МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ЗАКЛАД ВИЩОЇ ОСВІТИ «ПОДІЛЬСЬКИЙ ДЕРЖАВНИЙ УНІВЕРСИТЕТ»
ФАКУЛЬТЕТ ЕНЕРГЕТИКИ ТА ІНФОРМАЦІЙНИХ ТЕХНОЛОГІЙ

Кафедра інформаційних технологій,
фізико-математичних та безпекових дисциплін

Методичні вказівки
до виконання лабораторних робіт
з дисципліни

БІОФІЗИКА

Кам’янець-Подільський, 2025 р.

Укладачі:

Леся ЗБАРАВСЬКА - зав. кафедри інформаційних технологій, фізико-математичних та безпекових дисциплін, кандидат педагогічних наук, доцент.

Михайло ТОРЧУК - доцент кафедри інформаційних технологій, фізико-математичних та безпекових дисциплін, кандидат технічних наук.

Сергій СЛОБОДЯН - доцент кафедри інформаційних технологій, фізико-математичних та безпекових дисциплін, кандидат фізико-математичних наук, доцент.

Рекомендовано до друку науково-методичною радою закладу вищої освіти «Подільський державний університет» (протокол № ___ від _____ 2025 року)

Рецензенти:

Тетяна ПОВЕДА - кандидат педагогічних наук, доцент кафедри фізики Кам'янець-Подільського Національного університету імені Івана Огієнка, кандидат педагогічних наук.

Тетяна СУПРОВИЧ - докторка сільськогосподарських наук, професорка, завідувачка кафедри гігієни тварин та ветеринарного забезпечення кінологічної служби Національної поліції України закладу вищої освіти «Подільський державний університет».

Методичні вказівки до виконання лабораторних робіт для здобувачів вищої освіти спеціальності G22 "Біомедична інженерія" з біофізики. / Л.Ю. Збаравська, М.В. Торчук С.Б. Слободян - Кам’янець-Подільський: ЗВО «ПДУ», 2025. - 120 с.

Методичні вказівки для аудиторної роботи здобувачів вищої освіти з біофізики складено відповідно до діюча програма курсу «Біофізика» містять завдання до лабораторних робіт.

Видання розраховане на здобувачів вищої освіти спеціальності G22 "Біомедична інженерія" факультету енергетики та інформаційних технологій денної та заочної форм навчання.

ЗМІСТ

ВСТУП. …….	3
Організація роботи при проведенні лабораторних занять. Техніка безпеки. ……	4
Лабораторна робота. Визначення модуля пружності кістки. ……	6
Лабораторна робота. Вивчення основних характеристик руху крові та визначення параметрів артеріального тиску. ……	12
Лабораторна робота. Дослідження порогу чутності та побудова аудіограми слухового аналізатора людини. ……	20
Лабораторна робота. Визначення в'язкості рідини методом Стокса. ……..	33
Лабораторна робота. Визначення вологості повітря. ……	39
Лабораторна робота. Визначення теплоємності рідин. ……	48
Лабораторна робота. Магнітотерапія та апарати для низькочастотної магнітотерапії. ……	58
Лабораторна робота. Вивчення основних біофізичних характеристик, які виникають в серцевому м'язі під час серцевого циклу. …….	65
Лабораторна робота. Фізична дія впливу імпульсними змінними синусоїдальними струмами високої частоти і напруги. ……	78
Лабораторна робота. Визначення довжини світлової хвилі видимої частинки спектра за допомогою дифракційної решітки. ……..	92
Лабораторна робота. Визначення концентрації цукру в розчині поляриметром. ...	101

Лабораторна робота. Визначення сили світла джерела та перевірка закону освітленості. ……...	108
Лабораторна робота. Дослідження радіоактивного фону в умовах лабораторії. …	112
СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ ……	119

ВСТУП

Дані методичні вказівки призначені для здобувачів вищої освіти спеціальності G22 "Біомедична інженерія" та охоплюють ключові аспекти біофізики як фундаментальної науки на стику фізики та біології. Метою цих методичних вказівок є надання студентам необхідних теоретичних знань та практичних навичок для розуміння фізичних процесів у біологічних системах та застосування фізичних методів у медичній діагностиці та терапії. Вивчення біофізики є надзвичайно важливим для майбутніх біомедичних інженерів, оскільки дозволяє зрозуміти механізми функціонування організму на різних рівнях організації - від молекулярного до роботи органів і систем в цілому.

Біофізика як наука базується на застосуванні законів фізики для аналізу біологічних явищ. Вона охоплює такі ключові концепції, як механічні властивості біологічних тканин, гемодинаміку, акустичні явища в біологічних середовищах, реологічні властивості біологічних рідин, теплові процеси в організмі, вплив електромагнітних полів на живі системи, оптичні властивості біологічних об'єктів та радіаційну безпеку. Кожен з цих аспектів має вирішальне значення для розуміння фізіологічних процесів та розробки медичних технологій.

