

**Київський національний університет імені Тараса Шевченка**

**Д.А.ГАВРЮШЕНКО, А.М. ГРИГОР'ЄВ, А.В. БРИТАН,  
С.А. БУР'ЯН, К.В. ЧЕРЕВКО, Т.Ю. НІКОЛАЄНКО,  
Ю.С. ГОЛИК, Д.П. БАСАНЬКО**

**МЕДИЧНА І БІОЛОГІЧНА ФІЗИКА**  
**(лабораторний практикум)**

Навчально-методичний посібник  
для студентів спеціальності «Медицина»

**Київ – 2025**

**УДК 378.661+53+577.3**

**Рецензенти:**

**д-р фіз.-мат. наук, проф., професор кафедри програмних систем і технологій КНУ імені Тараса Шевченка Васильєв О.М.**  
**канд. фіз.-мат. наук, завідуючий відділенням ядерної та променевої діагностики ДУ «ННЦ «Інститут кардіології імені академіка М.Д.Стражеска» НАМН України Бацак Б.В.**

*Рекомендовано до друку Вченою радою фізичного факультету  
Київського національного університету імені Тараса Шевченка  
26 травня 2025 року*

**Автори:**

**проф., д-р. фіз.-мат. наук Д.А. Гаврюшенко, доц., канд. фіз.-мат. наук А.М. Григор'єв, канд. фіз.-мат. наук А.В. Британ, канд. фіз.-мат. наук С.А. Бур'ян, д-р. фіз.-мат. наук К.В. Черевко, д-р. фіз.-мат. наук Т.Ю. Ніколаєнко, Ю.С. Голик, Д.П. Басанько**

*За загальною редакцією  
доктора фізико-математичних наук, професора  
Д.А. Гаврюшенка*

**Медична і біологічна фізика (лабораторний практикум): Навчально-методичний посібник / Д.А.Гаврюшенко, А.М. Григор'єв, А.В. Британ та ін.; за заг. ред. Д.А. Гаврюшенка. – К.: КНУ імені Тараса Шевченка, 2025. – с.**

У навчально-методичному посібнику наведені лабораторні й практичні роботи з курсу медичної і біологічної фізики. Представлені у цьому посібнику роботи призначені для підготовки та проведення лабораторного практикуму. Посібник містить теоретичні відомості, контрольні запитання й завдання для підготовки до самостійної роботи та самоконтролю, список літератури. Практикум має на меті набуття студентами знань та практичних умінь, необхідних для проведення обробки медико-біологічних даних, та навичок проведення математичної та комп'ютерної обробки медико-біологічної інформації, що впливає на формування розуміння загальних фізичних та біофізичних закономірностей, що лежать в основі процесів, які відбуваються в організмі людини.

Для студентів спеціальності «Медицина».

**УДК 378.661+53+577.3**

**© Д.А.Гаврюшенко, А.М. Григор'єв, А.В. Британ,  
С.А. Бур'ян, К.В. Черевко, Т.Ю. Ніколаєнко,  
Ю.С. Голик, Д.П. Басанько 2025**

## **ЗМІСТ**

ПЕРЕДМОВА .....	3
ВСТУП.....	5
1. ПОНЯТТЯ РОЗМІРНОСТІ У МЕДИЧНІЙ ФІЗИЦІ. ПРЕДСТАВЛЕННЯ ДАНИХ.....	8
2. ТЕОРІЯ ПОМИЛОК ТА ОБРОБКА РЕЗУЛЬТАТІВ ВИМІРЮВАНЬ .....	21
3. ВИЗНАЧЕННЯ ПОРОГУ ЧУТЛИВОСТІ ВУХА АУДІОМЕТРИЧНИМ МЕТОДОМ.....	34
4. ВИЗНАЧЕННЯ КОЕФІЦІЄНТУ В'ЯЗКОСТІ .....	48
5. ДОСЛІДЖЕННЯ ТРАНСПОРТУ ІОНІВ КРІЗЬ КЛІТИННІ МЕМБАНИ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН .....	61
6. ДОСЛІДЖЕННЯ ДИСПЕРСІЇ ІМПЕДАНСУ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН ..	76
7. ВИВЧЕННЯ МІКРОСКОПА ТА ВИМІРЮВАННЯ МІКРООБ'ЄКТІВ.....	95
8. ВИЗНАЧЕННЯ КОНЦЕНТРАЦІЇ РОЗЧИНІВ РЕФРАКТОМЕТРИЧНИМ МЕТОДОМ.....	108
РЕКОМЕНДОВАНА ЛІТЕРАТУРА .....	124

## ПЕРЕДМОВА

Навчально-методичний посібник з лабораторного практикуму призначений для підготовки та проведення занять з курсу медичної і біологічної фізики. Він складений відповідно до чинної навчальної програми з медичної та біологічної фізики для студентів закладів вищої освіти за спеціальністю 222 «Медицина».

Посібник містить теоретичні відомості, контрольні запитання й завдання для підготовки до самостійної роботи та самоконтролю, список літератури. Практикум має на меті набуття студентами знань та практичних умінь, необхідних для проведення обробки медико-біологічних даних, та навичок проведення математичної та комп'ютерної обробки медико-біологічної інформації, що впливає на формування розуміння загальних фізичних та біофізичних закономірностей, що лежать в основі процесів, які відбуваються в організмі людини.

Останнім часом значний прогрес у діагностиці та своєчасному лікуванні багатьох захворювань пов'язаний із впровадженням у медичну практику високотехнологічного обладнання, яке ґрунтується на фундаментальних фізико-математичних дисциплінах. У сучасній медицині фізичні принципи становлять основу технологічних досягнень у галузі діагностики та лікування. Знання законів фізики дозволяє оптимізувати роботу сучасних приладів, які використовуються у медичній практиці, корегувати параметри лікувальних процедур і ефективно інтерпретувати клінічні дані. Застосування методів медичної та біологічної фізики дає змогу проводити точну оцінку стану тканин, визначати показники життєвих функцій і контролювати хімічний склад біологічних рідин, що є надзвичайно важливим у роботі лікаря.

Вивчення фізичних основ біологічних процесів сприяє формуванню міждисциплінарних компетенцій, що дозволяють лікарям ефективно взаємодіяти з фахівцями суміжних галузей, зокрема з медичними фізиками, інженерами та хіміками. Таке інтегроване знання сприяє впровадженню новітніх технологій у клінічну практику, розробці інноваційних методів діагностики і терапії, а також підвищенню безпеки пацієнтів. Одержані знання фізичних принципів

функціонування організму дозволяють отримати навички, необхідні для аналізу складних біофізичних процесів, що відбуваються у людському організмі, оцінки їх впливу на стан пацієнтів і оптимізації лікувальних протоколів.

Роботи, представлені у цьому практикумі, дозволяють засвоїти методи переведення одиниць вимірювання, аналізу похибок експериментальних даних і побудови графіків, що є необхідними для правильного інтерпретування клінічних результатів. Володіння навичками обробки даних сприяє прийняттю обґрунтованих клінічних рішень, що безпосередньо впливають на ефективність лікування. Розуміння природи вимірюваних величин і уміння враховувати похибки забезпечує точність визначення доз лікарських засобів, налаштування параметрів сучасних медичних приладів і оптимізацію процедур моніторингу стану пацієнтів.

Роботи практикуму спрямовані на опанування основних методик, що використовуються для вимірювання фізичних параметрів, таких як електричний імпеданс, в'язкість, оптичні властивості рідин та ін. Практична частина досліджень дозволяє встановлювати зв'язок між теоретичними знаннями і клінічною практикою. Це сприяє глибшому розумінню фізіологічних процесів, що відбуваються в організмі людини, і дозволяє виявляти зміни, пов'язані з патологічними процесами, на ранніх стадіях захворювань.

Практичні завдання, представлені у практикумі, включають роботу із різними вимірювальними приладами та аналіз даних, сприяють розвитку аналітичного мислення, що є ключовим для успішної клінічної діяльності. Опановування методик вимірювання та аналізу фізичних параметрів дозволяє лікарям швидко реагувати на зміни у фізіологічних показниках, коригувати лікування і здійснювати своєчасну профілактику ускладнень.

## ВСТУП

### *Рекомендації студентам під час виконання робіт практикуму у лабораторії*

Опис лабораторних робіт, який надано у цьому посібнику, є лише стислим викладенням змісту експериментальних робіт, які має виконати та засвоїти студент під час вивчення дисципліни «Медична і біологічна фізика». Тому перед виконанням лабораторної роботи студенту слід опрацювати теоретичний матеріал за підручниками, посилання на які подано у списку літератури.

Студент допускається до виконання лабораторної роботи тільки після того, як він відповість на запитання викладача, які стосуються мети роботи, основних теоретичних відомостей за темою роботи, методики вимірювань тощо. Перед виконанням завдань лабораторної роботи треба докладно ознайомитись з будовою та інструкціями приладів та обладнання, що використовується під час виконання роботи. Не слід шкодувати часу на попередню стадію, вважаючи, що на вимірювання не вистачить часу. Саме це сприяє набуттю експериментальних навичок.

На початку виконання лабораторної роботи студент має провести контрольний дослід, зі необхідності оцінити інструментальні похибки вимірів, після чого можна починати детальні вимірювання фізичних величин. Виконання вимірів необхідно виконувати вдумливо, не поспішаючи, з максимально можливою для конкретних приладів точністю, при цьому розумно узгоджуючи між собою точності виміру різних величин у даній роботі.

Під час обробки отриманих результатів експерименту проміжні обчислення слід виконувати з точністю, яка дещо перевищує точність вимірів для уникнення внесення невиправданих помилок, які пов'язані із обчисленнями. Під час обчислень слід зберігати у результаті на один знак більше, ніж має залишитись у остаточній відповіді. При аналізі одержаних результатів істотну допомогу надає їхнє графічне зображення.

Наприкінці заняття студент подає отримані результати на перевірку викладачеві, який своїм підписом засвідчує виконання експериментальної частини роботи та надає поради щодо подальшого оформлення звіту. Робота вважається

виконаною, якщо студент подає результат із оцінкою похибки, а не тільки експериментальні дані (у вигляді таблиці або графіку).

Звіт про роботу студент оформлює, користуючись наданими у даному посібнику наприкінці кожної роботи бланками, де наводить експериментальні дані у вигляді таблиць та графіків, розрахунок експериментальних величин та їхніх похибок, записує остаточний результат, подає у письмовому вигляді відповіді на запитання, що поставлені у кінці опису роботи. Повністю оформлений звіт про виконання лабораторної роботи студент має захистити до початку виконання наступної роботи. Щоб одержати позитивну оцінку при захисті студент має не лише викласти зміст та результати виконаної роботи, а й відповісти на теоретичні питання в обсязі теми роботи.

У процесі вдумливої сумлінної праці у практикумі студент навчиться:

- застосовувати теоретичні знання в експериментальній роботі;
- правильно ставити експеримент та уникати помилок;
- аналізувати результати дослідів;
- набути практичних знань, необхідних для проведення обробки медико-біологічних даних, та навичок проведення математичної та комп'ютерної обробки медико-біологічної інформації, що впливає на формування у студента розуміння загальних фізичних та біофізичних закономірностей, що лежать в основі процесів, які відбуваються в організмі людини.

### ***Порядок роботи в лабораторії***

1. Підготуватись до навчальної практики: вивчити теоретичний матеріал та ознайомитись зі змістом лабораторної роботи практикуму.
2. Дотримуватись медичної форми.
3. Ощадливо витрачати реактиви, обладнання та матеріали.
4. Дотримуватись правил безпечної роботи.

## ***Правила техніки безпеки під час перебування в навчальній лабораторії***

1. Поводитися відповідально впродовж усього часу перебування у приміщенні лабораторії.
2. Приходити на заняття вчасно, повністю ознайомленим з технікою виконання лабораторних робіт/наукових досліджень.
3. Виконувати всі інструкції викладача, надані ним як усно, так і у письмовій формі.
4. Працювати над виконанням лише тих практичних задач, які передбачені програмою курсу та схвалені викладачем.
5. Перебувати у приміщенні навчальної/науково-дослідної лабораторії лише у спецодезії та у разі необхідності використовувати відповідні засоби індивідуального захисту (латексні рукавички, захисні окуляри та ін.).
6. Підтримувати чистоту та порядок у лабораторії та на робочому місці.
7. негайно повідомляти викладача про надзвичайні ситуації, незалежно від рівня серйозності конкретного випадку.
8. **НІКОЛИ** не працювати у лабораторії за відсутності викладача.
9. **НЕ приносити до лабораторії та НЕ вживати продукти харчування, напої.**
10. Дотримуватися правил техніки безпеки при роботі з реактивами та лабораторним обладнанням.
11. Працювати з живими об'єктами та біологічними зразками лише з дозволу викладача, дотримуючись при цьому відповідних правил безпеки та етичних норм.



## Лабораторна робота 1

### ПОНЯТТЯ РОЗМІРНОСТІ У МЕДИЧНІЙ ФІЗИЦІ. ПРЕДСТАВЛЕННЯ ДАНИХ

#### Мета роботи:

- Ознайомитись з поняттям "одиниця виміру фізичної величини" та принципами переходу від одних одиниць виміру до інших. Навчитись правильно конвертувати одиниці вимірювання величин (зокрема, між системою СІ та позасистемними одиницями).
- Навчитись графічно представляти залежність однієї фізичної величини від іншої і виконувати лінійну апроксимацію методом найменших квадратів.
- Опанувати методи відображення результатів у медичних дослідженнях. Навчитись розуміти, коли застосовувати лінійний, а коли логарифмічний масштаб.

#### ТЕОРЕТИЧНІ ВІДОМОСТІ

У медичній практиці фахівці зіштовхуються з різноманітними фізичними величинами: масою, довжиною, об'ємом, тиском, швидкістю (кровотоку), радіоактивною дозою, в'язкістю біологічних рідин, концентрацією препаратів тощо.

**Значення в клініці.** При призначенні ліків необхідно правильно розраховувати дози відповідно до маси, віку, стану пацієнта. Якщо переплутати, наприклад міліграми та мікрограми при дозуванні ліків, наслідки можуть бути критичними для пацієнта. Також важливо розуміти, що кров'яний тиск традиційно подають у міліметрах ртутного стовпчика (мм рт. ст.), а у деяких публікаціях можуть траплятись паскалі чи бари. Некоректне перетворення цих величин може призвести до помилок у діагностиці або неправильного налаштування медичного обладнання.

**Радіологія та ядерна медицина.** У променевій діагностиці та терапії важливо розуміти одиниці вимірювання дози (Грей, Зіверт), активності (Бекерель), потужності дози (мЗв/год) тощо. Правильне перетворення цих величин забезпечує безпеку персоналу та пацієнтів, адже надмірне опромінення може становити загрозу життю.

**Обладнання та аналізатори.** Під час роботи з інфузійними насосами,

дозиметрами радіації, біохімічними аналізаторами необхідно чітко уявляти, які одиниці вимірювання використовуються (мл/год, мГр/хв тощо) і вміти їх переводити за потреби (наприклад, налаштувати на конкретний режим роботи відповідно до маси пацієнта). Багато клінічних настанов і стандартів випускаються міжнародними організаціями, де можуть застосовуватися не лише метричні одиниці. Відтак, уміння конвертувати ці одиниці й адекватно читати графіки безпосередньо впливає на безпеку та ефективність лікування.

### ***Міжнародна система величин СІ***

У міжнародній системі величин (англ. *International System of Quantities*, ISQ) СІ виділяють сім одиниць основних фізичних величин, прийнятих Генеральною конференцією мір і ваг у 1960 році. Система СІ має певні *переваги* над системами одиниць, що існували раніше (наприклад, СГС, МКС тощо), а саме: СІ є універсальною системою, яка охоплює усі галузі науки, техніки тощо. Українські та міжнародні позначення для одиниць фізичних величин регламентуються Державними стандартами України.

Основними одиницями системи СІ прийнято довжина, маса, час, електричний струм, температура, кількість речовини та сила світла, їхніми одиницями вимірювання є відповідно метр, кілограм, секунда, ампер, кельвін, моль і кандела (див. таблицю 1.1).

***Таблиця 1.1***

#### ***Основні одиниці системи СІ***

<i>Фізична величина</i>	<i>Назва одиниці виміру</i>	<i>Символ</i>
Довжина	метр	м
Маса	Кілограм	кг
Час	секунда	с
Електричний струм	Ампер	А
Температура	Кельвін	К
Кількість речовини	моль	моль

Сила світла	кандела	кд
-------------	---------	----

Одиниці виміру для інших фізичних величин (таких як сила, швидкість і електричний заряд) можуть бути описані за допомогою математичного поєднання цих семи основних одиниць.

Залежно від типу фізичного об'єкта або явища чисельне значення фізичної величини, яка описує певну його властивість, може значно варіюватися. Зокрема, значення довжини варіюється від дуже малого значення (розміри атомів) до дуже великого (наприклад, зірки). Однак, як відомо з таблиці 1.1, основною одиницею довжини є метр. У зв'язку з цим у систему СІ вводяться так звані префікси, які можна приєднувати до одиниць вимірювання для запису тих значень фізичних величин, які незручно представляти, використовуючи лише основні одиниці виміру (наприклад, нм, мкм, мм, км тощо). У багатьох дослідженнях виникає потреба записувати числа з великою кількістю нулів (наприклад,  $10^{-9}$  або  $10^9$ ). Використання префіксів СІ істотно спрощує запис і зменшує ймовірність помилок.

Кожен префікс базується на степенях числа 10 (10, 100, 1 000 тощо, а також 0,1, 0,01, 0,001 в інший бік). У таблиці 1.2 наведено ці префікси та символи, що використовуються для їхнього позначення в системі СІ.

Таким чином при проведенні досліджень часто виникає потреба записувати числа з великою кількістю нулів. Використання префіксів дозволяє спростити запис таких чисельних значень.

Крім того, для полегшення запису, читання та розрахунків може використовуватися експоненційний або стандартний запис числа.

Розглянемо число 840 000 000 000 000. Це досить велике число для звичайного запису. У стандартному записі це число виглядає так:

$$8.4 \times 10^{14}$$

Стандартний запис числа має таку загальну структуру:

$$x \times 10^y$$

де:  $x$  — десяткове число від 1 (включно) до 10 (не включно), яке має назву мантиса,  
 $y$  — ціле число, яке показує, скільки разів необхідно помножити (якщо  $n$  додатне) або  
 поділити (якщо  $y$  від'ємне) число на 10.

Стандартний запис числа дозволяє компактно та зручно записувати як дуже великі так і дуже малі числа.

Розглянемо число 0,0000045. У стандартному записі це число виглядає так:

$$4,5 \times 10^{-6}$$

Тобто, стандартний запис для дробів має такий самий формат:

$$x \times 10^y$$

де:  $x$  — десяткове число від 1 (включно) до 10 (не включно),  $y$  — ціле число, яке показує степінь числа 10.

У цьому прикладі  $x$  дорівнює 4,5. Значення показника степеня від'ємне: -6.

**Таблиця 1.2**

***Префікси та їх числові значення та позначення***

<i>Префікс</i>	<i>Символ</i>	<i>Значення</i>	<i>Приклад назви</i>	<i>Приклад позначення</i>
екза	Е	$10^{18}$	екзаметр	Ем
пета	П	$10^{15}$	Петасекунда	Пс
тера	Т	$10^{12}$	Терават	ТВт
гіга	Г	$10^9$	Гігарерц	ГГц
мега	М	$10^6$	Мегакюрі	МКі
кіло	к	$10^3$	кілометр	км
гекто	г	$10^2$	гектолітр	гл
дека	да	$10^1$	декаграм	даг
—	—	$10^0 (=1)$		
деци	д	$10^{-1}$	децилітр	дл
санти	с	$10^{-2}$	сантиметр	см
мілі	м	$10^{-3}$	міліметр	мм
мікро	мк	$10^{-6}$	мікрометр	мкм

нано	н	$10^{-9}$	нанограм	нг
піко	п	$10^{-12}$	пікофарад	пФ
фемто	ф	$10^{-15}$	фемтометр	фм
атто	а	$10^{-18}$	аттосекунда	ас

При роботі з числами в стандартному вигляді використовується термін порядок величини, який стосується степеня числа 10, коли числа записані у стандартному вигляді. Величини, що мають однаковий степінь числа 10 або близькі до нього, вважаються одного порядку величини. Наприклад, число 800 можна записати як  $8 \times 10^2$ , а число 450 — як:  $4,5 \times 10^2$ .

Обидва числа мають однакове значення степеня у. Отже, 800 і 450 належать до одного порядку величини. Аналогічно, числа 101 і 99 також вважаються одного порядку величини —  $10^2$ .

**Під час проведення розрахунків всі значення фізичних величин, які входять у розрахункову формулу, мають бути приведені до своїх основних одиниць виміру в системі СІ.**

### ***Приклад***

Розміри еритроциту можуть бути оцінені як  $8 \text{ мкм} \times 8 \text{ мкм} \times 8 \text{ мкм}$ . Лінійні розміри молекули гемоглобіну можна вважати наступними:  $6 \text{ нм} \times 6 \text{ нм} \times 6 \text{ нм}$ . Неврахування різної розмірності призведе до висновку, що розміри молекули більші за розмір клітини:

$$N = \frac{8 * 8 * 2}{(6)^3} \approx 0.6$$

Коректний розрахунок має наступний вигляд:

$$N = \frac{(8 \text{ мкм})^2 * 2 \text{ мкм}}{(6 \text{ нм})^3} = \frac{(8 * 10^{-6} \text{ м})^2 * 2 * 10^{-6} \text{ м}}{(6 * 10^{-9} \text{ м})^3} = \frac{128 * 10^{-18} \text{ м}^3}{216 * 10^{-27} \text{ м}^3} \approx 0.6 * 10^9 = 600 \text{ мільйонів}$$

### **Графічне представлення даних**

Результати лабораторних досліджень часто подаються у вигляді графіків (динаміка рівня глюкози в крові, концентрації електролітів, гормонів тощо). Уміння

«читати» графік — розуміти осі, масштаб, тип залежності (лінійна, логарифмічна), знати, яка змінна є незалежною та яка є залежною, — допомагає швидко виявляти патології, оцінювати ефективність лікування. У наукових статтях медицини зустрічають графіки розподілу пацієнтів, кореляційні діаграми, каплан - майєрівські криві виживання тощо. Нерозуміння правил побудови та інтерпретації (аналізу) таких графіків може призвести до неправильних висновків про ефективність методик лікування або прогностичні фактори. Розглянемо загальні принципи побудови графічних залежностей. Для цього побудуємо графік зваженості відстані, яку проїхав поїзд від станції, залежно від часу, використовуючи дані з таблиці 1.3. З неї видно, що ми маємо дві змінні — це час ( $y$  хвилини) і відстань від станції ( $x$  кілометрів).

### **1. Перший крок: побудова осей координат**

Спочатку необхідно накреслити дві осі: горизонтальну вісь (вісь  $x$ ) і вертикальну вісь (вісь  $y$ ). Горизонтальна вісь ( $x$ -вісь): на ній відкладається незалежна змінна — змінна, яку можна контролювати або змінювати. Вертикальна вісь ( $y$ -вісь): на ній відкладається залежна змінна — змінна, яка змінюється залежно від значень незалежної змінної.

З даних таблиці 1.3 можна побачити, що час є незалежною змінною, тому його слід відкладати на горизонтальній осі ( $x$ ). Відстань від станції є залежною змінною, тому її слід відкладати на вертикальній осі ( $y$ ).

### **2. Позначення осей графіка та вибір масштабу**

Кожна вісь на графіку повинна бути підписана назвою змінної, а також символом її одиниці вимірювання в дужках. Горизонтальна вісь ( $x$ -вісь): час  $t$  (хв). Вертикальна вісь ( $y$ -вісь): відстань від станції  $S$  (км). Важливо залишити достатньо місця для нумерації кожної осі.

### **3. Вибір масштабу**

Масштаб осей потрібно вибирати так, щоб усі дані помістилися на графіку та їх було зручно зчитувати. Для осі часу ( $x$ -вісь): оскільки значення часу зростають із кроком у 10 хвилин, вісь  $x$  можна пронумерувати від 0 до 70 хв з відмітками через кожні 10 хв. Для осі відстані ( $y$ -вісь): масштаб повинен охоплювати всі значення відстані, зазначені в таблиці. Масштаб від 0 до 160 км із відмітками через кожні 10 км

буде зручним.

