мікрофотографія.

Додаткова література

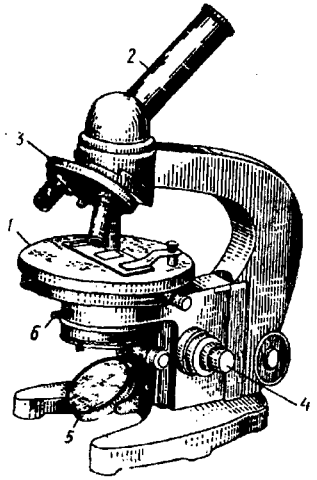
1. *Чалий О.В. та ін.* Медична і біологічна фізика. – К.: Віпол, 2001. – Т. 2. – 415 с.
2. *Ливенцев Н.М.* Курс физики. – М.: Высшая школа, 1978. – Ч. 1.
3. *Ремизов А.Н.* Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1996.

Короткі теоретичні відомості

Мікроскоп (від грецького *micros* – маленький та *skopio* – дивлюсь) – оптичний пристрій для одержання

значно збільшених зображень об'єктів або деталей їх структури. Різні типи мікроскопів застосовують для визначення та дослідження бактерій, органічних клітин, мілких кристалів та інших об'єктів, розміри яких менші за мінімальну роздільну здатність ока (мінімальна роздільна здатність ока $Z_{min} \approx 0.1$ *мм*). За допомогою мікроскопа визначають форму, розміри та інші характеристики мікрооб'єктів. Мікроскоп дає змогу розрізняти структури, відстань між елементами котрих мають порядок 0.2 *мкм*.

У біологічному мікроскопі, загальний вигляд якого наведено на мал. 6.1, розрізняють три основні частини: механічну, освітлювальну та оптичну. До механічної частини належить штатив, що складається з основи та тубусодержака. Об'єкт, що розглядається, розміщують на предметному столику 1. Предметний столик має отвір для променів, що освітлюють об'єкт. Тубус 2 мікроскопа розташований над отвором предметного столика. Нормальна довжина тубуса – 160 *мм*, в ньому монтується основна частина мікроскопа. У нижній частині тубуса розташований револьвер 3, обертаючи який можна вводити в оптичну систему різні об'єктиви. У верхній частині тубуса розташований окуляр. Звичайні об'єктиви мікроскопів мають збільшення від 6.3 до 100, а окуляри – від 7 до 15. Таким чином, загальне збільшення мікроскопа лежить в межах від 44 до 1500. Макрометричний та мікрометричний гвинти (кремал'єри) 4 призначені для переміщення тубуса мікроскопа, за їх допомогою здійснюється наведення на фокус.



Мал. 6.1. Зовнішній вигляд мікроскопа.

Оптична частина, що розташована, як правило, в тубусі мікроскопа, становить центровану оптичну систему, яка складається з двох лінз – об'єктива та окуляра. Хід променів в мікроскопі див. на мал. 6.2.

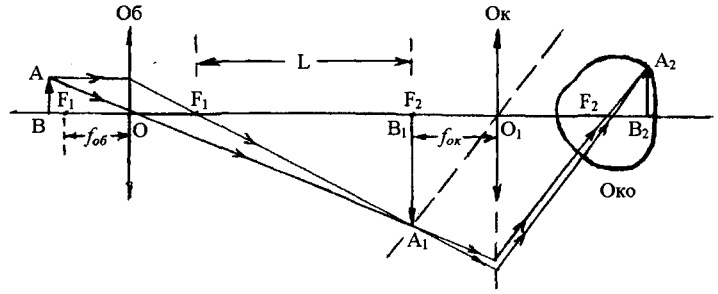


Рис. 6.2. Схематичний хід променів у мікроскопі.

Освітлювальна частина мікроскопа складається з дзеркала 5 та конденсора 6, який призначається для концентрування світлових променів. Об'єкт можна освітлювати за допомогою дзеркала та конденсора як штучним, так і природним джерелами світла.

Порядок виконання лабораторної роботи

Завдання 1. Підготувати мікроскоп до роботи.

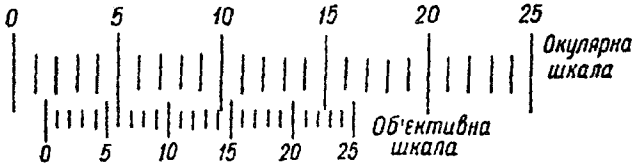
Якщо використовувати природне освітлення, мікроскоп необхідно розташувати таким чином, щоб дзеркало 5 було обернене до вікна і відбивало світло від яскравої ділянки неба. Спостерігаючи в окуляр, домогтися рівномірного освітлення поля зору за допомогою конденсора та дзеркала. При використанні штучного освітлення на дзеркало спрямовують світло від лампи.

Завдання 2. Визначити ціну поділки S окулярної шкали.

Для цього на предметному столику розташовують об'єкт-мікрометр, ціна поділки якого дорівнює 0.01 *мм*. Підсвічуючи об'єкт-мікрометр зверху (відбитим світлом), обертанням кремал'єр 4 грубої та тонкої наводки на різкість домогтися чіткого зображення поверхні об'єкт-мікрометра в полі зору мікроскопа (біла шкала), розташувати її вздовж

шкали окуляра (темна шкала) таким чином, щоб риски обох шкал були паралельними.

Далі необхідно знайти такі дві риски шкали окуляра, які співпадають з двома будь-якими рисками шкали об'єкт-мікрометра. Довжина відрізка між співпадаючими рисками об'єкт-мікрометра дорівнює $0.01 \cdot n$ (*мм*), де n – число поділок об'єкт-мікрометра між співпадаючими рисками. Ціну поділки S шкали окуляра можна визначити, якщо поділити довжину відрізка шкали об'єкт-мікрометра на число поділок m шкали окуляра, в котрі укладається цей відрізок в полі зору мікроскопа, тобто $S = 0.01 \cdot n/m$ (*мм*) (мал. 6.3).



Мал. 6.3. Розташування шкал об'єкт-мікрометра та окуляра.

Наприклад, на мал. 6.3 з лівого боку співпали 6-а поділка об'єктивної (нижньої) шкали та 5-а поділка окулярної (верхньої) шкали, тоді як з правого боку співпадають 16-а поділка об'єктивної шкали та 11-а поділка окулярної шкали. Таким чином, в $m = 6$ поділках окулярної шкали вмістилося $n = 10$ поділок об'єктивної шкали. Тоді ціна однієї поділки окулярної шкали при даному збільшенні мікроскопа є такою: $S = 0.01 \cdot 10 : 6 = 0.017$ (*мм*).

Після визначення ціни поділки окулярної шкали можна приступити до вимірювання лінійних розмірів будь-якого предмета.

Завдання 3. Виміряти геометричні розміри мікрооб'єктів.

Якщо предмет розташований на предметному столику і його можна спостерігати в світлі, що проходить крізь нього, необхідно налаштувати мікроскоп для роботи. Для цього світло від освітлювача потрібно направити на освітлювальне дзеркало 5 мікроскопа (див мал. 6.1) і обертанням дзеркала домогтися рівномірного освітлення поля зору мікроскопа. Далі на предметному столику мікроскопа розмістити

предметне скло з вимірювальним об'єктом, домогтися його чіткого зображення і приступити до вимірювання лінійних розмірів об'єкта.

Вимірювання товщини волосини. Повернути зображення поперек шкали окуляра і відлічити кількість поділок шкали окуляра, що укладаються в зображення об'єкта. Помноживши кількість поділок на ціну поділки, одержати величину діаметра волосини.

Визначення сталої дифракційної решітки. Одержавши чітке зображення фрагмента дифракційної решітки (у вигляді темних та світлих смуг, що чергуються), домогтися співпадання будь-якої смуги дифракційної решітки з будь-якою рискою шкали окуляра, а потім знайти наступну смугу, що співпадає з рискою шкали і порахувати кількість поділок між рисками на шкалі та решітці. Знаючи ціну поділки шкали окуляра, визначити постійну дифракційної решітки (задача, що є оберненою до задачі завдання 2).

Завдання 4. Враховуючи маркірування на оправі об'єктива, визначити межу розрізнення мікроскопа та корисне збільшення.

Завдання для самостійної роботи та самоконтролю

1. Скільки кардинальних точок та площин має ЦОС? Як змінюється їх кількість для тонкої лінзи?
2. Яке значення має максимальне корисне збільшення в звичайному оптичному мікроскопі?
3. Чому корисне збільшення мікроскопа не може стати нескінченно великим?
4. Як зміниться межа розрізнення мікроскопа, якщо збільшити оптичну силу об'єктива?
5. Які деталі препарату розрізняє мікроскоп, якщо освітлювати його зеленими променями ($\lambda = 500$ *нм*)? Розрахунки провести для: а) "сухого" мікроскопа; б) мікроскопа з масляною імерсією ($n = 1.515$). Значення синусу апертурного кута прийняти рівним 0.94.
6. Мікроскоп дає 600-кратне збільшення, якщо використовувати окуляр з фокусною відстанню 16.7 *мм*. Яке збільшення даватиме цей мікроскоп, якщо окуляр буде мати оптичну силу 20 діоптрій?

Лабораторна робота 6.2

"ВИЗНАЧЕННЯ КОНЦЕНТРАЦІЇ РОЗЧИНІВ РЕФРАКТОМЕТРИЧНИМ МЕТОДОМ"

Мета роботи: Вивчити принцип дії рефрактометра. Визначити показник заломлення рідини рефрактометричним методом. Дослідити залежність показника заломлення розчину від його концентрації та навчитися визначати концентрації розчинів.

Прилади та матеріали: рефрактометр, набір розчинів відомої концентрації, розчини невідомої концентрації, розчин цукру, термометр.

Контрольні питання для підготовки до лабораторної роботи

1. Закони відбивання та заломлення світла. Показник заломлення світла – абсолютний та відносний.
2. Дисперсія показника заломлення (дисперсія світла).
3. Повне внутрішнє відбиття. Граничний кут для повного внутрішнього відбиття.
4. Рефрактометрія. Будова та принцип дії рефрактометра. Застосування рефрактометрії для аналітичних цілей.
5. Волоконна оптика та її застосування в медичній практиці.

Додаткова література

1. *Чалий О.В. та ін.* Медична і біологічна фізика. – К.: Віпол, 2001. – Т. 2. – 415 с.
2. *Ливенцев Н.М.* Курс физики. – М.: Высшая школа, 1978. – Ч. 1.
3. *Ремизов А.Н.* Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1996.

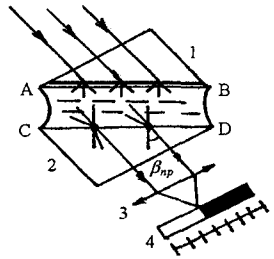
Короткі теоретичні відомості

Рефрактометр – пристрій, який призначений для визначення показника заломлення рідини. У медицині рефрактометр застосовується для визначення концентрації речовини в розчині (наприклад, вмісту білка в сироватці крові).

В основу конструкції приладу покладено метод визначення показника заломлення досліджуваного розчину за

значенням граничного кута заломлення, або кута повного внутрішнього відбивання.

Оптична схема рефрактометра наведена на мал. 6.4. Досліджуваний розчин розміщується між гранями двох призм: освітлювальної 1 та вимірювальної 2. На освітлювальну призму від джерела світла через конденсор спрямовують паралельний пучок променів світла. Грань АВ освітлювальної призми зроблена матовою, вона розсіює світлові промені, які, проходячи крізь шар досліджуваної рідини, потрапляють на грань *CD* вимірювальної призми 2 під кутами від 0 до 90°. Показник заломлення призми 2 більший від показника заломлення досліджуваної рідини, тому промені, які падають на будь-які точки грані *CD* вимірювальної призми, заломлюючись, не виходять за граничний кут заломлення $\beta_{гр}$ ($\beta_{гр} < 90°$), величина якого залежить від даних двох середовищ: досліджуваної рідини та призми 2. Нагадаємо, що граничний кут заломлення $\beta_{гр}$ – це кут заломлення, який відповідає куту падіння світла, що прямує до 90°.



Мал. 6.4. Оптична схема рефрактометра.

Величину граничного кута можна визначити, використовуючи закон заломлення світла для двох даних середовищ:

$$\frac{\sin\alpha}{\sin\beta} = \frac{\upsilon_1}{\upsilon_2} = \frac{n_2}{n_1} = \text{const},$$

де α – кут падіння; β – кут заломлення; υ_1 – швидкість поширення світла в першому середовищі, абсолютний показник заломлення якого n_1; υ_2 – швидкість поширення світла в другому середовищі, абсолютний показник заломлення якого n_2. Для цього випадку

$$\frac{\sin 90°}{\sin\beta_{гр}} = \frac{n_{ск}}{n_{д.р.}}, \text{ звідки } \sin\beta_{гр} = \frac{n_{д.р.}}{n_{ск}},$$

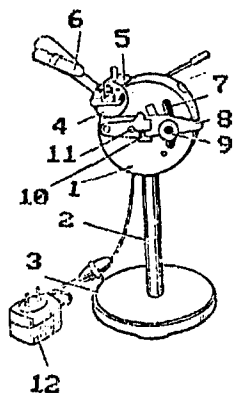
де $n_{ск}$ – абсолютний показник заломлення скла призми 2; $n_{д.р.}$ – абсолютний показник заломлення досліджуваної рідини.

Оскільки показник заломлення вимірювальної призми залишається незмінним, то $\beta_{гр}$ буде визначатися лише показником заломлення досліджуваної рідини. Всередині кута, який доповнює $\beta_{гр}$ до 90°, світлових променів не буде. Світлові промені, що виходять з призми 2, потрапляють на лінзу 3, яка збирає всі паралельні один до одного промені в одній точці. На екрані 4, який міститься в фокальній площині лінзи 3, буде спостерігатися границя розділу світла та тіні (границя світлотіні), створена променями, які йдуть під граничним кутом $\beta_{гр}$. Таким чином, положення границі світлотіні визначається величиною граничного кута заломлення, тобто залежить від показника заломлення досліджуваної рідини. На екрані нанесено шкалу, яка проградуйована в поділках показника заломлення. Крім того, в рефрактометрах цільового призначення існує шкала концентрацій розчинів відповідної речовини (наприклад, цукру). Тоді у полі зору спостерігача маємо дві шкали, границю світлотіні, а також візирну лінію у вигляді трьох штрихів.

Порядок виконання роботи

Завдання 1. Ознайомитись з будовою приладу, загальний вигляд якого подано на мал. 6.5.

Прилад має корпус 1, колонку 2, основу 3. До корпусу прикріплені камери: нижня 4 з вимірювальною призмою та верхня 5 з освітлювальною призмою. До нижньої камери прикріплено рухомий освітлювач 6, світло від якого можна спрямовувати у віконце камери. На передній кришці корпусу приладу розміщено шкалу 7 та рукоятку 8 з окуляром 9. На вісі рукоятки знаходиться шкала 10 з гвинтом 11. Гвинт фіксує рухому шкалу 10, яка призначена для усунення спектра на границі світлотіні. До джерела живлення прилад підключається за допомогою штепсельної вилки 12.



Мал. 6.5. Зовнішній вигляд рефрактометра.

Завдання 2. Перевірити правильність установки нуля приладу.

Для цього необхідно відкинути обойму з освітлювальною призмою і нанести 2–3 краплини дистильованої води на поверхню вимірювальної призми та опустити обойму на місце. Потім включити в електричну мережу прилад, направити світло від освітлювача 6 у вікно в обоймі освітлювальної призми. Далі, обертаючи оправу окуляра 9, досягти різкого зображення шкали приладу. Повертаючи рукоятку з окуляром 8, знайти границю розділу світла та тіні й сполучити візир окуляра – три пунктирних лінії – з границею розділу світла та тіні. Якщо ця границя має кольорове забарвлення, повертаючи ручку 10, усунути його. Знайти значення показника заломлення дистильованої води за шкалою (показник заломлення дистильованої води 1.333, концентрація – 0%).

Завдання 3. Одержати залежність показника заломлення досліджуваної речовини від її концентрації.

Для цього треба виміряти показники заломлення розчинів відомих концентрацій (порядок вимірювання дивись у завданні 2). Виміряти показник заломлення розчину невідомої концентрації. Результати подати у вигляді таблиці.

Таблиця. *Залежність показника заломлення розчину від концентрації*

C, %	0	10	20	30	40	X
n	1.333					

За даними таблиці побудувати графік залежності $n = f(C)$. За графіком визначити C_X – невідому концентрацію досліджуваного розчину. Рекомендуємо за початок відліку по вісі концентрацій взяти 0%, а по вісі показника заломлення – 1.33. Щодо масштабних одиниць – по вісі концентрацій – 5%, а по вісі показника заломлення – 0.005.

Завдання 4. Визначити показник заломлення та концентрацію розчину цукру ($n_{цукр}$ та $C_{цукр}$).

Ці величини визначаються безпосередньо за шкалами приладу, бо рефрактометр РПІ-3 призначений саме для аналізу на сахарозу.

Завдання для самостійної роботи та самоконтролю

1. Як залежить показник заломлення розчину від концентрації в даному досліді?
2. З якою метою освітлювач в рефрактометрі доповнюється фільтром?
3. Визначити показник заломлення 20% розчину речовини у воді, якщо показник заломлення 30% розчину дорівнює 1.547 ($n_{води}$ = = 1.333).

Лабораторна робота 6.3

"ВИЗНАЧЕННЯ КОНЦЕНТРАЦІЇ РОЗЧИНУ ПОЛЯРИМЕТРИЧНИМ МЕТОДОМ"

Мета роботи: вивчення поляриметричного методу, вивчення принципу дії та устрою поляриметра типу СУ-3, визначення питомої сталої обертання, визначення концентрації розчину оптично активної речовини.

Прилади та матеріали: поляриметр напівтіньовий СУ-3, поляриметричні кювети, розчин цукру відомої концентрації, розчин цукру невідомої концентрації.

Контрольні питання для підготовки до лабораторної роботи

1. Електромагнітні хвилі. Хвильова природа світла. Світло природне та поляризоване.
2. Поляризація світла при подвійному променезаломленні променів. Призма Ніколя, поляроїди. Закон Малюса.
3. Оптична активність речовин, обертання площини поляризації.
4. Дисперсія оптичної активності. Поляриметрія, спектрополяриметрія. Дослідження біологічних структур в поляризованому світлі.

Додаткова література

1. *Чалий О.В. та ін.* Медична і біологічна фізика. – К.: Віпол, 2001. – Т. 2. – 415 с.
2. *Ливенцев Н.М.* Курс физики. – М.: Высшая школа, 1978. – Ч. 1.
3. *Ремизов А.Н.* Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1996.

Короткі теоретичні відомості

Поляриметричними називаються методи, що засновані на вимірюванні кута обертання площини поляризації світлової хвилі при її проходженні крізь оптично активні речовини. Обертання площини поляризації світлової хвилі при її взаємодії з речовиною пов'язане з наявністю певної асиметрії в будові молекули оптично активної речовини або з пев-

ними особливостями в будові кристалічної ґратки (наприклад, ґратки кварцу).

Величина кута обертання площини поляризації φ залежить від природи речовини (тобто будови її молекул), від кількості молекул, з якими взаємодіє хвиля на своєму шляху, а також від довжини хвилі у вакуумі. Кількісно цю залежність можна виразити такими формулами: для оптично активної речовини

$$\varphi = \varphi_0 L ;$$

для розчину оптично активної речовини

$$\varphi = [\varphi_0] CL,$$

де φ – кут обертання площини поляризації (в градусах чи радіанах); φ_0 – стала обертання; $[\varphi_0]$ – питоме обертання; L – довжина шляху хвилі в оптично активній речовині; C – концентрація оптично активної речовини.

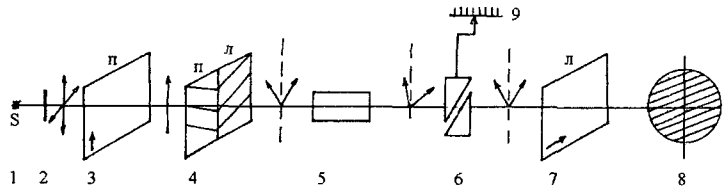
Величина $[\varphi_0]$ залежить від природи речовини, температури, а також від частоти електромагнітних коливань (довжини світлової хвилі). Залежність $[\varphi_0]$ від довжини хвилі λ називається дисперсією оптичного обертання (обертальною дисперсією) і визначається законом Біо: $[\varphi_0] \sim 1/\lambda^2$. Розмірність φ_0 та $[\varphi_0]$ залежить від вибору одиниць вимірювання φ, C та L.