Ці методичні вказівки містять комплекс з лабораторних робіт, які послідовно охоплюють основні розділи біофізики. Починаючи з дослідження механічних властивостей кісткової тканини, студенти поступово ознайомляться з методами вимірювання кров'яного тиску, властивостями акустичних коливань та їх впливом на біологічні тканини, реологічними характеристиками біологічних рідин, методами визначення вологості повітря та теплоємності рідин. Особлива увага приділяється сучасним медичним технологіям, таким як магнітотерапія, дослідження серцевого м'язя, застосування змінних струмів високої частоти, оптичні методи дослідження біологічних об'єктів та радіаційний контроль.

Кожна лабораторна робота містить теоретичні відомості, опис експериментальних методик, алгоритми виконання вимірювань та завдання для самостійного аналізу отриманих результатів. Особливий акцент робиться на практичному застосуванні біофізичних методів у медичній діагностиці та терапії. Студенти не тільки вивчають теоретичні основи, але й набувають практичних навичок роботи з сучасним діагностичним обладнанням.

Особлива цінність даних методичних вказівок полягає в їх орієнтації на реальні медичні задачі. Лабораторні робти побудовані таким чином, щоб студенти могли зрозуміти, як фізичні принципи застосовуються в клінічній практиці - від вимірювання артеріального тиску до застосування фізичних факторів в лікувальних цілях. Це

дозволяє майбутнім біомедичним інженерам розвивати критичне мислення та навички вирішення практичних задач.

Завершальним етапом вивчення курсу є комплексне розуміння взаємозв'язків між фізичними процесами та біологічними функціями. Це дозволяє студентам інтегрувати отримані знання та навички для аналізу складних біомедичних систем та розробки нових медичних технологій. Дані методичні вказівки стануть надійним помічником у вивченні біофізики та допоможуть студентам успішно опанувати цю важливу дисципліну, яка є основою для подальшого професійного розвитку в галузі біомедичної інженерії.

ОРГАНІЗАЦІЯ РОБОТИ ПРИ ПРОВЕДЕННІ ЛАБОРАТОРНИХ ЗАНЯТЬ. ТЕХНІКА БЕЗПЕКИ

Велике значення приділяється самостійній підготовці студента, як перед виконанням лабораторної роботи, так і під час її проведення. Активна, свідома участь у дослідах сприяє не лише кращому засвоєнню теоретичного матеріалу, а й розвитку дослідницького мислення, яке є необхідним для майбутнього біомедичного інженера.

1. Підготовка до виконання лабораторної роботи

Перед початком виконання лабораторної роботи студент повинен самостійно опрацювати методичні матеріали з теми, зокрема:

- ознайомитися з метою роботи та її завданнями;
- вивчити будову, принцип дії та правила експлуатації приладів і установок, що застосовуються під час експерименту;
- зрозуміти методику проведення досліду, порядок виконання вимірювань і способи фіксації результатів;
- звернути увагу на фізіологічне або біофізичне значення досліджуваних процесів.

При підготовці вдома студент повинен:

- коротко законспектувати теоретичні відомості, необхідні для розуміння суті експерименту;
- виписати основні формули, що використовуються для розрахунків;
- підготувати таблиці вимірюваних величин та структуру звіту;
- продумати методи обчислення похибок і способи представлення результатів у графічному вигляді (графіки, діаграми, тощо).

Студент, який не підготувався до лабораторної роботи або не засвоїв теоретичних основ теми, до виконання роботи не допускається.

2. Виконання лабораторної роботи

У лабораторію студент повинен приходити вчасно та в належному вигляді. На робочому місці мають бути зошит для записів, підручник або методичні вказівки, ручка, олівець, лінійка, калькулятор.

Під час виконання лабораторної роботи студент повинен дотримуватись дисципліни, акуратності та правил техніки безпеки, особливо під час роботи з електричними приладами, біомедичними сенсорами, нагрівальними елементами або джерелами випромінювання.

Основні правила техніки безпеки:

1. Працювати уважно, не відволікатись і не заважати іншим студентам.

2. Не вмикати установки та електроприлади без дозволу викладача або лаборанта.

3. Забороняється переміщати прилади, підключати або відключати їх самостійно.

4. Експериментальні дослідження дозволяється проводити лише після повного ознайомлення з інструкцією, принципом дії приладів та методикою вимірювань.

5. У разі несправності приладу або появи сторонніх звуків чи запаху необхідно негайно повідомити викладача.

6. Не проявляти самостійної ініціативи у ремонті чи налагодженні приладів — це може бути небезпечно для здоров’я.