#### **4. Побудова відміток**

На кожній осі необхідно робити чіткі позначки (відмітки) у відповідному масштабі та підписувати їх:

х-вісь: 0, 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70 (хв).

у-вісь: 0, 10, 20, 30, ..., 160 (км). Такий підхід забезпечить точність побудови графіка та його легке розуміння.

Таблиця 1.3

**Залежність пройденого шляху поїздом від часу**

<i>Час, хв</i>	<i>Відстань від станції, км</i>
0	0
10	24
20	36
30	60
40	84
50	97
60	119
70	140

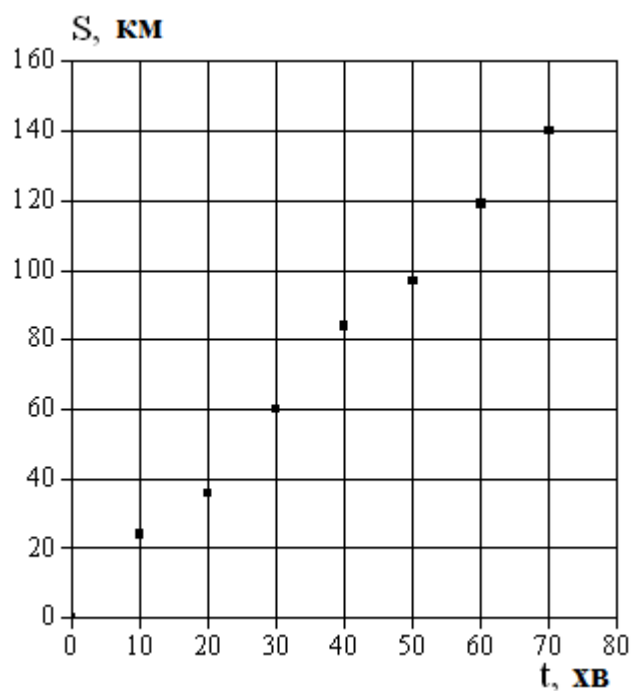


Рис. 1.1 Залежність пройденого шляху поїздом від часу

**Логарифмічний масштаб**

Іноді змінна може мати дуже широкий діапазон значень. Це створює проблему при виборі найкращого масштабу для осей графіка. Один із варіантів вирішення цієї проблеми — використання логарифмічної шкали. У логарифмічній шкалі значення, позначене кожною відміткою, є попереднім значенням, помноженим на певну



константу. Для логарифмічної шкали з основою 10 кожна наступна відмітка має значення, у 10 разів більше за попереднє. Наприклад, шкала з основою 10 виглядає так: 0, 10, 100, 1 000 тощо.

Безпосередньо на осі графіка ставиться позначка не її величини а її логарифму

Це пояснюється принципом логарифмічного масштабу, де значення відображаються пропорційно їх логарифмам.

Відмітка "0" означає, що значення дорівнює

$$10^0=1.$$

Відмітка "1" означає, що значення дорівнює

$$10^1=10.$$

Відмітка "2" означає, що значення дорівнює

$$10^2=100$$

Відмітка "3" означає, що значення дорівнює

$$10^3=1000$$

Цей підхід дозволяє компактно зобразити дуже великий діапазон чисел на одному графіку. Завдяки цьому ми можемо порівнювати дані з величезними відмінностями в чисельних значеннях.

Логарифмічна шкала дозволяє охопити набагато ширший діапазон значень у порівнянні з лінійною шкалою, де відмітки мають однаковий крок, наприклад: 0, 10, 20, 30 тощо. Це робить її корисною для роботи з даними, які змінюються на багато порядків величини.

Різниця між логарифмами чисел які відрізняються на вказаний множник завжди є однаковою і дозволяє графічно відміряти однакову відстань між основними відмітками на графіку:

$$\log_{10}(10) - \log_{10}(1) = 1$$

$$\log_{10}(100) - \log_{10}(10) = 1$$

$$\log_{10}(1000) - \log_{10}(100) = 1$$

$$\log_{10}(b) - \log_{10}(a) = \log_{10}(c) - \log_{10}(b) = 1$$

Якщо використовується логарифмічна шкала на одній осі графіка, а лінійна шкала на іншій осі, такий графік називається напівлогарифмічним. Використання

такого представлення даних зручне якщо вони експоненціально змінюються (зростання популяції, поширення хвороби під час епідемії).

**Приклад**

**Таблиця 1.4**

**Залежність кількості колоній бактерій на 1 мл розчину від часу**

t, год	Концентрація, кількість колоній/мл
0	37
4	47
8	63
12	78
16	105
20	130
24	173

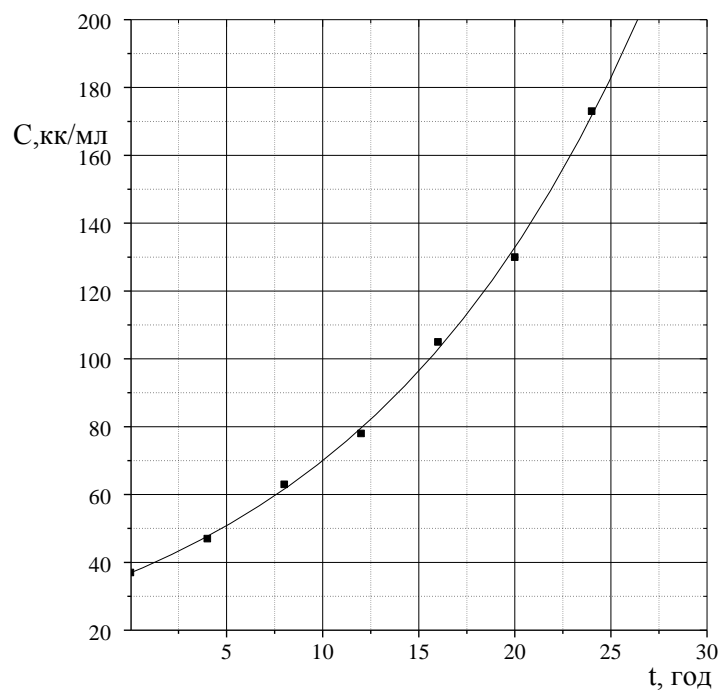


Рис. 1.2 Залежність кількості колоній бактерій на 1 мл розчину від часу в лінійному масштабі

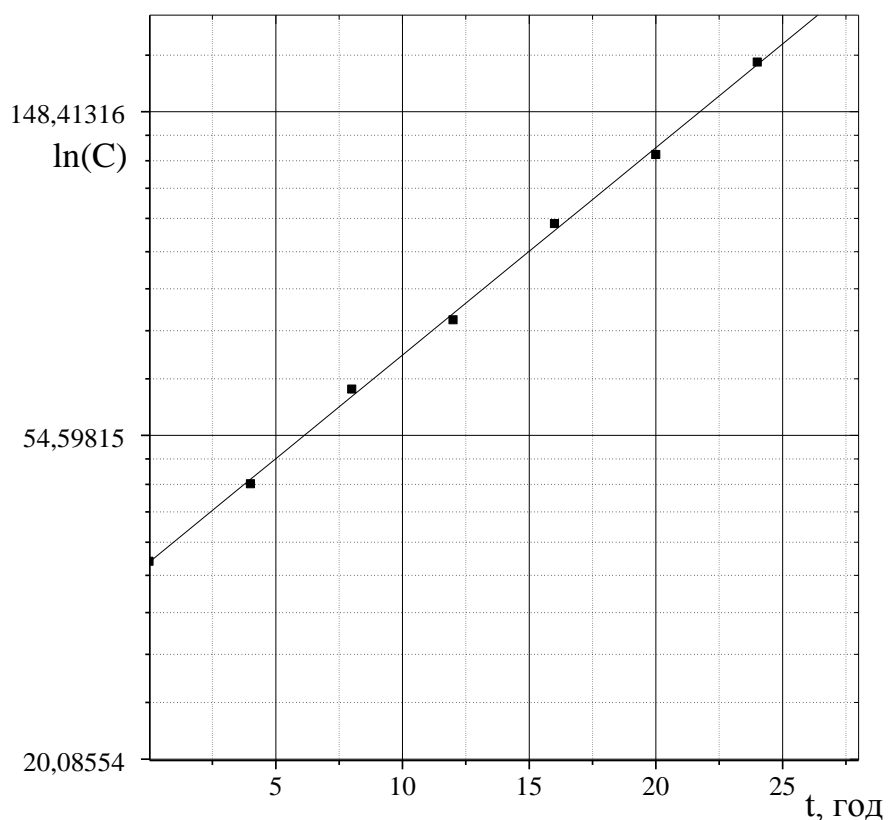


Рис. 1.3 Залежність кількості колоній бактерій на 1 мл розчину від часу в логарифмічному масштабі

### ХІД РОБОТИ

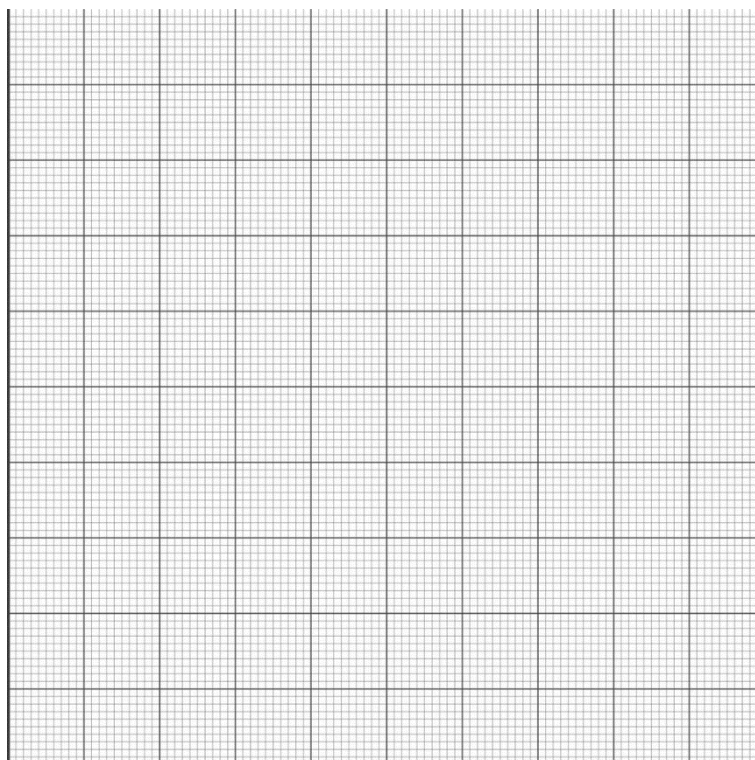
1. Отримати від викладача завдання та здійснити перевід значень фізичних величин у їх основні одиниці в системи СІ
2. Опрацювати тестові експериментальні дані. Представити їх в графічному вигляді обравши необхідний масштаб .

### КОНТРОЛЬНІ ПИТАННЯ

1. Як виміряти якусь фізичну величину об'єкта?
2. Що таке основні одиниці виміру системи СІ?
3. Яка різниця між лінійним та десятковим логарифмом?

**Звіт студента про лабораторну роботу**

Назва роботи:	
Семестр, Рік, Номер групи:	
Ім'я	Прізвище:
Дата здачі:	Оцінка:



## СТОРІНКА ДЛЯ РОЗРАХУНКІВ

## Лабораторна робота 2

### ТЕОРІЯ ПОМИЛОК ТА ОБРОБКА РЕЗУЛЬТАТІВ ВИМІРЮВАНЬ

#### Мета роботи:

- Ознайомлення із основами науки про вимірювання.
- Поглиблення розуміння поняття фізичного вимірювання та його основних типів.
- Ознайомлення з різновидами похибок, що можуть виникати під час вимірювань.
- Вивчення та закріплення базових методів статистичної обробки експериментальних даних (знаходження середнього, дисперсії, довірчих інтервалів тощо) з метою підвищення точності й надійності результатів.

#### ДОДАТКОВІ ТЕОРЕТИЧНІ ВІДОМОСТІ

Загальновідомо, що у медичних установах для отримання точних і достовірних даних про стан пацієнта використовуються засоби вимірювальної техніки, медичні апарати для клініко-діагностичного дослідження людини, яке ґрунтується на вимірюванні параметрів функціонування його органів та систем. У медичній практиці вимірювання мають ключове значення: від простих клінічних тестів (вимірювання температури, артеріального тиску та інших фізичних величин) до складних лабораторних або інструментальних досліджень (визначення рівня гормонів, променева діагностика тощо).

Термін **вимірювання** означає відображення вимірюваних величин їх значеннями шляхом експерименту та подальших обчислень отриманих результатів за допомогою спеціальних технічних засобів. Виміряти фізичну величину означає порівняти її з однорідною величиною, яку приймають за одиницю вимірювання.

Наука про вимірювання та їх застосування називається **метрологія** (від грецького «μέτρον» - міра і «λόγος» - наука, вчення).

Вимірювання фактично є отримання значень фізичної величини дослідним шляхом для характеристики об'єкта дослідження чи явища для можливого подальшого порівняння з іншими об'єктами чи явищами.

Результатом вимірювання є **фізична величина** – властивість, спільна в якісному відношенні у багатьох матеріальних об'єктів та індивідуальна в кількісному відношенні у кожного з них.

**Значенням фізичної величини** є відображення фізичної величини у вигляді числового значення величини з позначенням її одиниці. Це поняття вводиться аби кількісно оцінити властивості досліджуваного об'єкта чи явища.

Значення фізичної величини може бути умовно істинним або дійсним:

- умовно **істинне** – це таке значення величини, яке ідеально описує певну властивість досліджуваного об'єкта;
- **дійсне** значення знаходиться дослідним (експериментальним) способом та є наближеним відносно істинного; значення фізичної величини, визначене з допустимою похибкою, приймають за дійсне.

Для забезпечення однакових результатів вимірювань, зроблених у різних місцях і різними вимірювальними приладами необхідно враховувати **єдність вимірювань**, яка забезпечується загальноприйнятими одиницями з ймовірністю похибок.

Знання про **похибки** та вміння їх враховування є надзвичайно важливими для забезпечення точності й надійності медичних рішень. Якщо лікар невірно інтерпретує результат вимірювання через неврахування можливої похибки (наприклад, показу тиску, рівня глюкози або сатурації), він ризикує поставити неправильний діагноз або призначити неадекватне лікування. І навпаки, усвідомлення, яку похибку може мати даний метод діагностики дозволяє визначити, чи дійсно спостережене відхилення є значущим, чи це може бути результатом неточності вимірювального приладу або методу.

Більшість аналізів у лабораторній діагностиці (біохімічні, імунологічні, мікробіологічні) мають свої *референтні* межі та допустимі похибки. **Референтні** значення аналізів (або нормативні значення) – це ті межі, в яких результати досліджень вважаються нормою для здорової людини; вони можуть виражатися або конкретним діапазоном числових параметрів, в які повинен потрапити результат, або мати відповідь «позитивно» або «негативно». Лікар повинен розуміти, що будь-яка

виміряна величина має діапазон неточності й що результат може бути «на межі норми» і все ще залишатися в межах похибки. В інструментальних методах (наприклад, ультразвукова діагностика, МРТ, КТ) апарат має власну роздільну здатність та технічні обмеження. Якщо лікар не знає про ці обмеження, він може переоцінити або недооцінити виявлені зміни. У клінічних дослідженнях і доказовій медицині широко використовують статистичні методи, які базуються на концепції випадкових та систематичних похибок.

Зрозуміло, що експериментальні вимірювання ідеально точними не бувають за різних причин (як об'єктивного характеру - недосконалість приладів, методів вимірювання; так і суб'єктивного – різні умови проведення дослідів, індивідуальні особливості дослідника тощо), внаслідок чого виникають **похибки вимірювання** - відхилення результату вимірювання від істинного значення вимірюваної фізичної величини.

**Похибка вимірювання** визначається як різниця між справжнім або умовно істинним значенням та вимірним значенням фізичної величини. Дійсним значенням може вважатися середнє значення нескінченної кількості вимірювань.

**Точність вимірювання** визначається близькістю цього результату до справжнього значення вимірюваної величини або до справжнього середнього. Помилка – це кількісний показник точності вимірювання.

Грубі похибки – груба помилка виникає через людські помилки. Наприклад людина, яка використовує прилади, неправильно зчитує, або записує неправильні дані. Такий тип помилок підпадає під визначення грубої помилки. Грубої помилки можна уникнути, лише обережно взявши показання.

Систематичні похибки – помилки, які виникають внаслідок несправності, недосконалості вимірювального пристрою, відомі як систематичні помилки. Зазвичай їх називають нульовою помилкою – позитивною чи негативною помилкою. Ці помилки можна усунути або зменшити, виправивши чи покращивши вимірювальний пристрій. Ці помилки можна класифікувати на різні категорії.

Похибки спостереження Такі помилки можуть виникати внаслідок неправильного зчитування показів вимірювального приладу, несправності самого



приладу.

Похибки зовнішніх умов трапляються через вплив зовнішніх умов. Під зовнішніми умовами в основному розуміють тиск, температуру, вологість, зовнішні електричні та магнітні поля. З метою зменшення помилок такого типу здійснюють операцію калібрування приладу.

Інструментальні похибки виникають через неправильну, недосконалу конструкцію вимірювальних приладів. Для уникнення, зменшення цих помилок, так само використовується операція калібрування.

Випадкові похибки – помилки, спричинені раптовою зміною зовнішніх умов. Такий тип помилок називається випадковою помилкою. Вони мають місце навіть після усунення систематичної помилки. Інколи такий тип помилок також називають залишковою помилкою. Випадкові помилки можуть бути оцінені за допомогою статистичного аналізу і можуть бути зменшені шляхом усереднення за великою кількістю спостережень.

#### **Виділяють два типи вимірювань:**

- прямі вимірювання – коли бажане значення знаходить безпосередньо за експериментальними даними;
- непрямі вимірювання – коли бажане значення розраховується за допомогою відомих залежностей між фізичною величиною, яка цікавить, і величинами, які можна отримати експериментально за допомогою прямих вимірювань.

#### **Визначення довірчого інтервалу для прямих вимірювань.**

Розглянемо правила обробки результатів вимірювань за наявності лише випадкових помилок. Нехай у експерименті проведено  $n$  прямих вимірювань певної величини  $x$  і отримано значення  $x_1, x_2, \dots, x_n$ . Сукупність цих значень називається вибіркою нескінченно великої серії значень, яку може прийняти випадкова величина  $x$ . При великій кількості вимірювань середнє арифметичне вимірювання  $x$  наближається до справжнього значення  $x$ , і може бути обчислено за формулою:

$$\langle x \rangle = \frac{x_1 + x_2 + \dots + x_n}{n} = \frac{\sum_{k=1}^n x_k}{n}, \quad (2.1)$$

де  $\langle x \rangle$  - середнє арифметичне значення величини  $x$ .

Якщо деякі значення  $x_k$  повторюються, може бути розрахована частота  $n_i$  – кількість однакових значень  $x_k$ . У цьому випадку формула (2.1) може бути представлена як:

$$\langle x \rangle = \frac{x_1 + x_2 + \dots + x_n}{n} = \frac{\sum_{i=1}^{n'} n_i x_i}{n}, \quad (2.2)$$

$$\sum_{k=1}^n n_i = n$$

Абсолютна похибка виміру  $\Delta x$  – це різниця між істинним значенням  $x$  та середнім значенням цієї величини:

$$\Delta x_i = x_i - \langle x \rangle. \quad (2.3)$$

Вона має таку саму розмірність, що і виміряне значення  $x$  та може бути як позитивною так і негативною. Відносне відхилення знайденого значення фізичної величини від справжнього (або середнього) значення має назву відносна похибка, та визначається як модуль відношення абсолютної похибки величини до дійсного значення вимірюваної величини:

$$\varepsilon = \frac{|\Delta x_i|}{\langle x \rangle}. \quad (2.4)$$

Відхилення окремих значень  $x_1, x_2, \dots, x_n$  від середнього значення  $\langle x \rangle$  називаються абсолютними похибками результатів окремих вимірювань:

Одним із способів виразити відхилення між вимірами є використання середнього відхилення. Ця дозволяє оцінити наскільки в середньому (з 50% впевненістю), наскільки окремі вимірювання відрізняються від середнього:

$$\langle d \rangle = \frac{|x_1 - \langle x \rangle| + |x_2 - \langle x \rangle| + \dots + |x_n - \langle x \rangle|}{n} \quad (2.5)$$

Однак найпоширенішим способом характеристики поширення набору даних є так зване **стандартне (середньоквадратичне) відхилення (дисперсія)**.

**Дисперсією** випадкової величини  $X$  називається математичне сподівання квадрата відхилення випадкової величини  $X$  від математичного сподівання:

$$D X = \left\langle X - \langle X \rangle^2 \right\rangle = \langle X^2 \rangle - \langle X \rangle^2, \sigma = \sqrt{D X} \quad (2.6)$$

**Стандартне відхилення** завжди трохи більше середнього відхилення, і використовується завдяки своєму зв'язку з дисперсією нормального розподілу який часто використовується в статистичному аналізі. Формула (2.6) для його розрахунку є вірною для нескінченної кількості вимірів. У випадку скінченної кількості вимірів використовується так звана точкова оцінка яка розраховується за формулою:

$$S_{\langle x \rangle} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{n'} n_i * (\Delta x_i)^2}{n * (n-1)}} \quad (2.7)$$

де позначення  $S_{\langle x \rangle}$  вказує на те значення середньоквадратичного відхилення розраховується на основі експериментальних даних. З формули (2.7) видно, що точність знаходження середнього значення може бути збільшена за рахунок збільшення числа  $n$ , оскільки  $S_{\langle x \rangle}$  зменшується, загалом, із збільшенням  $n$ . Однак слід враховувати, що коли  $S_{\langle x \rangle}$  стає менше загальної систематичної похибки, подальше збільшення  $n$  не збільшить точність результату. У цьому випадку точність вимірювань визначатиметься систематичними помилками. Тому на практиці число  $n$  зазвичай лежить в проміжку від 3 до 10.

Для оцінки того, чи є можуть бути експериментальні дані описані нормальним розподілом використовуються декілька методів. Найбільш наочним з них є метод побудови гістограми частот. Для її побудови необхідно одержані дані розділити на класи. Кількість класів визначається за формулою Штюргеса:

$$k \approx 1 + 3.32 \lg n \quad (2.8)$$

Визначається ширина класу:

$$\Delta x = \frac{x_{\max} - x_{\min}}{k}, \quad (2.9)$$

та діапазон експериментальних даних розділяється на класи з кроком  $\Delta x$ . Визначається кількість вимірів, що потрапили до певного класу та будується гістограма частот.

Важливим практичним висновком з теорії похибок є такий: за скінченної

кількості вимірювань неможливо точно визначити справжнє (або теоретичне середнє) значення вимірюваної величини  $x$ . Відповідно завдання вимірювання полягає в тому, щоб оцінити значення  $x$ , тобто вказати інтервал значень, в який із заданою вірогідністю (достовірністю)  $\alpha$  (іноді використовують іншу назву  $\alpha$  – коефіцієнт надійності) потрапляє істинне значення  $x$ . Нехай  $\beta_1$  і  $\beta_2$  межі інтервалу, визначені таким чином:

$$\begin{aligned}\beta_1 &= \langle x \rangle - \Delta x_{rand} \\ \beta_2 &= \langle x \rangle + \Delta x_{rand}\end{aligned}\quad (2.10)$$

де  $\Delta x_{вин}$  – напівширина довірчого інтервалу. Значення  $\Delta x_{вин}$  можна визначити як:

$$\Delta x_{вин} = t_{\alpha,n} * S_{\langle x \rangle}, \quad (2.11)$$

де  $t_{\alpha,n}$  – коефіцієнт Стюдента, що визначається за використання кількості вимірів та довірчої ймовірності (див. табл. 2.1)

**Таблиця 2.1**

**Залежність значення коефіцієнта Стюдента від значення ймовірності входження числа до довірчого інтервалу**

$n-1$	90 %	95%	99%	$n-1$	90 %	95%	99%
1	6,31	12,71	63,66	10	1,81	2,23	3,17
2	2,92	4,3	9,92	15	1,75	2,13	2,95
3	2,35	3,18	5,84	20	1,72	2,09	2,85
4	2,13	2,78	4,60	24	1,71	2,06	2,79
5	2,02	2,57	4,03	30	1,70	2,04	2,75
6	1,94	2,45	3,71	40	1,68	2,02	2,7
7	1,89	2,36	3,50	50	1,68	2,01	2,68
8	1,86	2,31	3,36	100	1,65	1,97	2,59
9	1,83	2,26	3,25	$\infty$	1,64	1,96	2,58

За використанням рівнянь (2.10) та (2.11) він може бути представлений:

На рис. 2.1 показано, що означає, що виміряне значення  $x$  з імовірністю  $\alpha$  буде знаходитися в діапазоні  $\beta_1$  і  $\beta_2$ .