У природі існують право- і лівообертаючі оптично активні речовини.

Поляриметричні методи використовують не тільки для визначення концентрації, а й для вивчення структури біологічних об'єктів. Для проведення поляриметричних досліджень використовують прилади, що називаються поляриметрами (сахариметрами). Прикладом такого приладу може бути сахариметр СУ-3. Це поляриметр цільового призначення – для визначення концентрації сахарози в розчинах. Оптична схема СУ-3 наведена на мал. 6.6.

Потік звичайного світла від лампи 1 крізь світлофільтр 2 падає на призму поляризатора 3, яка перетворює його в потік поляризованого світла. Плоскополяризоване світло

падає на бікварц 4, який складається з двох пластинок кварцу: лівообертаючого *л* та правообертаючого *п*. Вони розділяють світловий потік на дві половини. Площини поляризації обох половин світлового потоку утворюють однакові кути з головною площиною аналізатора 7. Згідно з законом Малюса, аналізатор однаково пропускає однакові частки потоку до зорової труби, при цьому спостерігається рівномірно освітлене поле зору, яке розділене тонкою лінією.



Мал. 6.6. Оптична схема поляриметра.

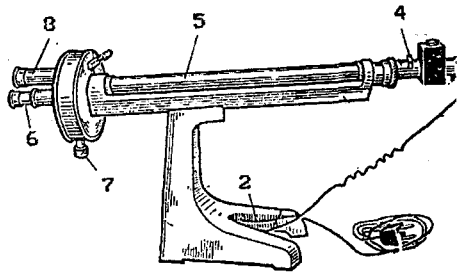
Якщо між бікварцем 4 та аналізатором 7 розташувати кювету 5 з речовиною, що обертає площину коливань, то рівність кутів між площинами поляризації двох половин світлового потоку та площиною аналізатора порушується. У цьому випадку аналізатор по-різному пропускає ліву та праву частини потоку. Внаслідок цього поле зору різко поділяється на дві по-різному освітлені половини. Щоб вирівняти освітленість поля зору, необхідно повернути площини поляризації обох половин світлового потоку назад на той самий кут φ, на який повернула площини поляризації оптично-активна речовина. Це можна здійснити за допомогою компенсатора 6, що складається з нерухомого кварцового клину та рухомого, з яким пов'язане зміщення стрілки щодо шкали 9. Зміщенням одного клину відносно іншого можна підібрати товщину кварцової пластинки, яка потрібна для компенсації кута обертання площин поляризації.

Порядок виконання лабораторної роботи

Завдання 1. Підготувати прилад до роботи.

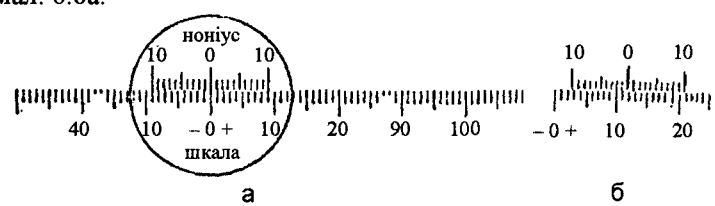
Конструкція приладу схематично показана на мал. 6.7. Увімкнути прилад в електричну мережу, тумблером 2

увімкнути освітлювач прибору 3. Обертальну обойму 4 встановити так, щоб на шляху світлового потоку опинився наскрізний отвір.



Мал. 6.7. Зовнішній вигляд поляриметра.

У відсутності в камері 5 поляриметричної кювети обертанням оправи окуляра зорової трубки 6 домогтися чіткого зображення тонкої лінії, що розділяє поле зору. Якщо поле зору виявиться неоднорідним, обертанням кремал'єри 7 домогтися повної однорідності поля зору. Одержавши однорідне освітлення поля зору окуляра 6, обертанням оправи здійснити наведення на різкість окуляра 8 відлікової шкали. Якщо налагодження приладу проведено належним чином, нульові поділки ноніуса та відлікової шкали співпадають мал. 6.8а.



Мал. 6.8. Можливі відносні положення ноніусу та відлікової шкали: а – правильне; б – неправильне.

У протилежному випадку треба перевірити знову однорідність поля зору окуляра 6 і якщо однорідність не досягнута, то спостерігається систематична похибка відліку. Її можна усунути ретельнішою установкою нуля (це здійснює лаборант). Якщо нуль все ж таки не встановлено, необхідно цю похибку враховувати під час проведення розрахунків.

У приладі застосована міжнародна цукрова шкала, 100 поділок якої (100°*S*) відповідають куту обертання площини поляризації, що дорівнює 34,62°. В діапазоні шкали від – 40°*S* до +100°*S* ноніус дає змогу відраховувати показання з точністю до 0.1 поділки.

Завдання 2. Визначити питоме обертання для цукру.

Розташувати в камері поляриметра 5 (див. мал. 6.7) кювету з розчином цукру відомої концентрації (концентрація розчину, довжина кювети, а також похибки їх вимірювання наведені в таблиці). Виміряти величину кута обертання площини поляризації кількістю поділок n шкали. Кут обертання φ визначимо, помноживши кількість поділок n на ціну поділки шкали, що дорівнює 0.35°. Для вимірювання n необхідно домогтися однорідності поля зору обертанням кремал'єри 7, а потім крізь окуляр 8 провести відлік по шкалі з точністю до 0.1 поділки шкали.

Спосіб відліку показань ноніуса пояснено на мал. 6.8б. Кількість цілих поділок визначають за основною шкалою до нуля шкали ноніуса (11 поділок). Число десятих поділок визначають за шкалою ноніуса: воно дорівнює номеру поділки ноніуса, який найкращим способом співпадає з будь-якою поділкою основної шкали. В наведеному на мал. 6.8б прикладі співпадає восьма поділка, тобто n = 11.8, що відповідає куту $\varphi = 11.8 \cdot 0.35° = 4.13°$.

Вимірювання провести п'ять разів, одержані дані занести до таблиці. За даними вимірювань розрахувати середні значення результатів відліку n, питоме обертання, а також похибки її визначення. Питоме обертання розраховують за формулою:

$$[\varphi_0] = \frac{0.35° \cdot \overline{n}}{C \cdot L_1},$$

де $\overline{n}$ – середнє значення відліку по шкалі; L_1 – довжина кювети; 0.35° – ціна поділки шкали; C – концентрація розчину.

Відносну похибку розраховують за формулою

$$\overline{\varepsilon} = \frac{\Delta[\overline{\varphi}_0]}{[\varphi_0]} = \frac{\Delta\overline{n}}{\overline{n}} + \frac{\Delta\overline{C}}{\overline{C}} + \frac{\Delta\overline{L}_1}{\overline{L}_1},$$

де $\Delta\overline{n}$, $\Delta\overline{L}_1$, $\Delta\overline{C}$, $\Delta[\overline{\varphi}_0]$ – середні абсолютні похибки цих величин.

Абсолютна похибка шуканої величини розраховується за формулою

$$\Delta[\overline{\varphi}_0] = \overline{\varepsilon} \cdot [\overline{\varphi}_0].$$

Остаточний результат для питомого обертання має такий вигляд:

$$[\varphi_0] = [\overline{\varphi}_0] \pm \Delta[\overline{\varphi}_0].$$

Завдання 3. Визначити концентрацію розчину цукру.

Виміряти кут обертання площини поляризації для кювети з розчином невідомої концентрації. Вимірювання провести також п'ять разів, одержані результати занести до таблиці.

Розрахувати концентрацію C_x розчину, застосувавши одержане при виконанні завдання 2 значення питомого обертання $[\varphi_0]$:

$$C_x = \frac{\varphi}{[\varphi_0] \cdot L} = \frac{0.35° \cdot n}{[\varphi_0] \cdot L_2}.$$

Похибку визначення концентрації розрахувати за формулою

$$\overline{\varepsilon} = \frac{\Delta\overline{C}_x}{\overline{C}_x} = \frac{\Delta\overline{n}}{\overline{n}} + \frac{\Delta[\overline{\varphi}_0]}{[\overline{\varphi}_0]} + \frac{\Delta\overline{L}_2}{\overline{L}_2}.$$

Абсолютна похибка визначення концентрації набуває вигляду

$$\Delta\overline{C} = \overline{\varepsilon}\,\overline{C}_x.$$

Остаточний результат для концентрації розчину цукру має такий вигляд:

$$C_x = \overline{C} \pm \Delta\overline{C}_x.$$

Результати занести до таблиці.

Таблиця. *Результати вимірів і розрахунків*

Для розчину відомої концентрації $C = (6.5 \pm 0.2)$ *г* / 100 *см*^{2} $L_1 = (1.000 \pm 0.005)$ *дм*						Для розчину невідомої концентрації C_x $L_2 = (2.000 \pm 0.005)$ *дм*				
N	n	Δn	L_1 (*дм*)	ΔL_1 (*дм*)	$[\varphi_0]$	n	Δn	L_2	ΔL_2	C_x
1			1.000	0.005				2.000	0.005	
2			-"-	-"-				-"-	-"-	
3			-"-	-"-				-"-	-"-	
4			-"-	-"-				-"-	-"-	
5			-"-	-"-				-"-	-"-	
Серед. знач.			1.000	0.005				2.000	0.005	

Завдання для самостійної роботи та самоконтролю

1. Дайте визначення оптичної вісі кристалу.
2. Як залежить показник заломлення звичайного (n_o) та незвичайного (n_e) променів від напрямку в кристалі?
3. Чи змінюється ступінь поляризації відбитого та заломленого променів при зміні кута падіння світла на поверхню діелектрика?
4. Як змінюється кут повороту площини поляризації при збільшенні довжини хвилі світла, що проходить крізь оптично активну речовину?
5. Аналізатор зменшує в 1.3 рази інтенсивність світла, яке пройшло через поляризатор. Нехтуючи втратами інтенсивності світла, визначити кут α між площинами поляризатора та аналізатора.
6. Питоме обертання цукру становить 66.5 *град* · *см*^{2}/*г*. Яку довжину має кювета, якщо кут повороту площини поляризації розчином з концентрацією 0.08 *г*/*см*^{3} становить 53.2°?
7. Кут між головними площинами двох поляризаторів складає 30°. У скільки разів зменшиться інтенсивність природного світла при його проходженні: 1) крізь один ніколь; 2) крізь обидва ніколя? Вважати, що на поглинання світла в кожному ніколі втрачається 10% падаючого світлового потоку.

РОЗДІЛ 7
КВАНТОВА МЕХАНІКА

Лабораторна робота 7.1
"ЗАСТОСУВАННЯ ФОТОЕЛЕМЕНТА ДЛЯ ВИМІРУ ОСВІТЛЕНОСТІ ТА ВИЗНАЧЕННЯ ЙОГО ЧУТЛИВОСТІ"

Мета роботи: Ознайомитись з принципом дії вентильного фотоелемента. Визначити інтегральну чутливість фотоелемента. Навчитися використовувати фотоелемент для виміру освітленості.

Прилади та обладнання: Лабораторна установка, що вміщує: селеновий фотоелемент, оптичну лаву, лампу розжарювання, мікроамперметр.

Контрольні питання для підготовки до лабораторної роботи

1. Зовнішній фотоефект.
2. Закони зовнішнього фотоефекту.
3. Застосування зовнішнього фотоефекту.
4. Фотоефект в напівпровідниках.
5. Застосування внутрішнього фотоефекту.

Додаткова література

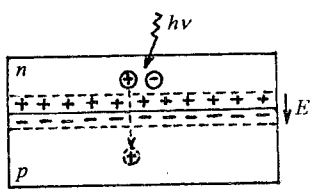
1. *Чалий О.В. та ін.* Медична і біологічна фізика. – К.: Віпол, 2001. – Т. 2. – 415 с.
2. *Ливенцев Н.М.* Курс физики. – М.: Высшая школа, 1978. – Ч. 2.
3. *Ремизов А.Н.* Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1996.

Короткі теоретичні відомості

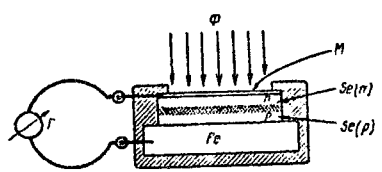
Вентильний фотоелемент (фотоелемент із запираючим шаром) становить основу ***люксметра*** – приладу для вимірювання освітленості. Розглянемо принцип його дії. Як відомо, у місці контакту напівпровідників *p*- та *n*-типів вини-

кає область p-n переходу завтовшки 0.1 *мкм*. Для цієї області характерними є мала концентрація носіїв заряду (вільних електронів і дірок) та наявність контактної різниці потенціалів (мал. 7.1). При освітленні p-n переходу та прилеглих до нього областей у напівпровідниках відбувається явище ***внутрішнього фотоефекту***, тобто утворюються пари дірка-електрон. Якщо народження такої пари відбувається поряд з областю p-n переходу, то і електрон, і дірка можуть уникнути рекомбінації на шляху до p-n переходу. Під дією електричного поля p-n переходу заряди, що утворились, розділяються. Так, наприклад, дірка, що утворилася під дією світла в області напівпровідника n-типу і досягла області p-n переходу, буде втягнута електричним полем p-n переходу в область напівпровідника p-типу, в той час як електрон залишається в області напівпровідника n-типу. Таким чином, розділення зарядів, що утворилися, відбувається внаслідок односторонньої ("вентильної ") провідності p-n переходу для неосновних носіїв (дірок – для напівпровідників n-типу та електронів – для напівпровідників p-типу).

У результаті розділення зарядів між напівпровідниками p- та n-типів виникає електрорушійна сила. Її величина досягає ~0.1–15 *В* і визначається кількістю електронно-діркових пар, що утворилися в результаті внутрішнього фотоефекту. Кількість цих пар, в свою чергу, пропорційна кількості фотонів, що падають на фотоелемент, тобто освітленості фотоелемента.



Мал. 7.1. Розділення зарядів, що утворилися під дією світла, у вентильному фотоелементі.



Мал. 7.2. Схема селенового фотоелементга із запираючим шаром.

Вентильні фотоелементи виготовляють на основі селена, германія, кремнія, сірчастого срібла. У цій лабораторній роботі ми маємо справу з селеновим фотоелементом (мал. 7.2). На поліровану залізну пластинку, яка є одним з електродів фотоелемента, наносять шар селена з провідністю p-типу (основні носії – дірки). Зверху на шар селена напиляють тонкий, прозорий для світлових променів шар срібла, котрий виконує роль другого електрода. За рахунок дифузії атомів срібла в шар селена останній набуває провідності n-типу (основні носії – електрони). Між чистим селеном та селеном з домішками срібла виникає область p-n переходу. Світло легко проходить крізь прозору плівку і викликає явище внутрішнього фотоефекту в шарі селена (в основному в шарі селена n-типу). В результаті розділення зарядів – електронів та дірок – електричним полем p-n переходу виникає електрорушійна сила, при цьому залізна пластинка має додатний заряд. Якщо плівку срібла з'єднати з залізною пластинкою провідником, підключивши в коло гальванометр, то останній покаже присутність електричного струму, що тече в зовнішньому колі від заліза Fe (+) до верхнього електрода М (–).

Таким чином, вентильний фотоелемент поводить себе при освітленні як генератор ЕРС, причому величина фотоструму i_Φ виявляється пропорційною до величини світлового потоку Φ, який падає на активну поверхню фотоелемента: $i_\Phi = k\Phi$. Коефіцієнт пропорційності k називається ***інтегральною чутливістю.*** Він чисельно дорівнює силі струму в колі фотоелемента, який виникає за умови освітлення активної поверхні світловим потоком в 1 *люмен*:

$$k = i_\Phi / \Phi \ \ мкА/лм.$$

Чутливість селенових фотоелементів досить значна і може досягти 500 *мкА/лм.*

Якщо активна поверхня S фотоелемента освітлюється потоком світла Φ, то

$$\Phi = ES,$$

де E – освітленість поверхні фотоелемента. Отже, маємо

$$i_\Phi = k\Phi = kES.$$

Оскільки інтегральна чутливість фотоелемента k та його активна поверхня S – величини сталі, то величина фотоструму i_Φ виявляється пропорційною до освітленості E. Освітленість фотоелемента у випадку точкового джерела світла (коли відстань між лампою та фотоелементом значно більша за розміри нитки розжарювання лампи) розраховується за формулою:

$$E = I/R^2,$$

де R – відстань між джерелом світла та поверхнею фотоелемента, а I – сила світла джерела (значення I вказане на приладі).

Порядок виконання лабораторної роботи

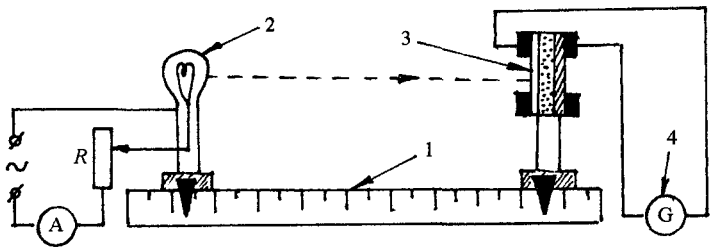
Завдання 1. Виконати градуювання вентильного фотоелемента.

1. Ознайомитися з лабораторною установкою для градуювання фотоелемента (мал. 7.3).

2. Підключити джерело світла до джерела струму.

3. Для 5–6 відстаней R між фотоелементом та джерелом світла визначити силу фотоструму.

4. Для кожної з цих відстаней розрахувати освітленість E за формулою $E = I/R^2$ в люксах (*лк*).



Мал. 7.3. Установка для градуювання фотоелемента.

5. Результат занести до таблиці.

Таблиця. *Значення освітленості та фотоструму*

№	Освітленість E, *лк*	Фотострум i_Φ, *мкА*
1		
2		
3		
4		
5		

6. За даними таблиці побудувати графік $i_\Phi = f(E)$.

7. Одержаний графік може бути використаний для виміру освітленості будь-якої поверхні. Для цього досить розташувати фотоелемент на цій поверхні і визначити i_Φ. Значення освітленості поверхні, що відповідає одержаному значенню i_Φ, визначається за допомогою графіка $i_\Phi = f(E)$.

Завдання 2. Визначити інтегральну чутливість фотоелемента.

1. На ділянці графіка, де спостерігається лінійна залежність між i_Φ та освітленістю E (для досить великих відстаней R), взяти точку і визначити для неї i_Φ та E.

2. Розрахувати площу активної поверхні фотоелемента за такою формулою: $S = \pi d^2/4$, де d – діаметр поверхні фотоелемента (вказаний на приладі).

3. Розрахувати величину чутливості фотоелемента за такою формулою:

$$k = i_\Phi/SE,$$

де значення i_Φ, E та S одержані в пп. 1, 2.

Контрольні запитання

1. У чому полягає явище внутрішнього фотоефекту?
2. У чому полягає принцип дії вентильного фотоелемента?
3. Опишіть будову та принцип дії селенового елемента.
4. Що називається інтегральною чутливістю фотоелемента?
5. Як визначається інтегральна чутливість фотоелемента в цій лабораторній роботі?

Лабораторна робота 7.2
"ВИВЧЕННЯ РОБОТИ ОПТИЧНОГО КВАНТОВОГО ГЕНЕРАТОРА"

Мета роботи: вивчити будову та принцип дії газового лазера, визначити основні технічні характеристики лазера – довжину хвилі його випромінювання та енергію кванта.

Прилади та обладнання: гелій-неоновий газовий лазер, дифракційна решітка, екран, міліметрова лінійка.

Контрольні питання для підготовки до лабораторної роботи

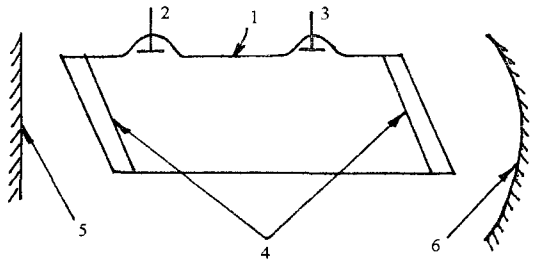
1. Рівноважна та інверсна заселеність енергетичних рівнів.
2. Індуковане випромінювання.
3. Лазери, принцип дії і застосування в медицині.

Додаткова література

1. *Чалий О.В. та ін.* Медична і біологічна фізика. – К.: Віпол, 2001. – Т. 2. – 415 с.
2. *Ливенцев Н.М.* Курс физики. – М.: Высшая школа, 1978. – Ч. 2.
3. *Ремизов А.Н.* Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1996.