7. Після завершення досліду вимкнути живлення приладів, привести робоче місце до порядку, очистити поверхні та повернути прилади на місце.

8. Черговий студент відповідає за стан лабораторії після заняття та здає її викладачу або лаборанту.

Усі вимірювання та розрахунки студент повинен виконувати самостійно, дотримуючись правил точності та акуратності. Результати оформлюються у вигляді лабораторного звіту, який повинен містити:

- мету роботи;
- схему або рисунок експериментальної установки;
- таблиці результатів;
- розрахунки з урахуванням похибок;
- висновки щодо отриманих результатів.

Після завершення роботи студент повинен усно захистити результати досліду, відповісти на запитання викладача та отримати підпис в зошиті про виконання роботи.

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА

ВИЗНАЧЕННЯ МОДУЛЯ ПРУЖНОСТІ КІСТКИ

Мета роботи: Експериментально визначити модуль пружності (модуль Юнга) трубчастої кістки тварини, використовуючи метод деформації прогину (згину) для кількісної оцінки її механічної стійкості, та порівняти отримані результати з теоретичними даними для розуміння пружних властивостей біологічних матеріалів.

Прилади та матеріали: Трубчаста кістка тварини, трубчаста кістка розпиляна навпіл посередині, набір вантажів, міліметрова лінійка, штангенциркуль, мікрометричний індикатор.

Теоретична частина.

Під дією зовнішніх сил тверді тіла зазнають деформації, змінюють свою форму і об'єм. Залежно від того, які прикладені сили до тіла, розрізняють такі види деформацій: розтяг, стиск, згин, зсув, кручення .

Якщо після припинення дії сили тіло приймає первинні розміри і форму, деформація називається пружною. Пластичною називається деформація, яка зберігається після припинення дії сили на тіло. Пружна деформація має місце тільки в тому випадку, якщо деформуюча сила невелика і не перевищує деякої визначеної для даного тіла сили, яка називається межею пружності. Після перевищення межі пружності деформація стає пластичною.

Найбільш вивченими, що піддаються простим кількісним розрахункам є пружні деформації до яких застосуємо закон Гука. Розглянемо закон Гука на прикладі деформації розтягу.

Якщо до кінців однорідного стержня, площа поперечного перерізу якого рівна S, прикласти в напрямі уздовж його осі розтягуючі сили *F*, то довжина стержня x збільшиться на ∆x. Величина ∆x (різниця між кінцевою та початковою довжиною) називається абсолютним видовженням. Іншою характеристикою деформації є відносне видовження:

$$\varepsilon = \frac{\Delta x}{x}, \qquad \varepsilon \text{ – відносне видовження.} \qquad (1)$$

Внаслідок взаємодії окремих частин твердого тіла один з одним, дія прикладеної до нього сили передається у всі точки тіла і все воно опиняється в напруженому стані. У

зв'язку з цим вводиться поняття напруги, тобто величини, чисельно рівній силі, діючій на одиницю площі поперечного перерізу тіла:

$$\sigma = \frac{F}{S} \qquad (2)$$

Напруга вимірюється в системі СІ в паскалях (Па = Н/м^2)

Часто використовується позасистемна одиниця – кгс/мм^2.

Відповідно до закону Гука в межах пружності відносна деформація прямо пропорційна напрузі:

$$\varepsilon = K\sigma = \frac{1}{E}\frac{F}{S} = \frac{1}{E}\sigma \qquad (3)$$

Коефіцієнт пропорційності дорівнює *1/E*, де «*E*» – величина, залежна від матеріалу, з якого виготовлено тіло. Чим більше *E*, тим більшу напругу необхідно прикласти до тіла, щоб здійснити задане відносне видовження і тим більше виникаючі в ньому пружні сили. Тому величина *E* (від лат. Modulus міра) є модулем пружності (при розтягуванні він називається також модулем Юнга) і вимірюється в одиницях напруги.

Якщо у формулі (3) надати значення $E = 1$, то при цьому $\varepsilon = \sigma$, тобто модуль Юнга чисельно рівний такій напрузі, при якому $\varepsilon = 1$, або $\Delta x = x$, тобто при якому довжина стержня змінюється в два рази. Такі видовження можуть бути досягнуті тільки для гуми і деяких полімерів. Для всіх інших тіл зразки руйнуються перш, ніж їх довжина зможе подвоїться.

Модуль пружності є важливою величиною, яка характеризує пружні властивості твердого тіла, зокрема кісток в організмі тварини. Залежно від модуля пружності, кістки можуть витримувати ті або інші зусилля при ударах, поштовхах або статистичних навантаженнях. Модуль пружності кісток різний у різних тварин, а у однієї і тієї ж тварини він може змінюватися в певних межах залежно від патологічних змін в організмі.