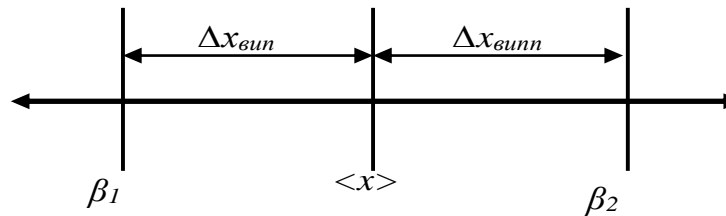


Рисунок 2.1–Довірчий інтервал значення  $x$

$$\langle x \rangle - t_{\alpha, n} * S_{\langle x \rangle} \leq x \leq \langle x \rangle + t_{\alpha, n} * S_{\langle x \rangle} \quad (2.12)$$

чи

$$x = \langle x \rangle \pm t_{\alpha, n} * S_{\langle x \rangle}. \quad (2.13)$$

Вираз (2.13) є остаточною для запису результату при проведенні прямих вимірювань за умови, що випадкові помилки переважають над систематичними

У статистичних оцінках широко використовується правило трьох сигм: відхилення значення нормально розподіленої випадкової величини  $x$  не перевищує потрійного середньоквадратичного відхилення  $\sigma$  з імовірністю близько 0,9973. Іншими словами, з імовірністю 0,9973 значення нормально розподіленої випадкової величини  $x$  знаходиться в діапазоні  $-3\sigma < \Delta x < 3\sigma$ . Графічне зображення правила трьох сигм показано на рис. 2.2.

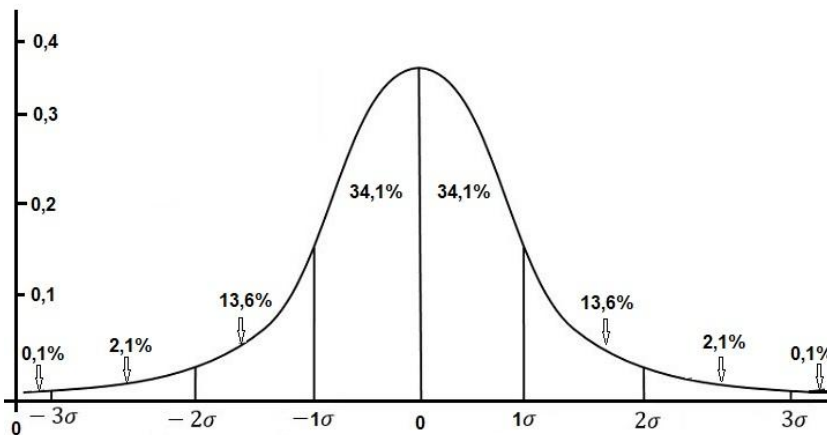


Рис. 2.2 Графічне зображення правила трьох сигм.

### Оцінка систематичної похибки

Загальна систематична похибка  $\sigma_{\Sigma}$  (загальне стандартне відхилення) обчислюється за формулою:

$$\sigma_{\Sigma} = \sqrt{\sigma_{\text{інст}}^2 + \sigma_{\text{округ}}^2 + \sigma_{\text{метод}}^2 + \dots} \quad (2.14)$$

Значення інструментальної похибки можна обчислити за наступною формулою:

$$\sigma_{\text{інст}} = \frac{\Delta}{3} \quad (2.15)$$

де  $\Delta$  – максимальна похибка, зазначена в паспорті приладу. У випадку коли вона не вказана, її можна оцінити за ціною поділу  $\delta$  шкали приладів:  $\Delta = 0.5 \delta$ , отже:

$$\sigma_{\text{округ}} = \frac{\delta}{6} \quad (2.16)$$

Для пристроїв з цифровим дисплеєм  $\Delta$  дорівнює половині одиниці найменшого розряду. Похибку округлення можна оцінити як:

$$\sigma_{\text{округ}} = \frac{\delta}{\sqrt{12}} \quad (2.17)$$

Методична похибка та інші при проведенні лабораторних робіт зазвичай мають меншу величину ніж  $\sigma_{\text{інст}}$  та  $\sigma_{\text{округ}}$ , тому при оцінці похибки їх, як правило, не враховують.

Таким чином можна записати, що:

$$\sigma_{\Sigma} = \sqrt{\sigma_{\text{інст}}^2 + \sigma_{\text{округ}}^2} = \sqrt{\frac{\delta^2}{36} + \frac{\delta^2}{12}} = \frac{\delta}{3} \quad (2.18)$$

$$\Delta x_{\text{сист}} = t_{\alpha, n} * \sigma_{\Sigma} = t_{\alpha, n} * \frac{\delta}{3}$$

Загальна похибка одержується за допомогою виразу:

$$\Delta x = \sqrt{\Delta x_{\text{вип}}^2 + \Delta x_{\text{сист}}^2} \quad (2.19)$$

## Приклад

Нехай маємо розподіл дискретної випадкової величини  $X$  ( $n = 10, N = \sum_{i=1}^{10} n_i = 30$ )

$X_i$	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9
$m_i$	5	2	10	0	1	2	1	4	2	3

**Математичне очікування (середнє значення)** для змінної  $X$  розраховується за формулами

$$\langle X \rangle = \frac{\sum_{i=1}^n X_i n_i}{N} = \sum_{i=1}^n X_i v_i, \quad \sum_{i=1}^n m_i = N, \quad \sum_{i=1}^n v_i = 1$$

$$\langle X \rangle = \frac{0 \times 5 + 1 \times 2 + 2 \times 10 + 3 \times 0 + 4 \times 1 + 5 \times 2 + 6 \times 1 + 7 \times 4 + 8 \times 2 + 9 \times 3}{30} = \frac{113}{30} \approx 3.77$$

або

$$\begin{aligned} \langle X \rangle &= 0 \times \frac{5}{30} + 1 \times \frac{2}{30} + 2 \times \frac{10}{30} + 3 \times \frac{0}{30} + 4 \times \frac{1}{30} + \\ &+ 5 \times \frac{2}{30} + 6 \times \frac{1}{30} + 7 \times \frac{4}{30} + 8 \times \frac{2}{30} + 9 \times \frac{3}{30} \approx 3.77 \end{aligned}$$

### ХІД РОБОТИ

1. Заповнити таблицю, за використанням даних, які ви одержали від викладача
2. Заповнити таблицю 2.1, виконавши необхідні розрахунки.
3. Побудувати гістограму частот
4. Розрахувати 95% довірчий інтервал для одержаного середнього значення  
Використовувати розподіл Стьюдента
5. Заповнити таблицю в пункті 5.

### ТЕСТОВІ ТА КОНТРОЛЬНІ ПИТАННЯ

1. Як виміряти якусь фізичну величину об'єкта?
2. Скільки типів похибки вимірювання ви знаєте? Перелічіть їх.
3. Яка різниця між прямими та непрямыми вимірами?
4. Від яких значень залежить коефіцієнт Стьюдента?
5. Що означає правило трьох сигм?

## *Звіт студента про лабораторну роботу*

Назва роботи:	
Семестр, Рік, Номер групи:	
Ім'я	Прізвище:
Дата здачі:	Оцінка:

1. Заповніть таблицю 1, використовуючі одержані дані.

[illegible]

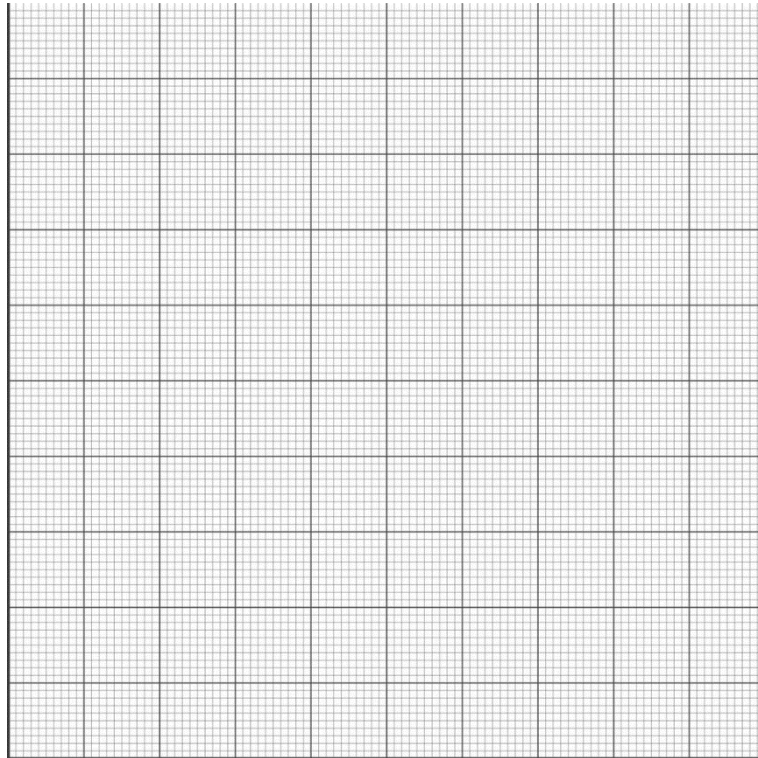
2. Заповніть таблицю 2. Виконайте необхідні обчислення.

[illegible]



3. Побудуйте гістограму частот і по її вигляду зробіть висновок, чи описуються одержані дані нормальним розподілом.

$(\Delta x)_i$										
$n_i$										



4. Розрахуйте довірчий інтервал для значення достовірності 95%. Для вибору коефіцієнта Стюдента використовуйте таблицю, наведену в роботі.

5. Запишіть одержані дані в таблицю внизу

$\langle x \rangle$	$S_{\langle x \rangle}$	$t_{\alpha, n} * S_{\langle x \rangle}$	$x = \langle x \rangle \pm t_{\alpha, n} * S_{\langle x \rangle}$

## **СТОРІНКА ДЛЯ ДОДАТКОВИХ РОЗРАХУНКІВ**

## Лабораторна робота 3

### ВИЗНАЧЕННЯ ПОРОГУ ЧУТЛИВОСТІ ВУХА АУДИОМЕТРИЧНИМ МЕТОДОМ

#### Мета роботи:

- Дослідити спектральну чутливість вуха на порозі чутності.
- Ознайомитися з принципами роботи аудіометра.

Обладнання та матеріали: низькочастотний генератор, навушники, осцилограф.

### 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 напрямку розповсюдження хвиль:

$$I=W/(S \cdot t). \quad (3.1)$$

У системі СІ сила звуку  $I$ , відповідно до формули, вимірюється в  $[Вт/м^2]$ .

Нормальне людське вухо сприймає достатньо широкий діапазон інтенсивностей звуку: при частоті  $\nu = 1000 \text{ Гц}$  від  $I_{\min} = 10^{-12} \text{ Вт/м}^2$  до  $I_{\max} = 10 \text{ Вт/м}^2$  (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 порозі чутності, приймають за нульовий рівень шкали. Рівень іншої інтенсивності  $L$  іншого звуку

виражають через десятковий логарифм відношення  $I/I_0$ :

$$L = \lg(I/I_0) \quad (3.2)$$

Рівень інтенсивності звуку вимірюють в Белах (Б) або децибелах (дБ). (Один Бел дорівнює десяти децибелам:  $1 \text{ Б} = 10 \text{ дБ}$ ).

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  $L = \lg(I/I_0) = 4$  Бели або  $I/I_0 = 10^4$  то значення інтенсивності звуку  $I$  дорівнює:  $I = I_0 * 10^4 \text{ Вт/м}^2$ . Підставляючи значення  $I_0$ , одержимо значення  $I$ , яке дорівнює  $I = 10^8 \text{ Вт/м}^2$ .

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:

$$E = k * \lg(I/I_0) \quad (3.3)$$

де  $k$  – коефіцієнт пропорційності, який залежить від частоти  $\nu$  та інтенсивності звуку  $I$ .

Якщо б коефіцієнт  $k$  був сталою величиною, то з формул і (3.3) 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 (3.3).

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

$$E = L = \lg(I/I_0). \quad (3.4)$$

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 фолом. Таким чином, рівень інтенсивності звуку частотою 1 кГц у 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 ( $\nu$ ) при сталій гучності ( $E = \text{const}$ ) називаються кривими однакової гучності. На Рис. 3.1 приведені чотири таких кривих, що відповідають кривим однакової гучності для нульової гучності (0 фон), для 40, 80 фон і для болювого порогу

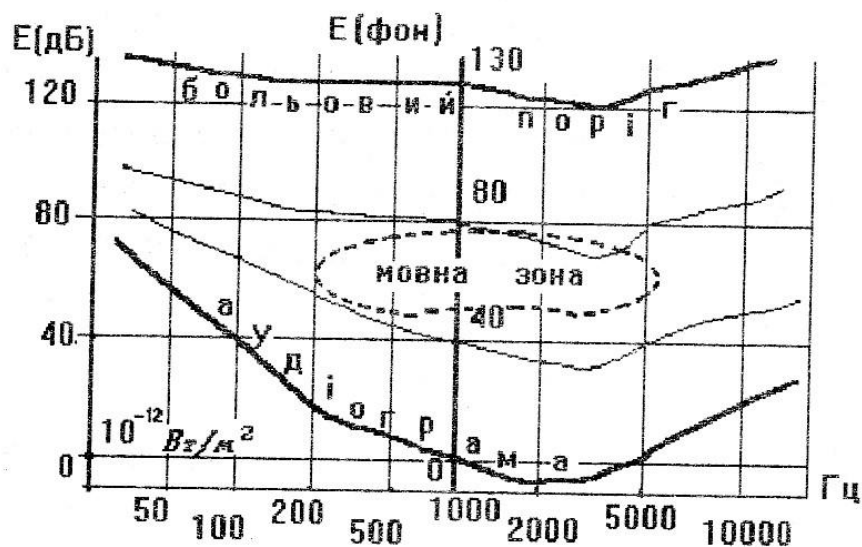


Рис. 3.1 Аудиограма та криві рівної гучності для порога гучності (0 фон), 40, 80 (мовна зона) та болювого порогу [1]

Особливе значення має крива нульової гучності, тобто залежність порогу чутності від частоти звуку. Ця крива називається **аудиограмою**. Метод дослідження гостроти слуху називається **аудиометрією** (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 у 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 вимірним порогом і середньостатистичним порогом нормального слуху, виражена в дБ, характеризує втрату (послаблення) слуху.

Аудіометрія проводиться за допомогою спеціальних апаратів – **аудіометрів**. За характером 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.

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.

## ОПИС ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЇ УСТАНОВКИ

У даній лабораторній роботі використовується експериментальна установка, схема якої представлена на Рис. 3..

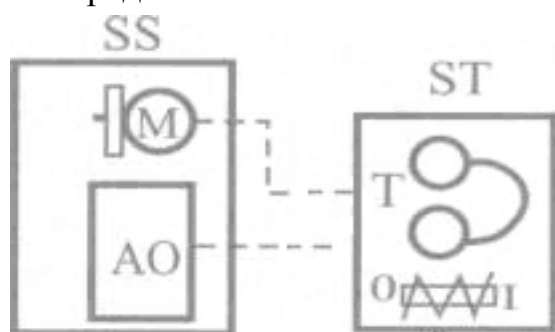


Рис. 3.2 Принципова схема експериментальної установки

На рисунку позначено **SS** – джерело звукового сигналу. Ним може бути

генератор звукової частоти для тонального аудіометра чи мікрофон з записом для випадку використання голосового аудіометра. Деякі аудіометри можуть містити джерела білого шуму. В цій роботі використовується генератор звукових частот ГЗ-36А (Рис. 3.) Навушники (Т) використовуються для отримання звуку. Додатково присутній осцилограф (О) С1-93, який може бути використаний для перевірки форми вихідного сигналу генератора лаборантом.



Рис. 3.3 Зовнішній вигляд передньої панелі генератора звукових частот ГЗ-36А

## ПОРЯДОК ВИКОНАННЯ ЛАБОРАТОРНОЇ РОБОТИ

### **I. Ознайомитися з лабораторним низькочастотним генератором звукових частот.**

Для проведення вимірювань взяти значення частот 125, 250, 500, 1000, 2000, 4000, 8000 Гц (1). Будова генератора дозволяє змінювати потужність звукового сигналу з дискретним кроком в 10 дБ, шляхом підключення навушників до різних виходів генератора (2). Використання верньєру (3) дозволяє здійснювати неперервну зміну потужності вихідного сигналу. До виходів генератора підключаються навушники.

**II.** Отримати аудіограму за використанням низькочастотного генератора та навушників

1. Ввімкнути генератор та піднести мікрофони навушників до вуха.
2. Виставити опорну частоту 1000 Гц.
3. Обертаючи ручку верньєру неперервної зміни напруги (3) визначити рівень напруги вихідного сигналу генератора при якому виникає звучання в навушнику.
4. Провести виміри значення напруги, при яких виникають звукові відчуття для вказаних у роботі частот. У разі необхідності здійснити перемикання входу навушників до виходів з різним рівнем вихідного сигналу генератора (2).
5. Отримані значення вихідної напруги занести в таблицю 3.1
6. Використовуючи формулу  $E = 20 \lg(U/U_0)$ , яка є модифікацією формули (3.4). провести розрахунки гучності звуку в дБ.
7. Отримані результати занести в таблицю
8. **Таблиця 3.1** Побудувати на основі одержаних даних аудіограму.
9. Повторити виміри для іншого вуха.

**Таблиця 3.1**

Частота, Гц	$U, B$	Гучність звукового сигналу, дБ
125		
250		
500		
1000		
2000		
4000		
8000		

### **КОНТРОЛЬНІ ПИТАННЯ**

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<sup>2</sup>. На скільки при цьому зменшиться гучність ( $k = 1.25$  для  $\nu=200$  Гц)?

Назва роботи:	
Семестр, Рік, Номер групи:	
Ім'я	Прізвище:
Дата здачі:	Оцінка:

**I. КОНТРОЛЬНІ ЗАПИТАННЯ ДЛЯ ПІДГОТОВКИ  
ДО ЛАБОРАТОРНОЇ РОБОТИ**

1. Запишіть питання, на яке дана лабораторна робота намагається відповісти (**мета роботи**):

---

---

---

---

---

2. Напишіть, що ви знаєте про тему, яку вивчаєте. Пишіть скільки зможете – все, що ви вже знаєте про наукову концепцію. Важливо побачити те, що ви вже знаєте.

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

3 Напишіть, які величини ви вимірюєте та які терміни ви використовуєте.

*Термін «змінна величина» описує те, що ви вимірюєте. Зазвичай, використовують дві змінні величини: **незалежна змінна** — це змінна величина, якою ви керуєте, та **залежна змінна** – це те, що ви отримуєте в результаті експерименту. Залежна змінна змінюється «через» незалежну змінну. Це "залежить" від незалежної змінної.*

***Приклад:** Вас цікавить, як біг на 100 метрів впливає на частоту серцевих скорочень у людини. Вашою незалежною змінною буде біг на 100 метрів. Залежною змінною буде частота серцевих скорочень. Ви можете керувати незалежною змінною, попросивши людей пробігти 100 метрів. При цьому ви можете виміряти залежну змінну, вимірюючи частоту серцевих скорочень.*

Запишіть незалежну і залежну змінні величини у даній лабораторній роботі. Можливо, вам знадобиться ще раз прочитати додаткові теоретичні відомості, щоб визначити їх.

**Незалежна змінна:**

---

---

**Залежна змінна:**

---

---

## II. ПІДГОТОВКА ДО ЛАБОРАТОРНОГО ЕКСПЕРИМЕНТУ

## Лабораторне обладнання

4. Запишіть усе обладнання, яке ви будете використовувати в лабораторній роботі. Перерахувати їх – це нормально. Ви можете використовувати інформацію з опису процедури лабораторної роботи з описом розділу та назви роботи.

[illegible]

### *План проведення лабораторного експерименту*

5. Опишіть усі кроки свого експерименту, один за іншим, якомога детальніше, щоб зовсім незнайома людина могла прочитати це та виконати той самий експеримент, що й ви (використовуйте інформацію з розділу з описом процедури лабораторної роботи).

[illegible]

## ПРОВЕДЕНИЯ ЭКСПЕРИМЕНТУ

6. Уважно дотримуйтесь процедури (свого плану лабораторного експерименту), як ви її написали.

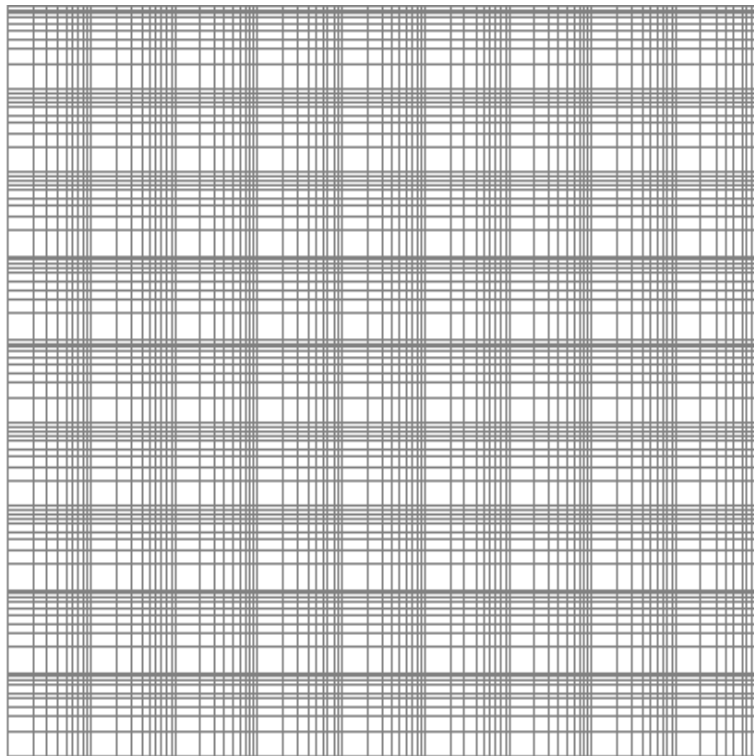
7. Проводячи експеримент і записуючи дані, робіть нотатки про те, що ви робите.

Ці примітки допоможуть вам згадати експеримент пізніше, коли ви будете писати свій лабораторний звіт.