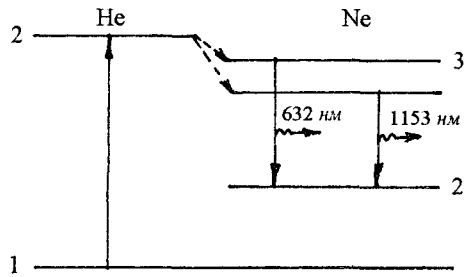
Теоретичні відомості

Розглянемо будову та принцип дії газового гелій-неонового лазера (мал. 7.4). Прилад складається з трубки 1, наповненої сумішшю газів: гелію (під парціальним тиском 1 *мм рт. ст.*) та неону (під парціальним тиском 0.1 *мм рт. ст.*). Атоми неону є випромінюючими (робочими), атоми гелію – допоміжними, які необхідні для створення інверсної заселеності енергетичних рівнів атомів неону. Збудження атомів гелію досягають за допомогою тліючого електричного розряду. Для створення тліючого розряду в трубку 1 вмонтовані електроди 2 і 3, під'єднані до джерела електричного струму.



Мал. 7.4. Будова газового гелій-неонового лазера.

На мал. 7.5 зображена система енергетичних рівнів атомів гелію та неону. Під дією електричного розряду атоми гелію переходять на збуджений рівень 2. Внаслідок непружного зіткнення атоми гелію передають енергію атомам неону, які, збуджуючись, накопичуються на двох близько розташованих метастабільних рівнях 3. Таким чином, у трубці створюється середовище з інверсною заселеністю енергетичних рівнів.



Мал. 7.5. Система енергетичних рівнів атомів гелію та неону.

Спонтанний перехід окремих атомів *Ne* з двох метастабільних рівнів 3 на проміжний рівень 2 викликає появу фотонів, які спричинюють індуковане (вимушене) когерентне випромінювання з довжинами хвиль $\lambda_1 = 632.8$ *нм* (червоний діапазон) та $\lambda_2 = 1153$ *нм* (інфрачервоний діапазон). Для збільшення потужності випромінювання трубку 1 розміщують в дзеркальному резонаторі (мал. 7.4). Відбиваючись від дзеркал і проходячи багато разів вздовж вісі трубки, потік фотонів залучає до індукованих переходів дедалі більшу кількість атомів *Ne*, внаслідок чого інтенсив-

ність випромінювання збільшується. Трубка 1 з торців закрита плоскопаралельними пластинками 4, які розташовані під кутом Брюстера до вісі трубки. Таке положення пластинок призводить до плоскої поляризації лазерного випромінювання.

Для визначення довжини хвилі випромінювання лазера в цій лабораторній роботі пропонується використати дифракційну решітку. Вона становить скляну пластинку, на яку через рівні проміжки a нанесені паралельні непрозорі штрихи шириною b. Величина $a + b = d$ називається періодом (або постійною) дифракційної решітки. При освітленні решітки монохроматичним світлом відбувається явище дифракції, внаслідок якої на екрані, розташованому за решіткою, спостерігається дифракційна картина (мал. 7.6).

При нормальному падінні світла на решітку головні дифракційні максимуми характеризуються умовою

$$d \sin \varphi_k = k\lambda,$$

де d – постійна решітки; λ – довжина хвилі випромінювання; φ_k – кут, на який відхиляються промені, що утворили даний максимум; k – ціле число, що називається порядком максимуму ($k = 0, 1, 2, 3, \ldots$). Якщо нам відомі значення d, φ_k та k, то довжину хвилі випромінювання, що проходить крізь дифракційну решітку, визначають за такою формулою:

$$\lambda = \frac{d \sin \varphi_k}{k}.$$

Оскільки; як правило, кути дифракції φ_k є малими, можна вважати, що

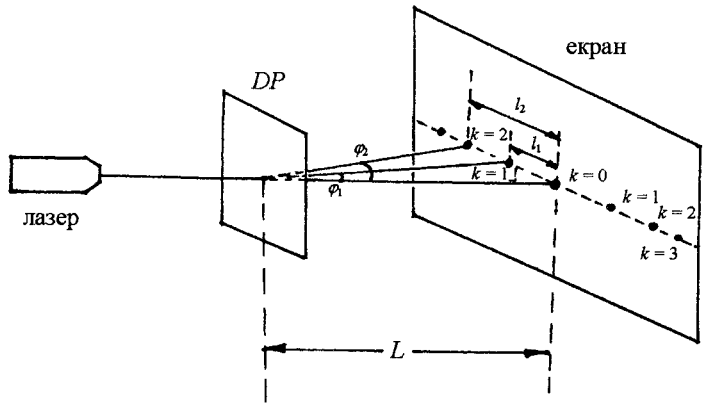
$$\sin \varphi_k \approx tg\varphi_k = \frac{l_k}{L},$$

де l_k – відстань на екрані між максимумами нульового та k-того порядків; L – відстань між решіткою та екраном.

Порядок виконання лабораторної роботи

Завдання 1. Визначити довжину хвилі випромінювання лазера.

1. Розташувати дифракційну решітку та екран перпендикулярно до вісі лазера (мал. 7.6).



Мал. 7.6. Визначення довжини хвилі лазера за допомогою дифракційної решітки.

2. Переміщуючи екран, отримати на ньому чітке зображення дифракційної картини. При цьому треба домогтися, щоб на екрані спостерігалися максимуми не менше трьох порядків.

3. Виміряти за допомогою міліметрової лінійки відстань L між решіткою та екраном.

4. Виміряти відстань l_1 між максимумами нульового (центральна пляма) та першого порядків.

5. Визначити значення $\mathrm{tg}\varphi_1$ для максимуму першого порядку.

6. Визначити довжину хвилі λ_1 випромінювання лазера за формулою $\lambda = d \sin \varphi_k / k$.

7. Виконати аналогічні виміри та розрахунки для максимумів другого та третього порядків.

8. Результати вимірів та розрахунків занести до таблиці.

Таблиця. *Значення відстаней та довжини хвилі*

k	l_k, *мм*	L, *мм*	tg φ_k	λ, *мм*
1				
2				
3				

9. Обчислити середнє значення довжини хвилі $\overline{\lambda}$ випромінювання лазера.

$$\overline{\lambda} = \frac{\lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3}{3}.$$

Завдання 2. Визначити енергію кванта випромінювання лазера за такою формулою:

$$E = h\overline{\nu} = h\frac{c}{\overline{\lambda}}.$$

Контрольні запитання

1. Назвіть основні властивості індукованого випромінювання.
2. Опишіть будову та принцип дії гелій-неонового лазера.
3. Як утворюється інверсна заселеність енергетичних рівнів атомів в гелій-неоновому лазері?
4. Яке призначення має резонатор в газовому лазері?
5. Як можна визначити експериментально довжину хвилі лазерного випромінювання?
6. Як визначити енергію фотона, що випромінюється лазером?
7. Назвіть області застосування лазера в медицині.

РОЗДІЛ 8
ІОНІЗУЮЧЕ ВИПРОМІНЮВАННЯ ТА ЙОГО ДІЯ НА МЕДИКО-БІОЛОГІЧНІ ОБ'ЄКТИ

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА 8.1
"ВИЗНАЧЕННЯ КОЕФІЦІЄНТА ЛІНІЙНОГО ПОСЛАБЛЕННЯ ГАММА-ВИПРОМІНЮВАННЯ"

Мета роботи: вивчити метод реєстрації іонізуючого випромінювання за допомогою радіометра, який містить газорозрядний лічильник; визначити коефіцієнт лінійного послаблення γ-випромінювання для свинцю, заліза та алюмінію.

Контрольні питання для підготовки до лабораторної роботи

1. Радіоактивність. Основні характеристики радіоактивного розпаду.
2. Активність, одиниці активності.
3. Взаємодія корпускулярного іонізуючого випромінювання (альфа-, бета-, протонного, нейтронного тощо) з речовиною.
4. Взаємодія рентгенівського та гамма-випромінювань з речовиною.
5. Характеристики іонізуючого випромінювання (іонізуюча та проникна здатності).
6. Закон послаблення іонізуючого випромінювання. Захист від іонізуючого випромінювання.

Додаткова література

1. *Чалий О.В. та ін.* Медична і біологічна фізика. – К.: Віпол, 2001. – Т. 2. – 415 с.
2. *Ливенцев Н.М.* Курс физики. – М.: Высшая школа, 1978. – Ч. 2.
3. *Ремизов А.Н.* Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1996.

Додаткові теоретичні відомості

Гамма-промені – короткохвильове електромагнітне випромінювання з надзвичайно малою довжиною хвилі

($\lambda < 10^{-10}$ *м*). Вони становлять потік γ-квантів (фотонів) з енергією $h\nu$ та імпульсом $h\nu/c$. Гамма-випромінювання є одним із видів радіоактивного випромінювання та, як правило, супроводжує α- і β-розпади. На дослідах встановлено, що γ-промені випускаються не материнським, а дочірніми ядрами, які в момент свого утворення збуджені та мають надлишкову енергію порівняно із звичайним, нормальним енергетичним станом незбудженого ядра. За дуже короткий час (10^{-13}–10^{-14} *с*) дочірнє ядро переходить у нормальний або менш збуджений стан, при цьому випускаючи γ-промені, що мають дискретний спектр.

При проходженні через речовину внаслідок поглинання та розсіяння інтенсивність γ-випромінювання зменшується. Під час проходження через речовину γ-квант може взаємодіяти як з електронною оболонкою атомів (молекул) речовини, так і з їх ядрами. Фізичні процеси, що зумовлюють зменшення інтенсивності γ-променів під час проходження через речовину є: *утворення пар електрон-позитрон*, *Комптон-ефект*, *фотоефект і когерентне розсіяння*. Можливість виникнення певного процесу залежить від енергії γ-фотонів і фізичних властивостей речовини, яка поглинає ці фотони.

При великих енергіях γ-квантів, що перевищують подвійну енергію спокою електрона ($h\nu > 2m_0c^2 = 1.022$ *МеВ*), переважно виникає поглинання променів, пов'язане з утворенням електронно-позитронних пар.

Зі зменшенням енергії фотона збільшується можливість виникнення Комптон-ефекту. В 1925 році А. Комптон, досліджуючи розсіяння рентгенівських променів, визначив, що в розсіяному випромінюванні присутні як коливання з частотою падаючого випромінювання ν_0, так і коливання з частотою ν_1, меншою ніж ν_0. Ефект зменшення частоти розсіяного випромінювання одержав назву ефекту Комптона. При цьому ефекті енергія падаючого фотона $h\nu_0$ частково витрачається на відрив електрона від атома, тобто на роботу виходу $A_в$, та надання електрону кінетичної енергії $W_к$. Цей електрон називають електроном віддачі, або комптонівським електроном. За законом збереження енергії $h\nu_0 = h\nu_1 + A_в + W_к$ енергія розсіяного фотона $h\nu_1$ (і отже частота випромінювання) буде меншою від енергії падаючого фотона. Ефект Комптона частіше за все спостерігається для енергій гамма-випромінювань, менших за енергію подвійної маси спокою електрона та більших від енергії зв'язку електрона з атомом. Його також називають некогерентним розсіянням гамма-випромінювання, так як відбувається зміна частоти фотона, який поглинається.

Із зменшенням енергії гамма-фотонів збільшується можливість взаємодії кванта з електронами атомів. Виникає фотоефект, при якому електрони вириваються із внутрішніх шарів електронної оболонки. Цей процес називають ще фотоелектричним поглинанням γ-променів. Коефіцієнт фотоелектричного поглинання $\mu_{фот}$ залежить від атомного номера Z речовини і довжини хвилі гамма-випромінювання:

$$\mu_{фот} \sim Z^m \lambda^n.$$

Сталі m і n, залежно від енергії квантів, змінюють свої значення в межах $m = 2.9 \div 4.4$, $n \approx 3$.

При невисоких енергіях фотона гамма-випромінювання при взаємодії його з речовиною (подібно рентгенівському) може виникати і когерентне розсіяння, при якому змінюється лише напрямок поширення випромінювання без зміни його енергії (частоти).

Враховуючи всі ці процеси, що характеризують взаємодію гамма-випромінювання з речовиною, можна записати закон Бугера для послаблення інтенсивності I_L цього випромінювання або потоку частинок N_L по мірі проходження шару речовини товщиною L:

$$I_L = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot L}, \quad N_L = N_0 \cdot e^{-\mu \cdot L}.$$

Коефіцієнт μ – це *лінійний коефіцієнт послаблення*, величина якого обернено пропорційна такій товщині поглинаючої речовини, на якій інтенсивність випромінювання зменшується в e разів. Його значення можна знайти, скориставшись такою формулою:

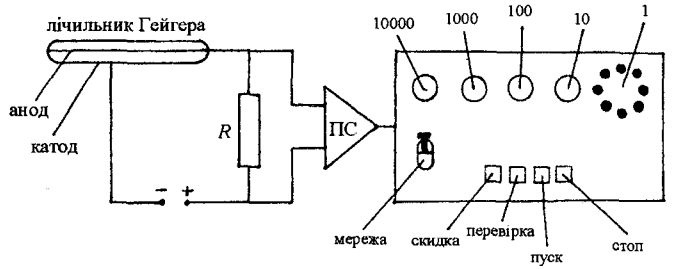
$$\mu = (1/L) \cdot \ln (N_0/N_L).$$

Однією з характеристик захисних властивостей речовини від іонізуючого випромінювання є *товщина шару половинного послаблення* $L_{1/2}$, на якому інтенсивність випромінювання зменшується вдвічі. Враховуючи закон Бугера, можна знайти значення $L_{1/2}$, а саме: $0.5I_0 = I_0 e^{-\mu L_{1/2}}$, звідки $L_{1/2} = \ln 2 / \mu = 0.693 / \mu$.

Лабораторна установка для визначення коефіцієнта лінійного послаблення гамма-випромінювання

Лабораторна установка складається із лічильника (детектора) та лічильного пристрою *ПС*-100 (мал. 8.1). Лічильник являє собою циліндричну посудину, заповнену газом з тиском до 100–200 *мм рт. ст.* та містить два електроди – нитковидний анод і циліндричний катод. Робоча напруга на лічильнику кілька сотень вольт. При попаданні в об'єм лічильника будь-якої іонізуючої частинки (електрони β-випромінювання, вторинні фотоелектрони, комптон-електрони або електрон-позитронні пари при γ-випромінюванні) в ньому виникає самостійний розряд із швидким самопогашенням. Розряд переривається вмиканням великого опору $R = 10^8$–10^9 *Ом*, а також введенням домішок (парів спирту, галогенів тощо) у склад газової суміші лічильника. Час погашення близько 10^{-6} *с*. Час відновлення чутливості лічильника визначається дрейфом іонів до катода та становить близько 10^{-4} *с*. Отже, *лічильна характеристика*, або *ефективність* лічильника, яка визначається числом зареєстрованих частинок за одиницю часу, становить величину порядка десяти тисяч за секунду.

Електричні імпульси, що виникають в лічильнику, посилюються на підсилювачі (*Пс*) та поступають в лічильний пристрій. На зовнішній панелі цього пристрою знаходяться індикатори розрядів, які фіксують число зареєстрованих частинок, і клавіші для встановлення різних режимів роботи (*мережа*, *скидка*, *перевірка*, *пуск*, *стоп*).



Мал. 8.1. Схема лабораторної установки.

Порядок виконання роботи

Під час виконання цієї роботи треба суворо дотримуватися правил безпеки, зокрема не торкатися струмонесучих частин, тому що на лічильник подається напруга близько 400 В. Джерело радіоактивного випромінювання має знаходитися в контейнері. Час роботи з ним повинен бути зведений до мінімуму, з цієї причини всю підготовчу роботу (пункти 1–3, підготовка таблиці) треба виконати заздалегідь.

1. *Підготувати установку до роботи.* Закріпити лічильник в штативі, дотримуючи полярність під'єднання електродів згідно з маркіруванням. Увімкніть тумблер "*мережа*" і дайте прогрітися приладу кілька хвилин.

2. *Перевірити роботу установки.* Для перевірки роботи пристрою на вхід подаються імпульси від мережі змінного струму. Натисніть клавішу "*скидка*" – показання індикаторів "обнуляються". Натисніть клавішу "*50 Гц*" або "*перевірка*" та через одну хвилину – клавішу "*стоп*". При правильній роботі індикатори лічильника покажуть значення 3000.

3. *Виміряти фон іонізуючого випромінювання* N_Φ. В нормальних умовах цей фон зумовлений космічним випромінюванням, розпадом ядер радіоактивних елементів, які містяться в оточуючих нас матеріалах тощо. Виміряйте не менше 3–5 разів число актів іонізації в об'ємі лічильника за одну хвилину. Послідовність операцій: клавіша "*скидка*", одночасно із запуском секундоміра – клавіша "*пуск*", через

одну хвилину – клавіша "*стоп*". Дані з індикаторів занесіть в таблицю.

4. *Виміряти число N зареєстрованих частинок, які випромінюються радіоактивним препаратом.* Капсулу з радіоактивним препаратом помістіть під лічильник і проведіть вимірювання, аналогічно вказаним в пункті 3. Виміряне число частинок N' складається з суми числа частинок N_ϕ, що визначають фон іонізуючого випромінювання, а також числа частинок N, які випромінюються препаратом і потрапили в об'єм лічильника. Отже, величина N визначається як різниця $N = N' - N_\phi$. Вимірювання провести 3–5 разів, дані занести в таблицю.

5. *Виміряти число зареєстрованих частинок, які випромінюються радіоактивним препаратом, поглинаються шаром металу і потрапляють в об'єм лічильника разом з фоном іонізуючого випромінювання.* Не змінюючи положення капсули, екрануйте її від лічильника пластиною із заліза та виміряйте 3–5 разів число актів іонізації в об'ємі лічильника N'_{Fe}. Дані занесіть в таблицю. Аналогічні вимірювання зробіть також для інших металів – алюмінію N'_{Al} та свинцю N'_{Pb}. Товщина L вказана на металевих пластинах.

Таблиця. *Результати вимірювань та обчислень* μ *і* $L_{1/2}$

№	N_ϕ	N'	залізо		алюміній		свинець	
п/п	1/*хв*	1/*хв*	N'_{Fe} 1/*хв*	L_{Fe} *мм*	N'_{Al} 1/*хв*	L_{Al} *мм*	N'_{Pb} 1/*хв*	L_{Pb} *мм*
1				–		–		–
2				–		–		–
3				–		–		–
4				–		–		–
5				–		–		–
середнє								
		N =	N_{Fe} =		N_{Al} =		N_{Pb} =	
			μ_{Fe} = ... (*мм*$^{-1}$)		μ_{Al} = ... (*мм*$^{-1}$)		μ_{Pb} = ... (*мм*$^{-1}$)	
			$L_{1/2}$ = ... (*мм*)		$L_{1/2}$ = ... (*мм*)		$L_{1/2}$ = ... (*мм*)	

6. *Знайти середні значення* $N_\phi, N', N'_{Fe}, N'_{Al}, N'_{Pb}$.

7. *За знайденими середніми значеннями визначити числа зареєстрованих частинок тільки від радіоактивного препарату (без фона), що послаблені за рахунок поглинання в металевих шарах:*

$$N = N' - N_\phi,\ N_{Fe} = N'_{Fe} - N_\phi,\ N_{Al} = N'_{Al} - N_\phi,\ N_{Pb} = N'_{Pb} - N_\phi.$$

8. *Визначити коефіцієнти послаблення* μ *і* $L_{1/2}$ *та товщини шарів половинного послаблення* $L_{1/2}$ *для вказаних металів за формулами*

$$\mu \text{ і } L_{1/2\,Fe} = (1/L_{Fe}) \cdot \ln(N/N_{Fe}),\ L^{Fe}_{1/2} = 0.693/\mu_{Fe};$$
$$\mu \text{ і } L_{1/2\,Al} = (1/L_{Al}) \cdot \ln(N/N_{Al}),\ L^{Al}_{1/2} = 0.693/\mu_{Al};$$
$$\mu \text{ і } L_{1/2\,Pb} = (1/L_{Pb}) \cdot \ln(N/N_{Pb}),\ L^{Pb}_{1/2} = 0.693/\mu_{Pb}.$$

Отримані дані занесіть в таблицю.

9. *Порівняти отримані результати для різних металів та зробити висновки.*

Оформлення роботи. У звіті має бути: а) стислі теоретичні відомості про природу гамма-випромінювання та механізми його поглинання; б) схема установки; в) таблиця з результатами вимірювань та обчислень; г) висновки.