Так, наприклад, значно змінюються пружні властивості кісток тварин, що знаходяться в умовах гіподинамії, тобто в малорухливих умовах. Тому визначення модуля пружності кістки буває іноді вкрай необхідним у ветеринарно-біологічних дослідженнях. Кістки є основними компонентами опорно-рухового апарату людини і тварини. Крім того, кістки виконують функції підтримки та захисту м'язових тканин, являють собою місце накопичення кальцію. Маса кісток становить близько 18% від

загальної маси тіла. Приблизно 60% об'єму (40% ваги) компактної кісткової тканини займає пружний білок колаген; решту – неорганічний матеріал гідроксилапатит $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$. Кришталики цієї речовини розташовані між волокнами колагену і міцно прикріплені до них. Саме така структура кісток обумовлює їх пружні властивості.

Визначення пружних властивостей кістки по розтягу не дуже зручне оскільки для отримання помітного видовження кістки до неї необхідно прикладати досить великі сили. Тому у ряді випадків зручнішим буває визначення модуля пружності за деформацією прогину. Крім того зміна модуля пружності при деформації прогину трубчастих кісток є особливо інтенсивною для ветеринарії, оскільки найчастіше у тварин зустрічаються переломи кінцівок.

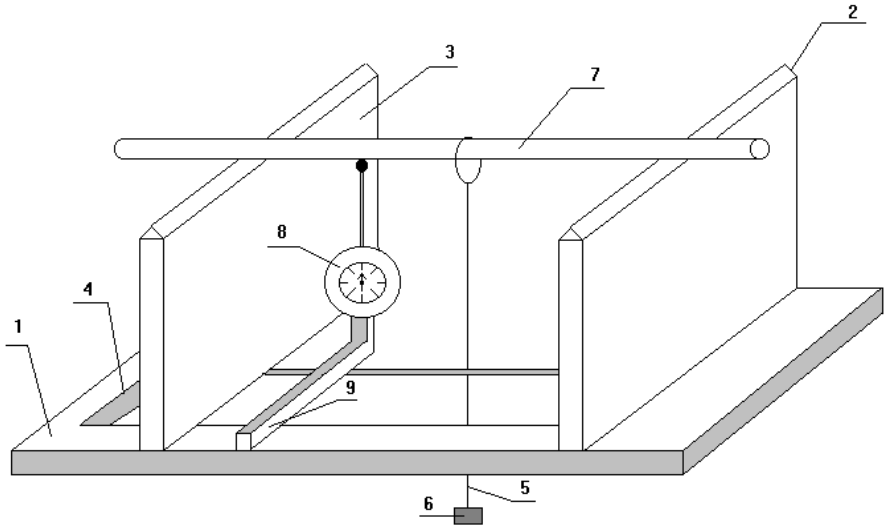


Рис 1.

Нехай ми маємо відрізок труби, зовнішній і внутрішній радіуси якої рівні відповідно R і r, лежить на двох опорах, відстань між якими рівна L. Якщо сила P прикладена до середини труби, то труба згинається, нижні шари розтягуватимуться, а верхні її шари стискатимуться. Величину деформації характеризують так званою «стрілою прогину» h тобто зсув від горизонтального рівня середини труби. Модуль пружності в цьому випадку може бути визначений по наступній формулі:

$$E = \frac{PL^3}{24\pi h\,(R^4 - r^4)} \qquad (4)$$

Якщо всі лінійні величини в цій формулі виражені в метрах, а сила в ньютонах, то розмірність модуля пружності буде Па. Для визначення модуля пружності застосовується установка, зображення на рис. 1.

Установка складається з текстолітової стойки (1), на якому закріплена стойка (2) з розташованою на верху сталевою призмою. Інша стойка (3) з металевим валом може переміщатися уздовж столика і закріплюватися в потрібному місці стопорним гвинтом. У столику є виїмка (4), через яку пропускається металевий стержень (5), до якого прикріплюється вантаж (6); що складається з декількох циліндрових гирь певної ваги. Досліджуваний зразок (7) кладеться на опори, тобто на сталеву призму одним кінцем і на вал іншим, і на нього надягається кільце, до якого за допомогою гачка кріпиться стержень з вантажами. Для вимірювання стрілки прогину використовується спеціальний мікрометр з циферблатом, що дозволяє, робити вимірювання з точністю 0.01 мм. Мікрометр (8) кріпиться на утримувачі (9), що дозволяє переміщати мікрометр як у вертикальній, так і в горизонтальній площинах і встановлювати стержень мікрометра у контакті з нижньою поверхнею зразка. Навантажуючи стержень різними вантажами і вимірюючи стрілку прогину, можна по формулі (4) визначити модуль пружності трубчастого зразка.