[illegible]

Частота, Гц	$U, B$	Інтенсивність звуку, дБ
125		
250		
500		
1000		
2000		
4000		
8000		

8. Побудуйте діаграму для визначення залежності експериментальних даних



9. Напишіть свій висновок за отриманими даними

---

---

---

---

---

---

---

10. Додаткове обговорення / Дайте відповіді на контрольні запитання

---

---

---

---

---

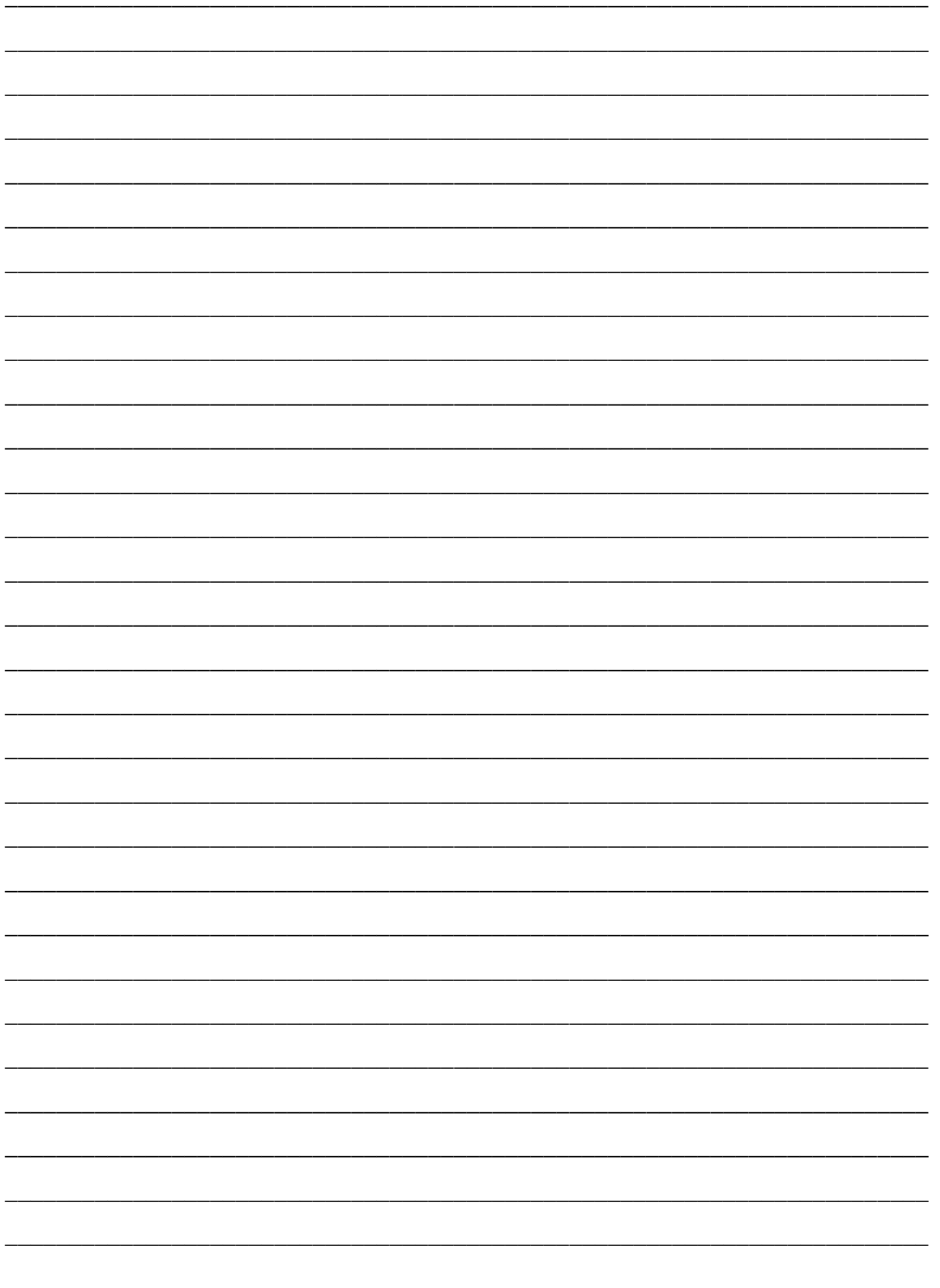
---

---

---

---

---



## **СТОРІНКА ДЛЯ ДОДАТКОВИХ РОЗРАХУНКІВ**



## Лабораторна робота 4

### ВИЗНАЧЕННЯ КОЕФІЦІЄНТУ В'ЯЗКОСТІ

#### Мета роботи:

- Ознайомитися з методами визначення коефіцієнта в'язкості.
- Визначити коефіцієнт в'язкості розчинів спирту різної концентрації.

Прилади та матеріали: віскозиметр ВПЖ-1, дистильована вода, розчини спирту різної концентрації.

### ДОДАТКОВА ТЕОРЕТИЧНА ІНФОРМАЦІЯ

**Коефіцієнт в'язкості** — фізична величина, яка характеризує опір рідини чи газу плинності (здатність текти). У **медичній сфері** цей показник відіграє ключову роль переважно щодо крові та інших біологічних рідин (лімфи). Так кров із підвищеною в'язкістю важче перекачується серцем, що може призводити до підвищення артеріального тиску і додаткового навантаження на серцево-судинну систему. Деякі захворювання (наприклад, поліцитемія, зневоднення) підвищують в'язкість крові, а інші (наприклад, анемія) — знижують. Існують аналізи, що дозволяють оцінити цілісний «в'язкісний» стан крові (гематокрит, рівень фібриногену тощо). Їх результати допомагають виявляти серцево-судинні ризики, розлади згортання, а також визначати ефективність певних видів терапії.

Розуміння в'язкості допомагає медикам оцінювати ризики тромбоутворення, порушення мікроциркуляції та потенційні ускладнення в пацієнтів. Під час проведення медичних маніпуляцій показники в'язкості розчинів (у тому числі в'язкість крові та препаратів) впливають на вибір методу та швидкості введення (внутрішньовенне, інфузійне). Якщо розчин занадто густий, потрібно коригувати швидкість подачі або застосовувати інші препарати для розведення. Під час операцій на серці чи магістральних судинах важливо підтримувати оптимальні умови перфузії (кровоплину). Надмірно густа кров може ускладнити перебіг операції й підвищити ризик утворення тромбів. При гемодіалізі чи застосуванні штучного кровообігу (апарат «штучне серце-легені») потрібно забезпечити належний режим перекачування крові. Знання про в'язкість крові допомагає правильно налаштувати

обладнання та запобігти пошкодженню клітин крові. Антиагреганти та антикоагулянти (аспірин, варфарин, гепарин тощо) змінюють реологічні властивості крові, роблячи її менш в'язкою в аспекті згортання та тромбоутворення. Медики повинні розуміти механізми дії таких препаратів і правильно дозувати їх, щоб запобігти ускладненням.

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  $\Delta P$  на кінцях капіляра, дорівнює:

$$V = \frac{\pi R^4 \Delta P}{8\eta * l} * t \quad (4.1)$$

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

$$\Delta P = \rho gh \quad (4.2)$$

де  $\rho$  – густина рідини.

За цими формулами знаходять в'язкість рідини

$$\eta = \frac{\pi R^4 * \rho gh}{8lV} * t \quad (4.3)$$

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

$$C = \pi R^4 gh / (8lV) \quad (4.4)$$

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

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 ( $t_{et}$ ) рідин, отримаємо формули,

які дозволяють визначити значення відносного  $\eta_{rel}$  та абсолютного  $\eta_{abs}$  коефіцієнтів в'язкості досліджуваної рідини:

$$\eta_{rel} = \frac{\eta_x}{\eta_{et}} = \frac{\rho_x t_x}{\rho_{et} t_{et}} \quad (4.5)$$

$$\eta_x = \eta_{abs} = \eta_{et} * \frac{\rho_x t_x}{\rho_{et} t_{et}} \quad (4.6)$$

Як еталонна рідина використовується дистильована вода, залежність в'язкості якої від температури наведена в табл. 4.3.

## ПОРЯДОК ВИКОНАННЯ РОБОТИ

**Ознайомтеся з будовою віскозиметра, представленому на Рис. 4.**

У даній лабораторній роботі вимірюється кінематична в'язкість за використанням капілярного віскозиметра ВПЖ-1 з діаметром капіляру 0,54 мм. показаного на Рис. 4. .

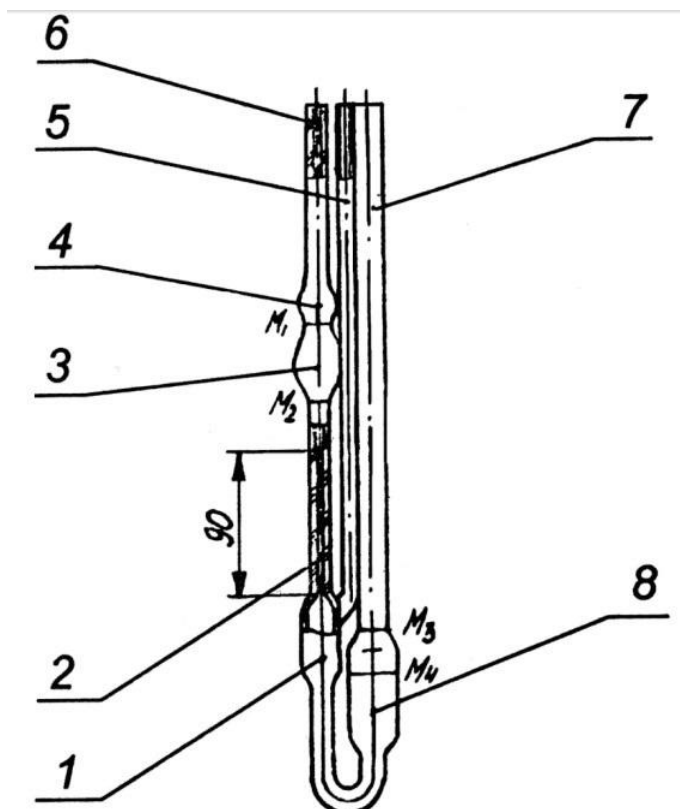


Рис. 4.1 Зовнішній вигляд віскозиметра ВПЖ-1

Даний прилад являє собою U-подібну трубку, яка встановлюється вертикально. Віскозиметр капілярного типу ВПЖ-1 складається з вимірювального резервуара 3, обмеженого двома кільцевими мітками  $M_1$  та  $M_2$ . Цей резервуар з'єднаний з

капіляром 2. Капіляр 2 відповідно з резервуаром 1, який з'єднаний із зігнутими трубками 5 та 7. Остання трубка має ємність 8 з двома мітками  $M_3$  та  $M_4$ , які вказують межу наповнення віскозиметра рідиною. Рідина з резервуара 3 потрапляє в резервуар 1 протікаючи через капіляр 2 уздовж стінок останнього, створюючи висячий рівень біля нижнього кінця капіляра. Вимірювання в'язкості капілярним віскозиметром базується на вимірюваному часу протікання через капіляр деякого об'єму рідини з мірного резервуара. Кінематична в'язкість досліджуваної рідини обчислюється за формулою

$$\nu = t * C \quad (4.7)$$

де  $t$ -час протікання рідини через капіляр,  $C$ -стала віскозиметра, яка визначається шляхом калібрування дистильованню водою. Для віскозиметра ВПЖ-1 з діаметром капіляру 0,54 мм дана стала становить  $3 * 10^{-9} \frac{m^2}{s}$ .

## **2. Визначте кінематичну в'язкість досліджуваних рідин**

1. У даній роботі досліджуються розчини спирту з концентраціями: 5%, 15%, 25%, 30%, 50% масових відсотків спирту та дистильованої води.

2. Рідина заливається у віскозиметр через трубку 7, так щоб її рівень встановився між мітками  $M_3$  та  $M_4$ , а тоді за допомогою гумової груші надітої на трубку 5 рідина засмоктується в неї так, щоб її верхній рівень був вище мітки  $M_1$ , приблизно по середині розширення 4, при цьому трубка 6 має бути закрита.

3. Щоб почати вимірювання, відкрийте кран на трубці 6 та зажим на трубці 5 та виміряйте час протікання рідини від мітки  $M_1$  до  $M_2$  через капіляр. Вимір починається коли рідина зрівняється з міткою  $M_1$ , та закінчується коли вона зрівняється з міткою  $M_2$ .

4. Вимірювання виконуються для кожного розчину та дистильованої води.. Результати заносяться до Таблиця 4.1

Таблиця 4.1

с, %	t, с	$\eta_{rel}$	$\eta_x, Pa \cdot c$
t, с			
0			
5			
15			
25			
30			
50			

### 3. Розрахуйте значення відносної динамічної в'язкості досліджуваних рідин

1. Розрахуйте відносну динамічну в'язкість досліджених розчинів за формулою (4.5) Для розрахунку використовуйте значення часу  $t_x$  та  $t_{st}$ . Значення густини  $\rho_x$  досліджуваної речовини необхідно взяти з табл.4.2, густина дистильованої води береться рівною  $\rho_{et} = 1000 \text{ кг/м}^3$ .

Таблиця 4.2

#### Концентраційна залежність густини розчинів спирту

с, %	5	15	25	30	50
$\rho_x, \text{кг/м}^3$	989.38	975.14	961.68	953.82	913,82

2. Розрахуйте значення абсолютної динамічної в'язкості за формулою (1.6). Використовуйте при цьому визначений коефіцієнт динамічної в'язкості води з табл.4.3.

Таблиця 4.3

*Залежність коефіцієнту в'язкості води  $\eta_{et}$ , Па\*с від температури*

$t^{\circ}\text{C}$	$\eta_{et}$ , Па·с	$t^{\circ}\text{C}$	$\eta_{et}$ , Па·с	$t^{\circ}\text{C}$	$\eta_{et}$ , Па·с
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

3. Побудуйте графік залежності коефіцієнта в'язкості розчину спирту від концентрації.

### ЗАПИТАННЯ 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 струменя, рівняння Бернуллі?
8. Від яких параметрів залежить в'язкість крові?
9. Як пов'язані між собою об'ємна та лінійна швидкість плинущої рідини?
10. Визначити об'ємну та лінійну швидкості плинущої рідини, якщо діаметр судини 3 см, відносна в'язкість рідини дорівнює 2, густина води  $1000 \text{ кг/м}^3$  число Рейнольдса дорівнює 3000.

11. Визначити силу, що діє на  $100 \text{ м}^2$  поверхні дна, якщо швидкість плин timer води в потоці лінійно збільшується від нуля на дні до  $10 \text{ м/с}$  на поверхні, глибина потоку  $2 \text{ м}$ .

**Звіт студента про лабораторну роботу**

<b>Назва лабораторної роботи:</b>	
Семестр, рік, номер групи:	
Ім'я	Прізвище
Дата здачі роботи: :	Оцінка:

**ПИТАННЯ ДЛЯ ОДЕРЖАННЯ ДОПУСКУ ДО ЛАБОРАТОРНОЇ РОБОТИ**

1. У чому полягає ідея даної лабораторної роботи (**робоча мета**).

---

---

---

---

2. Яке фізичне явище досліджується у цій роботі

---

---

---

---

---

---

3 Вкажіть незалежну та залежну змінні:

**Незалежна змінна:**

---

---

**Залежна змінна:**

---

---

---



## ПІДГОТОВКА ДО ВИКОНАННЯ РОБОТИ

4. Вкажіть матеріали та обладнання, які будуть використовуватися під час виконання роботи (використовуйте інформацію з опису лабораторної роботи).

[illegible]

5. Опишіть кроки виконання лабораторної роботи, що саме буде здійснюватися в процесі її виконання.

This image shows a single sheet of white paper with horizontal ruling lines. The lines are evenly spaced and run across the width of the page. There are no margins, text, or other markings on the paper.

## ПРОВЕДЕННЯ ЕКСПЕРИМЕНТУ

6. Уважно дотримуйтесь процедури, яка описана.

7. Проводячи експеримент, робіть нотатки про те, що ви робите.

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

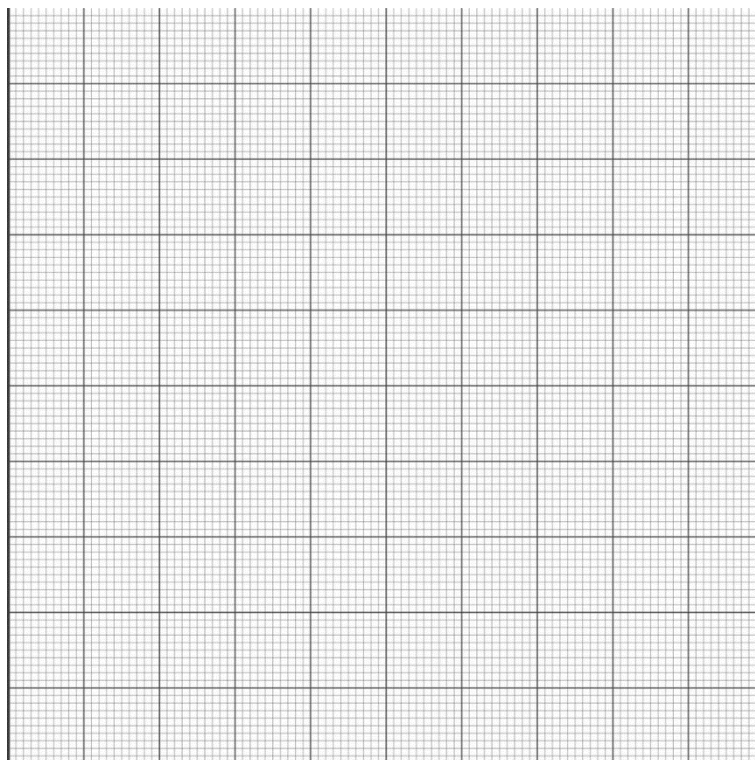
---

---

8. Заповніть таблицю.

$c, \%$	$t_1, c$	$t_2, c$	$t_3, c$	$\eta_{1rel}$	$\eta_{2rel}$	$\eta_{3rel}$	$\eta_{1x},$ $Pa * c$	$\eta_{2x},$ $Pa * c$	$\eta_{3x},$ $Pa * c$	$\bar{\eta},$ $Pa * c$	$\Delta\eta,$ $Pa * c$
0											
5											
15											
25											
30											
50											

9. Побудуйте графік експериментальних даних.



## 10.Висновки.

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

## This image shows a single sheet of white paper with horizontal ruling lines. The lines are evenly spaced and run across the width of the page. There are no margins, text, or other markings on the paper.

**СТОРІНКА ДЛЯ ДОДАТКОВИХ РОЗРАХУНКІВ**

## **Лабораторна робота 5**

### **ДОСЛІДЖЕННЯ ТРАНСПОРТУ ІОНІВ КРІЗЬ КЛІТИННІ МЕМБАНИ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН**

#### **Мета роботи:**

- Вивчити теоретичні основи транспорту речовин через багат шарові клітинні структури.
- Провести дослідження нелінійних властивостей провідності листка (зняти її вольт-амперну характеристику).

**Обладнання та матеріали:** джерело живлення з вбудованим амперметром MPS-6003L-1, універсальний вольтметр В7-21А, досліджуваний листок.

#### **ДОДАТКОВІ ТЕОРЕТИЧНІ ВІДОМОСТІ**

Дослідження іонного транспорту через клітинні мембрани дозволяють оцінити електрофізіологічні властивості нейронів та механізми генерації потенціалів дії. Аналіз іонного потоку (натрію, калію, кальцію) є основою для розуміння роботи нервової системи, що сприяє виявленню патологій, таких як епілепсія чи інші неврологічні розлади. Дані такого роду застосовуються для оптимізації параметрів нейростимуляції та розробки нових методів лікування порушень нервової провідності. Іонний транспорт через клітинні мембрани серцевого м'яза безпосередньо впливає на ритмічність скорочень серця. Вивчення механізмів транспорту іонів (особливо кальцію, калію та натрію) сприяє розумінню патологічних процесів, що призводять до аритмій і інших серцевих дисфункцій. Отримані дані використовуються для налаштування параметрів електрофармакологічної терапії, розробки нових ліків та вдосконалення методів електрофізіологічного обстеження, що забезпечує підвищення точності діагностики і терапевтичного впливу. Застосування даних досліджень транспорту іонів сприяє створенню біосенсорів, що базуються на вимірюванні змін електричного опору або електрохімічних характеристик клітинних мембран. Такі біосенсиори дозволяють оперативно виявляти зміни у складі клітинної рідини або структурні порушення клітинних мембран, що можуть бути пов'язані з початковими стадіями запальних процесів, інфекцій або

метаболических розладів. Рання діагностика за допомогою біосенсорів сприяє своєчасному призначенню терапії та зниженню ризику ускладнень.

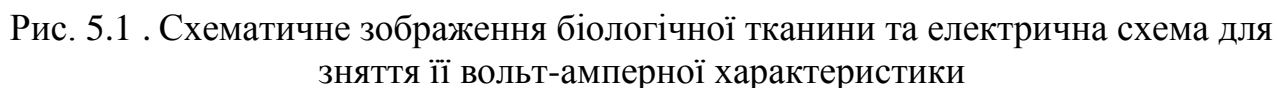
Розрізняють пасивний і активний перенос (транспорт) молекул та іонів крізь мембрани.

**Пасивний транспорт** не потребує затрат хімічної енергії. Він здійснюється за допомогою дифузії, що зумовлена різницею концентрацій у разі незаряджених молекул і різницею електрохімічних потенціалів для іонів. Дифузія – це самовільний процес проникнення молекул речовини з області з більшою концентрацією в область з меншою її концентрацією. Процес простої (або звичайної) дифузії відбувається повільно і слабо контролюється клітиною. За таким механізмом здійснюється транспорт кисню, вуглекислого газу та шкідливих для клітини речовин (наприклад, отрут). При звичайній дифузії молекула дифундує речовини рухається крізь мембрану без утворення комплексів з іншими молекулами. Для більш швидкого переносу речовин, необхідних для життєдіяльності клітин, в ході еволюції виробились інші типи пасивної дифузії: перенос через канали (пори) і перенос за допомогою переносників. Ці типи дифузії відомі під назвою полегшеної дифузії.

Поряд з пасивним транспортом у життєдіяльності клітини важливу роль відіграє **активний транспорт** – примусовий перенос молекул та іонів з області малих концентрацій до області високих концентрацій. Активний транспорт здійснюється під час витрати хімічної енергії, що виділяється при гідролізі АТФ чи переносі електронів по дихальному ланцюгу мітохондрій.

Транспортні системи, які створюють необхідні концентраційні градієнти, називають насосами, або АТФазами. Відомі чотири основні системи активного транспорту: 1)  $Na^+ - K^+$  насос, 2)  $Ca^{2+}$  насос 3)  $H^+$  насос, 4) перенос протонів під час роботи дихального ланцюга мітохондрій. Активний транспорт, як і пасивний, забезпечується спеціальними структурами: каналами, переносниками, ферментами. При активному транспорті (на відміну від пасивного) вектор переміщення іонів співпадає за напрямком з вектором концентраційного градієнта, тобто з напрямком збільшення концентрації. Активний транспорт відбувається за рахунок енергії, що виділяється при гідролізі АТФ (комплексу  $Mg - ATP^{2-}$ ) з утворенням молекул АДФ і

У цілому ряді органів людини та тварин транспорт різноманітних речовин здійснюється через декілька клітинних шарів. Такий трансцелюлярний або транsepітеліальний 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) (Рис. 5.1).



На Рис. 5.1 зображено: 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 ( $Na^+ - K^+$  насос);  $\Phi_{Na}$ ,  $\Phi_K$ ,  $\Phi_S$  – відповідно потоки  $Na^+$ ,  $K^+$  та субстрату;  $U_M$ ,  $U_m$ , – 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);  $J_e$  – струм іонів, що створюються зовнішнім джерелом  $\mathcal{E}$  (напрямок  $\pm J_{Na^+}$  залежить від полярності джерела); III – електрична схема для зняття вольт-амперної характеристики шкіри;  $e$  -електроди; П - перемикач полярності джерела.

Розглянемо механізм такого транспорту на прикладі епітеліоциту тонкої кишки більш детально. Апикальна 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 апикальну мембрану за допомогою спряженого з іонами  $Na^+$  полегшеного переносу. Перенос субстрата через мембрану здійснюється при спряженні потоку субстрата  $\Phi_s$  і потоку іонів  $Na^+$  безпосередньо на переноснику. 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. 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  $\Phi_{Na}$ :

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 який можливо зареєструвати, вимірюючи густину іонного струму  $\text{Na}^+$  крізь тканину:

$$j_{\text{Na}} = ez\Phi_{\text{Na}} \quad (5.1)$$

Величину та напрямок цього струму можна змінювати за допомогою зовнішнього регульованого джерела напруги, який створює додатковий струм  $\pm j_e$  напрямок якого залежить від полярності зовнішнього джерела  $\mathcal{E}$ . Цей метод, запропонований Уссінгом та Юнгом, 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, описана вище.

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

Для одержання ВАХ шкіри листок рослини розміщують на електродах вимірюючої схеми (див. рис. 3.1). Живий листок функціонує аналогічно вище описаній системі транспорту. Зовнішня поверхня шкіри заряджена негативно (" - ") по відношенню до внутрішньої (" + "). Ця різниця потенціалів створюється за рахунок напрямленого струму іонів  $\text{Na}^+$ . Таким чином, при проходженні електричного струму  $I_e$  від джерела крізь листок в напрямку, що співпадає з напрямком іонного струму  $I_{\text{Na}}$  всередині шкіри, загальний струм дорівнює сумі струмів, тобто:

$$I = I_e + I_{\text{Na}} \quad (5.2)$$

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

$$I = I_e - I_{\text{Na}} \quad (5.3)$$

Саме цим пояснюється характер залежності величини струму в колі від величини та полярності прикладеної напруги (Рис. 5.2, крива 1).