Завдання для самостійної роботи та самоконтролю

1. Як пояснити випромінювання з атомного ядра електронів та позитронів при β-розпаді, якщо в ядрі знаходяться лише протони та нейтрони?
2. Чим визначається активність радіонуклідів?
3. Що таке когерентне розсіяння?
4. Пояснити фізичну суть ефекту Комптона.
5. В чому полягає суть фотоефекту?
6. Пояснити явище утворення електронно-позитронних пар. За яких умов можуть утворитися електронно-позитронні пари з γ-квантів?
7. Що таке лінійний коефіцієнт послаблення? Яка його розмірність?
8. Який фізичний зміст товщини шару половинного поглинання?
9. Бетонна плита товщиною 20 *см* зменшує інтенсивність пучка γ-частинок кобальту в 16.5 раза. Визначити коефіцієнт лінійного послаблення і товщину шару половинного послаблення бетону.

10. Активність радіоактивного препарату, що містить $^{238}_{92}U$ з періодом напіврозпаду $T_{1/2} = 4.5$ мільярдів років складає 9 *нКі*. Знайти кількість радіоактивних ядер.
11. Визначити постійну розпаду радіоактивного елемента, якщо за місяць число радіоактивних ядер зменшиться в $e = 2.718$ разів.

Лабораторна робота 8.2
"Робота з дозиметром ДРГЗ-04"

Мета роботи: вивчити поняття доз та потужностей доз іонізуючого випромінювання, набути навички роботи з дозиметром.

Контрольні питання для підготовки до лабораторної роботи

1. Експозиційна доза і потужність експозиційної дози, їх одиниці.
2. Поглинена доза і потужність поглиненої дози, їх одиниці.
3. Еквівалентна доза і потужність еквівалентної дози, їх одиниці.
4. Дозиметри іонізуючого випромінювання, їх призначення, характеристики і принципи роботи.

Література для підготовки до лабораторної роботи

1. *Чалий О.В. та ін.* Медична і біологічна фізика. – К.: Віпол, 2001. – Т. 2. – 415 с.
2. *Ливенцев Н.М.* Курс физики. – М.: Высшая школа, 1978. – Ч. 2.
3. *Ремизов А.Н.* Медицинская и биологическая физика. – М.: Высшая школа, 1996.

Додаткові теоретичні відомості

1. Призначення дозиметра ДРГЗ-04

Дозиметр ДРГЗ-04 призначений для вимірювання експозиційної дози (її потужності або середньої потужності), безперервного та імпульсного рентгенівського і гамма-випромінювань в діапазоні ефективних енергій квантів від 4.8 *фДж* = $4.8 \cdot 10^{-15}$ *Дж* до 0.48 *пДж* = $0.48 \cdot 10^{-12}$ *Дж* (від 30 *кеВ* до 3 *МеВ*), максимальної поглинутої дози в тканині (її середньої потужності) неперервного та імпульсного високоенергетичного гальмівного рентгенівського і гамма-випромінювань в діапазоні від 0.16 *пДж* до 4 *пДж* (від 1 *МеВ* до 25 *МеВ*), в тому числі експозиційної і максимальної поглинутої доз одиничних імпульсів.

Дозиметр застосовується для визначення радіаційного стану, пов'язаного з дією джерел гальмівного рентгенівського та гамма-випромінювань.

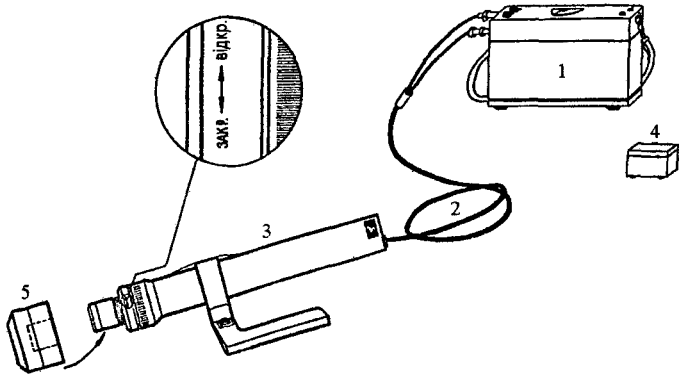
2. Склад приладу

Дозиметр ДРГЗ-04 складається з таких частин (мал. 8.2): 1 – пульту управління; 2 – з'єднувального кабелю між пультом і блоком детектування; 3 – блоку детектування; 4 – контейнеру з контрольним джерелом; 5 – стакана-насадки, що використовується для вимірювання поглинутої дози.

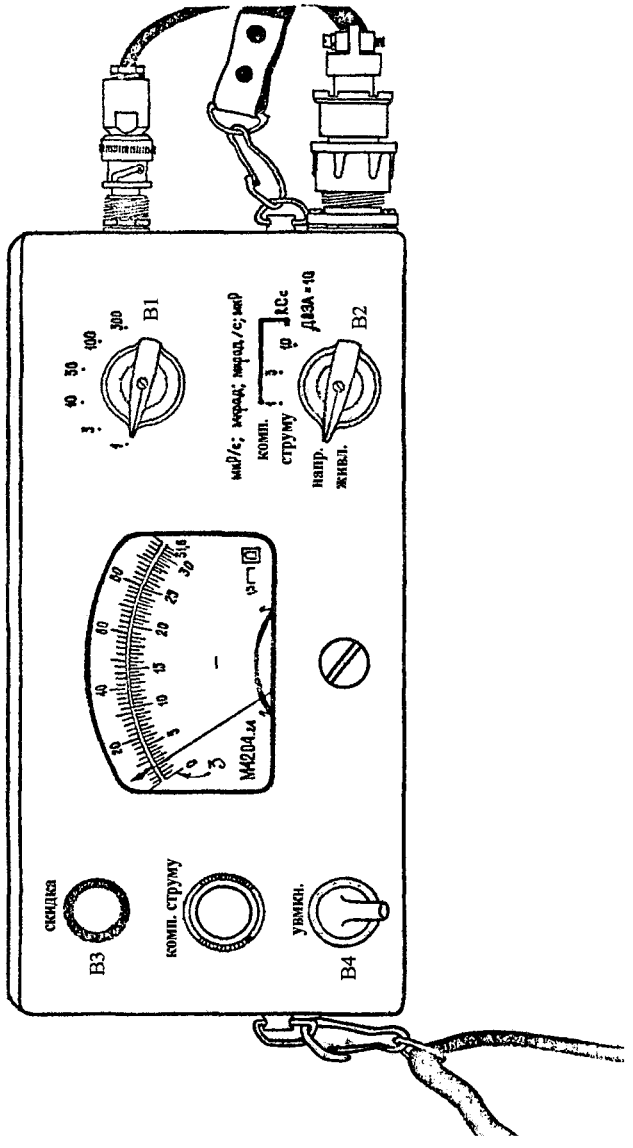
3. Характеристики дозиметра ДРГЗ-04

Дозиметр може працювати як від мережі змінного струму напругою 220 *В*, так і від блоку батарей (12 окисно-ртутних елементів типу РЦ-85 з напругою 1.25 *В* кожний). Батарейний блок живлення постачається в комплекті з приладом, при потребі він розташовується в пульті замість блоку стабілізації. Органи управління розташовані на верхній кришці дозиметра.

У комплект дозиметра входить контейнер з контрольним бета-джерелом, що виготовлений з препарату стронцію та інших радіоактивних елементів і який має активність не більше $2.7 \cdot 10^5$ *Бк*. Товщина стінок контейнера забезпечує відсутність випромінювання на поверхні контейнера (пробіг бета-частинок максимальної енергії в стінці контейнеру 5 *мм*). Забороняється порушувати захисну фольгу джерела, зберігати джерело зі знятою верхньою кришкою, підносити його близько до очей.



Мал. 8.2. Схематичний вигляд дозиметра ДРГЗ-04.



Мал. 8.3. Передня панель дозиметра ДРГЗ-04.

4. Управління роботою дозиметра ДРГЗ-04

Дозиметр управляється за допомогою 2-х перемикачів В1 і В2, кнопки скидання показників В3, тумблера вмикання живлення дозиметра В4 і ручки резистора КОМП. СТРУМУ, розташованій на лицевій стороні панелі дозиметра (мал. 8.3).

У нижній частині дозиметра під кришкою знаходяться резистори: для регулювання чутливості дозиметра (ЧУТЛ), для встановлення нуля вимірювального приладу (НУЛЬ УПТ), а також тумблер (БАТ, МЕРЕЖА).

В блоці детектування знаходяться металеві заглушки, які закривають отвори, проти яких розташовані конденсатори для точного регулювання високовольтної напруги і перемикач режимів роботи дозиметра.

5. Порядок виконання роботи

5.1. *Ознайомитися з додатковими теоретичними відомостями*, що наведені вище.

5.2. *Підготувати прилад до роботи*, для чого потрібно виконати такі робочі операції:

5.2.1. Підключити блок детектування до пульту дозиметра (як правило, вже підключений).

5.2.2. Початкове положення органів управління: тумблер МЕРЕЖА – в нижньому; перемикач В1 – в положенні 1; перемикач В2 – в положенні НАПР. ЖИВЛ; світловий затвор – закритий.

5.2.3. Увімкнути вилку кабелю в мережу 220 *В*, 50 *Гц*, увімкнути тумблер МЕРЕЖА. Показники вимірювального приладу повинні складати 1.2–1.5 за шкалою 3.

5.2.4. Через 10 хвилин з моменту вмикання дозиметра встановити перемикач В2 в положення КОМП. СТРУМУ. Стрілка вимірювального приладу повинна знаходитися на нульовій позначці або в діапазоні 0–0.1 за шкалою 3.

5.2.5. Встановити перемикач В2 в положення 1. Стрілка вимірювального приладу повинна переміститися вправо.

5.2.6. Перевірити нуль вимірювального приладу натисканням кнопки СКИДКА. Якщо спостерігається відхилення показників вимірювального приладу від нульової позначки більш ніж на 2% відносно кінцевого значення шкали, резистором НУЛЬ УПТ встановити нульовий показник при натиснутій кнопці СКИДКА (*виконує лаборант*). Відпустити кнопку СКИДКА. Повільно повертаючи ручку КОМП. СТРУМУ проти годинникової стрілки, встановити стрілку вимірювального приладу на нульову позначку шкали (допускаються рідкі коливання вправо від нульової позначки).

5.2.7. Встановити перемикач В2 в положення КОМП. СТРУМУ. Стрілка вимірювального приладу повинна знаходитися в діапазоні 0–0.1 за шкалою 3. Якщо стрілка вимірювального приладу знаходиться в границях шкали, що перевищують вказані значення або через 1–5 *с* спостерігається її повільне відхилення вправо від нульової позначки, необхідно ручку КОМП. СТРУМУ повернути за годинниковою стрілкою до кінця, натиснути і через 5–10 *с* відпустити кнопку СКИДКА, встановити перемикач В2 в положення 1 і знову повторити операції за пп. 5.2.6 і 5.2.7.

Примітки:

1. Операції за пп. 5.2.6 і 5.2.7 необхідно виконувати за відсутності випромінювання у місці розташування блока детектування.

2. Дозиметр має два режими роботи, що розрізняються в 10 разів за чутливістю і максимальною потужністю експозиційної і поглинутої доз у імпульсі.

3. Перший режим роботи забезпечується при положенні 1 перемикача В2. Положення 1, 3, 10 перемикача В2 визначають час встановлення показників, що не перевищує 5 *с* (при положенні 1), 15 *с* (при положенні 3), 50 *с* при положенні 10).

Верхні границі шести піддіапазонів, на які розбиті діапазони вимірювання експозиційної дози (її потужності), а також поглинутої дози в тканині (її потужності) для першого режиму вказані в таблиці, що наведена нижче.

Позначення піддіапазону	Потужність експозиційної дози *нА/кг* (*мкР/с*)	Експозиційна доза *нКл/кг* (*мкР*)	Потужність поглинутої дози *мкВт/кг* (*мкрад/с*)	Поглинута доза *мкДж/кг* (*мкрад*)
1	0.258(1)	2.58(10)	0.01(1)	0.1(10)
3	0.774(3)	7.74(30)	0.03(3)	0.3(30)
10	2.58	25.8(100)	0.1(10)	1(100)
30	7.74	77.4(300)	0.3(30)	3(300)
100	25.8	258(1000)	1(100)	10(1000)
300	77.4	774	–	–

Для другого режиму (В2 в положенні "Доза х 10") чутливість дозиметра в 10 разів нижча, а максимальна величина дози і потужності дози відповідно в 10 разів вища, ніж для першого режиму.

5.3. *Встановити перемикач В2 в положення 1, а перемикач В1 в положення 10.*

5.4. *Відкрити світловий затвор і визначити показники дозиметра від контрольного джерела* (джерело випромінювання надається лаборантом). Для цього потрібно: відкрутити кришку захисного (чохла) джерела, встановити блок детектування без насадки торцем на контрольне джерело. Стрілка дозиметра повинна відхилитися на 72–74 поділки верхньої шкали. При перемиканні тумблера В1 в положення 10 таке відхилення стрілки відповідає потужності випромінювання 7.2 *мкР/с*.

5.5. *Виміряти потужність дози, що випромінюється радіоактивним джерелом*, який використовується в роботі з лічильником Гейзера: а) при вимірюванні поглинутої дози (або її потужності) на світлозахисний стакан блоку детектування накручується тканинно-еквівалентна насадка; б) при вимірюванні експозиційної дози (її потужності), а також при визначенні показників дозиметра від контрольного джерела насадка не використовується.

Оформлення роботи. У звіті повинно бути: а) стислі теоретичні відомості про основи дозиметрії іонізуючого випромінювання; б) блок-схема дозиметра; в) результати вимірювання експозиційної дози та потужності експозиційної дози від контрольного радіоактивного джерела; г) висновки.

Завдання для самостійної роботи та самоконтролю

1. Як визначаються дози та потужності доз? Записати зв'язок між різними дозами. Який існує зв'язок меж одиницями різних доз?
2. Які існують дозиметри іонізуючого випромінювання? Вкажіть фізичні принципи роботи дозиметрів.
3. Деякий радіоактивний препарат має постійну розпаду $\lambda = 1.44 \cdot 10^{-3}$ *год*$^{-1}$. Через який час розпадеться 75% початкової кількості атомів?
4. Кінетична енергія α-частинки, що вилітає з ядра атома радію при радіоактивному розпаді, дорівнює 4.78 *МеВ*. Знайти швидкість α-частинки.
5. Потужність експозиційної дози в рентгенівському кабінеті становить $6 \cdot 10^{-12}$ *Кл/кг·с*. Знайти експозиційну дозу протягом 5-денного тижня та відповідно поглинену і еквівалентну дози та їх потужності (в системних і позасистемних одиницях). Робочий день триває 5 годин.

ДОВІДКОВИЙ МАТЕРІАЛ

І. Алфавіти

1. Латинський алфавіт

Друковані букви	Рукописні букви	Назва букв	Друковані букви	Рукописні букви	Назва букв
Aa	*Aa*	а	Nn	*Nn*	ен
Bb	*Bb*	бе	Oo	*Oo*	о
Cc	*Cc*	це	Pp	*Pp*	пе
Dd	*Dd*	де	Qq	*Qq*	ку
Ee	*Ee*	е	Rr	*Rr*	ер
Ff	*Ff*	еф	Ss	*Ss*	ес
Gg	*Gg*	ге(же)	Tt	*Tt*	те
Hh	*Hh*	ха(аш)	Uu	*Uu*	у
Ii	*Ii*	і	Vv	*Vv*	ве
Jj	*Jj*	йот(жі)	Ww	*Ww*	дубль-ве
Kk	*Kk*	ка	Xx	*Xx*	ікс
Ll	*Ll*	ель	Yy	*Yy*	ігрек
Mm	*Mm*	ем	Zz	*Zz*	зет

2. Грецький алфавіт

Буква	Назва букви	Буква	Назва букви
Αα	альфа	Νν	ню(ні)
Ββ	бета	Ξξ	ксі
Γγ	гамма	Οο	омікрон
Δδ	дельта	Ππ	пі
Εε	епсилон	Ρρ	ро
Ζζ	дзета	Σσ	сигма
Ηη	ета	Ττ	тау
Θθ	тета	Υυ	іпсилон
Ιι	йота	Φφ	фі
Κκ	капа	Χχ	хі
Λλ	ламбда	Ψψ	псі
Μμ	мю(мі)	Ωω	омега

II. Математика

1. Основні алгебраїчні тотожності

$a+0=a$	$a\cdot 1=a$
$a+b=b+a$	$ab=ba$
$(a+b)+c=a+(b+c)$	$(ab)c=a(bc)$
$a^m\cdot a^n=a^{m+n}$	$\left(a^m\right)^n=a^{mn}$
$a^m:a^n=a^{m-n}$	$(ab)^n=a^nb^n$
$(a+b)^2=a^2+2ab+b^2$	$(a-b)^2=a^2-2ab+b^2$
$(a+b)^3=a^3+3a^2b+3ab^2+b^3$	$(a-b)^3=a^3-3a^2b+3ab^2-b^3$
$(a-b)(a+b)=a^2-b^2$	
$(a-b)(a^2+ab+b^2)=a^3-b^3$	
$(a+b)(a^2-ab+b^2)=a^3+b^3$	
$\frac{a}{c}=\frac{am}{cm}$	$\frac{a}{c}\cdot\frac{b}{d}=\frac{ab}{cd}$
$\frac{a}{c}+\frac{b}{c}=\frac{a+b}{c}$	$\frac{a}{c}:\frac{b}{d}=\frac{ad}{cb}$
$\frac{a}{c}-\frac{b}{c}=\frac{a-b}{c}$	$\left(\frac{a}{b}\right)^n=\frac{a^n}{b^n}$
$\left(\sqrt[n]{a}\right)^n=a$	$\left(a^{\frac{1}{n}}\right)^n=a$
$\sqrt[n]{ab}=\sqrt[n]{a}\cdot\sqrt[n]{b}$	$(ab)^{\frac{1}{n}}=a^{\frac{1}{n}}\cdot b^{\frac{1}{n}}$
$\sqrt[n]{\frac{a}{b}}=\frac{\sqrt[n]{a}}{\sqrt[n]{b}}$	$\left(\frac{a}{b}\right)^{\frac{1}{n}}=a^{\frac{1}{n}}:b^{\frac{1}{n}}$
$\sqrt[n]{\sqrt[k]{a}}=\sqrt[nk]{a}$	$\left(a^{\frac{1}{k}}\right)^{\frac{1}{n}}=a^{\frac{1}{kn}}$
$\sqrt[nk]{a^{mk}}=\sqrt[n]{a^m}$	$\left(a^{mk}\right)^{\frac{1}{nk}}=a^{\frac{m}{n}}$
$\sqrt[n]{a^m}=a^{\frac{m}{n}}$	$a^{-n}=\frac{1}{a^n}$

2. Розв'язки системи рівнянь

$$\begin{cases} a_1x+b_1y=c_1, \\ a_2x+b_2y=c_2. \end{cases}$$

1) має єдиний розв'язок :

$$x=\frac{\Delta_x}{\Delta},\ y=\frac{\Delta_y}{\Delta},\ \text{якщо}\ \Delta\neq 0;$$

2) має множину розв'язків при умові:

$$\begin{cases} \Delta=0, \\ \Delta_x=0, \\ \Delta_y=0. \end{cases}$$

3) не має розв'язків, якщо $\Delta=0$.