УВАГА! *При роботі з установкою доводиться мати справу з важкими вантажами. Будьте уважні і стежте, щоб вантажі не впали на ноги і не заподіяли травми. Мікрометричний індикатор є точним приладом, що вимагає обережного обігу. Не допускайте різких поштовхів і ударів цього приладу*.

Експериментальна частина.

1. Виміряйте штангенциркулем зовнішній діаметр кістки в тому місці, в якому прикладатиметься навантаження, відзначивши це місце заздалегідь олівцем. Оскільки кістка, як правило не є точно циліндричною, проведіть вимірювання в тому ж місці по двох інших діаметрах і з отриманих результатів обчислите середнє арифметичне.

2. Таким же чином виміряйте внутрішні діаметри на зрізі іншої кістки, вважаючи, що обидві кістки ідентичні, і що це вимірювання дають так само внутрішній діаметр першої кістки.

3. Поставте рухому стійку (3) в таке положення, щоб кістку можна було покласти на стійки. Виміряйте міліметровою лінійкою відстань між стійками.

4. Розташуйте кістку на опорах, заздалегідь надівши на неї металеве кільце. Прикріпіть до кільця стержень і навантажте його так, щоб кістка щільно прилягала до опори.

5. За допомогою затискача встановіть мікрометр-індикатор в таке положення, щоб його стержень торкався кістки в тому місці, в якому ви вимірювали її зовнішній діаметр. Прийміть це положення нижньої поверхні кістки за початок відліку стрілки прогину і встановіть індикатор на нульовий розподіл. Для цього візьміть рукою зовнішнє кільце індикатора, на якому є насічка, і поверніть його допомогою циферблату так, щоб його нульовий розподіл встановився на стрілці індикатора.

6. Накладаючи на платформу стержня вантажі, відзначайте для кожного вантажу значення стрілки прогину за показами індикатора.

7. Результати вимірювання запишіть в таблицю.

№ п/п	L, м	R, м	r, м	P, Н	h, м	E, Па
…						

По даних таблиці побудуйте графік, відкладаючи по його горизонтальній осі величину навантаження P, а по вертикальній осі стрілку прогину h. Якщо вимірювання проводяться в межах пружності даного матеріалу, то повинен виконуватися закон Гука, і на графіку вийде пряма лінія. Якщо навантаження виявиться дуже великим і буде пройдено межу пружності, то лінійна залежність на графіку порушиться і подальші вимірювання слід припинити, оскільки всі вище приведені формули придатні лише в межах пружності.

8. Проводячи через експериментальні точки на графіку в межах пружності пряму лінію, проведіть на ньому в якій-небудь точці ординату P і обчисліть величину відношення P/h . Це відношення підставте у формулу (4).

Питання для контролю знань

1 Яке фізичне явище описує модуль Юнга (модуль пружності) і в яких одиницях СІ він вимірюється?

2. Сформулюйте закон Гука і поясніть, як він застосовується для опису деформації біологічних матеріалів, зокрема кістки.

3. Чому кістка вважається анізотропним матеріалом, і як це впливає на вибір методу визначення її пружних властивостей?

4. Поясніть, що таке границя пружності та границя міцності для кісткової тканини.

5. Як залежить модуль пружності кісткової тканини від її мінералізації та віку організму?

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА

ВИВЧЕННЯ ОСНОВНИХ ХАРАКТЕРИСТИК РУХУ КРОВІ ТА ВИЗНАЧЕННЯ ПАРАМЕТРІВ АРТЕРІАЛЬНОГО ТИСКУ

Мета роботи: Засвоїти основи гемодинаміки, опанувати фізичні методи дослідження та визначення параметрів кров'яного тиску людини, зрозуміти принципи побудови приладів для вимірювання артеріального тиску (АТ) крові.

Прилади та матеріали*:* механічні, напівавтоматичні та автоматичні тонометри з манжетою на передпліччі; автоматичні сфігмоманометри з манжетою на зап'ясті; секундомір.

Теоретичні відомості

Рух крові в системі кровообігу.

Функціонування системи кровообігу ґрунтується на двох головних чинниках:

1. тиску, під яким кров перебуває всередині судин;

2. опору, що виникає внаслідок її переміщення по судинному руслу.

Основною рушійною силою для потоку крові виступає різниця тисків між початковою і кінцевою ділянкою судини. Саме цей перепад забезпечує безперервність руху крові.

У більшості відділів судинної системи кров пересувається впорядковано, шарами, утворюючи циліндричні потоки. Такий упорядкований рух отримав назву **ламінарного**. При цьому формені елементи крові (еритроцити, лейкоцити, тромбоцити) формують центральний осьовий потік, тоді як плазма рухається ближче до стінок судини. Чим менший діаметр судини, тим ближче клітинні елементи розташовані до її стінки і тим сильніше їхній рух гальмується. Внаслідок цього змінюється швидкість кровотоку на різних ділянках судинного русла.