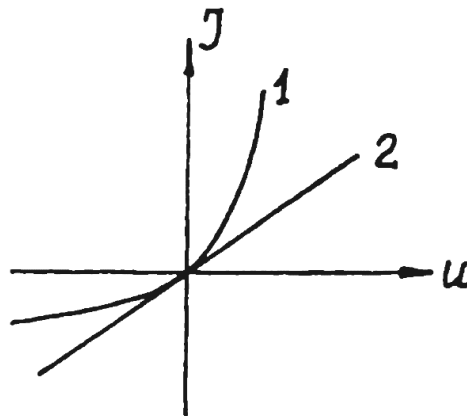


Рис. 5.2. Вольт-амперні характеристики рослинного листка: 1 – "живий"; 2 – сухий

### ОПИС ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЇ УСТАНОВКИ

Установка складається із джерела постійного струму з вбудованими вольт- та амперметром (1) MPS-6003L-1, вольтметра універсального В7-21А, здатним вимірювати малі струми (2) та двох електродів (3) (Рис. 5.3 та Рис. 5.4)

Джерело струму вмикається за допомогою кнопки 1 на передній панелі приладу лише після розміщення зразку між електродами, керування напругою проводиться за допомогою тумблера 2. Значення встановленої напруги відображається на верхньому табло.

В ролі амперметра використовується універсальний вольтметр (мультиметр). Для цього тумблер 4 має знаходитися в середньому положенні, а ручка 3 на **100  $\mu$ А**. Вмикається прилад перемикачем 6 на задній панелі. Значення сили струму виводиться на екран 5 в мікроамперах.

Перед початком роботи необхідно переконатися в чистоті контактів, при необхідності – очистити. Після розміщення між електродами зразка відповідного розміру необхідно їх щільно скріпити за допомогою біндерів 7.

В кінці роботи електроди необхідно очистити, джерело струму та амперметр – вимкнути.

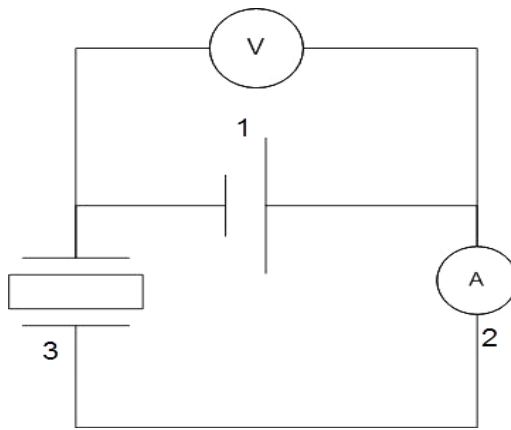


Рис. 5.3. Принципова електрична схема експериментальної установки



Рис. 5.4.- Зовнішній вигляд приладів та обладнання, що використовуються у роботі

## ПОРЯДОК ВИКОНАННЯ РОБОТИ

### *Підготовка зразків:*

Для даної роботи необхідно обирати листки які мають достатні площі поверхонь без жилок (наприклад, молоді листки канадського дуба) чи листки з паралельним, не випуклим жилкуванням (лілійник *Nemerocallis*). Для виконання роботи необхідно мати один живий і один висушений листки одного виду. Висушити потрібно заздалегідь. Залежно від товщини листків вимірювання проводяться у різних діапазонах напруг. Так для тонких листків дуба в інтервалі (0-8) В, з кроком 0,5 В, а

для товстих листків лілійника: (0-25) В з кроком 2,5 В.

Для інших листків діапазон потрібно визначити експериментально. Для цього потрібно провести додаткове вимірювання з відшукування границі руйнування листка. За схемою наведеною в пункті «Порядок виконання роботи» провести вимірювання з кроком 2-5 В до точки де сила струму при постійній напрузі почне зростати – критична точка. Діапазон наступних вимірювань потрібно обмежити точкою на кілька вольт меншою за критичну, щоб уникнути руйнування зразка.

Уникайте напруг більше 30 В. У разі руйнування листка (його висихання чи кипіння) необхідно добре очистити електроди та надалі проводити вимірювання при нижчих напругах.

***Порядок здійснення вимірів:***

1. Заздалегідь висушити зелений листок.
2. З живого та сухого листків вирізати кола діаметром приблизно 2 см.
3. Підготувати установку до роботи згідно з пунктом «Схема установки».
4. Розташувати на електродах вимірювальної схеми шматок листка так щоб він повністю покривав електроди. Запам'ятати положення електродів щодо поверхонь листка. Ввімкнути джерело.
5. Провести вимірювання сили струму в залежності від зміни напруги джерела в вказаному діапазоні напруг.

*\*) При першому вимірі необхідно дочекатися встановлення постійного значення. Після закінчення вимірювання необхідно зменшити напругу на джерелі до 0 і лише потім вимкнути.*

6. Змінити напрямок струму через листок, перевернувши його. Повторити вимірювання.
7. Повторити вимірювання з обома напрямками струму для висушеного листка.
8. Результати вимірювань занести до Таблиця 5.1.

**Таблиця 5.1**

«Живий»	U, В							
	I, $\mu A$							
	U, В							
	I, $\mu A$							
Сухий	U, В							
	I I, $\mu A$							
	U, В							
	I, $\mu A$							

9. Побудувати вольт-амперну характеристику живого та сухого листків.

### **ЗАВДАННЯ ДЛЯ САМОСТІЙНОЇ РОБОТИ ТА САМОКОНТРОЛЮ**

1. Назвіть властивості електричного та магнітного полів та поясніть їх фізичну природу. Поясніть природу діючого та уражуючого факторів під час ураження електричним струмом?

2. Що таке поляризація? Як у тканинах з'являються струми провідності, індукційні струми та струми зміщення? Від чого залежать їх величина?

3. Чим обумовлений нагрів ВТ під дією ЕРС? Від яких факторів залежить кількість теплоти, що виділяється (назвіть внутрішні та зовнішні фактори)?

4. Назвіть діапазон частот змінного струму (при інших постійних характеристиках ЕМП), коли уражуюча дія є найбільшою.

**Звіт студента про лабораторну роботу**

<b>Назва лабораторної роботи:</b>	
Семестр, рік, номер групи:	
Ім'я	Прізвище
Дата здачі роботи: :	Оцінка:

**ПИТАННЯ ДЛЯ ОДЕРЖАННЯ ДОПУСКУ ДО ЛАБОРАТОРНОЇ РОБОТИ**

1. В чому полягає ідея даної лабораторної роботи (**робоча мета**).

---

---

---

---

2. Яке фізичне явище досліджується в цій роботі?

---

---

---

---

---

3. Вкажіть незалежну та залежну змінні.

**Незалежна змінна:**

---

---

**Залежна змінна:**

---

---

## **ПІДГОТОВКА ДО ВИКОНАННЯ РОБОТИ**

4. Вкажіть матеріали та обладнання, які будуть використовуватися під час виконання роботи. (Використовуйте інформацію з опису лабораторної роботи).

---

---

---

5. Опишіть кроки виконання лабораторної роботи, що саме буде здійснюватися в процесі її виконання.

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

## **ПРОВЕДЕННЯ ЕКСПЕРИМЕНТУ**

6. Уважно дотримуйтесь процедури, яка описана.

7. Проводячи експеримент, робіть нотатки про те, що ви робите.

---

---

---

---

---

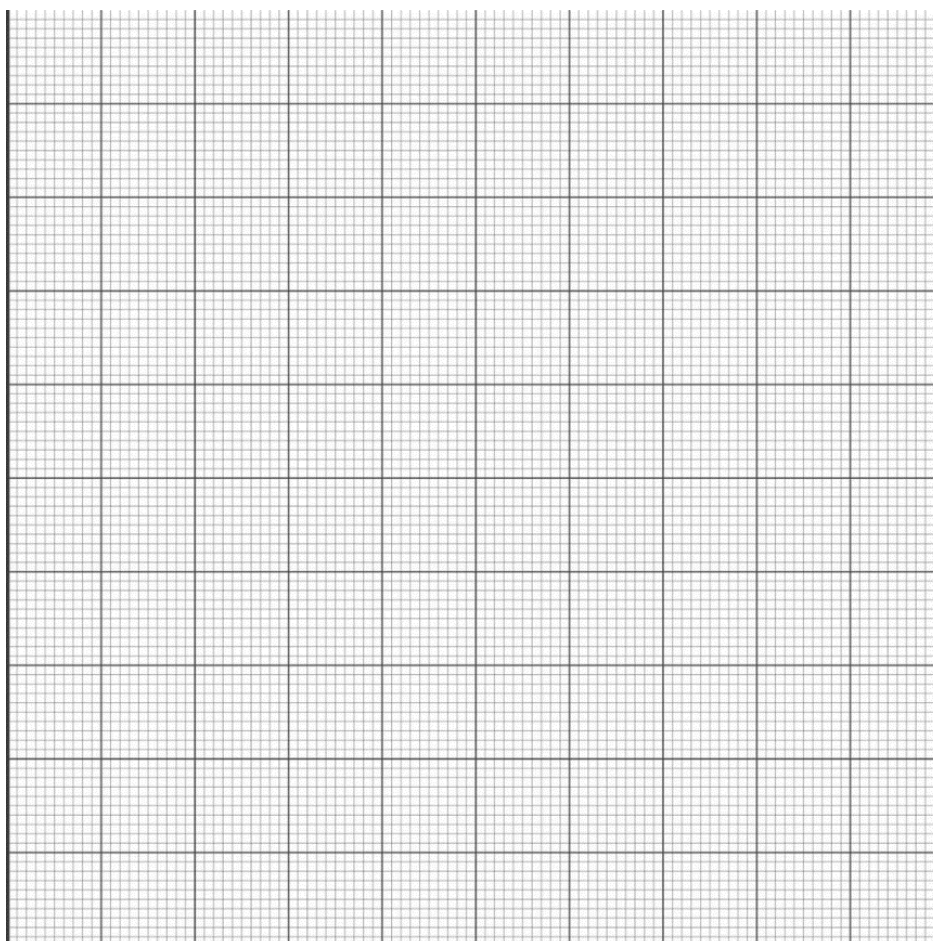
---



8. Заповніть таблицю даних. При необхідності виконайте явний розрахунок на спеціальному бланку.

«Живий» лист	прямий	U, В											
		I, $\mu A$											
	Перевернутий	U, В											
		I, $\mu A$											
«Мертвий» лист	прямий	U, В											
		I, $\mu A$											
	Перевернутий (зворотній)	U, В											
		I, $\mu A$											

9. Побудуйте графік для визначення залежності експериментальних даних.



10. Напишіть свій висновок за отриманими даними.

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

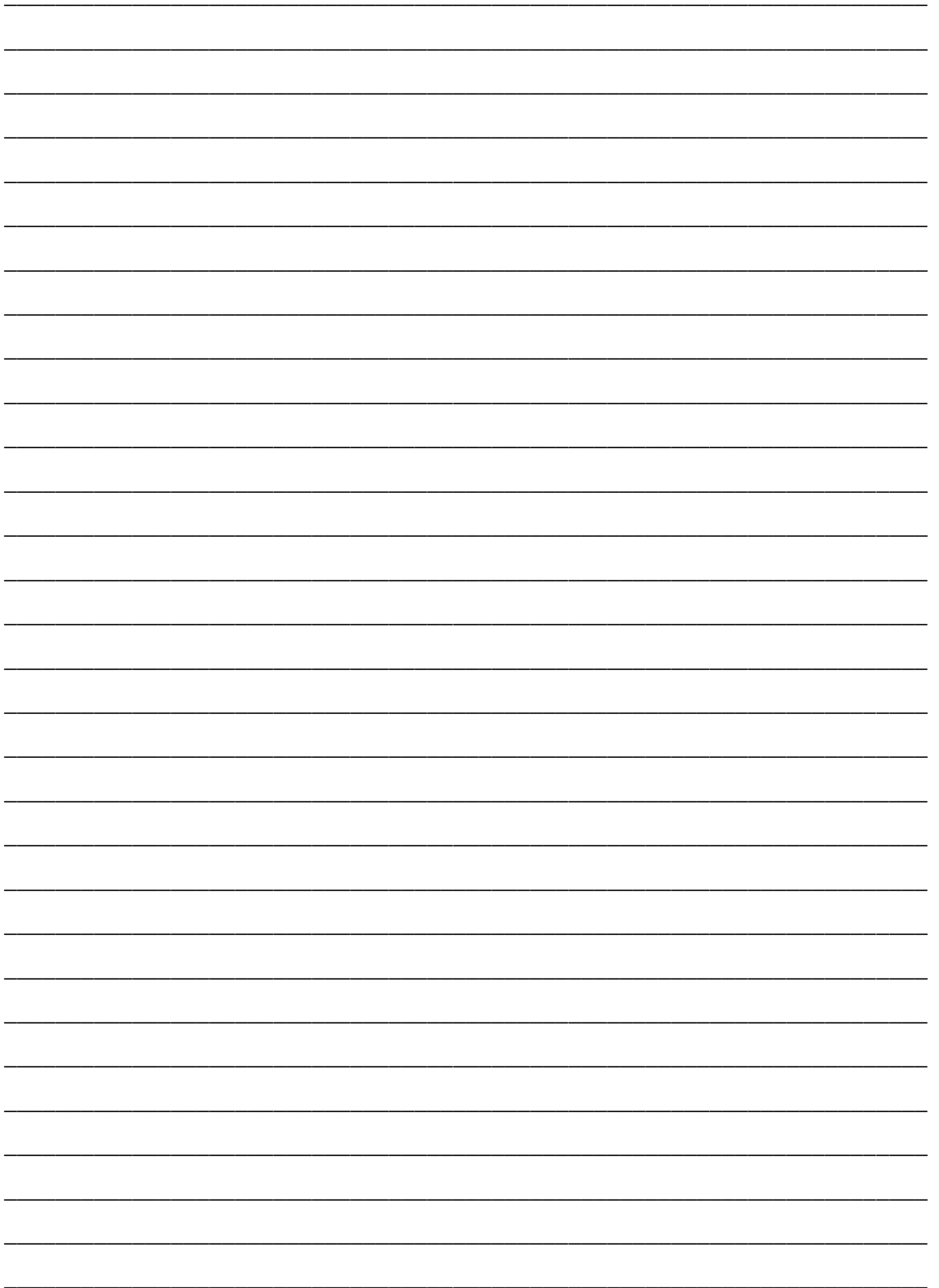
11. Додаткове обговорення / Дайте відповіді на контрольні запитання.

---

---

---

---



## **СТОРІНКА ДЛЯ ДОДАТКОВИХ РОЗРАХУНКІВ**

## Лабораторна робота 6

### ДОСЛІДЖЕННЯ ДИСПЕРСІЇ 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 біологічних об'єктів (наприкладі листків рослини); отримати криві дисперсії імпедансу; проаналізувати відмінність імпедансу для умовно "живої" та «мертвого» тканин.

Матеріали та обладнання: високочастотний генератор, осцилограф, електричне коло, зразки умовно «живого» та «мертвого» листків.

### ДОДАТКОВІ ТЕОРЕТИЧНІ ВІДОМОСТІ

Різні тканини організму (м'язи, жирова тканина, кістки) мають свої специфічні електричні властивості, які змінюються зі зміною частоти струму. Це пояснюється тим, що на низьких частотах струм більше проходить через міжклітинну рідину, а на високих — здатний проникати й через клітинні мембрани. Фізичні процеси, що відбуваються в тканинах (електрична поляризація, зарядове перенесення, ємнісні властивості клітинних мембран), визначають, як саме змінюється імпеданс при зміні частоти. Ці процеси створюють характерну «відбиток» для кожного типу тканин, що дозволяє їх використовувати у медичній діагностиці. Зокрема, **реографія**, яка вивчає залежність активної складової імпедансу біотканин, за отриманими реограмами головного мозку, серця, судин, легень тощо аналізує стан кровоносних судин, а значить і серцево-судинної системи. Співвідношення між активною та реактивною складовими опору свідчить про зміни фізіологічного стану у при деяких патологіях, наприклад, при запаленнях та супутніх набряках тощо, що надає можливість діагностувати захворювання на ранніх стадіях. До сучасних методів діагностики, які ґрунтуються на вимірюванні електричного імпедансу тканин, відноситься

**електрична імпедансна томографія (ЕІТ)** — неінвазивний метод візуалізації внутрішніх структур організму. При ЕІТ на поверхню тіла прикладають електроди, через які подається електричний струм. За результатами сканування біотканин система обчислює імпеданс (загальний опір) тканин. Ці дані використовуються для відновлення зображення розподілу електричних властивостей внутрішніх органів та тканин і відповідно провести діагностику.

### **Електрична провідність у колі змінного електричного струму та її особливості для біологічних тканин**

Біологічним тканинам притаманні такі електричні властивості.

**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 ( $\gamma$ ) визначається концентрацією зарядів ( $c$ ) їх величиною ( $e_z$ ) і рухливістю ( $b$ ):

$$\gamma = c \cdot e_z \cdot b \quad (6.1)$$

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.

**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. Іншою складовою частиною електричної ємності біотканин є 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 за фазою амплітудне значення напруги.

Величина ємнісного опору визначається за формулою:

$$R_c = \frac{1}{\omega C} \quad (6.2)$$

де  $C$  – ємність,  $\omega$  - частота змінного струму,  $\omega = 2\pi\nu$ .

**Індуктивні властивості біологічних тканин.** У біологічних тканин індуктивність практично відсутня. Індуктивні властивості (відповідно індуктивний опір) проявляється при досить високих частотах змінного струму (область НВЧ і КВЧ коливань). Величина індуктивного опору визначається за формулою:

$$R_L = \omega L \quad (6.3)$$

де  $L$  – індуктивність.

При проходженні змінного струму в електричному колі, що складається з активного  $R$ , ємнісного  $R_c$  та індуктивного  $R_L$  опорів, сила струму в електричному колі  $I$  та напруга  $U$  пов'язані узагальненим законом Ома

$$I = U/Z, \quad (6.4)$$

де  $Z$  - **повний опір змінному струмові** електричного кола, що містить різні елементи ( $R, R_c, R_L$ ), який називають **імпедансом**.

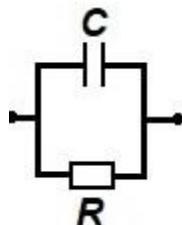
Залежно від того, яким чином з'єднані елементи електричного кола (послідовно чи паралельно), мають різні вирази для імпедансу:

послідовне з'єднання



$$Z = \sqrt{R^2 + (R_L - R_c)^2}$$

паралельне з'єднання



$$\frac{1}{Z} = \sqrt{\frac{1}{R^2} + \left(\frac{1}{R_L} - R_c\right)^2}$$

де  $R$  – активний опір;  $R_c$  - ємнісний опір;  $R_L$  - індуктивний опір,

У біологічних об'єктах індуктивність практично відсутня, тому величина повного опору (імпедансу)  $Z$  визначається лише активним опором та ємністю, які утворюють більш менш складні так звані еквівалентні ланцюги.

Якщо активний опір і ємність з'єднані послідовно, то величину повного опору (імпедансу) обчислюють за формулою:

$$Z = \sqrt{R^2 + \left(\frac{1}{\omega^2 C^2}\right)^2} \quad (6.5)$$

Відомо, що ємність біологічних об'єктів визначається статистичною ємністю клітинних мембран  $C_M$  та поляризаційною ємністю  $C_\Pi$ , які можна вважати з'єднаними послідовно. У цьому випадку результуюча ємність  $C$  може бути знайдена за формулою:

$$\frac{1}{C} = \frac{1}{C_M} + \frac{1}{C_\Pi} \quad \text{або} \quad C = \frac{C_M C_\Pi}{C_M + C_\Pi}$$

Оскільки поляризаційна ємність залежить від часу, протягом якого діє електричне поле, то при значному часі (а отже, при малій частоті змінного струму) змінного поля величина  $C_\Pi$  може бути значною і навіть перевищувати статичну ємність клітинних мембран  $C_M$ .

При високих частотах змінного поля величина  $C_\Pi$  знижується і при частоті більше 10 кГц вона стає на кілька порядків меншою за величину  $C_M$ , тобто  $C_\Pi \ll C_M$ . Тоді загальна ємність  $C \approx C_\Pi$ , тобто результуюча ємність біооб'єкта майже повністю визначається меншою за величиною поляризаційною ємністю.

На рис. 6.1 як приклад наведено еквівалентну електричну схему біологічного об'єкта.

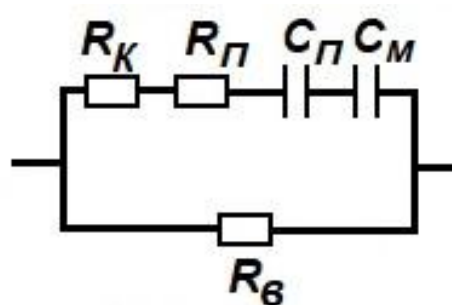


Рис.6.1. Еквівалентна електрична схема біологічного об'єкта (пояснення в тексті)

На схемі:  $R_\Pi$  - активний опір, зумовлений поляризаційними явищами на клітинних мембранах;  $R_K$  - активний опір клітинної цитоплазми;  $R_B$  - опір внутрішньоклітинного рідкого середовища.



Величина поляризаційного опору  $R_{\Pi}$  (як і поляризаційна ємність  $C_{\Pi}$ ) залежить від величини результуючих іонних потоків через клітинну мембрану, а відтак від частоти змінного струму і отже від проникності клітинних мембран. Послідовно з поляризаційною ємністю та опором включено активний опір клітинної цитоплазми. Крім клітини струм проходить і через позаклітинну рідину, і тому всі внутрішньоклітинні опори шунтуються опором внутрішньоклітинного середовища  $R_B$ . Крім  $R_{\Pi}$  і  $C_{\Pi}$ , всі інші елементи еквівалентної схеми від частоти змінного струму, що проходить через біоб'єкт, не залежать.

### **Залежність імпедансу біологічного об'єкту від частоти змінного струму**

При низьких частотах поляризаційні ефекти майже так само великі, як при постійному струмі; відповідно великі  $R_{\Pi}$  і  $C_{\Pi}$ . При великих міжклітинних проміжках їх опір малий і майже весь струм піде по шунтуючому активному опору  $R_B$ . Якщо ж перетин міжклітинних проміжків невеликий, то опір  $R_B$  зростає і повний опір  $Z$  (імпеданс), що вимірюється, в основному визначатиметься величиною  $R_{\Pi}$ . Оскільки  $R_{\Pi}$  залежить від проникності мембран, то величина опору об'єкта, виміряна на низьких частотах, у ряді випадків може слугувати мірою проникності клітинних мембран.

При зростанні частоти змінного струму поляризаційні ефекти зменшуються, відповідно зменшуються і величини  $C_{\Pi}$ . При частотах порядку декількох МГц поляризація мембран майже зникає і величинами  $R_{\Pi}$  і  $C_{\Pi}$  при розрахунку повного опору (імпедансу) можна знехтувати. Таким чином повний опір, виміряний на високих частотах, дорівнюватиме

$$Z = \frac{R_K R_B}{R_K + R_B}, \quad (6.6)$$

оскільки імпеданс  $Z$  визначатиметься паралельно з'єднаними опорами електролітів всередині та ззовні клітини. Звідси випливає, що високочастотний опір біоб'єктів може бути мірою концентрації в них вільних іонів.

Таким чином, **електроопір (або електропровідність) тісно пов'язані як з властивостями клітинних мембран, так і з властивостями клітинних і міжклітинних рідин.** Оскільки прямі виміри питомого опору у живих об'єктів є дуже

складним і для діагностичної мети фактично цього й не потрібно, то отримувати відомості про явища, що відбуваються у біологічних тканинах, можна, спостерігаючи за відносною зміною електроопору між електродами довільної форми. Цю методику застосовують у медицині, наприклад, для діагностики запальних процесів (*принцип реографії*). На початковій стадії запалення структура клітин помітно не змінюється, тому їхня електроємність не змінюється. Однак при цьому відбувається набрякання клітин та тканин, зменшується переріз міжклітинних проміжків, що призводить до збільшення активного опору. Як вже згадувалось раніше, при вимірюваннях на *низьких частотах основний опір біотканини визначається саме опором міжклітинних проміжків*. Тому, вимірюючи опір на низьких частотах, за значним зростанням опору можна зробити висновок про початок запального процесу. При подальшому розвитку запалення хімічний склад і структура клітин змінюються, збільшується проникність мембран для іонів, що призводить до зменшення електроємності та опору клітин і кінець кінцем до зменшення їхнього повного опору (імпеданса). Таким чином, *сильне зменшення електроопору біотканини на низьких частотах може свідчити про розвинутий запальний процес*.