При цьому :

$$\Delta=\begin{vmatrix} a_1 & b_1 \\ a_2 & b_2 \end{vmatrix}=a_1b_2-a_2b_1,$$

$$\Delta_x=\begin{vmatrix} c_1 & b_1 \\ c_2 & b_2 \end{vmatrix}=c_1b_2-c_2b_1,$$

$$\Delta_y=\begin{vmatrix} a_1 & c_1 \\ a_2 & c_2 \end{vmatrix}=a_1c_2-a_2c_1.$$

3. Основні логарифмічні тотожності

$$a^{\log_a x} = x \qquad \log_b x = \frac{1}{\log_a b}\log_a x$$

$$\log_a xy = \log_a x + \log_a y \qquad \log_a \frac{x}{y} = \log_a x - \log_a y$$

$$\log_a x^m = m \cdot \log_a x \qquad \log_a \sqrt[m]{x} = \frac{1}{m} \cdot \log_a x$$

4. Тригонометричні співвідношення

a. Основні тригонометричні тотожності

$$\sin^2\alpha + \cos^2\alpha = 1 \qquad \frac{\sin\alpha}{\cos\alpha} = tg\alpha$$

$$tg\alpha \cdot ctg\alpha = 1 \qquad \frac{\cos\alpha}{\sin\alpha} = ctg\alpha$$

$$1 + tg^2\alpha = \frac{1}{\cos^2\alpha} \qquad 1 + ctg^2\alpha = \frac{1}{\sin^2\alpha}$$

b. Формули додавання

$$\sin(\alpha \pm \beta) = \sin\alpha \cdot \cos\beta \pm \sin\beta \cdot \cos\alpha$$

$$\cos(\alpha \pm \beta) = \cos\alpha \cdot \cos\beta \mu \sin\alpha \cdot \sin\beta$$

$$tg(\alpha \pm \beta) = \frac{tg\alpha \pm tg\beta}{1 \mu\, tg\alpha \cdot tg\beta}$$

c. Кратний та половинний аргумент

$$\sin 2\alpha = 2\sin\alpha \cdot \cos\alpha \qquad \sin 3\alpha = \sin\alpha \cdot \left(3\cos^2\alpha - \sin^2\alpha\right)$$

$$\cos 2\alpha = \cos^2\alpha - \sin^2\alpha \qquad \cos 3\alpha = \cos\alpha \cdot \left(\cos^2\alpha - 3\sin^2\alpha\right)$$

$$tg\,2\alpha = \frac{2tg\alpha}{1 - tg^2\alpha}$$

d. Зниження степені

$$\sin^2\alpha = \frac{1}{2}(1 - \cos 2\alpha) \qquad \sin^3\alpha = \frac{1}{4}(3\sin\alpha - \sin 3\alpha)$$

$$\cos^2\alpha = \frac{1}{2}(1 + \cos 2\alpha) \qquad \cos^3\alpha = \frac{1}{4}(3\cos\alpha + \cos 3\alpha)$$

e. Перетворення сум і різниць у добуток

$$\sin\alpha + \sin\beta = 2\sin\frac{\alpha+\beta}{2} \cdot \cos\frac{\alpha-\beta}{2}$$

$$\sin\alpha - \sin\beta = 2\cos\frac{\alpha+\beta}{2} \cdot \sin\frac{\alpha-\beta}{2}$$

$$\cos\alpha + \cos\beta = 2\cos\frac{\alpha+\beta}{2} \cdot \cos\frac{\alpha-\beta}{2}$$

$$\cos\alpha - \cos\beta = 2\sin\frac{\alpha+\beta}{2} \cdot \sin\frac{\beta-\alpha}{2}$$

f. Перетворення добутків у суми

$$\sin\alpha\cdot\sin\beta=\frac{1}{2}(\cos(\alpha-\beta)-\cos(\alpha+\beta))$$

$$\cos\alpha\cdot\cos\beta=\frac{1}{2}(\cos(\alpha-\beta)+\cos(\alpha+\beta))$$

$$\sin\alpha\cdot\cos\beta=\frac{1}{2}(\sin(\alpha-\beta)+\sin(\alpha+\beta))$$

g. Допоміжні тригонометричні співвідношення

$$a\sin\alpha+b\cos\alpha=\sqrt{a^2+b^2}\sin\left(\alpha+arctg\frac{b}{a}\right)$$

$$\sin\alpha+\cos\alpha=\sqrt{2}\sin\left(\alpha+\frac{\pi}{4}\right)=\sqrt{2}\cos\left(\frac{\pi}{4}-\alpha\right)$$

$$\cos\alpha-\sin\alpha=\sqrt{2}\cos\left(\alpha+\frac{\pi}{4}\right)=-\sqrt{2}\sin\left(\alpha-\frac{\pi}{4}\right)$$

$$tg\alpha+ctg\alpha=\frac{2}{\sin 2\alpha}$$

$$ctg\alpha-tg\alpha=2ctg2\alpha$$

h. Формули зведення

φ	$\frac{\pi}{2}+\alpha$	$\pi+\alpha$	$\frac{3\pi}{2}+\alpha$	$-\alpha$	$\frac{\pi}{2}-\alpha$	$\pi-\alpha$	$\frac{3\pi}{2}-\alpha$
$\sin\varphi$	$\cos\alpha$	$-\sin\alpha$	$-\cos\alpha$	$-\sin\alpha$	$\cos\alpha$	$\sin\alpha$	$-\cos\alpha$
$\cos\varphi$	$-\sin\alpha$	$-\cos\alpha$	$\sin\alpha$	$\cos\alpha$	$\sin\alpha$	$\sin\alpha$	$-\sin\alpha$
$tg\varphi$	$-ctg\alpha$	$tg\alpha$	$-ctg\alpha$	$-tg\alpha$	$ctg\alpha$	$-tg\alpha$	$ctg\alpha$
$ctg\varphi$	$-tg\alpha$	$ctg\alpha$	$-tg\alpha$	$-ctg\alpha$	$tg\alpha$	$-ctg\alpha$	$tg\alpha$

i. Взаємозв'язок між тригонометричними функціями

	$\sin\alpha$	$\cos\alpha$	$tg\alpha$	$ctg\alpha$
$\sin\alpha=a$	a	$\pm\sqrt{1-a^2}$	$\pm\frac{a}{\sqrt{1-a^2}}$	$\pm\frac{\sqrt{1-a^2}}{a}$
$\cos\alpha=a$	$\pm\sqrt{1-a^2}$	a	$\pm\frac{\sqrt{1-a^2}}{a}$	$\pm\frac{a}{\sqrt{1-a^2}}$
$tg\alpha=a$	$\frac{a}{\sqrt{1+a^2}}$	$\pm\frac{1}{\sqrt{1+a^2}}$	a	$\frac{1}{a}$
$ctg\alpha=a$	$\pm\frac{1}{\sqrt{1+a^2}}$	$\pm\frac{a}{\sqrt{1+a^2}}$	$\frac{1}{a}$	a

j. Знаки тригонометричних функцій

Чверті / функції	I	II	III	IV
$\sin\alpha$	+	+	–	–
$\cos\alpha$	+	–	–	+
$tg\alpha$	+	–	+	–
$ctg\alpha$	+	–	+	–

k. Значення тригонометричних функцій для деяких значень кутів

Функції	0°	30°	45°	60°	90°	180°	270°	360°
$\sin\alpha$	0	$\frac{1}{2}$	$\frac{\sqrt{2}}{2}$	$\frac{\sqrt{3}}{2}$	1	0	–1	0
$\cos\alpha$	1	$\frac{\sqrt{3}}{2}$	$\frac{\sqrt{2}}{2}$	$\frac{1}{2}$	0	–1	0	1
$tg\alpha$	0	$\frac{1}{\sqrt{3}}$	1	$\sqrt{3}$	–	0	–	0
$ctg\alpha$	–	$\sqrt{3}$	1	$\frac{1}{\sqrt{3}}$	0	–	0	–

5. Квадратне рівняння

a. Корені

$ax^2+bx+c=0$ $\qquad x_{1,2}=\dfrac{-b\pm\sqrt{b^2-4ac}}{2a}.$

$ax^2+2kx+c=0$ $\qquad x_{1,2}=\dfrac{-k\pm\sqrt{k^2-ac}}{a}.$

b. Теорема Вієта

$$x_1+x_2=-\frac{b}{a},\quad x_1x_2=\frac{c}{a},$$

$$ax^2+bx+c=a(x-x_1)(x-x_2).$$

6. Арифметична прогресія

$a_n=a_1+d(n-1)$ $\qquad a_n=\dfrac{1}{2}(a_{n-1}+a_{n+1})$

$S_n=\dfrac{a_1+a_n}{2}\cdot n$ $\qquad S_n=\dfrac{a_1+d(n-1)}{2}\cdot n$

7. Геометрична прогресія

$a_n=a_1q^{n-1}$ $\qquad a_n^2=a_{n-1}\cdot a_{n+1}$

$S_n=\dfrac{a_1-a_nq}{1-q}$ $\qquad \lim\limits_{n\to\infty}S_n=\dfrac{a_1}{1-q},\ |q|<1$

8. Границі

$\lim\limits_{n\to\infty}(x_n\pm y_n)=\lim\limits_{n\to\infty}x_n\pm\lim\limits_{n\to\infty}y_n$ $\qquad \lim\limits_{n\to\infty}x_ny_n=\lim\limits_{n\to\infty}x_n\cdot\lim\limits_{n\to\infty}y_n$

$\lim\limits_{n\to\infty}\dfrac{x_n}{y_n}=\dfrac{\lim\limits_{n\to\infty}x_n}{\lim\limits_{n\to\infty}y_n}$ $\qquad \lim\limits_{n\to\infty}\left(1+\dfrac{1}{n}\right)^n=e$ $\qquad \lim\limits_{x\to0}\dfrac{\sin x}{x}=1$

9. Основні правила диференціювання

Якщо c – константа, $u=f(x)$ і $v=\varphi(x)$ – функції, що мають похідні, то

1) $(c)'=0$ $\qquad$ 2) $(x)'=1$ $\qquad$ 3) $(u\pm v)'=u'\pm v'$

4) $(cu)'=cu'$ $\qquad$ 5) $(uv)'=u'v+v'u$ $\qquad$ 6) $\left(\dfrac{u}{v}\right)'=\dfrac{u'v-v'u}{v^2}$

10. Таблиця похідних основних функцій

1. $(x^n)'=nx^{n-1}$
2. $(\sin x)'=\cos x$
3. $(\cos x)'=-\sin x$
4. $(tgx)'=\dfrac{1}{\sin^2 x}$
5. $(ctgx)'=-\dfrac{1}{\cos^2 x}$
6. $(\arcsin x)'=\dfrac{1}{\sqrt{1-x^2}}$
7. $(arctgx)'=\dfrac{1}{1+x^2}$
8. $(arcctgx)'=-\dfrac{1}{1+x^2}$
9. $(a^x)'=a^x\cdot\ln a$
10. $(e^x)'=e^x$
11. $(\ln x)'=\dfrac{1}{x}$
12. $(\arccos x)'=-\dfrac{1}{\sqrt{1-x^2}}$
13. $(\log_a x)'=\dfrac{1}{x\ln a}$

11. Таблиця найпростіших інтегралів

1. $\int x^n dx = \frac{x^{n+1}}{n+1} + C$
2. $\int \frac{dx}{x} = \ln|x| + C$
3. $\int \frac{dx}{x^2 + a^2} = \frac{1}{a} arctg \frac{x}{a} + C$ $(a \neq 0)$
4. $\int \frac{dx}{x^2 - a^2} = \frac{1}{2a} \ln\left|\frac{x-a}{x+a}\right| + C$ $(a \neq 0)$
5. $\int \frac{dx}{\sqrt{x^2 + a}} = \ln\left|x + \sqrt{x^2 + a}\right| + C$ $(a \neq 0)$
6. $\int \frac{dx}{\sqrt{a^2 - x^2}} = \arcsin \frac{x}{a} + C$
7. $\int a^x dx = \frac{a^x}{\ln a} + C$
8. $\int e^x dx = e^x + C$
9. $\int \sin x dx = -\cos x + C$
10. $\int \cos x dx = \sin x + C$
11. $\int \frac{dx}{\sin^2 x} = -ctgx + C$
12. $\int \frac{dx}{\sin x} = \ln\left|tg\frac{x}{2}\right| + C$
13. $\int \frac{dx}{\cos x} = \ln\left|tg\left(\frac{x}{2} + \frac{\pi}{4}\right)\right| + C = \ln|tgx + \sec x| + C$

12. Деякі константи

$\pi = 3{,}141593$	$\sqrt{\pi} = 1{,}77245$	$\sqrt{2} = 1{,}41421$
$4\pi = 12{,}56637$	$e = 2{,}718282$	$\sqrt{3} = 1{,}73205$
$2/\pi = 0{,}63662$	$1° = 0{,}017453$ *рад*	$\sqrt{5} = 2{,}2361$
$\pi^2 = 9{,}86960$	$1' = 0{,}000291$ *рад*	$\sqrt{7} = 2{,}6458$

13. Формули для наближених обчислень

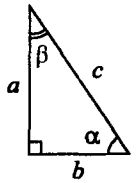
$\frac{1}{1+x} \approx 1 - x$	$-0{,}031 < x < 0{,}031$
$\sqrt{1+x} \approx 1 + \frac{1}{2}x$	$-0{,}085 < x < 0{,}085$
$\frac{1}{\sqrt{1+x}} \approx 1 - \frac{1}{2}x$	$-0{,}052 < x < 0{,}052$
$\sin x \approx x$	$-0{,}077 < x < 0{,}077$
$e^x \approx 1 + x$	$-0{,}045 < x < 0{,}045$

Нерівності показують ті межі величини x, при яких розрахунки по наближених формулах приводять до помилок, що не перевищують 0,1%.

14. Формули для розв'язку (знаходження елементів) трикутників

Елементами трикутника є три його внутрішні кути, три сторони, висоти, медіани, бісектриси, а також радіуси вписаного і описаного кола. Для розв'язання довільного трикутника щонайменше потрібно задати 3 елементи (крім випадку, коли всі три елементи – кути). Для розв'язання прямокутного та рівнобедреного трикутників достатньо задати два елементи (один з них – з розмірністю довжини) і відповідно рівносторонній трикутник розв'язується заданням тільки однієї довжини (сторони, висоти, бісектриси, тощо).

14.1. Прямокутний трикутник



$\alpha + \beta = 90°$

$c^2 = a^2 + b^2$ – теорема Піфагора

$\sin\alpha = \frac{a}{c} \Rightarrow a = c\sin\alpha$

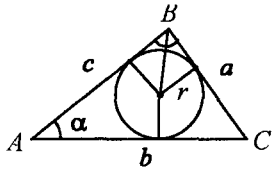
$\cos\alpha = \frac{b}{c} \Rightarrow b = c\cos\alpha$

$tg\alpha = \frac{a}{b} \quad ctg\alpha = \frac{b}{a}$

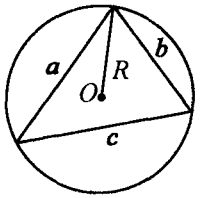
14.2. Довільний трикутник

a. Радіуси вписаного і описаного кола

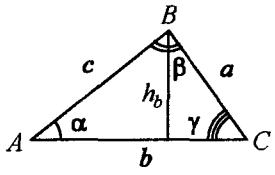
$$r = \frac{S_\Delta}{p} = (p-a)tg\frac{\alpha}{2}$$



$$R = \frac{abc}{4S_\Delta} = \frac{a}{2\sin\alpha}$$



b. Теорема косинусів



$$c^2 = a^2 + b^2 - 2ab\cos\gamma$$
$$a^2 = b^2 + c^2 - 2bc\cos\alpha$$
$$b^2 = a^2 + c^2 - 2ac\cos\beta$$

Якщо $\gamma = 90°$, $(\cos 90° = 0)$:

$c^2 = a^2 + b^2$ – теорема Піфагора.

c. Теорема синусів

$$\frac{a}{\sin\alpha} = \frac{b}{\sin\beta} = \frac{c}{\sin\gamma} = 2R$$

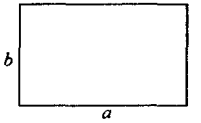
d. Теорема тангенсів і деякі співвідношення між сторонами і кутами трикутника

$$\frac{a+b}{a-c} = \frac{tg\frac{\alpha+\beta}{2}}{tg\frac{\alpha-\beta}{2}}; \qquad \frac{a+b}{c} = \frac{\cos\frac{\alpha-\beta}{2}}{\sin\frac{\gamma}{2}}; \qquad \frac{a-b}{c} = \frac{\sin\frac{\alpha-\beta}{2}}{\cos\frac{\gamma}{2}}$$

$$\sin\frac{\alpha}{2} = \sqrt{\frac{(p-b)(p-c)}{bc}} \qquad \cos\frac{\alpha}{2} = \sqrt{\frac{p(p-a)}{bc}}.$$

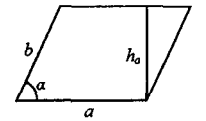
15. Площі плоских фігур

прямокутника:



$S = ab$

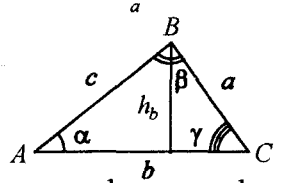
паралелограма:



$S = ah_a$

$h_a = b\sin\alpha$

трикутника:



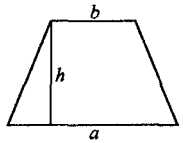
$S = \frac{1}{2}bh_b$

$$S = \frac{1}{2}ab\sin\gamma = \frac{1}{2}ac\sin\beta = \frac{1}{2}bc\sin\alpha$$

$S = \sqrt{p(p-a)(p-b)(p-c)}$, $p = \frac{1}{2}(a+b+c)$ – формула Герона.

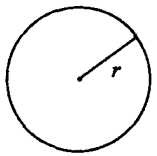
$S = \frac{abc}{4R}$, $S = rp$, R, r – радіуси описаного і вписаного кола.

трапеції:



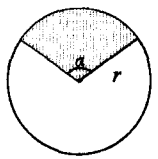
$S = \frac{1}{2}(a+b)h$

круга:



$S = \pi r^2$

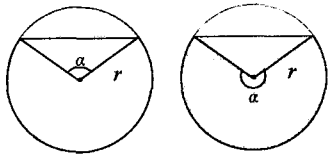
кругового сектора



$S = \frac{r^2\alpha}{2}$,

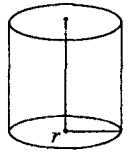
α – в радіанах

кругового сегмента (заштрихований)



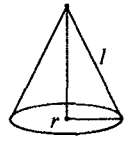
$$S = \frac{r^2\alpha}{2} \mp S_\Delta$$

16. Площі поверхонь



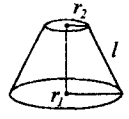
циліндра (бічн.): $S_б = 2\pi rh$

циліндра (повн.): $S_п = 2\pi r(h + r)$

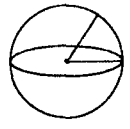


конуса (бічн.): $S_б = \pi rl$

конуса (повн.): $S_п = \pi r(l + r)$



зрізаного конуса (бічн.): $S_б = \pi l(r_1 + r_2)$



сфери: $S_{сф} = 4\pi r^2$

17. Об'єми

(S, S_1, S_2 – площі основ; h – висота; r – радіус кулі)

призми (циліндра): $V = Sh$

піраміди (конуса): $V = \frac{1}{3}Sh$

зрізаної піраміди (конуса): $V = \frac{1}{3}h\left(S_1 + \sqrt{S_1S_2} + S_2\right)$

кулі: $V = \frac{4}{3}\pi r^3$

18. Правила додавання векторів

Фізична величина являє собою вектор, якщо вона визначається двома числами, які характеризують її значення (модуль) і напрямок дії. На відміну від векторних, скалярні фізичні величини визначаються лише одним числовим значенням.

Два вектори вважаються рівними тільки тоді, коли вони мають:
1) рівні модулі; 2) одинакові напрямки.

Звідси: вектор не змінюється при його паралельному переносі.

В залежності від властивостей точки прикладання вектори поділяються на ***зв'язані, ковзаючі і вільні*** :

– вектор, точка прикладання якого визначена в просторі і не може бути перенесена, називається ***зв'язаним*** вектором;

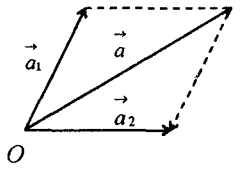
– вектор, точка прикладання якого може бути перенесена вздовж лінії його дії, називається ***ковзаючим*** вектором;

– вектор, точка прикладання якого може бути перенесена в довільну точку простору, називається ***вільним*** вектором.

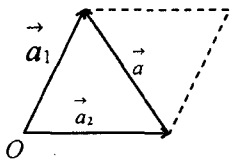
Векторні величини додаються геометрично, тоді як скалярні величини додаються алгебраїчно.

а. Правило паралелограма

Сума (різниця) двох векторів $\vec{a}_1$ і $\vec{a}_2$, прикладених до однієї точки тіла, зображається по модулю і напрямку діагоналлю паралелограма, побудованого на цих векторах.



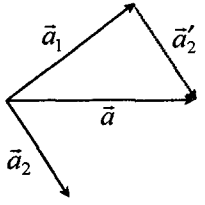
$$\vec{a} = \vec{a}_1 + \vec{a}_2$$



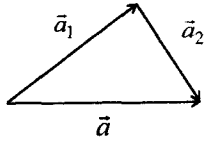
$$\vec{a}_3 = \vec{a}_1 - \vec{a}_2$$

b. Правило трикутника

Побудову паралелограма можна замінити побудовою трикутника (правило трикутника): з кінця вектора $\vec{a}_1$ проводять вектор $\vec{a}_2'$, рівний по модулю і паралельний вектору $\vec{a}_2$. З'єднавши початок вектора $\vec{a}_1$ з кінцем вектора $\vec{a}_2'$, отримаємо вектор їх суми.