Інший тип руху — турбулентний, для якого характерні завихрення й нерівномірність потоку. Турбулентність зазвичай виникає в місцях розгалуження артерій, у зонах їх звуження чи різких вигинів, а також може спостерігатися під час інтенсивних фізичних навантажень, коли серце перекачує значно більший об’єм крові.

Основні поняття та параметри системної гемодинаміки і насосної функції серця Артеріальний тиск — це сила, з якою кров тисне на стінки судин. Він формується під

впливом кількох чинників: об’єму і швидкості серцевого викиду, частоти та ритму серцевих скорочень, а також величини периферичного опору в артеріолах.

Коли після систоли шлуночків у судинах виникає максимальне підвищення пульсової хвилі, тиск у цей момент називають систолічним. У фазі діастоли, коли тонус артеріальних стінок знижується, але тиск все ж підтримується завдяки еластичності судин, він отримує назву діастолічного.

Таким чином, поєднання характеристик ламінарного і турбулентного руху крові, а також динаміка артеріального тиску визначають особливості системної гемодинаміки та ефективність роботи серця як насоса.

Фізіологічні показники артеріального тиску та функціональні характеристики серцево-судинної системи

Для орієнтовного визначення нормальних величин артеріального тиску (АТ) у людини використовують емпіричні формули, які враховують стать, вік та масу тіла.

Для чоловіків:

$$АТсист = 109 + 0,5 \cdot вік + 0,1 \cdot маса\ тіла,$$

$$АТдіаст = 74 + 0,1 \cdot вік + 0,15 \cdot маса\ тіла.$$

Для жінок:

$$АТсист = 102 + 0,7 \cdot вік + 0,15 \cdot маса\ тіла,$$

$$АТдіаст = 78 + 0,17 \cdot вік + 0,1 \cdot маса\ тіла.$$

У фізіологічній нормі для осіб молодого віку систолічний (максимальний) тиск становить 110–120 мм рт. ст., а діастолічний (мінімальний) — 70–80 мм рт. ст.. Із віком, а також зі збільшенням маси тіла, спостерігається закономірне підвищення артеріального тиску.

Порушення нормальних меж артеріального тиску

Підвищення одного або обох показників (систолічного чи діастолічного) понад межі фізіологічної норми визначається як артеріальна гіпертензія. Натомість, якщо систолічний тиск знижується нижче 100 мм рт. ст., а діастолічний — нижче 60 мм рт. ст., говорять про артеріальну гіпотонію.

Пульсовий і середній артеріальний тиск

Важливою характеристикою гемодинаміки є пульсовий тиск (ПТ), який обчислюється як різниця між систолічним і діастолічним:

$$ПТ = АТсист − АТдіаст,$$

де АТсист — систолічний, а АТдіаст — діастолічний тиск.

Для оцінки загального рівня тиску протягом серцевого циклу використовують середній артеріальний тиск, який визначається як сума діастолічного тиску та однієї третини пульсового:

$$АТсер = АТдіаст + 1/3\ ПТ.$$

Показники функціонального стану серця

Стан серцево-судинної системи часто оцінюють за подвійним добутком (ПД), що опосередковано відображає споживання кисню міокардом і рівень коронарного кровотоку:

$$ПД = ЧСС \cdot АТсист / 100,$$

де ЧСС — частота серцевих скорочень.

У добре тренованих спортсменів у стані спокою або при помірному фізичному навантаженні значення ПД менше, ніж у нетренованих осіб, що свідчить про економніше використання кисню серцевим м’язом. Проте при граничних навантаженнях величина ПД у спортсменів зростає, адже треноване серце здатне ефективніше засвоювати кисень і збільшувати коронарний кровотік.

Розрахунок ударного та хвилинного об’єму крові

Ударний об’єм крові (УОК) — це кількість крові, яку серце виштовхує за одне скорочення. Для його визначення використовують формулу Старра:

$$УОК = 90{,}97 + 0{,}54 \cdot ПТ − 0{,}57 \cdot АТдіаст − 0{,}61 \cdot вік,$$

де УОК — ударний об’єм (мл), ПТ — пульсовий тиск (мм рт. ст.), АТдіаст — діастолічний тиск (мм рт. ст.), вік — кількість років обстежуваного.

Хвилинний об’єм кровообігу (ХОК) характеризує загальну кількість крові, що прокачується серцем протягом однієї хвилини:

$$ХОК = УОК \cdot ЧСС.$$

На величину ХОК впливають численні чинники — вік, стать, маса тіла, температура довкілля та рівень фізичного навантаження.