### Дисперсія імпедансу

*Дисперсією імпедансу, або дисперсією електропровідності* називається залежність повного опору (імпедансу) від частоти змінного струму.

Для біологічних тканин дисперсія імпедансу дуже важлива, оскільки саме *дисперсійні криві* (тобто графіки залежності повного опору тканини від частоти змінного струму) *притаманні лише живим тканинам*. При пропусканні струму через звичайні розчини електролітів дисперсії імпедансу немає.

Причина дисперсії полягає в тому, що на величину електроопору при постійному струмі або при низьких частотах значно впливає макроструктурна поляризація. Оскільки при збільшенні частоти змінного струму зменшуються примежові поляризаційні ефекти, то це веде до зменшення імпедансу тканини і дисперсійна крива має значну крутість (рис.6.2 , крива 1)

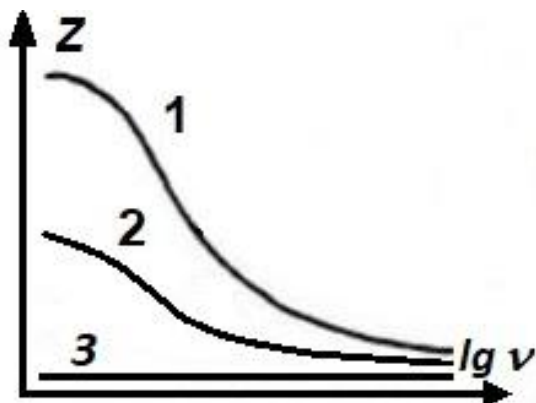


Рис.6.2. Залежності повного опору рослинної тканини від частоти змінного струму (дисперсійні криві імпедансу):

- 1- для здорової «живої» тканини;
- 2- для тканини після короточасного нагрівання у гарячій воді;
- 3- для тієї ж тканини після її кип'ятіння (тобто для «неживої»тканини)

При пошкодженні тканини зростає проникність клітинних мембран, що призводить до зменшення  $R_{\Pi}$  і  $C_{\Pi}$ , отже, зменшення повного опору на низьких частотах. Тому крива 2 на рис. 6.2 має меншу крутість. При відмиранні тканини поляризація на межах розділу практично зникає і залежність імпедансу від частоти відсутня, оскільки залишається лише активний опір (крива 3). Таким чином, за крутістю дисперсійної кривої можна судити про життєздатність тієї чи іншої біотканини, що має велике значення, коли ця тканина призначена, наприклад, для трансплантації.

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 біологічних об'єктах.

Дисперсійні криві схожі для багатьох біотканин, проте величини повного опору (імпедансу) різних тканин різні. Наприклад, кісткова тканина, яка містить велику кількість кристалів фосфату кальцію, має більший питомий опір, ніж м'які тканини. Зона дисперсії електроопору звичайно знаходиться в інтервалі від 0,1 кГц до 100 МГц, однак у деяких тканин мінімальний опір досягається ще на більших частотах (наприклад, у нервової тканини біля 1 ГГц).

Для оцінки дисперсії імпедансу біологічних тканин (тобто порівняння «крутості» кривої дисперсії) прийнято характеризувати відношенням величин імпедансів тканини, які виміряні на низьких  $Z$  (нч) та високих частотах  $Z$  (вч) в однакових умовах, яке називають **коефіцієнтом дисперсії імпедансу  $K$** :

$$K = \frac{Z(нч)}{Z(вч)} \quad (6.7)$$

На практиці дисперсію імпедансу біологічних тканин вимірюють у діапазоні частот 1000 Гц (низька частота, тому що на цій частоті спостерігається злам кривої дисперсії) – 10 МГц (висока частота, оскільки для більшості біотканин на цій частоті досягається мінімальний опір). Як свідчить досвід, це відношення для певної біотканини у нормі є величиною практично сталою. 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 (Рис. 6.1).

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

$$I_R = \frac{U_R}{R} I_Z = \frac{U_Z}{Z} I_R = I_Z \quad \text{та} \quad \frac{U_R}{R} = \frac{U_Z}{Z} \quad (6.8)$$

звідси:

$$Z = R \frac{U_Z}{U_R} \quad (6.9)$$

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

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

$$Z = R \frac{A_Z}{A_R} \quad (6.10)$$

де  $A_Z$  – амплітуда падіння напруги на біологічному об'єкті,  $A_R$  – амплітуда падіння напруги на опорі  $R$ .

## ОПИС ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНОГО ОБЛАДНАННЯ

Визначення імпедансу біологічної тканини у цій роботі здійснюють методом порівняння падіння напруги на відомому опорі та на біологічній тканині (Рис. 6.1). Для проведення експерименту використовується високочастотний генератор генератор імпульсів ГЗ-36А, осцилограф С1-93 та макет з опором.

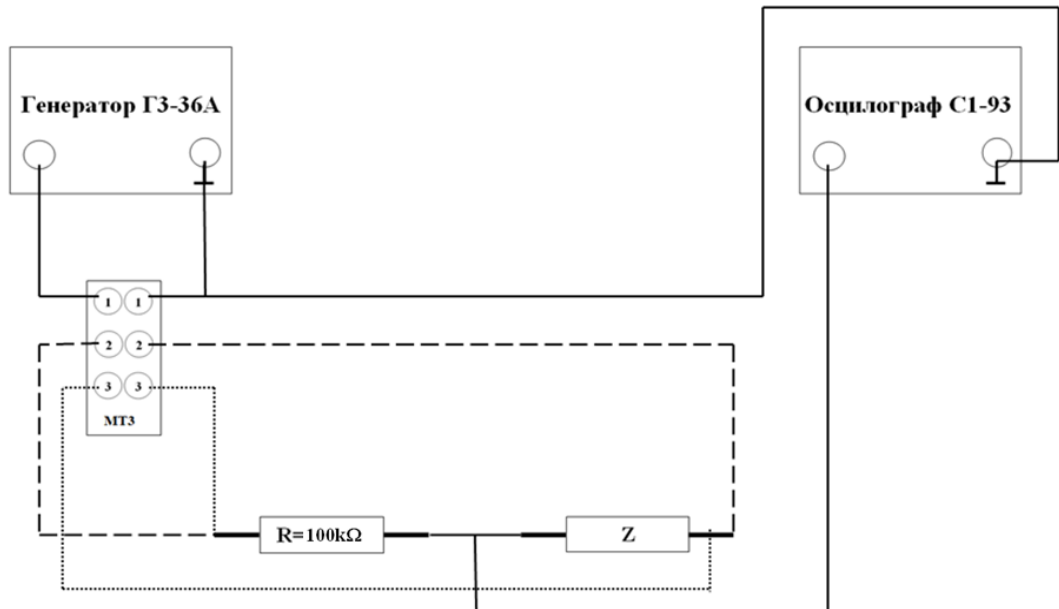


Рис. 6.1. Електрична схема кола для проведення вимірювань.

У зображеному на Рис. 6.1 електричному колі наявність тумблера МТЗ забезпечує можливість реалізації двох підкіл. Суцільною лінією зображені з'єднання, що присутні в обох підколах. При положенні тумблера, що відповідає 2, сигнал, що подається на осцилограф відповідає відомому опорі  $R$  (на рисунку позначено штриховою лінією). При положенні тумблера 3, сигнал, що подається на осцилограф відповідає досліджуваному імпедансу  $Z$  (на рисунку позначено пунктирною лінією).

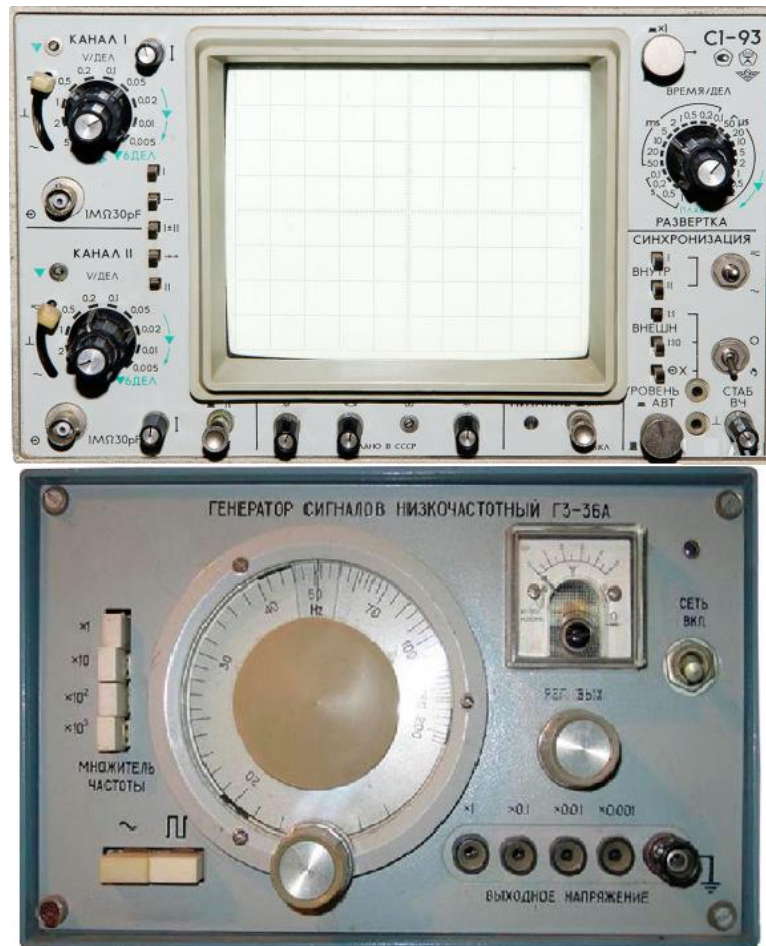


Рис. 6.2. Зовнішній вигляд генератора ГЗ-36А та осцилографа С1-93.

Для виконання роботи необхідно підключити генератор до входу «In», а осцилограф – «Out» та на столик розмістити досліджуваний об'єкт, зафіксувавши його між клемми. За допомогою перемикача «R/Z» можна спостерігати на екрані осцилографа сигнал знятий відповідно з опору чи імпедансу.

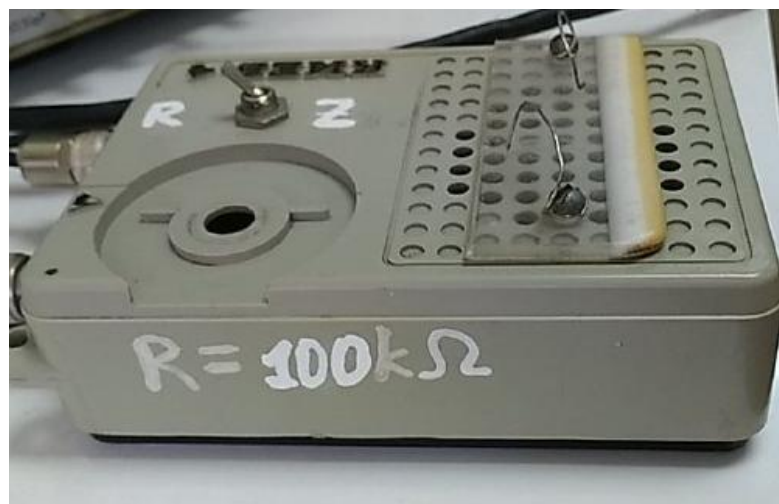


Рис. 6.3. Портативний макет з опором.

## ПОРЯДОК ВИКОНАННЯ РОБОТИ:

1. Переконатись у правильності підключення кабелів. Кабель з виходу генератора «Вихідна напруга» має бути під'єднаний до помножувача  $\times 0.01$ . Кабель з позначенням « $\perp$ » також має бути під'єднаний до гнізда з відповідним символом. Інша сторона кабелю повинна бути приєднана до гнізда «In» предметного столика. Другий кабель повинний сполучати гніздо «Out» та вхід першого каналу осцилографа.

2. Під'єднати досліджувану біологічну тканину до голкоподібних штирів предметного столику, та перевести його в положення «R».

3. Ознайомившись з принципом роботи осцилографа та генератора, переконатись, що розгортка каналу має значення 0.02 В/поділ, а перемикач каналу стоїть у положенні заземлення.

4. Генератор має знаходитись у режимі синусоїдальних сигналів а ручка «Рег. Вих.» знаходитись в мінімальному положенні.

5. Переконавшись, що прилади заземлені та не мають пошкоджених кабелів, увімкнути генератор та осцилограф тумблерами «Джерело» («*сеть*») у відповідному порядку та почекати хвилину. На екрані осцилографа має з'явитися полоса.

6. Ручкою генератора «Рег. Вих.» встановити напругу  $\sim 2.5\text{В}$ , а частоту встановити 200 Гц з помножувачем  $\times 1$ .

7. Перевірити чи розгортка каналу відповідає значенню 0.02 В/под., режим синхронізації автоматичний і увімкнено перший канал осцилографа. Перевести перемикач каналу осцилографа в положення змінного струму « $\sim$ ».

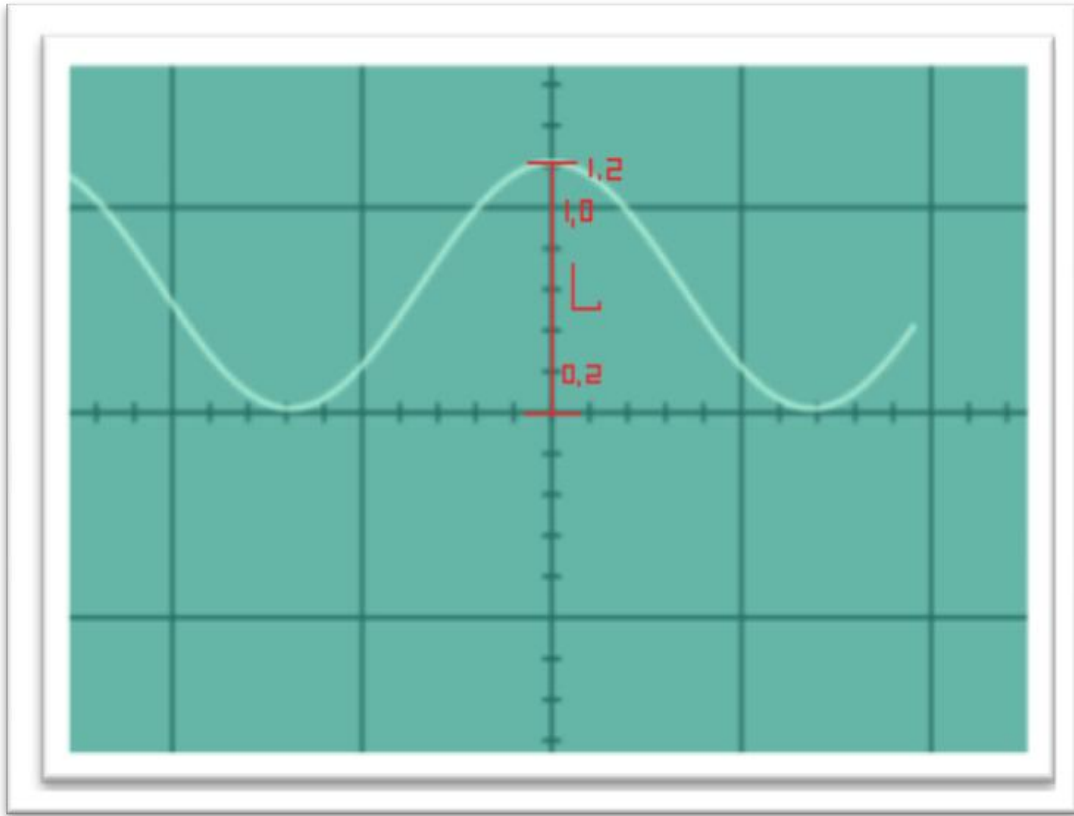
8. Ручкою розгортки часу отримати зображення сигналу з 2-3 піками.

9. Відцентрувати положення отриманого зображення відповідними ручками « $\updownarrow$ » та « $\leftrightarrow$ ».

10. Виміряти амплітуду отриманого сигналу.

*Примітка.* Щоб точніше виміряти амплітуду, треба розташувати сигнал так, щоб мінімуми знаходились в положенні 0 осі ОХ. Тоді порахувати кількість поділок по осі ОУ від 0 до максимального значення. Отримане значення треба поділити на 2

та помножити на відповідне значення розгортки (0.02 у нашому випадку). Це і буде значення амплітуди в одиницях [В].  $U = \frac{L}{2}$ , де  $L$  - вимірне значення,  $X$  - значення розгортки.



11. Перемкнути предметний столик в положення «Z».
12. Повторити процес вимірювання амплітуди та отримати значення  $U_z$ .
13. Змінити частоту генератора з 200 Гц на 2000 Гц шляхом перемикавання помножувача «x10».
14. Повторити процес вимірювання амплітуд  $U_R$  та  $U_z$  (пункти 10-12).
15. Виконати виміри для інших заданих частот та занести одержані дані у таблицю.
16. Перемкнути осцилограф в положення “земля”.
17. Вимкнути генератор та осцилограф.
18. На основі одержаних експериментальних даних побудувати залежності імпедансу від частоти в логарифмічному масштабі.
19. Розрахувати значення коефіцієнту дисперсії імпедансу  $K$ .



20. Сформулювати висновки та записати їх в бланк.

**Таблиця 6.1**

	«Жива» тканина			«Мертва» тканина		
Частота, Гц	$U_R, B$	$U_Z, B$	$U_Z, B$	$U_R, B$	$U_Z, B$	$Z, Ом$
200						
600						
2000						
6000						
20000						
60000						
200000						

### ЗАВДАННЯ ДЛЯ САМОСТІЙНОЇ РОБОТИ ТА 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  $L = 1 \text{ мГн}$  та ємності;
  - б) послідовно та паралельно з'єднаних опору  $R = 500 \text{ Ом}$  та ємності  $C = 0,1 \text{ мкФ}$
 (в обох випадках частота змінного струму  $\nu = 100 \text{ Гц}$ ).
6. Побудувати векторні діаграми для еквівалентних електричних схем біологічних тканин.

**Звіт студента про лабораторну роботу**

<b>Назва лабораторної роботи:</b>	
Семестр, рік, номер групи:	
Ім'я	Прізвище
Дата здачі роботи: :	Оцінка:

**ПИТАННЯ ДЛЯ ОДЕРЖАННЯ ДОПУСКУ ДО ЛАБОРАТОРНОЇ РОБОТИ**

1. У чому полягає ідея даної лабораторної роботи (*робоча мета*).

---

---

---

2. Яке фізичне явище досліджується в цій роботі?

---

---

---

---

---

---

3 Вкажіть незалежну та залежну змінні.

**Незалежна змінна:**

---

---

**Залежна змінна:**

---

---

## ПІДГОТОВКА ДО ВИКОНАННЯ РОБОТИ

4. Вкажіть матеріали та обладнання, які будуть використовуватися під час виконання роботи. (Використовуйте інформацію з опису лабораторної роботи).

[illegible]

5. Опишіть кроки виконання лабораторної роботи, що саме буде здійснюватися в процесі її виконання.

This image shows a single sheet of white paper with horizontal ruling lines. The lines are evenly spaced and run across the width of the page. There are no margins, text, or other markings on the paper.

## ПРОВЕДЕННЯ ЕКСПЕРИМЕНТУ

6. Уважно дотримуйтесь процедури, яка описана.

7. Проводячи експеримент, робіть нотатки про те, що ви робите.

---

---

---

---

---

---

---

---

---

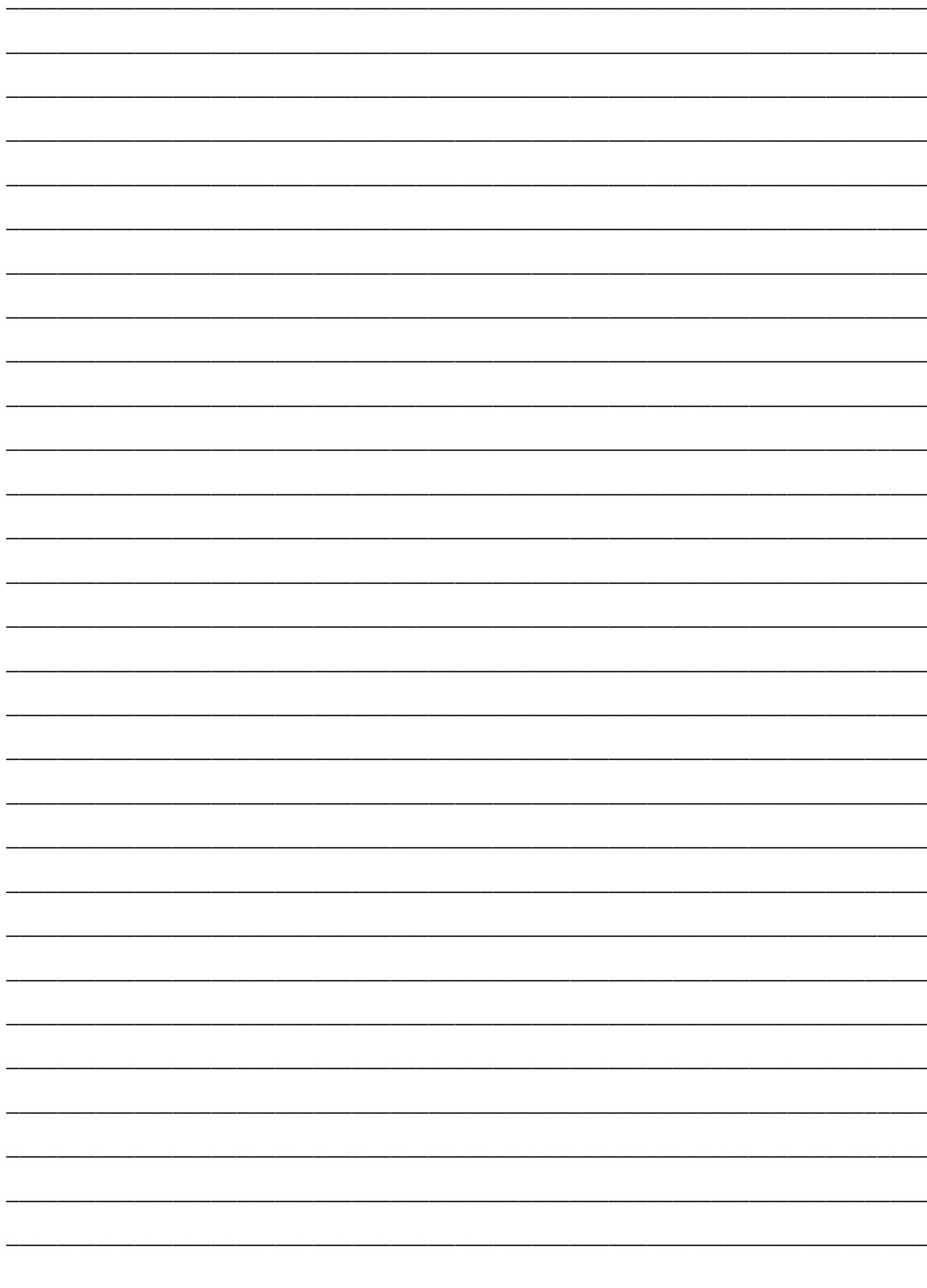
---

8. Заповніть таблицю.

	«Живий» листок			«Мертвий» листок		
Частота, Гц	$U_R, B$	$U_Z, B U_z$	$Z, Ом$	$U_R, B$	$U_Z, B U_z$	$Z, Ом$
200						
600						
2000						
6000						
20000						
60000						
200000						

9. Побудуйте графіки одержаних залежностей опору для випадку «живого» та «мертвого» листка від частоти.





## **СТОРІНКА ДЛЯ ДОДАТКОВИХ РОЗРАХУНКІВ**

## Лабораторна робота 7

### ВИВЧЕННЯ МІКРОСКОПА ТА ВИМІРЮВАННЯ МІКРООБ'ЄКТІВ

#### Мета роботи:

- Вивчити будову оптичного мікроскопа
- Навчитись вимірювати геометричних розміри мікроскопічних об'єктів за допомогою мікроскопа.