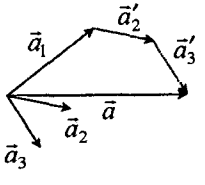
$$\vec{a} = \vec{a}_1 + \vec{a}_2 = \vec{a}_1 + \vec{a}_2'$$



$$\vec{a} = \vec{a}_1 + \vec{a}_2$$

c. Правило багатокутника

Додавання декількох векторів, розташованих в одній площині і прикладених до однієї точки, можна проводити послідовно за правилом трикутника: спочатку знаходимо вектор суми двох перших векторів, а потім складаємо цей вектор з третім вектором і т.д. Значно простіше додавання декількох векторів виконується за правилом багатокутника: з кінця вектора $\vec{a}_1$ проводимо вектор $\vec{a}_2'$, рівний по модулю і паралельний вектору $\vec{a}_2$, потім з кінця вектора $\vec{a}_2'$ проводимо вектор $\vec{a}_3'$, рівний по модулю і паралельний вектору $\vec{a}_3$. Ця операція послідовно виконується з усіма заданими векторами. Вектор, який замикає багатокутник, зображає суму заданих векторів.



$$\vec{a}_2 = \vec{a}_2'$$
$$\vec{a}_3 = \vec{a}_3'$$
$$\vec{a} = \vec{a}_1 + \vec{a}_2 + \vec{a}_3$$

19. Добуток двох векторів

Розрізняють два види добутку векторів: скалярний і векторний.

Скалярним добутком $\vec{a}_1 \cdot \vec{a}_2$ двох векторів називається скалярна величина, яка дорівнює добутку модулів цих векторів, помноженому на косинус кута між ними:

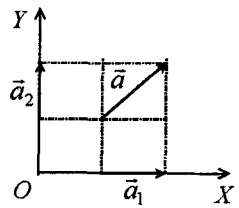
$$\vec{a}_1 \cdot \vec{a}_2 = |\vec{a}_1| \cdot |\vec{a}_2| \cos\left(\vec{a}_1 \hat{} \vec{a}_2\right).$$

Векторним добутком $\vec{a}_1 \times \vec{a}_2$ двох векторів є вектор, модуль якого дорівнює добутку модулів цих векторів, помноженому на синус кута між ними:

$$|\vec{a}_1 \times \vec{a}_2| = |\vec{a}_1| \cdot |\vec{a}_2| \sin\left(\vec{a}_1 \hat{} \vec{a}_2\right).$$

Звідси: модуль векторного добутку двох векторів чисельно дорівнює площі паралелограма, побудованого на цих векторах. Напрямок вектора співпадає з перпендикуляром до площини, в якій розташовані вектори $\vec{a}_1$ і $\vec{a}_2$ і визначається правилом свердлика: напрямок вектора $\vec{a}_1 \times \vec{a}_2$ співпадає з напрямком поступального руху свердлика, якщо його рукоятку обертати від першого множника до другого по найкоротшому шляху.

20. Вектори в декартовій системі координат на площині



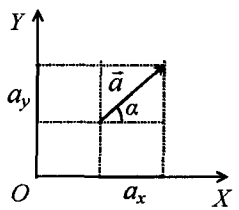
1. ***Розкладання вектора*** $\vec{a}$ на складові вздовж координатних осей.

$\vec{a} = \vec{a}_1 + \vec{a}_2$;

$\vec{a}_1$ – складова вектора $\vec{a}$ вздовж осі X;

$\vec{a}_2$ – складова вектора $\vec{a}$ вздовж осі Y;

Розкласти вектор $\vec{a}$ на складові вздовж координатних осей – це значить знайти вектори $\vec{a}_1$ і $\vec{a}_2$ (їх модулі і напрямки).



2. ***Проекціями вектора*** $\vec{a}$ на осі OX і OY називаються скалярні величини:

$a_x = a\cos\alpha$

$a_y = a\sin\alpha$, $a = |\vec{a}|$ – модуль вектора.

Вектор визначається своїми проекціями на осі координат:

$$\vec{a} = \{a_x, a_y\} = \{a\cos\alpha, a\sin\alpha\}.$$

21. Римські цифри

В деяких випадках ще й зараз користуються римськими цифрами. Римська система нумерації складається з семи знаків:

I	V	X	L	C	D	M
1	5	10	50	100	500	1000

При цьому, якщо менший знак пишуть після більшого, то його додають до більшого числа; якщо ж перед більшим – віднімають, наприклад: 8 – VIII, 24 – XXIV, 26 – XXVI, 46 – XLVI, 176 – CLXXVI, 1963 – MCMLXIII.

22. Великі числа

мільярд або більйон	–	10^9,
трильйон	–	10^{12},
квадрильйон	–	10^{15},
квінтильйон	–	10^{18},
секстильйон	–	10^{21},
септильйон	–	10^{24}.

Ці назви виникли порівняно недавно. Існуючий тепер у більшості європейських мов термін "мільйон" – 10^6 виник в Італії в XIII ст. Терміни "більйон", "мільярд" тощо виникли в XVI–XVII ст., проте до цього часу мають різне (в різних мовах значення). Мільярд звичайно означає 10^9. Проте це ж значення має в США і Франції більйон, тоді як у Німеччині більйон означає 10^{12}. Трильйон у США і Франції означає 10^{12}, а в Англії і Німеччині – 10^{18}. В російських математичних рукописах зустрічаються назви великих чисел, що виникли, мабуть, не раніше XII ст.: тьма – 10^6, легіон – 10^{12}, леодр – 10^{24}, ворон – 10^{48}, колода – 10^{49}.

III. Фізика

1. Фізичні одиниці міжнародної системи СІ

а. Визначення основних одиниць системи СІ

Метр – відстань, яку проходить у вакуумі плоска електромагнітна хвиля за 1/299 792 458 частку секунди. Нове визначення метра надане з урахуванням сучасних досягнень лазерної техніки і квантової електроніки. Крім того, у Франції в Національному архіві зберігається платиново-іридієвий етал метра. Похибка відтворення метра знижена зараз на п'ять порядків. Відносна похибка еталона не перевищує 10^{-10}.
Позначення: *м* (*m*).

Кілограм – маса міжнародного прототипу кілограма – дорівнює масі платиново-іридієвої гирі, що зберігається у Франції в Міжнародній палаті мір і ваг у Севрі (поблизу Парижа). У цьому випадку правильно говорити про відтворення одиниці маси мірою в 1 *кілограм*. Відносна похибка еталона не перевищує 2×10^{-9}.
Позначення: *кг* (*kg*).

Секунда – 9 192 631 770 періодів випромінення, що відповідає переходу між двома надтонкими рівнями основного стану атома цезію-133. Відносна похибка еталона не перевищує 10^{-11}.
Позначення: *с* (*s*).

Ампер – сила незмінюваного струму, який при проходженні двома паралельними прямолінійними провідниками нескінченної довжини та мізерно малої площі кругового поперечного перетину, розташованими у вакуумі на відстані 1 *метр* один від одного, викликав би на кожній ділянці провідника довжиною 1 *метр* силу взаємодії, що дорівнює 2×10^{-7} *ньютона* (*Н*). Відносна похибка еталона не перевищує 1×10^{-5}.
Позначення: *А* (*A*).

Кельвін – 1/273.16 термодинамічної температури потрійної точки води. Така точка води – це реперна точка, у якій існують у рівновазі всі три фази води: пара–рідина–лід, її температура у кельвінах відповідає 273.16 *К*. Як температурний інтервал кельвін дорівнює 1 *градусу* шкали за Цельсієм (1°*С* = 1 *К*). Перехід від значень у

кельвінах (T) до градусів за Цельсієм (t) здійснюється за формулою: $t = T - T_0$, де $T_0 = 273.16\ K$.
Позначення: *К* (*K*).

Кандела – сила світла в даному напрямку від джерела, що випускає монохроматичне випромінення частотою 540×10^{12} *герц* (*Гц*), енергетична сила якого в цьому напрямку становить 1.683 *ват* на *стерадіан* (*Вт/ср*).
Позначення: *кд* (*kd*).

Моль – одиниця кількості речовини, що дорівнює кількості речовини системи, яка містить стільки ж структурних елементів, скільки атомів міститься в нукліді вуглецю ^{12}C масою 0.012 *кг* (молекулярна вага у вуглецевих одиницях).
Позначення: *моль* (*mol*).

Крім цих основних *семи одиниць*, у міжнародній системі одиниць СІ були прийняті дві додаткові одиниці (які з 1995 р. рекомендовано використовувати як безрозмірні):

Радіан – дорівнює площинному куту між двома радіусами кола, довжина дуги між якими дорівнює радіусу.
Позначення: *рад* (*rad*).

Стерадіан – дорівнює просторовому куту, вершина якого знаходиться в центрі сфери та який вирізає на її поверхні площину, що за величиною дорівнює площі квадрата зі стороною, яка дорівнює радіусу сфери.
Позначення: *ср* (*sr*).

b. Похідні одиниці СІ

З основних одиниць за допомогою простих рівнянь зв'язку між ними створені чисельні похідні одиниці. Назви й позначення більшості таких одиниць СІ утворюють із сполучення назв чи позначень основних одиниць (наприклад, швидкість: *метр за секунду* – *м/с*, тиск: *ньютон на метр у квадраті* – $Н/м^2$ та ін.). Частині похідних величин присвоєні спеціальні назви на честь учених. Деякі з них наведені в таблиці.

Похідні одиниці СІ, що мають спеціальні назви

Назва величини	Одиниця			Співвідношення з одиницями СІ
	назва	позначення		
		укр.	міжн.	
Частота	герц	*Гц*	*Hz*	$с^{-1}$
Сила, вага	ньютон	*Н*	*N*	$м \cdot кг \cdot с^{-2}$
Тиск (механічна напруга), модуль пружності	паскаль	*Па*	*Pa*	$м^{-1} \cdot кг \cdot с^{-2}$ ($Н/м^2$)
Енергія, робота, кількість теплоти	джоуль	*Дж*	*J*	$м^2 \cdot кг \cdot с^{-2}$ ($Н \cdot м$)
Потужність, потік випромінення	ват	*Вт*	*W*	$м^2 \cdot кг \cdot с^{-3}$ (*Дж/с*)
Електричний заряд, кількість електрики	кулон	*Кл*	*C*	$с \cdot А$
Електричний потенціал, різниця потенціалів, (електрична) напруга, електрорушійна сила	вольт	*В*	*V*	$м^2 \cdot кг \cdot с^{-3} \cdot А^{-1}$ (*Вт/А*)
Електрична ємність	фарад	*Ф*	*F*	$м^{-2} \cdot кг^{-1} \cdot с^4 \cdot А^2$ (*Кл/В*)
Електричний опір	ом	*Ом*	Ω	$м^2 \cdot кг \cdot с^{-3} \cdot А^{-2}$ (*В/А*)
Електрична провідність	сименс	*См*	*S*	$м^{-2} \cdot кг^{-1} \cdot с^3 \cdot А^2$ ($Ом^{-1}$)
Магнітний потік (потік магнітної індукції)	вебер	*Вб*	*Wb*	$м^2 \cdot кг \cdot с^{-2} \cdot А^{-1}$
Магнітна індукція, густина магнітного потоку	тесла	*Тл*	*T*	$кг \cdot с^{-2} \cdot А^{-1}$ ($Вб/м^2$)
Індуктивність, взаємна індуктивність	генрі	*Гн*	*H*	$м^2 \cdot кг \cdot с^{-2} \cdot А^{-2}$ (*Вб/А*)
Температура Цельсія	градус Цельсія	°*C*	°*C*	$0^0C = 273.16\ K$ ($1°C = 1\ K$)
Світловий потік	люмен	*лм*	*Lm*	$кд \cdot ср$
Освітленість	люкс	*лк*	*Lx*	$м^{-2} \cdot кд \cdot ср$ ($лм/м^2$)
Активність (радіонукліда)	бекерель	*Бк*	*Bq*	$с^{-1}$
Поглинута доза (іонізуючого опромінення, питома передана енергія керма)	грей	*Гр*	*Gy*	$м^2 \cdot с^{-2}$ (*Дж/кг*)
Еквівалентна доза (іонізуючого опромінення)	зіверт	*Зв*	*Sv*	$м^2 \cdot с^{-2}$ (*Дж/кг*)

Існує два види похідних одиниць:

когерентні похідні одиниці, в яких коефіцієнт перерахунку в рівнянні дорівнює одиниці (наприклад, одиниця площі – *квадратний метр* ($м^2$), одиниця швидкості – *метр за секунду* (*м/с*), одиниця потужності – *джоуль за секунду* (*Дж/с*), *ват* (*Вт*) та ін.);

некогерентні похідні одиниці, в яких коефіцієнт перерахунку не дорівнює одиниці (наприклад, *гектар* (*га*) – 10 000 $м^2$, *атмосфера фізична* (*атм*) = 101325 *Па* та ін.).

с. Позасистемні одиниці СІ

Позасистемні одиниці, допущені до застосування поряд із одиницями СІ

Назва величини	Одиниця			
	назва	позначення		співвідношення з одиницею СІ
		укр.	міжнар.	
Маса	тонна	*т*	*t*	10^3 *кг*
	атомна одиниця маси	*а.о.м.*	*u*	$1.66054 \cdot 10^{-27}$ *кг* (приблизно)
Час *	хвилина	*хв*	*min*	60 *с*
	година	*год*	*h*	3600 *с*
	доба	*д*	*d*	86400 *с*
Площинний кут	градус	°	°	$(\pi / 180)$ *рад* $1.745329 ... \cdot 10^{-2}$ *рад*
	хвилина	′	′	$(\pi / 10800)$ *рад* $2.908888 ... \cdot 10^{-4}$ *рад*
	секунда	″	″	$(\pi / 648000)$ *рад* $4.848137 ... \cdot 10^{-6}$ *рад*
Об'єм, місткість	літр	*л*	*l* чи *L*	10^{-3} $м^3$
Оптична сила	діоптрія	*дптр*	—	1 $м^{-1}$
Енергія	електрон-вольт	*еВ*	*eV*	$1.60277 \cdot 10^{-19}$ *Дж* (приблизно)

* – допускається також застосовувати інші одиниці, що набули широкого розповсюдження, наприклад, тиждень, місяць, рік, вік, тисячоліття та ін.

Література:

Пилипенко М.І., Мамотюк Є.М. Довідник із застосування міжнародної системи одиниць (SI) у медицині. – Харків: Інститут медичної радіології ім. С.П. Григор'єва АМНУ, Харківський державний медичний університет, 2001. – 106 с.

2. Фундаментальні фізичні сталі

Гравітаційна стала	$G = 6{,}6720 \cdot 10^{-11}$ *Н·м²/кг²*
Швидкість світла у вакуумі	$c = 2{,}99792458 \cdot 10^{8}$ *м/с*
Магнітна стала	$\mu_0 = 12{,}5663706144 \cdot 10^{-7}$ *Гн/м*
Електрична стала	$\varepsilon_0 = 8{,}85418782 \cdot 10^{-12}$ *Ф/м*
Стала Планка	$h = 6{,}626176 \cdot 10^{-34}$ *Дж·с*
Маса спокою електрона	$m_e = 9{,}109534 \cdot 10^{-31}$ *кг*
Маса спокою протона	$m_p = 1{,}6726485 \cdot 10^{-27}$ *кг*
Маса спокою нейтрона	$m_n = 1{,}6749543 \cdot 10^{-27}$ *кг*
Відношення маси протона до маси електрона	$m_p / m_e = 1836{,}15152$
Елементарний заряд	$e = 1{,}6021892 \cdot 10^{-19}$ *Кл*
Відношення заряду електрона до його маси	$e / m_e = 1{,}7588047 \cdot 10^{11}$ *Кл/кг*
Атомна одиниця маси	1 *а.е.м.* $= 1{,}6605655 \cdot 10^{-27}$ *кг*
Стала Авогадро	$N_A = 6{,}022045 \cdot 10^{23}$ *моль*$^{-1}$
Стала Фарадея	$F = 96{,}48456 \cdot 10^{3}$ *Кл/моль*
Молярна газова стала	$R = 8{,}31441$ *Дж/(моль·К)*
Молярний об'єм ідеального газу при нормальних умовах	$V_0 = 22{,}41383 \cdot 10^{-3}$ *м³/моль*
Стала Больцмана	$k = 1{,}380662 \cdot 10^{-23}$ *Дж/К*

3. Деякі фізичні величини (в тому числі астрономічні)

Прискорення вільного падіння (нормальне)	9,80665 $м/с^2$
Середній радіус Землі	$6371{,}110 \cdot 10^3$ *м*
Довжина екваторіального радіуса	6 377 *км*
Довжина радіуса меридіана	6 356 *км*
Довжина кола екватора	40 070 *км*
Довжина кола меридіана	40 003 *км*
Поверхня Землі	$5{,}09950714 \cdot 10^8$ $км^2$
Об'єм Землі	$1{,}082841 \cdot 10^{12}$ $км^3$
Середня густина Землі	$5{,}517 \cdot 10^3$ $кг/м^3$
Маса Землі	$5{,}975 \cdot 10^{24}$ *кг*
Швидкість обертання точки земної поверхні навколо осі на екваторі	464 *м/с*
Швидкість руху Землі навколо Сонця	30 *км/с*
Розміри земної орбіти (шляху навколо Сонця)	$9{,}34 \cdot 10^8$ *км*
Радіус Сонця	$6{,}95 \cdot 10^8$ *м*
Середня густина Сонця	1400 $кг/м^3$
Маса Сонця	$1{,}97 \cdot 10^{30}$ *кг*
Середня відстань від Землі до Сонця	$1{,}49 \cdot 10^{11}$ *м*
Радіус Місяця	$1{,}7379 \cdot 10^6$ *м*
Середня відстань від Землі до Місяця	$3{,}84 \cdot 10^8$ *м*
Період обертання Місяця навколо Землі	27 *діб* 7 *год* 43 *хв*
Кутова швидкість обертання Землі навколо своєї осі	$7{,}292115 \cdot 10^{-5}$ *рад/с*
1 світовий рік	$9{,}4605 \cdot 10^{15}$ *м*
Температура поверхні Сонця	5800 *К*
Сила світла Сонця	$3{,}07 \cdot 10^{27}$ *кд*

4. Префікси для утворення дольних та кратних одиниць

Префікси кратної одиниці	Відношення до основної одиниці (похідної)	Позначення	Префікси дольної одиниці	Відношення до основної одиниці (похідної)	Позначення
Йота	10^{24}	Й	Деци	10^{-1}	д
Зета	10^{21}	ЗТ	Санти	10^{-2}	с
Екса	10^{18}	Е	Мілі	10^{-3}	м
Пета	10^{15}	П	Мікро	10^{-6}	мк
Тера	10^{12}	Т	Нано	10^{-9}	н
Гіга	10^9	Г	Піко	10^{-12}	п
Мега	10^6	М	Фемто	10^{-15}	ф
Кіло	10^3	к	Ато	10^{-18}	а
Гекто	10^2	г	Зепто	10^{-21}	зп
Дека	10	да	Йокто	10^{-24}	й

5. Міри деяких величин

1 *т* (тонна) = 10 *ц* (центнер) = 10^3 *кг*
1 *год* (година) = 60 *хв* = $3{,}6 \cdot 10^3$ *с*
1 *рік* = $3{,}6524 \cdot 10^2$ *діб* = $8{,}7658 \cdot 10^3$ *год* = $3{,}1557 \cdot 10^7$ *с*
1 *доба* = 24 *год* = $8{,}64 \cdot 10^4$ *с*
1 *рад* = 57,296°; 1° = $1{,}7453 \cdot 10^{-2}$ *рад*
1 *мк* (мікрон) = 10^{-6} *м*; 1 Å (ангстрем) = 10^{-10} *м*
1 *кг* (кілограм-сила) = 9,81 *Н*
1 *л* (літр) = 10^{-3} $м^3$
1 *к.с.* (кінська сила) = 735,499 *Вт*
1 *кВт* = 10^3 *Вт*
1 *А* · *год* = 3600 *Кл*
1 *кВт* · *год* = $3{,}6 \cdot 10^6$ *Дж*
1 *еВ* = $1{,}602 \cdot 10^{-19}$ *Дж*
1 *кал* = 4,1868 *Дж*; 1 *ккал* = $4{,}1868 \cdot 10^3$ *Дж*
1 *мм.рт.ст.* = 133,322 *Па*
1 *ат* (технічна атмосфера) = $9{,}81 \cdot 10^4$ *Па*
1 *атм* (фізична атмосфера) = 101325 *Па*