Серцевий та ударний індекси

Для коректнішої оцінки функціонального стану серця враховують серцевий індекс (CI) — відношення хвилинного об’єму кровообігу до площі поверхні тіла (ППТ):

$$СІ = ХОК / ППТ.$$

Середні фізіологічні значення СІ коливаються у межах 2–4 л/(хв·м²). Площа поверхні тіла людини (ППТ) визначається за формулою:

$$ППТ = [Вага + 100 + (зріст − 60)] / 100.$$

Іншим важливим показником є ударний індекс (УІ), який обчислюють як відношення ударного об’єму крові до площі поверхні тіла:

$$УІ = УОК / ППТ.$$

Цей параметр дозволяє оцінити ефективність серцевих скорочень незалежно від антропометричних особливостей обстежуваного.

Методи вимірювання артеріального тиску

Методи вимірювання артеріального тиску поділяються на дві основні групи: прямі (інвазивні) та непрямі (неінвазивні).

Інвазивний (прямий) метод застосовується переважно в умовах стаціонару, найчастіше під час оперативних втручань або у відділеннях інтенсивної терапії. Суть його полягає у введенні спеціального катетера або зонда з датчиком безпосередньо в просвіт артерії пацієнта. Це дає змогу постійно фіксувати рівень артеріального тиску та будувати графік залежності «тиск/час» у режимі реального часу. Основна перевага цього методу полягає у високій точності та безперервності моніторингу. Водночас інвазивний контроль вимагає ретельного спостереження за пацієнтом, адже існує ризик ускладнень: виникнення масивної кровотечі при випадковому від’єднанні зонда, формування гематоми чи тромбозу в місці пункції артерії, а також можливість приєднання інфекції.

Неінвазивні (непрямі) методи вимірювання артеріального тиску є значно поширенішими в клінічній практиці, оскільки вони простіші у використанні та безпечні для пацієнта. Залежно від принципу дії приладів і способу реєстрації показників, розрізняють три основні методи: пальпаторний, аускультативний та осцилометричний.

- Пальпаторний метод полягає у поступовому стисканні або розслабленні кінцівки в ділянці артерії за допомогою манжети, після чого лікар пальпує (обмацує) артерію нижче місця здавлювання. Систолічний тиск (САТ) визначається у момент, коли пульс знову починає відчуватися, тоді як діастолічний (ДАТ) встановлюється при зменшенні сили пульсу або появі його прискорення. Цей метод використовується рідше, оскільки він дає орієнтовні значення та не дозволяє точно визначити ДАТ.

• Аускультативний метод, запропонований у 1905 році російським ученим М. С. Коротковим, став класичним способом вимірювання артеріального тиску. Для цього застосовується сфігмоманометр (тонометр), що складається з пневмоманжети, груші для нагнітання повітря з регулювальним клапаном, а також приладу для вимірювання тиску в манжеті. Як вимірювальні пристрої використовують ртутні, спиртові, механічні (стрілочні) або сучасні електронні манометри. Суть методу полягає у вислуховуванні тонів Короткова за допомогою фонендоскопа, що дозволяє визначити як систолічний, так і діастолічний тиск з високою точністю.

Таким чином, вибір методу вимірювання залежить від клінічної ситуації, необхідної точності та умов проведення дослідження.

Процедура аускультативного дослідження здійснюється за допомогою стетоскопа або фонендоскопа мембранного типу. При цьому чутливий елемент приладу розміщують безпосередньо під нижнім краєм пневматичної манжети в проекції плечової артерії, уникаючи надмірного притискання до поверхні шкіри пацієнта. Визначення систолічного артеріального тиску (САТ) відбувається в процесі поступового зниження тиску в манжеті, а саме - у момент реєстрації першої фази звукових феноменів Короткова. Діастолічний артеріальний тиск (ДАТ) фіксується у момент повного зникнення цих тонів, що відповідає п'ятій фазі за класифікацією Короткова.

Сучасна медична практика визнає аускультативну методику як стандартний (референтний) метод неінвазивного визначення показників артеріального тиску (рис. 1). Необхідно зазначити, що при порівнянні з результатами інвазивного внутрішньоартеріального вимірювання, аускультативний метод демонструє дещо знижені показники САТ та підвищені значення ДАТ. Незважаючи на ці незначні відхилення, метод залишається золотим стандартом у клінічній практиці завдяки своїй доступності та відносній простоті виконання.

Серед суттєвих переваг аускультативного методу слід виділити його підвищену резистентність до артефактів, спричинених порушеннями серцевого ритму у пацієнта. Крім того, метод характеризується меншою чутливістю до рухових артефактів верхньої кінцівки під час процедури вимірювання, що особливо важливо при роботі з неспокійними пацієнтами або в умовах амбулаторного прийому.