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

### ДОДАТКОВІ ТЕОРЕТИЧНІ ВІДОМОСТІ

Оптичні методи дослідження, які мають широке застосування у медицині, ґрунтуються на принципах *оптики* – розділу фізики, який вивчає світло і його взаємодію з речовиною.

Як відомо, *світло* – це електромагнітні хвилі в інтервалі частот від  $7.5 \times 10^{14}$  Гц до  $4 \times 10^{14}$  Гц, або у межах довжин хвиль від  $\lambda \approx 400$  нм до  $\lambda \approx 760$  нм. Цей діапазон частот (або довжин хвиль) обмежує *видиму* частину спектра електромагнітних хвиль, тобто видиме світло у значенні того, що сприймається оком людини. Однак у широкому розумінні до оптичного випромінювання (окрім видимої частини) відносять і більш довгі (за довжиною хвилі від  $\lambda \approx 760$  нм до  $\lambda \approx 1-2$  мм) електромагнітні хвилі – *інфрачервоне* випромінювання, і більш короткі – *ультрафіолетове* випромінювання ( $\lambda \approx 10$  нм до  $\lambda \approx 400$  нм).

У фізиці існує два підходи до вивчення оптичних явищ:

**геометрична оптика** – розділ оптики, який вивчає закони поширення світла (відбивання, заломлення на межі різних середовищ), нехтуючи хвильовими властивостями;

**фізична оптика** – розділ оптики, в якому на основі природи світла та світлових явищ вивчаються саме хвильові (електромагнітні за природою) властивості світла та відповідно явища інтерференції, дифракції і дисперсії (це є предмет дослідження *хвильової оптики*) та враховує квантову природу світла і нелінійний характер взаємодії оптичного випромінювання з речовиною (це є предмет вивчення квантової



оптики).

У біологічній та медичній фізиці відокремлюється **фізіологічна оптика** – розділ оптики, в якому вивчають процеси зору з об'єднаних позицій фізики, фізіології та психології та має на меті дослідження зорового сприйняття людини від процесів у сітківці ока до відображення зорових зображень у головному мозку людини.

Око людини - природня оптична система, яка характеризується певною *роздільною здатністю* (тобто найменшою відстанню між елементами спостережуваного об'єкта, при якому вони ще можуть бути відрізані один від одного). При віддаленні від об'єкта на так звану відстань найкращого бачення  $\approx 25$  см для ока людини нормою вважається мінімальна роздільна здатність  $\approx 0,08$  мм. Розміри більшості рослинних і тваринних клітин, мікроорганізмів тощо значно менші за цю величину. Дослідженням (спостереженням та вивченням) таких мікрооб'єктів займається мікроскопія, зокрема, широко застосовна **світлова мікроскопія**, в якій використовуються головним чином різноманітні за призначенням та відповідно будовою мікроскопи.

**Мікроскоп** – оптичний пристрій для одержання значно збільшених зображень дрібних, невидимих для неозброєного ока, об'єктів.

За допомогою мікроскопа визначають форму, розміри та інші характеристики мікрооб'єктів. Різні типи мікроскопів застосовують для визначення та дослідження органічних клітин, бактерій та інших об'єктів, чий розмір менший за мінімальну роздільну здатність ока, яка складає  $\approx 0,1$  мм. Мікроскоп надає можливість розрізняти мікроструктури, у яких відстань між елементами  $\approx 0,2$  мкм

Розповсюдженішим приладом є *оптичний мікроскоп*, принцип дії якого ґрунтується на *заломленні* світла системою лінз, за його допомогою можна отримати збільшення об'єкту до 3000 разів. У найпростішому випадку мікроскоп складається з двох лінз: об'єктива і окуляра, що з'єднані трубою (тубусом).

*Об'єктив* - це лінза, що має малу фокусну відстань. Відстань між об'єктивом та спостережуваним об'єктом повинна бути малою. Об'єктив забезпечує велике збільшення та створює обернене дійсне зображення. Це дійсне зображення мікрооб'єкта перевертається *окуляром* – лінзою, за допомогою якої спостерігач

бачить спостережуваний зразок. Об'єктив та окуляр становить центровану оптичну систему, яка розташовується найчастіше у тубусі. Світлові промені у мікроскопі відбиваються від дзеркальної поверхні, яка знаходиться нижче спостережуваного об'єкта, далі проходять крізь досліджуваний об'єкт та входять до складових мікроскопа (лінзи та окуляра, завдяки яким і збільшується). Чіткість отриманого зображення спостережуваного об'єкта регулюється окуляром.

Схематичний хід променів в оптичній системі, яка складається із складових мікроскопу та ока дослідника, наведено на рисунку 7.1.

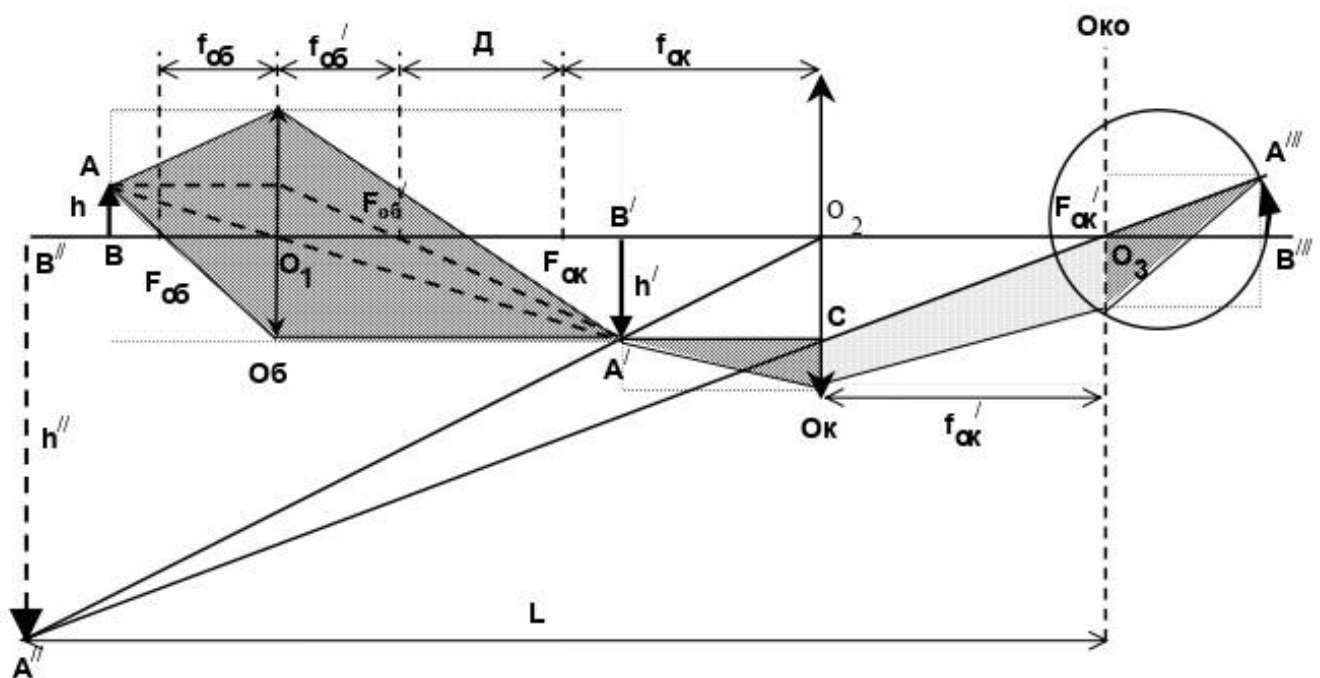


Рис. 7.1. Схема ходу променів в оптичній системі «мікроскоп – око дослідника»  
(пояснення в тексті)

На рисунку 7.1 позначено: Об – об'єктив, який на схемі зображено тонкою лінзою з оптичним центром  $O_1$ ;  $f_{об}$  – фокусна віддаль об'єктива;  $F_{об}$  – головний фокус об'єктива;  $F_{об}'$  – подвійний задній фокус об'єктива; Ок – окуляр, на схемі також зображено тонкою лінзою з оптичним центром  $O_2$ ;  $f_{ок}$  – фокусна віддаль окуляра;  $F_{ок}$  – головний фокус окуляра;  $F_{ок}'$  – подвійний фокус окуляра; АВ – спостережуваний мікрооб'єкт, що має лінійний розмір  $h$ ;  $A'B'$  – первинне зображення досліджуваного мікрооб'єкта після об'єктива;  $A''B''$  – вторинне зображення досліджуваного мікрооб'єкта після окуляра;  $L$  – відстань найкращого зору ( $L=25$  см для нормального зору);  $A'''B'''$  – зображення досліджуваного мікрооб'єкта на сітківці ока дослідника.

Як утворюється зображення досліджуваного мікрооб'єкта на сітківці спостерігача?

Досліджуваний предмет АВ, який має лінійний розмір  $h$ , розміщують перед переднім фокусом об'єктива на відстані, яка дещо перевищує фокусну відстань об'єктива  $f_{об}$ . Дійсне, перевернуте і збільшене зображення А'В' предмета АВ утворюється об'єктивом за його подвійним заднім фокусом  $2F_{об}'$ . Лінійна величина зображення предмета  $h'$ . Далі первинне зображення А'В' розглядається через окуляр як через лупу. Тобто, зображення А'В' є предметом для окуляра й повинно розміщуватись між його оптичним центром  $O_2$  і переднім головним фокусом  $F_{ок}$ , досить близько до фокальної площини. Окуляр створює уявне, пряме й збільшене (відносно зображення А'В') зображення А''В'' з лінійною величиною  $h''$ . Відносно предмета АВ зображення А''В'' буде уявним, перевернутим і збільшеним.

Положення площини, в якій знаходиться зображення А''В'', залежить від налаштування мікроскопа. Зазвичай ця площина встановлюється дослідником або на відстані найкращого зору  $L$  від ока, або на нескінченності (при спостереженні спокійним оком). Око людини має властивість акомодатії (здатності ока прилаштовуватись до чіткого спостереження віддалених предметів, досягається за рахунок зміни форми кришталика ока). Око розміщується впритул до окуляра мікроскопа таким чином, щоб задній фокус окуляра  $F_{ок}'$  збігався з оптичним центром  $O_3$  кришталика ока. У результаті на сітківці ока утворюється зображення А'''В'''.

Можна розрахувати загальне збільшення мікроскопа  $N$ , якщо знати збільшення об'єктива  $N_{об}$  та збільшення окуляра  $N_{ок}$ . З геометричних міркувань подібності трикутників  $O_1BA$  та  $O_1B'A'$ , а також  $B''O_3A''$  та  $O_2O_3C$  (рис. 7.1) можемо побачити:

$$\begin{aligned} N_{об} &= \frac{A'B'}{AB} = \frac{O_1B'}{O_1B}; \\ N_{ок} &= \frac{A''B''}{A'B'} = \frac{A''B''}{CO_1} = \frac{O_3B''}{O_3O_2} = \frac{L}{f_{ок}'}; \end{aligned} \quad (7.1)$$

де  $O_3B'' = L$  – відстань найкращого зору,  $O_3O_2$  – фокусна відстань окуляра  $f_{ок}'$ .

Тоді збільшення мікроскопа  $N$  буде дорівнювати:

$$N = \frac{A''B''}{AB} = \frac{O_1B' \cdot L}{O_1B \cdot f_{ок}} \quad (7.2)$$

У біологічному мікроскопі, загальний вигляд якого наведено на рис.7.2, 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 0,6 до 7, а окуляри – від 6 до 17. Таким чином, загальне збільшення мікроскопа лежить в межах від 3 до 100. Макрометричний та мікрометричний гвинти (кремал'єри) 3 призначені для переміщення тубуса мікроскопа, за їх допомогою здійснюється наведення на фокус.

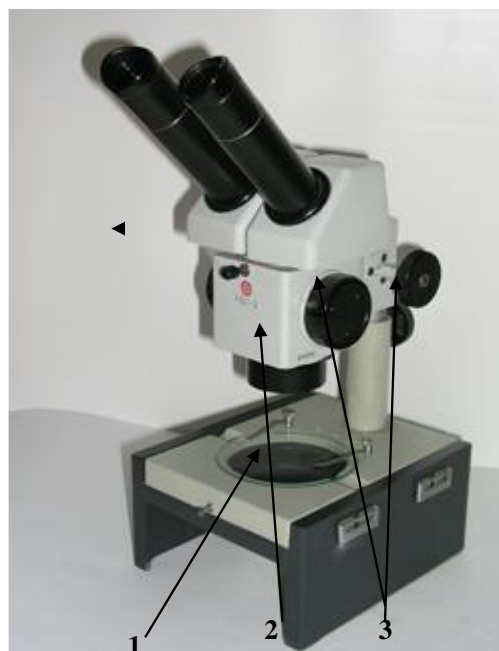


Рис.7. 2. Зовнішній вигляд мікроскопа, модель “МБС-9”.

Освітлювальна частина мікроскопа складається з дзеркала та конденсора, які використовуються для освітлення зразка світлових променів. Об'єкт можна освітлювати як штучним, так і природним джерелами світла.

## ПОРЯДОК ВИКОНАННЯ РОБОТИ

1. Підготувати мікроскоп до роботи. Для цього необхідно врахувати джерело освітлення: при використанні природного освітлення мікроскоп необхідно розташувати таким чином, щоб дзеркало 5 було обернене до вікна і відбивало світло від яскравої ділянки неба та домогтися рівномірного освітлення поля зору за допомогою конденсора та дзеркала, спостерігаючи в окуляр; якщо використовується штучне освітлення, то на дзеркало спрямовують світло від лампи.

2. Визначити ціну поділки  $S$  окулярної шкали за допомогою еталонного об'єкта-мікрометра, ціна поділки якого дорівнює 0.01 мм, який треба розташувати на предметному столику мікроскопа. При підсвічуванні еталонного об'єкта-мікрометра зверху (відбитим світлом) домогтися чіткого зображення поверхні еталонного об'єкта-мікрометра у полі зору мікроскопа (біла шкала) обертанням кремал'єр 4 грубої та тонкої наводки на різкість. Далі розташувати цю поверхню еталону вздовж шкали окуляра (темна шкала) таким чином, щоб риси обох шкал були паралельними. Після цього необхідно знайти такі дві риси шкали окуляра, що співпадають з двома будь-якими рисками шкали еталонного об'єкта-мікрометра. Довжина відрізка  $L$  між співпадаючими рисками еталону буде дорівнювати:

$$L = 0,01 \cdot n$$

(7.3)

де  $n$ – число поділок об'єкт-мікрометра між співпадаючими рисками;  $L$  вимірюється у міліметрах (мм)

Ціну поділки  $S$  шкали окуляра у міліметрах визначають наступним чином: треба поділити довжину відрізка шкали еталонного об'єкта-мікрометра  $L$  на число поділок шкали окуляра, в які вкладається цей відрізок у полі зору мікроскопа  $m$ :

$$S = 0,01 * n / m \text{ (мм)} \quad (7.4).$$

Наприклад, на рисунку 7.3 з лівого боку співпали 6-а поділка шкали об'єктива (нижньої) та 5-а поділка шкали окуляра (верхньої), тоді як з правого боку співпадають 16-а поділка шкали об'єктива та 11-а поділка шкали окуляра. Отже, в  $m = 6$  поділках шкали окуляра міститься  $n = 16$  поділок об'єктивної шкали. Таким чином ціна однієї поділки окулярної шкали при даному збільшенні мікроскопа є такою:

$$S = 0,01 \cdot 10 / 6 = 0,017 \text{ мм}$$

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

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



Рис. 7.3. Розташування шкал об'єкт-мікрометра та окуляра.

### 3. Вимірювання геометричних розмірів 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 рис. 7.2) 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 співпадіння будь-якої смуги дифракційної решітки з будь-якою рисою шкали окуляра, а потім знайти наступну смугу, що співпадає з рисою 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).

***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 центральна оптична система. Як їх кількість змінюється для тонкої лінзи?
  2. Чому дорівнює максимальне корисне збільшення оптичного мікроскопу?
  3. Чому корисне збільшення мікроскопа не може бути нескінченним?
  4. Як змінюється роздільна здатність мікроскопа якщо оптична сила об'єктива збільшується?
  5. Частини зразка якого розміру можна побачити в мікроскоп, якщо той освітлюється зеленим світлом ( $\lambda = 500_{\text{нм}}$ ). Здійсніть розрахунки для:
    - а) “сухого” мікроскопу;
    - б) мікроскопу з імерсійною рідиною ( $n=1,515$ ).
- Вважати, що розмір синуса апертурного кута дорівнює 0.94.
7. Мікроскоп має 600-кратне збільшення, якщо використовується окуляр з фокусною відстанню 16,7 мм. Яке збільшення буде мати мікроскоп якщо окуляр буде мати оптичну силу в 20 діоптрій.

**Звіт студента про лабораторну роботу**

<b>Назва лабораторної роботи:</b>	
Семестр, рік, номер групи:	
Ім'я	Прізвище
Дата здачі роботи: :	Оцінка:

**ПИТАННЯ ДЛЯ ОДЕРЖАННЯ ДОПУСКУ ДО ЛАБОРАТОРНОЇ РОБОТИ**

1. В чому полягає ідея даної лабораторної роботи (робоча мета).

---

---

---

2. Яке фізичне явище досліджується в цій роботі?

---

---

---

---

3. Вкажіть незалежну та залежну змінні.

**Незалежна змінна:**

---

---

**Залежна змінна:**

---

---



## ПІДГОТОВКА ДО ВИКОНАННЯ РОБОТИ

4. Вкажіть матеріали та обладнання, які будуть використовуватися під час виконання роботи. (Використовуйте інформацію з опису лабораторної роботи).

---

---

---

---

---

---

5. Опишіть кроки виконання лабораторної роботи, що саме буде здійснюватися в процесі її виконання.

[illegible]

## ПРОВЕДЕННЯ ЕКСПЕРИМЕНТУ

6. Уважно дотримуйтесь процедури, яка описана.

7. Проводячи експеримент, робіть нотатки про те, що ви робите.

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

8. Заповнить таблицю даних. Якщо необхідно, виконайте явні розрахунки на спеціальному бланку

Тип об'єкту	Довжина об'єкта на окулярній шкалі (кільк. точок)	Довжина об'єкта, мм

9. Напишіть свій висновок за отриманими даними

---

---

---

---

[illegible]

## СТОРІНКА ДЛЯ ДОДАТКОВИХ РОЗРАХУНКІВ

## Лабораторна робота 8

# 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

**Обладнання та матеріали:** рефрактометр “ИРФ-454Б”, набір розчинів гліцерину відомої концентрації, розчин гліцерину невідомої концентрації.

## ДОДАТКОВІ ТЕОРЕТИЧНІ ВІДОМОСТІ

У медичній практиці доволі часто доводиться працювати з різними рідинними системами такими як внутрішньоклітинні та міжклітинні рідини організму (кров, плазма, сеча тощо), так і рідкі ліки, розчини для інфузій, поживні середовища. Для визначення концентрації розчинів, кількісного і структурного аналізу, ідентифікації хімічних сполук, визначення фізико-хімічних параметрів речовин лікарських речовин (наприклад, у фармацевтиці) використовують оптичний метод аналізу – рефрактометрію.

**Рефрактометрія** (від лат. *refractus* переломлений та грец. *metreo* - міряти) метод аналізу, який ґрунтується на застосуванні явища заломлення або рефракції світла.

З розділу фізики **оптика**, предметом вивчення якого є природа світла (оптичного випромінювання), процеси випромінювання світла, його поширення в різноманітних середовищах та взаємодії з речовиною, відомі закони *відбивання та заломлення світла*. Якщо світловий промінь падає не перпендикулярно на межу поділу двох прозорих середовищ, швидкість поширення світла в яких різна, відбувається зміна його напрямку поширення. Це явище називається **заломленням** або **рефракцією** світла (схема ходу оптичних променів на межі поділу двох середовищ з

різними оптичними густинами показано на рисунку 8.1.)

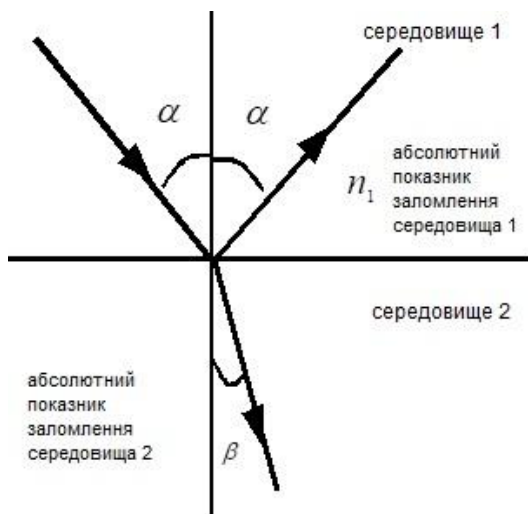


Рис. 8.1. Хід променів світла на межі поділу двох середовищ:

$\alpha$  – кут падіння;

$\beta$  – кут заломлення

Відомо, що швидкість поширення світла у середовищі  $U$  менша за швидкість поширення світла у вакуумі  $c$ , значення якого дорівнює  $c = 3 \cdot 10^8 \text{ м/с}$ . Відношення  $c$  до швидкості поширення світла в середовищі  $U$  називається *абсолютним показником заломлення* цього середовища  $n$ .

Показник заломлення  $n$  характеризує, наскільки швидкість світла в середовищі відрізняється від швидкості світла у вакуумі. Це відношення має вигляд:

$$n = \frac{c}{v}, \quad (8.1)$$

де  $c$  — швидкість світла у вакуумі,  $U$  - швидкість поширення світла в речовині.

За *законом заломлення* світла промені, що падає на межу поділу середовищ (падаючий промінь), заломлюється при переході з середовища 1 до середовища (заломлений промінь) та перпендикуляр до межі поділу двох середовищ, проведений у точці падіння, лежать в одній площині. Закон заломлення записується як

$$\frac{\sin \alpha}{\sin \beta} = \frac{n_2}{n_1} = n_{21} \quad (8.2)$$

де  $\alpha$  - кут падіння,  $\beta$  - кут заломлення,  $n_1$  та  $n_2$  – абсолютні показники заломлення 1-го та 2-го середовищ відповідно;  $n_{21} = n_2/n_1$  - відносний показник заломлення, тобто показник заломлення 2-го середовища відносно 1-го.

Порівнюючи формули (8.1) та (8.2), маємо так званий *закон Снеліуса*

$$n_{21} = \frac{n_2}{n_1} = \frac{c v_1}{c v_2} = \frac{v_1}{v_2}, \quad (8.3)$$

де  $v_1$  та  $v_2$  - швидкості світла у 1-му та 2-му середовищах відповідно.

Розглянемо два випадки переходу променя світла у середовищах з різним співвідношенням властивостей.

I. Середовище 1 має меншу оптичну густину ніж середовище 2, коли  $n_2 > n_1$  (див. рис. 8.2). У цьому випадку кут падіння  $\alpha$  є більшим за кут заломлення  $\beta$  (на рис. 8.2 промені 1 та 1').

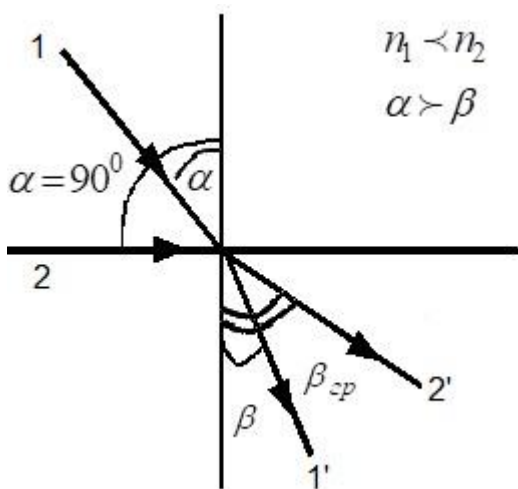


Рис. 8.2. Хід променів світла при переході з менш щільного у більш оптично щільне середовище

Якщо кут падіння прямує до  $90^\circ$ , то світловий промінь називається ковзним і заломиться від куту  $\beta_{cp} < 90^\circ$  (це показують промені 2 і 2'). Такий кут є найбільшим кутом заломлення для розглядуваних середовищ та має назву *граничного кута заломлення*  $\beta_{cp}$ .