6. Прискорення вільного падіння ($м/с^2$) на рівні моря для різних географічних широт:

0°	9,78049
10°	9,78204
20°	9,78652
30°	9,79338
40°	9,80180
45°	9,80616
70°	9,82614
80°	9,83065
90°	9,83235
нормальне	
на полюсах	9,83235
> екваторі	9,78049
> Місяці	1,62
> Марсі	3,86
> Венері	8,88
> Юпітері	23,95
> Сонці	273,8
на різній висоті над Землею	
0 м	9,8066
1 000 >	9,8036
2 000 >	9,8005
3 000 >	9,7974
5 000 >	9,7912
8 000 >	9,7820
10 000 >	9,7759
50 000 >	9,6542
100 000 >	9,505
1 000 000 >	7,36
400 000 000 >	0,0025

7. Деякі дані про планети Сонячної системи

	Меркурій	Венера	Земля	Марс	Юпітер	Сатурн	Уран	Нептун	Плутон
Середня відстань від Сонця, *млн. км*	57,91	108,21	149,59	227,94	778,3	1429,3	2875,03	4504,4	5900
Період обертання навколо Сонця, *земний рік*	0,24	0,62	1,0	1,88	11,86	29,46	84,02	164,8	249,7
Екваторіальний діаметр, *км*	4840	12 400	12 742	6780	139 760	115 100	51 000	50 000	–
Об'єм по відношенню до об'єму Землі	0,055	0,92	1,0	0,150	1345	767	73,5	59,5	–
Маса по відношенню до маси Землі	0,054	0,81	1,0	0,107	318,4	95,2	14,58	17,26	–
Прискорення вільного падіння по відношенню до прискорення на поверхні Землі ($g = 9{,}80665$ $м/с^2$)	0,38	0,85	1,0	0,38	2,64	1,17	0,92	1,14	–

8. Назви, символи та атомні маси хімічних елементів

1	Водень	H	1,0079	54	Ксенон	Xe	131,30
2	Гелій	He	4,00260	55	Цезій	Cs	132,9054
3	Літій	Li	6,941	56	Барій	Ba	137,33
4	Берилій	Be	9,01218	57	Лантан	La	138,9055
5	Бор	B	10,81	58	Церій	Ce	140,12
6	Вуглець	C	12,011	59	Празеодим	Pr	140,9077
7	Азот	N	14,0067	60	Неодим	Nd	144,24
8	Кисень	O	15,9994	61	Прометій	Pm	[145]
9	Фтор	F	18,998403	62	Самарій	Sm	150,4
10	Неон	Ne	20,179	63	Європій	Eu	151,96
11	Натрій	Na	22,98977	64	Гадоліній	Gd	157,25
12	Магній	Mg	24,305	65	Тербій	Tb	158,9254
13	Алюміній	Al	26,98154	66	Диспрозій	Dy	162,50
14	Кремній	Si	28,0855	67	Гольмій	Ho	164,9304
15	Фосфор	P	30,97376	68	Ербій	Er	167,26
16	Сірка	S	32,06	69	Тулій	Tm	168,9342
17	Хлор	Cl	35,453	70	Ітербій	Yb	173,04
18	Аргон	Ar	39,948	71	Лютецій	Lu	174,967
19	Калій	K	39,0983	72	Гафній	Hf	178,49
20	Кальцій	Ca	40,08	73	Тантал	Ta	180,947
21	Скандій	Sc	44,9559	74	Вольфрам	W	183,85
22	Титан	Ti	47,90	75	Реній	Re	186,207
23	Ванадій	V	50,9415	76	Осмій	Os	190,2
24	Хром	Cr	51,996	77	Іридій	Ir	192,22
25	Марганець	Mn	54,9380	78	Платина	Pt	195,09
26	Залізо	Fe	55,847	79	Золото	Au	196,9665
27	Кобальт	Co	58,9332	80	Ртуть	Hg	200,59
28	Нікель	Ni	58,71	81	Талій	Ti	204,37
29	Мідь	Cu	63,546	82	Свинець	Pb	207,2
30	Цинк	Zn	65,38	83	Вісмут	Bi	208,9804
31	Галій	Ga	69,735	84	Полоній	Po	[209]
32	Германій	Ge	72,59	85	Астат	At	[210]
33	Миш'як	As	74,9216	86	Радон	Rn	[222]
34	Селен	Se	78,96	87	Францій	Fr	[223]
35	Бром	Br	79,904	88	Радій	Ra	226,0254
36	Криптон	Kr	83,80	89	Актиній	Ac	[227]
37	Рубідій	Rb	85,467	90	Торій	Th	231,0381
38	Стронцій	Sr	87,62	91	Протактиній	Pa	231,0359
39	Ітрій	Y	88,9059	92	Уран	U	238,029
40	Цирконій	Zr	91,22	93	Нептуній	Np	237,0482
41	Ніобій	Nb	92,9064	94	Плутоній	Pu	[244]
42	Молібден	Mo	95,94	95	Америцій	Am	[243]
43	Технецій	Tc	98,9062	96	Кюрій	Cm	[247]
44	Рутеній	Ru	101,07	97	Берклій	Bk	[247]
45	Родій	Rh	102,9055	98	Каліфорній	Cf	[251]
46	Паладій	Pd	106,4	99	Ейнштейній	Es	[254]
47	Срібло	Ag	107,868	100	Фермій	Fm	[257]
48	Кадмій	Cd	112,41	101	Менделєєвій	Md	[258]
49	Індій	In	114,82	102	(Нобелій)	(No)	[259]
50	Олово	Sn	118,69	103	(Лоуренсій)	(Lr)	[260]
51	Сурма	Sb	121,75	104	Курчатовій	Ku	[260]
52	Телур	Tl	127,60	105	Нільсборій	Nb	[260]
53	Йод	I	126,9045				[263]

9. Шкала механічних хвиль

Частота, *Гц*	Найменування	Засоби збудження	Застосування
0,5 – 20	Інфразвуки	Коливання води в великих водоймищах, биття серця	Передбачення погоди, діагностика захворювань серця
$20 - 2 \cdot 10^4$	Чутні звуки	Голос людини та тварин, музикальні інструменти, свистки, сирени, гучномовці, тощо	Для зв'язку та сигналізації, а також виміру відстаней (звукометрія)
$2 \cdot 10^4 - 10^{10}$	Ультразвуки	Магнітострикційні та п'єзоелектричні випромінювачі,свисток, збуджуються також деякими тваринами та комахами (летючі миші, цвіркуни, сарана тощо)	Гідролокація, очищення деталей, дефектоскопія деталей та будівельних конструкцій, прискорення хімічних реакцій, медичні та біологічні дослідження, молекулярна фізика
10^{11} та вище	Гіперзвуки	Теплові коливання молекул	В наукових дослідженнях

10. Рівні різних звуків

Рівень гучності в фонах	Інтенсивність звука, $Вт/м^2$	Звуковий тиск, $Н/м^2$	Наближений характер звуку
0	10^{-12}	$2{,}0 \cdot 10^{-5}$	Межа чутності
10	10^{-11}	$6{,}3 \cdot 10^{-5}$	Серцеві тони через стетоскоп
20	10^{-10}	$2{,}0 \cdot 10^{-4}$	Розмова пошепки
30	10^{-9}	$6{,}3 \cdot 10^{-4}$	–
40	10^{-8}	$2{,}0 \cdot 10^{-3}$	Розмова звичайна
50	10^{-7}	$6{,}3 \cdot 10^{-3}$	–
60	10^{-6}	$2{,}0 \cdot 10^{-2}$	Шум на пожвавленій вулиці
70	10^{-5}	$6{,}3 \cdot 10^{-2}$	Гучна розмова
80	10^{-4}	$2{,}0 \cdot 10^{-1}$	Репродуктор при максимальній гучності
90	10^{-3}	$6{,}3 \cdot 10^{-1}$	Шум в потязі метро
100	10^{-2}	2	Автосирена
110	10^{-1}	6,3	Шум авіамотора
120	1	20	Больові відчуття
130	10	63	

11. Діапазони звукових октав

Октава	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Межі частоти	16 32	32 64	64 128	128 256	256 512	512 1024	1024 2048	2048 4096	4096 8192	8192 16384

12. Деякі фізичні характеристики звуку

Швидкість (при 0°*C* та p = 101325 *Па*), *м/с*:
- в азоті 334
- > водні 1284
- > повітрі 331
- > кисні 316
- > вуглекислому газі 259
- > воді звичайній (при 25°*C*) 1497
- > воді морській (при 20°*C*) 1399
- > алюмінії (при 20°*C*) 6260
- > бетоні (при 20°*C*) 4500
- > льоді (при –4°*C*) 3980

Слуховий апарат людини:
- площа зовнішнього слухового каналу, $м^2$ ..... $3{,}3\cdot10^{-5} – 5{,}0\cdot10^{-5}$
- площа барабанної перепонки, $м^2$ ..... $6{,}5\cdot10^{-5}$
- Маса, кг:
  - молоточка ..... $23\cdot10^{-6}$
  - наковальні ..... $25\cdot10^{-8}$
  - стремечка ..... $3\cdot10^{-6}$
- число волокон основної мембрани 20000
- довжина волокон, *м*:
  - коротких ..... $4\cdot10^{-5}$
  - довгих ..... $50\cdot10^{-5}$
- діапазон чутності (частоти), *Гц* 16–20000
- оптимальна чутливість вуха (частоти), *Гц* 1000–4000

Ультразвук:
- діапазон частот, *Гц* ..... $2\cdot10^{4} – 1\cdot10^{9}$
- діапазон частот, що застосовується в терапії, *Гц* ..... $0{,}8\cdot10^{6} – 1{,}0\cdot10^{8}$
- довжина хвилі ультразвука в повітрі при $\nu = 10^{8}$ *Гц*, *нм* 3000

Перевантаження, що діють на людину (збільшення ваги людини, викликане її рухом в неінерціальній системі відліку).

- Людина, що сидить нерухомо 1
- Пасажир при зльоті літака ..... до 1,5
- Парашутист при розкритті парашута: (60–5) *м/с* 5
- Льотчик при виведенні літака з пікірування 8–9
- Тривале перевантаження, що відповідає границі фізіологічних можливостей людини 8–10

13. Швидкості руху, що зустрічаються в природі та фізиці, *м/с*:

Гепард	31	Кіт-смугастик	11
Антилопа гну	22	Бджола	7
Страус (африканський)	22	Муха	5
Сокіл	21	Джміль	5,0
Лев	18	Черепаха	0,14
Ластівка	17	Перша космічна	7900
Заяць-русак	17	Друга космічна	11190
Вовк	17	Третя космічна	16670
Слон (африканський)	13	Звук: в повітрі при 273 *K*	331,5
Кенгуру	13	в воді при 298 *K*	1497
Кінь	13	в сталі	5300–6100
Акула	11	в повітрі при 393 *K*	343

14. Коефіцієнти тертя

Поверхні, що дотикаються	**Тертя спокою f_0**	**Тертя ковзання f**		
		сухе	з масляним змащенням	з водяним змащенням
Сталь-сталь	0,15	0,1	0,01	–
Метал-дерево	0,5–0,6	0,4–0,5	0,03–0,08	0,25
Дерево-дерево	0,6–0,7	0,3	0,1	–
Шкіра-чавун	0,5–0,6	0,2–0,3	0,12	0,28
Шкіра-дерево	0,4–0,5	0,2–0,3	–	–
Сталь-лід	–	–	–	0,014
Шина автомобіля – асфальт	0,55	0,3	0,15	–

15. Модуль пружності (модуль Юнга) ($\times 10^{10}$ Па)

Алюміній	7	Мідь	12
Дерево	1	Свинець	1,7
Дюралюміній	7,2	Сталь	21
Цегла	1	Чавун	10
Латунь	9		

16. Густина тіл

a. Густина газів (при нормальних умовах), *кг/м*^{3}

Азот	1,25	Метан	0,71
Аміак	0,77	Неон	0,90
Ацетилен	1,17	Озон	2,14
Водень	0,09	Оксид вуглецю	1,25
Вуглекислий газ	1,98	Повітря	1,29
Гелій	0,18	Хлор	3,21
Кисень	1,43		

b. Густина рідин (при температурі 15–20°*C*), *кг/м*^{3}

Азот рідкий (–196°*C*)	790	Нафта	800
Бензин	700	Повітря (рідке, –194°*C*)	860
Бензол	880	Ртуть (0°*C*)	13600
Вода (+4°*C*)	1000	Сірчана кислота	1840
Вода морська	1030	Скипидар	850
Гліцерин	1200	Спирт	800
Гас	800	Срібло (рідке)	9300
Рицинова олія	950	Ефір	710
Кисень (рідкий, –196°*C*)	1140		

c. Густина твердих тіл (при температурі 15–20°*C*), *кг/м*^{3}

Алмаз	3500	Олово	7300
Алюміній	2700	Платина	21400
Вольфрам	19300	Свинець	11300
Залізо	7900	Скло	2700
Золото	19300	Срібло	10500
Латунь	8500	Сталь	7800
Лід	900	Уран	19100
Мідь	8900	Цинк	7100
Нікель	8800	Чавун	7000

17. Розподіл молекул кисню по швидкостях (0°*C*, 101325 *Па*)

v, м/с	*N*, %	*v, м/с*	*N*, %
Менш 100	1,4	400–500	20,3
100–200	8,1	500–600	15,1
200–300	16,7	600–700	9,2
300–400	21,5	більш 700	7,7

18. Діаметри молекул і атомів (*м*)

Азот (N_2)	$3{,}1\cdot10^{-10}$	Водяна пара (H_2O)	$2{,}9\cdot10^{-10}$
Аргон (Ar)	$2{,}9\cdot10^{-10}$	Гелій (He)	$1{,}9\cdot10^{-10}$
Водень (H_2)	$2{,}7\cdot10^{-10}$	Кисень (O_2)	$2{,}9\cdot10^{-10}$
Вуглекислий газ (CO_2)	$3{,}3\cdot10^{-10}$	Оксид вуглецю (CO)	$3{,}2\cdot10^{-10}$
Хлор	$3{,}6\cdot10^{-10}$		

19. Питомі теплоємності деяких газів і водяної пари

Речовина	C_p, *Дж/(кг·К)*	C_V, *Дж/(кг·К)*	$\gamma = C_p / C_V$
Аміак (NH_3)	2244	1675	1,34
Азот (N_2)	1051	745	1,41
Аргон (Ar)	523	322	1,63
Водень (H_2)	14269	10132	1,41
Гелій (He)	5296	3182	1,66
Кисень (O_2)	913	653	1,40
Метан (CH_4)	2483	1700	1,46
Неон (Ne)	1038	620	1,67
Пара води (H_2O)	1820	1380	1,32
Повітря	1009	720	1,40
Вуглекислий газ (CO_2)	837	653	1,28
Хлор (Cl_2)	520	356	1,46

20. Критичні значення температури, тиску і густини

Речовина	$T_к$, К	$p_к$, 10^6 Па	$\rho_к$, кг/м^3
Азот	126	3,40	311
Аргон	151	4,86	531
Аміак	406	11,40	235
Водень	33	1,30	31
Водяна пара	647	22,00	307
Вуглекислий газ	304	7,40	468
Гелій	5,2	0,23	69
Кисень	154	5,04	430
Неон	44,4	2,72	484
Хлор	417	7,50	573

21. Тиск і густина насиченої водяної пари при різних температурах

t, °C (K)	мм рт. ст.	p_0 кПа	ρ_0 кг/м^3 ×10^3	t, °C (K)	мм рт. ст.	p_0 кПа	ρ_0 кг/м^3 ×10^3
–20(253)	0,80	0,10	0,90	11(284)	9,8	1,31	10,0
–10(263)	1,95	0,26	2,14	12(285)	10,5	1,40	10,7
–9(264)	2,13	0,28	2,33	13(286)	11,2	1,49	11,4
–8(265)	2,32	0,31	2,54	14(287)	12,0	1,60	12,1
–7(266)	2,53	0,34	2,76	15(288)	12,8	1,71	12,8
–6(267)	2,76	0,37	2,99	16(289)	13,6	1,81	13,6
–5(268)	3,01	0,40	3,24	17(290)	14,5	1,93	14,5
–4(269)	3,28	0,44	3,51	18(291)	15,5	2,10	15,4
–3(270)	3,57	0,48	3,81	19(292)	16,5	2,20	16,3
–2(271)	3,88	0,52	4,13	20(293)	17,5	2,33	17,3
–1(272)	4,22	0,56	4,47	21(294)	18,7	2,49	18,3
0(273)	4,58	0,61	4,84	22(295)	19,8	2,64	19,4
1(274)	4,90	0,65	5,20	23(296)	21,1	2,81	20,6
2(275)	5,30	0,71	5,60	24(297)	22,4	2,99	21,8
3(276)	5,70	0,76	6,00	25(298)	23,8	3,17	23,0
4(277)	6,10	0,81	6,40	26(299)	25,2	3,36	24,4
5(278)	6,60	0,88	6,80	27(300)	26,7	3,56	25,8
6(279)	7,0	0,93	7,3	28(301)	28,4	3,79	27,2
7(280)	7,5	1,00	7,8	29(302)	30,0	4,0	28,7
8(281)	8,0	1,07	8,3	30(303)	31,8	4,24	30,3
9(282)	8,6	1,15	8,8	50(323)	92,5	12,33	83,0
10(283)	9,2	1,23	9,4	80(353)	355,1	47,33	293,0
				100(373)	760,0	101,30	598,0

22. Коефіцієнт поверхневого натягу рідин σ (Н/м)

Речовина	σ	Речовина	σ
Анілін	0,043	Золото (розплав., 1070°C)	0,610
Ацетон	0,024	Мильний розчин	0,045
Бензол	0,030	Рицинова олія	0,033
Вода при:			
0°C	0,076	Розчин мідного купоросу	0,074
20°C	0,073	Ртуть	0,500
50°C	0,068	Свинець (розплав., 330°C)	0,410
70°C	0,064	Скипідар	0,027
100°C	0,059	Спирт	0,022
Гас	0,024	Срібло (розплав., 960°C)	0,780
Гліцерин	0,064	Ефір	0,017

23. Молярні маси деяких газів

Газ	M, кг·моль$^{-1}$	Газ	M, кг·моль$^{-1}$
Азот	$2{,}8\cdot10^{-2}$	Кисень	$3{,}2\cdot10^{-2}$
Аміак	$1{,}7\cdot10^{-2}$	Метан	$1{,}6\cdot10^{-2}$
Аргон	$4{,}0\cdot10^{-2}$	Неон	$2{,}0\cdot10^{-2}$
Водень	$2{,}0\cdot10^{-2}$	Пара води	$1{,}8\cdot10^{-2}$
Вуглекислий газ	$4{,}4\cdot10^{-2}$	Повітря	$2{,}9\cdot10^{-2}$
Гелій	$4{,}0\cdot10^{-2}$	Хлор	$7{,}1\cdot10^{-2}$

24. Відносна молекулярна маса деяких газів

Газ	M_r	Газ	M_r
Азот (N_2)	28,0130	Кисень (O_2)	31,999
Аміак (NH_3)	17,030	Метан (CH_4)	16,040
Аргон (Ar)	39,948	Неон (Ne)	20,183
Водень (H_2)	2,0160	Пара води (H_2O)	18,015
Вуглекислий газ (CO_2)	44,010	Повітря	28,960
Гелій (He)	4,0026	Хлор (Cl_2)	70,906

25. Коефіцієнт лінійного розширення твердих тіл ($\times 10^{-5}\ K^{-1}$)

Алюміній	2,4	Свинець	2,9
Бетон	1,0	Срібло	1,9
Залізо	1,2	Сталь	1,1
Латунь	1,9	Скло	0,9
Мідь	1,7	Цинк	2,6
Олово	2,1	Чавун	1,0

26. Коефіцієнт об'ємного розширення рідин ($\times 10^{-4}\ K^{-1}$)

Бензин	10,0	Нафта	10,0
Вода	1,5	Ртуть	1,8
Гас	10,0	Спирт	11,0
Масло	7,2	Ефір	17,0

27. В'язкість газів

Речовина	η, 10^{-5} *Па·с*	Речовина	η, 10^{-5} *Па·с*
Азот	1,67	Кисень	1,92
Аміак	0,93	Метан	1,04
Водень	0,84	Окис азоту	1,72
Повітря	1,72	Окис вуглецю	1,67
Гелій	1,89	Вуглекислий газ	1,40
Закис азоту	1,38	Хлор	1,29

28. В'язкість деяких рідин (при 18°*C*)

Речовина	η, 10^{-2} *Па·с*	Речовина	η, 10^{-2} *Па·с*
Анілін	0,46	Масло циліндрове очищене (40°*C*)	0,109
Ацетон	0,0337	Масло циліндрове темне	24,0
Бензол	0,0673	Пентан	0,0244
Бром	0,102	Ртуть	0,159
Вода	0,105	Сірководень	0,0382
Гліцерін	139,3	Спирт етиловий	0,122
Касторове масло	120,0	Толуол	0,0613
Ксилол (м)	0,0647	Уксусна кислота	0,127
Масло машинне легке	11,3	Хлороформ	0,0579
Масло машинне важке	66,0	Ефір етиловий	0,0238

29. В'язкість води при різних температурах

t, °*C*	0	5	10	15	20	25	30	40	50	60
η, *мкПа · с*	1797	1518	1307	1140	1004	895	803	655	551	470
t, °*C*	70	80	90	100	110	120	130	140	150	160
η, *мкПа · с*	407	357	317	284	256	232	212	196	184	174

30. Питома теплота згоряння палива (*кДж/кг*)

Антрацит	26 800 – 31 400	Мазут	38 900 – 39 800
Ацетилен	49 900	Метан	49 800
Бензин авіаційний	43 500 – 44 400	Порох димний	5 020
Бензин автомобільний	44 000	Природний газ	41 000 – 49 000
Буре вугілля (підмосковне)	10 500	Пропан	46 400
Буре вугілля (челябінське)	14 650	Сланці горючі (естонські)	11 500
Водень	119 700	Солома	14 300
Дизельне паливо	42 700	Спирт етиловий	26 000
Дрова (30% вологості)	12 300	Торф в брикетах	15 100
Кам'яне вугілля	20 900 – 30 150	Тротил (вибухівка)	15 100
Гас	43 100	Етилен	47 300

31. Температура плавлення та твердіння

Алюміній	660°*C* = 933 *K*	Ртуть	–39°*C* = 933 *K*
Вода	0°*C* = 273 *K*	Свинець	327°*C* = 600 *K*
Залізо	1530°*C* = 1803 *K*	Срібло	960°*C* = 1233 *K*
Золото	1060°*C* = 1333 *K*	Спирт	–114°*C* = 159 *K*
Лід	0°*C* = 273 *K*	Сталь	1400°*C* = 1673 *K*
Мідь	1080°*C* = 1353 *K*	Цинк	420°*C* = 693 *K*
Нікель	1452°*C* = 1725 *K*	Чавун	1150°*C* = 1423 *K*
Олово	232°*C* = 505 *K*	Ефір	–116°*C* = 157 *K*

32. Питома теплота плавлення ($\times 10^3$ *Дж/кг*)

Алюміній	380	Ртуть	12
Залізо	270	Свинець	30
Лід	335	Срібло	88
Мідь	180	Цинк	118

33. Температури кипіння

Азот	$-196°C = 77\ K$	Мідь	$2582°C = 2855\ K$
Алюміній	$2330°C = 2603\ K$	Нафталін	$218°C = 491\ K$
Вода	$100°C = 373\ K$	Олово	$2337°C = 2610\ K$
Водень	$-253°C = 20\ K$	Ртуть	$357°C = 630\ K$
Повітря рідке	$-193°C = 80\ K$	Свинець	$1750°C = 2023\ K$
Гелій	$-269°C = 4\ K$	Спирт	$78°C = 351\ K$
Залізо	$3050°C = 3323\ K$	Ефір	$35°C = 308\ K$
Кисень рідкий	$-183°C = 90\ K$		

34. Питома теплота пароутворення та конденсації рідин при температурі кипіння ($\times 10^5$ *Дж/кг*)

Аміак	13,6	Скипідар	3
Вода	22,6	Спирт	8,50
Залізо	0,580	Ртуть	3,0
Сірководень	3,5	Ефір	3,5

35. Деякі значення температур

Найбільш низькі, отримані в лабораторіях:

1935 р. (метод адіабатичного розмагнічування)	$-273{,}1456°C = 0{,}0044\ K$
1956 р. (метод адіабатичного розмагнічування)	$-273{,}14998°C = 0{,}00002\ K$
1956 р. (метод ядерного розмагнічування)	$-273{,}1499988°C = 0{,}0000012\ K$
Полум'я газової горілки	1600–1850°C
Вольфрамова нитка розжарювання вакуумної електричної лампи	2350°C та вище
Найбільш низька, зареєстрована на Землі	–88,3°C
Найбільш висока, зареєстрована на Землі	58°C
В центрі Сонця	до $15 \cdot 10^6\ K$
Плазма термоядерної установки "Токамак–10"	$13 \cdot 10^6\ K$
Згоряння палива в карбюраторних двигунах	2500°C
Згоряння палива в дизельних двигунах	2200°C
Атмосфера на висоті 5000 *м*	–17,47°C
Атмосфера на висоті 50000 *м*	–49,90°C

36. Відносна діелектрична проникність речовин ε

Вода	81,0	Гума	2,3
Повітря	1,0006	Скипідар	2,2
Гас	2,1	Слюда	6,0
Масло трансформаторне	2,2	Скло	7,0
Парафін	2,1	Ебоніт	4,3
Плексиглас	3,3	Янтар	2,8

37. Відносна магнітна проникність речовин μ

Речовина	Стан	μ
Пермалой	Феромагнетик	до 50 000
Діамантова сталь	Феромагнетик	до 15 000
Супермалой	Феромагнетик	до 10 000
Смугове залізо	Феромагнетик	до 5 000
Чавунне лиття	Феромагнетик	до 600
Нікель	Феромагнетик	до 300
Тверда сталь	Феромагнетик	до 200
Платина	Парамагнетик	1,00026
Алюміній	Парамагнетик	1,000021
Ебоніт	Парамагнетик	1,000014
Повітря	Парамагнетик	1,0000004
Мідь	Діамагнетик	0,9999904
Скло	Діамагнетик	0,999987
Вісмут	Діамагнетик	0,999843

38. Питомий опір $\rho(\times 10^{-6})$ і температурний коефіцієнт опору α

Речовина	ρ, *Ом·м*	α, K^{-1}	Речовина	ρ, *Ом·м*	α, K^{-1}
Алюміній	0,028	0,04	Платина	0,10	0,004
Вольфрам	0,055	0,0051	Ртуть	0,958	0,0009
Константан	0,48	0,00002	Свинець	0,21	0,004
Латунь	0,071	0,001	Срібло	0,016	0,004
Мідь	0,017	0,0043	Сталь	0,12	0,006
Нікелін	0,42	0,0001	Цинк	0,060	0,004
Ніхром	1,1	0,0001			

39. Електрохімічний еквівалент ($\times 10^{-6}$ *кг/Кл*)

Алюміній (Al_{+++})	0,093	Нікель (Ni_{++})	0,304
Водень (H_{+})	0,01045	Свинець (Pb_{++})	1,074
Залізо (Fe_{++})	0,289	Срібло (Ag_{+})	1,118
Залізо (Fe_{+++})	0,193	Хлор (Cl_{-})	0,367
Золото (Au_{+++})	0,680	Хром (Cr_{+})	0,180
Кисень (O_{--})	0,0829	Цинк (Zn_{++})	0,339
Мідь (Cu_{++})	0,329		

40. Показник заломлення речовини (середній для видимої області)

Алмаз	2,42	Лід	1,31
Вода	1,33	Плексиглас	1,50
Повітря	1,00029	Сірководень	1,63
Гліцерин	1,47	Скипідар	1,47
Кам'яна сіль	1,54	Спирт етиловий	1,36
Кварц	1,54	Скло (важкий флінт)	1,8
Кедрове масло	1,52	Скло (легкий флінт)	1,5

41. Граничні кути повного відбивання (в градусах)

Речовина	$\alpha_{гр}$	Речовина	$\alpha_{гр}$
Вода	49	Сірководень	38
Гліцерін	43	Скло (важкий флінт)	34
Скло (легкий крон)	40	Діамант	24

Примітка. В таблиці наведено значення на межі з повітрям (для довжини хвилі $\lambda = 589{,}3$ *нм*, яка відповідає лінії натрію D).

42. Шкала електромагнітних випромінювань

Частота, *Гц*	Довжина хвилі, *м*	Назва діапазону	Основні джерела збудження
10^{-3}–10^{3}	$3\cdot10^{11}$–$3\cdot10^{5}$	Низькочастотні (наддовгі) хвилі	Генератори спеціальних конструкцій; промислові частоти 50–60 *Гц*; генератори звукових частот до 20 *кГц*
10^{3}–10^{12}	$3\cdot10^{5}$–$3\cdot10^{-4}$	Радіохвилі	Генератори радіочастот до 300 *МГц*; генератори надвисоких частот (НВЧ)
10^{12}–$4\cdot10^{14}$	$3\cdot10^{-4}$–$8\cdot10^{-7}$	Інфрачервоне випромінювання	
$4\cdot10^{14}$–$8\cdot10^{14}$	$8\cdot10^{-7}$–$4\cdot10^{-7}$	Видиме випромінювання (з довжинами хвиль від 800 до 400 *нм*)	Випромінювання молекул та атомів при теплових та електричних впливах
$8\cdot10^{14}$–$3\cdot10^{17}$	$4\cdot10^{-7}$–10^{-9}	Ультрафіолетове випромінювання, м'яке рентгенівське випромінювання	Випромінювання атомів при опроміненні речовини електронами з енергіями до 15 *кеВ*
$3\cdot10^{17}$–$3\cdot10^{20}$	10^{-9}–10^{-12}	Рентгенівське випромінювання, гама-випромінювання	Атомні процеси, що збуджуються електронами з енергіями від 20 *кеВ* до декількох сотень *МеВ*.
$3\cdot10^{20}$–10^{23}	10^{-12}–$3\cdot10^{-15}$	Гама-випромінювання	Ядерні процеси, радіоактивні розпади

Примітка. *Між сусідніми діапазонами немає чіткої межі.*

43. Довжини хвиль видимої частини спектра

Колір	Межі, *нм*	Колір	Межі, *нм*
Фіолетовий	380–450	Жовто-зелений	550–575
Синій	450–480	Жовтий	575–585
Блакитний	480–510	Жовтогарячий	585–620
Зелений	510–550	Червоний	620–760

44. Довжини хвиль ультрафіолетової частини спектра

Діапазон	Межі, *нм*	Здійснювана дія
Довгохвильовий ультрафіолет	315–380	Загар
Середньохвильовий ультрафіолет	280–315	Еритемна
Короткохвильовий ультрафіолет	200–280	Бактерицидна
Вакуумний ультрафіолет	< 200	Озонуюча

45. Робота виходу електронів (*еВ*)

Алюміній	4,20	Нікель	4,95
Барій	2,52	Окис барію	1,0–1,6
Вода	6,1	Окис вольфраму	4,96
Вольфрам	4,54	Окис нікелю	5,55
Залізо	4,55	Окис цезію	1,0–1,2
Калій	2,25	Срібло	4,70
Мідь	4,36	Цезій	1,94
Натрій	2,28	Цинк	4,25

46. Маси деяких ізотопів

Ізотоп	Маса	Ізотоп	Маса	Ізотоп	Маса
$^{1}_{1}$H	1,00783	$^{9}_{4}$Be	9,01218	$^{30}_{14}$Si	29,97377
$^{2}_{1}$H	2,01410	$^{10}_{5}$B	10,01294	$^{40}_{20}$Ca	39,96257
$^{3}_{1}$H	3,01605	$^{12}_{6}$C	12,0	$^{56}_{27}$Co	55,93984
$^{3}_{2}$He	3,01603	$^{13}_{7}$N	13,00574	$^{63}_{29}$Cu	62,92960
$^{4}_{2}$He	4,00260	$^{14}_{7}$N	14,00307	$^{112}_{48}$Cd	111,90276
$^{6}_{3}$Li	6,01512	$^{17}_{8}$O	16,99913	$^{200}_{80}$Hg	199,96832
$^{7}_{3}$Li	7,01600	$^{23}_{12}$Mg	22,99413	$^{235}_{92}$U	235,04393
$^{7}_{4}$Be	7,01693	$^{24}_{12}$Mg	23,98504	$^{238}_{92}$U	238,05353
$^{8}_{4}$Be	8,00531	$^{27}_{13}$Al	26,98154		

47. Період напіврозпаду деяких радіоактивних речовин

Вісмут $^{210}_{83}Bi$	5,02 доби	Радій $^{226}_{88}Ra$	1600 років
Іридій $^{192}_{77}Ir$	75 діб	Стронцій $^{90}_{38}Sr$	28 років
Кальцій $^{45}_{20}Ca$	164 доби	Торій $^{232}_{90}Th$	$1{,}39\cdot10^{11}$ р.
Натрій $^{24}_{11}Na$	15,3 год.	Уран $^{235}_{92}U$	$7{,}1\cdot10^{8}$ р.
Полоній $^{210}_{84}Po$	138 діб	Уран $^{238}_{92}U$	$4{,}5\cdot10^{9}$ р.

48. Чотири радіоактивні родини

Родина	Початкове ядро	Кінцеве ядро (стабільне)
Уран – радій	$^{238}_{92}$U	$^{206}_{82}Pb$
Уран – актиній	$^{235}_{92}U(AcU)$	$^{207}_{82}Pb$
Торій	$^{282}_{90}$Th	$^{208}_{82}Pb$
Нептуній	$^{237}_{93}$Np	$^{209}_{83}$Bi

49. Основні види взаємодій

Основні характеристики взаємодій	Сильного	Електромагнітного	Слабкого	Гравітаційного
Радіус взаємодій, *м*	10^{-15}	∞	10^{-17}	∞
Інтенсивність	1	1/137	10^{-10}	10^{-19}
Частинки, що обумовлюють взаємодію	Глюони, π-мезони	Фотони	Бозони (проміжні)	Гравітони (?)
Маси спокою частинок, mc^2	глюона – 0, π-мезона ≈ 300 *МеВ*	0	100 *ГеВ*	0
Спін частинок	$\hbar$	$\hbar$	$\hbar$	$2\hbar$
Час життя, *с* (характерний час)	10^{-23}	10^{-20}	10^{-10}	невідомий

ЗМІСТ

***РОЗДІЛ* 1. КОМП'ЮТЕРИ В МЕДИЦИНІ 3**

Лабораторна робота 1.1. "Математичне моделювання імунної реакції" 3
Лабораторна робота 1.2. "Вивчення основ інформаційно-ймовірнісного методу медичної діагностики" 13
Лабораторна робота 1.3. "Моделювання медико-біологічних процесів на прикладі фармакокінетики" 18

***РОЗДІЛ* 2. БІОРЕОЛОГІЯ 23**

Лабораторна робота 2.1. "Дослідження пружних властивостей біологічних тканин" 23
Лабораторна робота 2.2. "Визначення коефіцієнта в'язкості" 30
Лабораторна робота 2.3. "Визначення порога чутності аудіометричним методом" 37

***РОЗДІЛ* 3. ЕЛЕКТРОДИНАМІКА МЕДИКО-БІОЛОГІЧНИХ СИСТЕМ 47**

Лабораторна робота 3.1. "Визначення величини артеріального тиску за допомогою ємнісного датчика" 47
Лабораторна робота 3.2. "Напівпровідниковий діод". 53
Лабораторна робота 3.3. "Вивчення роботи транзистора" 57
Лабораторна робота 3.4. "Електрофоретичний метод визначення рухливості іонів" 63

***РОЗДІЛ* 4. ЕЛЕКТРОННА МЕДИЧНА АПАРАТУРА 67**

Лабораторна робота 4.1. "Робота з фізіотерапевтичною апаратурою" 67
Лабораторна робота 4.2. "Робота з електрокардіографом ЕКСПЧТ-4". 81
Лабораторна робота 4.3. "Робота з реографом РГЧ-01" 91

***РОЗДІЛ* 5. ЕЛЕМЕНТИ МОЛЕКУЛЯРНОЇ БІОФІЗИКИ ТА БІОФІЗИКИ МЕМБРАННИХ ПРОЦЕСІВ У КЛІТИНАХ 101**

Лабораторна робота 5.1. "Дослідження нелінійних властивостей провідності шкіри жаби" 101
Лабораторна робота 5.2. "Дослідження дисперсії електричного імпедансу біологічних тканин" 107
Лабораторна робота 5.3. "Вимірювання концентраційного потенціалу компенсаційним методом" 113
Лабораторна робота 5.4. "Вивчення біофізики мембран за допомогою комп'ютерних програм" 120

***РОЗДІЛ* 6. ОПТИЧНІ МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ МЕДИКО-БІОЛОГІЧНИХ СИСТЕМ 125**

Лабораторна робота 6.1. "Вивчення мікроскопа та вимірювання мікрооб'єктів" 125
Лабораторна робота 6.2. "Визначення концентрації розчинів рефрактометричним методом" 130
Лабораторна робота 6.3. "Визначення концентрації розчину поляриметричним методом" 135

***РОЗДІЛ* 7. КВАНТОВА МЕХАНІКА 143**

Лабораторна робота 7.1. "Застосування фотоелемента для виміру освітленості та визначення його чутливості" 143
Лабораторна робота 7.2. "Вивчення роботи оптичного квантового генератора" 148

***РОЗДІЛ* 8. ІОНІЗУЮЧЕ ВИПРОМІНЮВАННЯ ТА ЙОГО ДІЯ НА МЕДИКО-БІОЛОГІЧНІ ОБ'ЄКТИ 153**

Лабораторна робота 8.1. "Визначення коефіцієнта лінійного послаблення гамма-випромінювання" 153
Лабораторна робота 8.2. "Робота з дозиметром ДРГЗ-04" 161

ДОВІДКОВИЙ МАТЕРІАЛ 169

Математика 170
Фізика 187

МЕДИЧНА І БІОЛОГІЧНА ФІЗИКА

Практикум

А в т о р и:

проф., д.ф.-м.н., член-кор. АПН України О.В.Чалий, доц., д.б.н. Б.Т.Агапов, доц., д.п.н. Я.В.Цехмістер, доц., к.б.н. О.В.Говоруха, доц., к.п.н. А.І.Єгоренков, доц., к.ф.-м.н. М.П.Малежик, доц., к.б.н. А.В. Меленевська, доц., к.т.н. М.І. Мурашко, доц., к.ф.-м.н. О.І. Олійник, доц., к.х.н. Н.Ф. Радченко, доц., к.ф.-м.н. Н.В. Стучинська, ст. викл., к.п.н. Д.А. Макарченко, ст.викл., к.п.н. В.В. Пащенко, викл., к.ф.-м.н. Л.Г. Лесько, викл., к.ф.-м.н. Ю.П. Скляров, викл. В.М. Данилейко, викл. Л.М. Денисенко, Л.П. Єрмакова, О.П. Лапоногов, Л.Б. Найда.

Комп'ютерна верстка *І.С. Ганджа*

Підп. до друку 10.11.2003. Формат 84\108\32
Папір офсет. Гарн. Балтика. Друк офсет.
Тираж 1200 прим. Зам. 522

Видавництво "Книга плюс",
01001, м. Київ, Головна пошта, а/с 222.
Свідоцтво № 1280 від 18.03.2003 р.

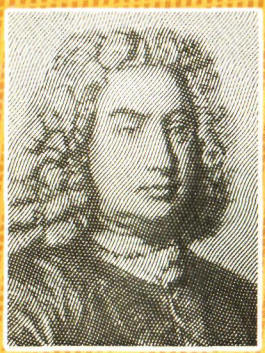
Виготовлено у друкарні ЗАТ "Четверта хвиля",
01030, Київ, вул. Володимирська, 57

З питань придбання книги просимо звертатися за тел.: 8 (044) 246 8054, e_mail: ***bookplus@gu.kiev.ua***

МЕДИЧНА І БІОЛОГІЧНА ФІЗИКА

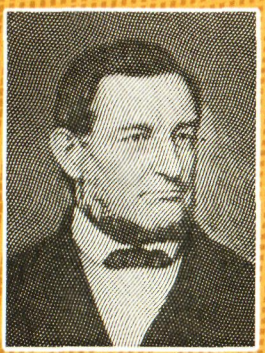
ПРАКТИКУМ

$\rho\upsilon^2/2+\rho gh+p=const$ $E=\sigma/\varepsilon$ $Q=\Delta U+A$



Даніїл Бернуллі
(1700–1782)
професор медицини, один із засновників гідродинаміки

Томас Юнг
(1773–1829)
лікар, один із засновників фізичної оптики



Юліус Роберт Майєр
(1814–1878)
лікар, один з творців закону збереження енергії

КНИГА ЛІТЕРАТУРА
МЕДИЧНА ПЛЮС