Для розглянутого випадку, скориставшись формулою (8.1), маємо

$$n_{21} = \frac{\sin 90^\circ}{\sin \beta_{cp}} = \frac{1}{\sin \beta_{cp}} = \frac{n_2}{n_1},$$

тоді

$$\sin \beta_{cp} = \frac{n_1}{n_2} \quad (8.4)$$

II. Середовище 1 має більшу оптичну густину ніж середовище 2, тобто  $n_1 > n_2$  (див. рис. 8.3), при цьому кут заломлення буде більшим за кут падіння  $\alpha < \beta$  (це ілюструють промені 1 та 1').

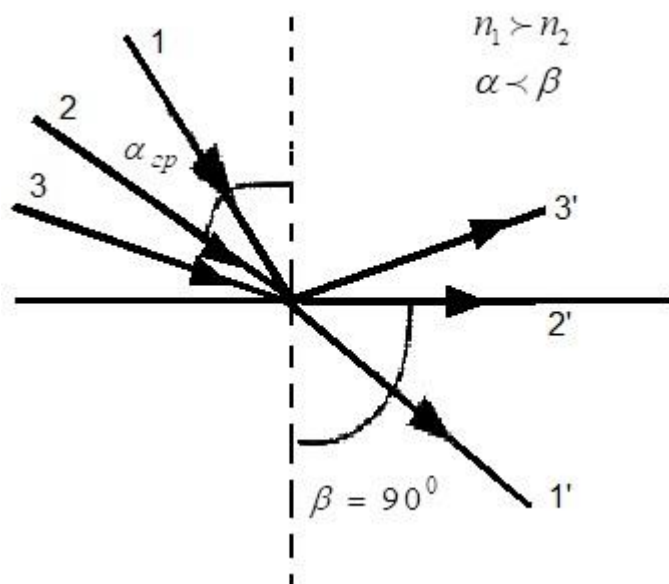


Рис. 8.3. Хід променів світла при переході з більш щільного у менш оптично щільне середовище

При певному значенні кута падіння  $\alpha_{cp}$  кут заломлення  $\beta = 90^\circ$ , іншими словами заломлений промінь «ковзатиме» вздовж межі поділу двох середовищ (промені 2 та 2'). Якщо надалі кут падіння буде збільшуватись, то заломлення відбуватись не буде, тобто усе світло, що падає, відбиватиметься від границі поділу середовищ (на рисунку це промені 3 та 3'). Описане явище має назву повне *внутрішнє відбивання*, відповідний кут  $\alpha_{cp}$  - *граничний кут повного внутрішнього відбивання*.

Спираючись на закон заломлення (1), отримаємо вираз

$$n_{21} = \frac{\sin \alpha_{cp}}{\sin 90^\circ} = \frac{n_2}{n_1}, \text{ то } \sin \alpha_{cp} = \frac{n_2}{n_1}. \quad (8.5)$$

Одже, формули (8.4) та (8.5) показують, що граничний кут заломлення та граничний кут повного внутрішнього відбивання для даних середовищ визначаються величинами абсолютних показників заломлення цих середовищ.

*Показник заломлення* (або індекс рефракції) дає змогу непрямым шляхом визначати певні характеристики середовищ як рідин, так і твердих тіл, зокрема їх концентрацію, склад і якість. Для біологічних рідин чи лікарських розчинів цей



показник відображає особливості молекулярного складу, оскільки зростання концентрації розчинених речовин (електролітів, білків, цукру тощо) зазвичай призводить до зростання показника заломлення.

Прилади, за допомогою яких вимірюють показники заломлення середовищ (як у рідинному стані, так і у твердому), носять назву **рефрактометри**. Вимірюють показники заломлення (індексів рефракції) рефрактометрами або у прохідному світлі, або у відбитому. Для прозорих рідинних систем використовують прохідне світло.

Основні частини рефрактометра – дві призми: освітлювальна та вимірювальна. Вони виготовлені зі скла флінт, що має показник заломлення більший за 1,7.

Оптична схема рефрактометра наведена на рис. 8.4.

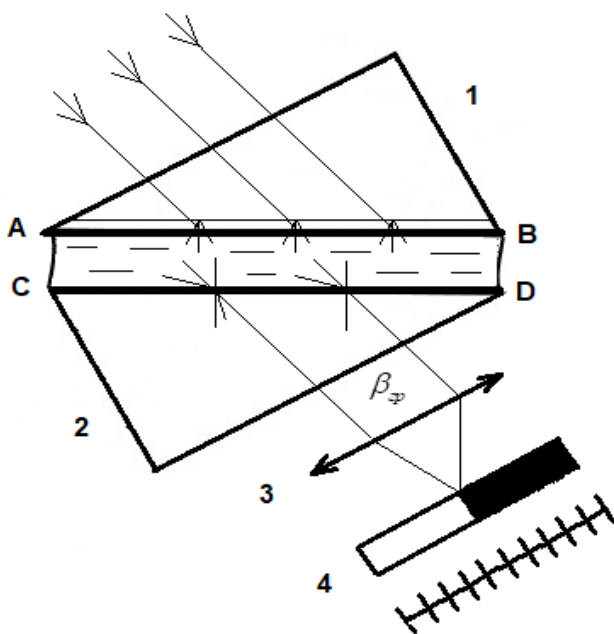


Рис. 8.4. Оптична схема рефрактометра

Досліджуваний розчин розміщується між двома паралельними гіпотенузними гранями освітлювальної призми 1 та вимірювальної призми 2. Паралельний пучок променів світла від джерела світла, проходячи через верхню грань освітлювальної призми, потрапляє на її нижню грань АВ, яка є матовою, внаслідок чого відбувається розсіювання первинного світлового пучка. Далі розсіяні промені проходять крізь шар досліджуваної рідини, потрапляють на грань CD вимірювальної призми 2 під кутами від 0 до 90°. Оскільки показник заломлення призми 2 більший за показник заломлення досліджуваної рідини, то промені, які падають на будь-які точки грані CD вимірювальної призми, заломлюючись, не виходять за граничний кут заломлення

$$\beta_{zp} (\beta_{zp} < 90^\circ).$$

Використаємо закон заломлення світла для двох даних середовищ (формула (8.1) у розглянутому вище випадку I, коли середовище 1 має меншу оптичну густину ніж середовище 2, тобто  $n_2 > n_1$ ) та закон Снеліуса (3)

$$\frac{\sin \alpha}{\sin \beta} = \frac{v_1}{v_2} = \frac{n_2}{n_1} \quad (8.6)$$

де  $\alpha$  – кут падіння;  $\beta$  – кут заломлення;  $v_1$  – швидкість поширення світла у першому середовищі, абсолютний показник заломлення якого  $n_1$ ,  $v_2$  – швидкість поширення світла в другому середовищі, абсолютний показник заломлення якого  $n_2$ .

Величину граничного кута  $\beta_{zp}$  визначимо за допомогою розглянутою вище формули (8.4):

$$\frac{\sin 90^\circ}{\sin \beta_{zp}} = \frac{n_{ск}}{n_{pid}} \quad (8.7)$$

звідки

$$\sin \beta_{zp} = \frac{n_{pid}}{n_{ск}} \quad (8.8)$$

де  $n_{ск}$  – абсолютний показник заломлення скла призми 2,  $n_{pid}$  – абсолютний показник заломлення досліджуваної рідини.

Промені світла, які виходять з призми 2, потрапляють на лінзу 3, яка збирає усі 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, що йдуть під граничним кутом  $\beta_{zp}$ . Одже положення границі світлотіні визначається величиною граничного кута заломлення  $\beta_{zp}$ , тобто існує однозначний зв'язок між  $\beta_{zp}$  та показником заломлення досліджуваної рідини. Таким чином,  $\beta_{zp}$  буде визначатися лише показником заломлення досліджуваної рідини. Всередині кута, який доповнює  $\beta_{zp}$  до  $90^\circ$ , світлових променів не буде. Це означає, що вимірюючи  $\beta_{zp}$ , можна визначити

показники заломлення різних речовин.

Для отримання результату на екрані 4 нанесено шкалу, яка проградуєвана у поділках показника заломлення. Крім того, у 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.

Рефрактометри дозволяють швидко визначати показник заломлення біологічних рідин (наприклад, крові, сечі тощо). Це метод для оцінки концентрації певних компонентів не потребує складних реагентів чи технологій. Так, аналіз сечі за допомогою рефрактометра дає уявлення про загальний вміст розчинених речовин (густину), що допомагає виявити порушення функцій нирок, зневоднення тощо. Показник заломлення може бути використаний як експрес-метод контролю відповідності реальної концентрації, заявленій на етикетці лікарського препарату, що є суттєвим для безпеки пацієнтів. Така само він може використовуватися для оцінки рівня білків плазми, зокрема у випадках, коли потрібен швидкий аналіз (наприклад, у польових умовах чи в реанімації). В офтальмології знання показника заломлення, зокрема, рідинних систем допомагає у створенні оптимального складу діагностичних рідин, розчинів для контактних та ін., які не подразнюють око і мають належні оптичні властивості.

Зазвичай, із підвищенням концентрації розчинених речовин показник заломлення збільшується. При цьому між концентрацією  $C$  і показником заломлення  $n$  можна встановити приблизно лінійну або близьку до лінійної залежність у певному діапазоні концентрацій. Для невеликих концентрацій розчинів залежність  $n(C)$  можна виразити як

$$n = n_0 + k \cdot C, \quad (8.9)$$

де  $n_0$  — показник заломлення чистого розчинника (наприклад, вода має  $n_0 \approx 1,333$ ),  $k$  — експериментально визначений коефіцієнт, що залежить від природи розчиненої речовини,  $C$  — концентрація розчиненої речовини.

У більш складних системах (багатокомпонентні розчини, високі концентрації)

залежність може бути нелінійною, тож для точних вимірювань проводять серію калібрувань чи використовують спеціальні розрахункові таблиці.

За можливості використання лінійного наближення побудова калібрувальної прямої відбувається наступним чином. Для певного типу розчину (розчин сахарози, фізіологічний розчин, білковий розчин тощо) здійснюють виміри показника заломлення для кількох відомих концентрацій. Після чого будують графік  $n(C)$ , отримують калібрувальну криву або аналітичну формулу.

## ПОРЯДОК ВИКОНАННЯ РОБОТИ

### 1. Ознайомитися з будовою приладу, зображеного на рис. 8.5.

Прилад складається з наступних елементів: 1 – окуляр; 2 – маховики для регулювання; 3, 4 – дзеркала; рефрактометричний блок (5) з верхньою (5a) та нижньою призмами (5b); 6 – шторка для захисту вікна, через яке освітлюється вимірювальна призма; 7 – гачок; 8 – корпус пристрою; 9 – гніздо для встановлення термометра.

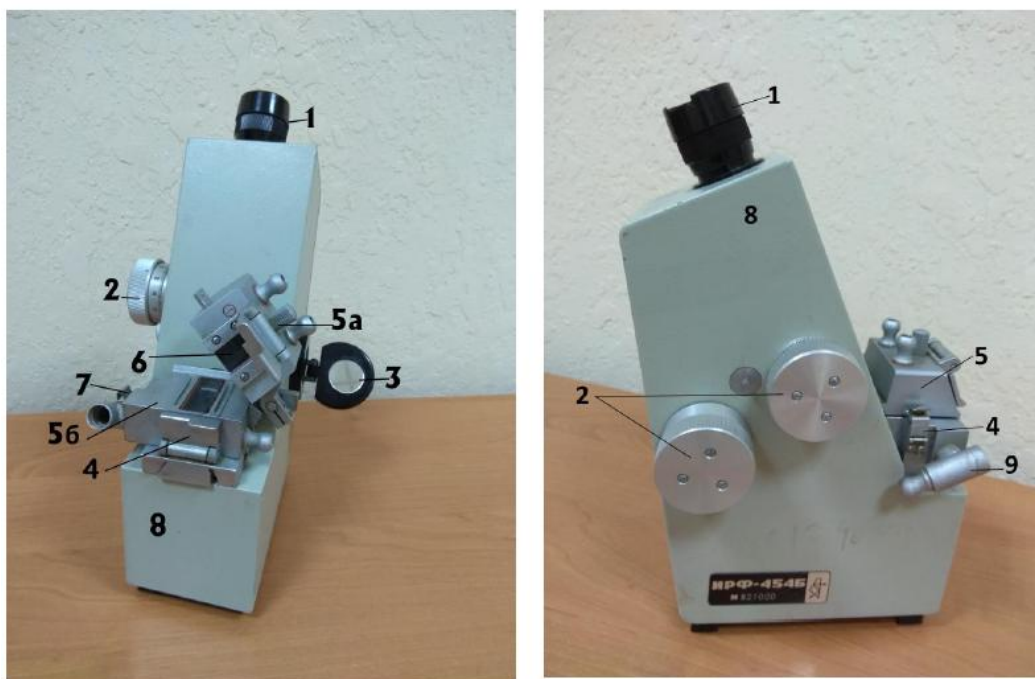


Рис.8.5. Зовнішній вигляд рефрактометра “ИРФ-454Б”.

### 2. Підготовка до проведення вимірювань.

Рефрактометр встановлюється таким чином, що світло падало на вхідне вікно освітлювальної призми (5a) та на дзеркала (3, 4), які направляють світло у вхідні вікна

вимірювальної призми. Для кращого освітлення необхідно відкрити затвор 6 та дзеркала 3, 4 (див. рис. 8.5).

Відкрийте рухому призму під кутом  $90^\circ$ . На чисту відполіровану поверхню вимірювальної призми (5b) скляною паличкою або піпеткою, не торкаючись призми, наносить 2-3 краплини рідини, так щоб вся поверхня була покрита рідкою плівкою. Опустіть верхню призму (5a) і притисніть її гачком 7. Вимірювання прозорих рідин проводиться в прямому світлі, коли воно проходить через відкрите вікно освітлювальної призми.

### **3. Перевірте правильність юстування приладу.**

Спочатку відкиньте освітлювальну призму і нанесить 2-3 краплі дистильованої води на поверхню вимірювальної призми, потім поверніть призму у вихідне положення.

Поверніть дзеркало (3) для досягнення найкращого освітлення шкали. Обертаючи нижній маховик, розташований з правого боку рефрактометра, і дивлячись в окуляр, границя світла та тіні пересувається по полю зору окуляра 1. Обертанням верхнього маховика позбавляєтесь забарвленості лінії поділу між світлом і тінню.

Спостерігаючи через окуляр, з'єднайте центр перехрестя з лінією границі за допомогою нижнього маховика і виміряйте значення показника заломлення води за шкалою, розташованою в нижній частині окуляра.

### **4. Отримайте залежність показника заломлення досліджуваних розчинів від концентрації гліцерину.**

Спочатку виміряйте показник заломлення розчинів відомих концентрацій (процедура вимірювання описана у завданні 2). Розрахуйте середнє значення коефіцієнта заломлення та похибку вимірювання. Після чого виміряйте показник заломлення розчину з невідомою концентрацією. Занесіть одержані результати до таблиці 8.1.

**Таблиця 8.1.**

Залежність показника заломлення розчину від його концентрації

$c$ ,	$n_1$	$n_2$	$n_3$	$\bar{n}$	$\bar{S}_n$	$\Delta$	$\sigma$	$\Delta n$	$\Delta n$
0									
10									
20									
30									
40									
x									

Побудуйте графік залежності показника заломлення від концентрації гліцерину.

### ЗАПИТАННЯ ДЛЯ САМОПЕРЕВІРКИ 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 ( $n_{\text{води}} = 1.333$ ).

**Звіт студента про лабораторну роботу**

<b>Назва лабораторної роботи:</b>	
Семестр, рік, номер групи:	
Ім'я	Прізвище
Дата здачі роботи: :	Оцінка:

**ПИТАННЯ ДЛЯ ОДЕРЖАННЯ ДОПУСКУ ДО ЛАБОРАТОРНОЇ РОБОТИ**

1. У чому полягає ідея даної лабораторної роботи (**робоча мета**).

---

---

---

---

2. Яке фізичне явище досліджується в цій роботі?

---

---

---

---

3. Вкажіть незалежну та залежну змінні.

**Незалежна змінна:**

---

---

**Залежна змінна:**

---

---

## ПІДГОТОВКА ДО ВИКОНАННЯ РОБОТИ

4. Вкажіть матеріали та обладнання, які будуть використовуватися під час виконання роботи (використовуйте інформацію з опису лабораторної роботи).

[illegible]

5. Опишіть кроки виконання лабораторної роботи, що саме буде здійснюватися в процесі її виконання.

This image shows a blank sheet of white paper with horizontal ruling lines. The lines are evenly spaced and run across the width of the page. There are no margins, text, or other markings on the paper.



## ПРОВЕДЕНИЯ ЭКСПЕРИМЕНТУ

6. Уважно дотримуйтесь процедури, яка описана.

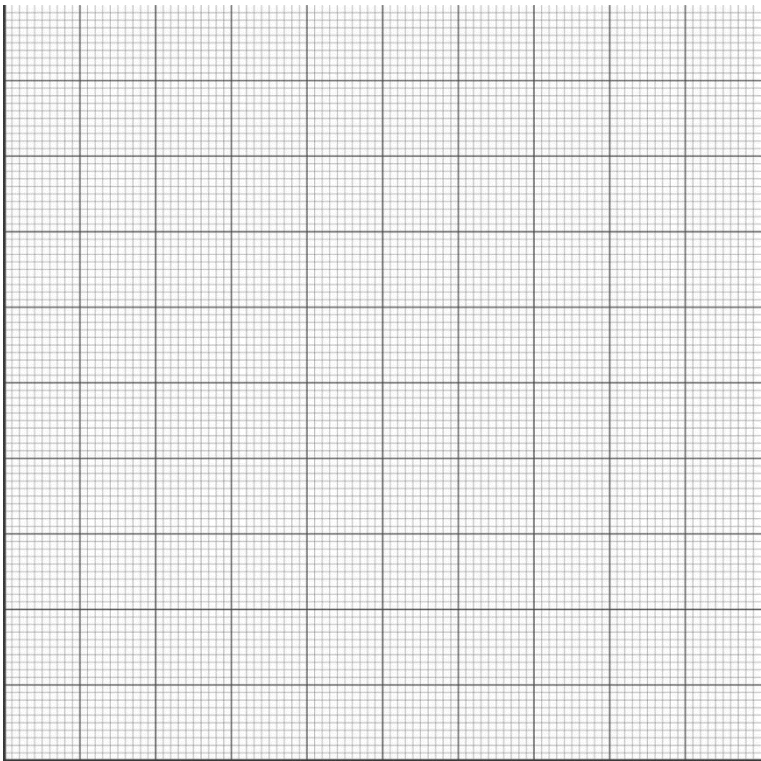
7. Проводячи експеримент, робіть нотатки про те, що ви робите.

[illegible]

8. Заповніть таблицю.

[illegible]

9. Побудуйте графік експериментальних даних.



10. Висновки

---

---

---

---

---

---

11. Відповіді на додаткові запитання.

---

---

---

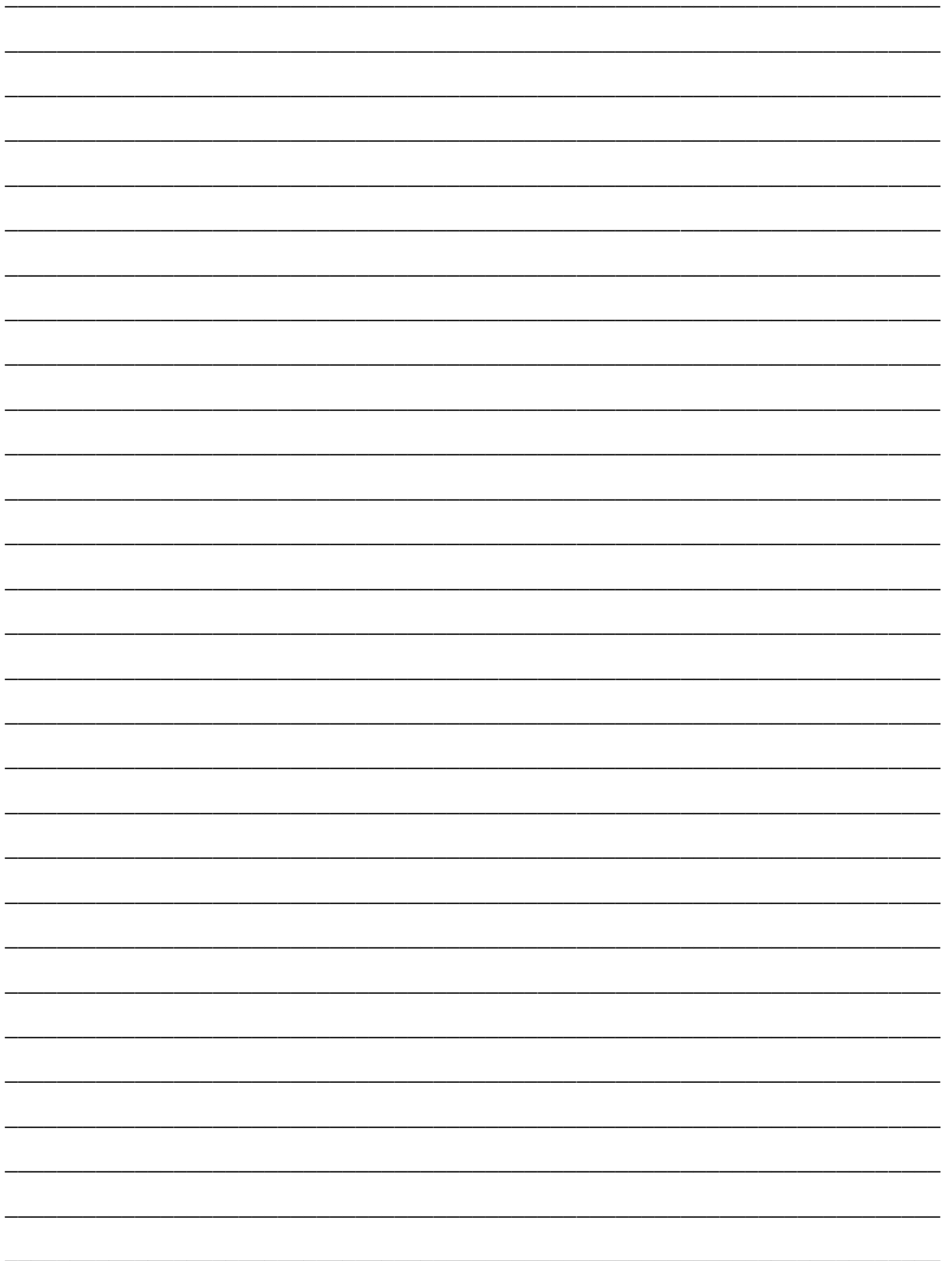
---

---

---

---

---



**СТОРІНКА ДЛЯ ДОДАТКОВИХ РОЗРАХУНКІВ**

## РЕКОМЕНДОВАНА ЛІТЕРАТУРА

### **Основна:**

1. «Медична і біологічна фізика»/ Національний підручник, автори: Чалий О.В.(ред.), Цехмістер Я.В., Агапов Б.Т. та інші.. – Вінниця, Нова Книга, 2013.
2. «Вища математика: підручник / Е.І. Личковський, П.Л. Свердан, В.О. Тіманюк, О.В. Чалий ; за ред. Е.І. Личковського, П.Л. Свердана. – Вінниця: Нова Книга, 2014. – 632 с.
3. «Біофізика. Фізичні методи аналізу та метрологія» »/ Національний підручник , автори: Личковський Е.І.(ред.), Тиманюка В.О. (ред.), Чалий О.В., Лях Ю.Є., Животова О.М. – Вінниця, Нова Книга, 2014.
- 4.«Збірник задач і запитань з медичної і біологічної фізики»/Я. Лопушанський. - Львів, Наукове товариство ім.Тараса Шевченка, 2006.

### **Додаткова:**

- 1.«Медична і біологічна фізика. Практикум»/ За ред. О.В.Чалого. – К.: Книга плюс, 2003.
- 2.«Біофізика»/ П.Г.Костюк (ред.), В.Л.Зима, І.С.Магура, Мірошніченко М.С., Шуба М.Ф. – К.: ВПЦ «Київський університет», 2008.
3. «Медична і біологічна фізика» / За ред. О.В.Чалого. - К. : Книга плюс, 2004.
4. «Вища математика»/ Чалий О.В., Стучинська Н.В., Меленевська А.В. – К.: Техніка,2001. 5. «Біофізика. Збірник задач»/ Зима В.Л. – К.: Вища школа, 2001.