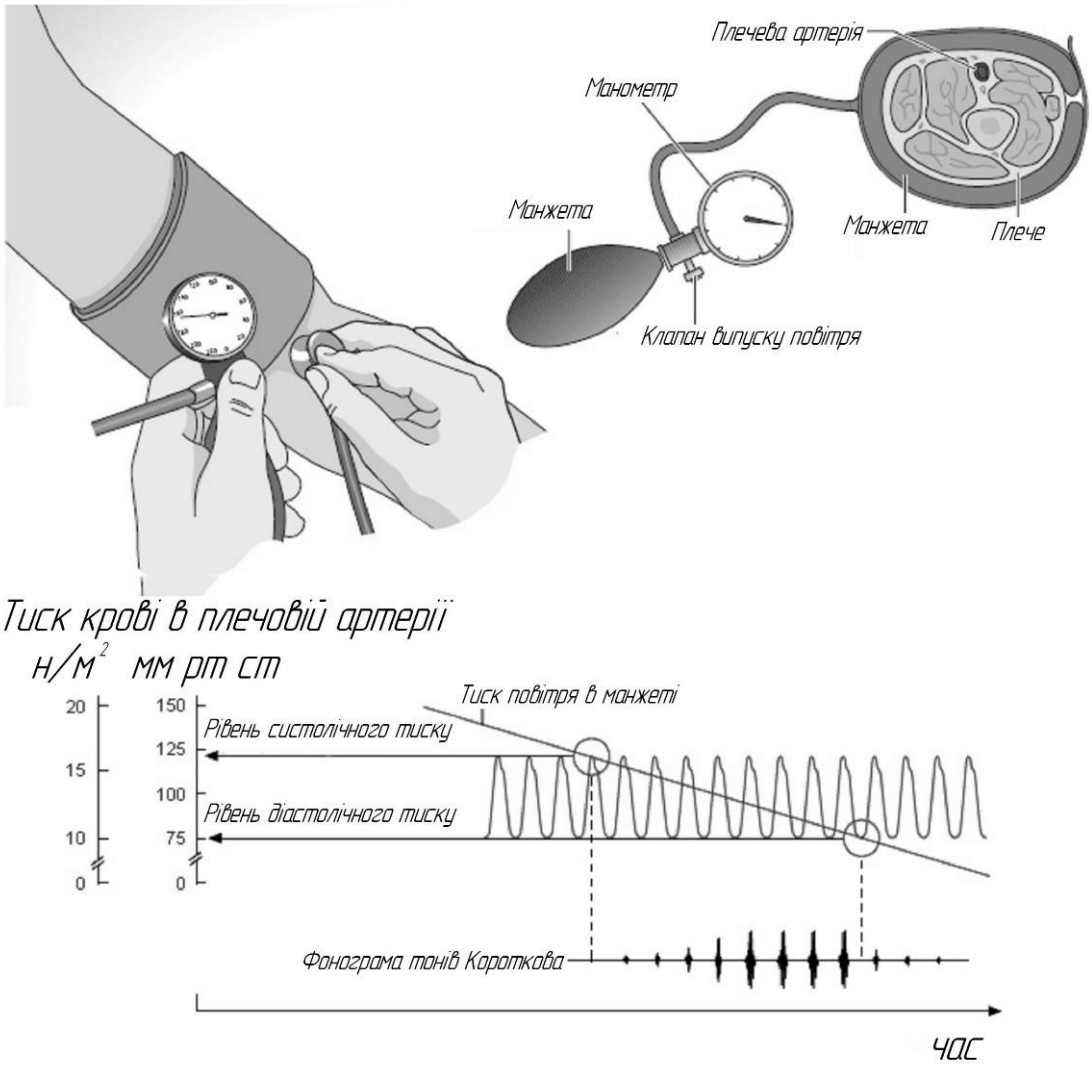


Рис.1 Аускультативна методика вимірювання артеріального тиску

Водночас, метод має низку обмежень та недоліків, які необхідно враховувати при його застосуванні. Зокрема, спостерігається висока сприйнятливість до акустичних перешкод у приміщенні, де проводиться дослідження. Додатковими джерелами похибок можуть бути звуки, що виникають внаслідок тертя тканини манжети об одяг пацієнта. Критично важливим фактором точності вимірювання є прецизійне розташування чутливого мікрофона приладу точно над проекцією плечової артерії, що вимагає певних навичок від медичного персоналу.

Точність реєстрації артеріального тиску може суттєво погіршуватися за наявності декількох специфічних умов. По-перше, це низька амплітуда (інтенсивність) тонів Короткова, що може спостерігатися у пацієнтів з гіпотензією або ожирінням. По-друге, наявність так званого "аускультативного провалу" - феномену тимчасового зникнення тонів між систолічною та діастолічною фазами, що може призвести до помилкового заниження САТ або завищення ДАТ. По-третє, явище "нескінченного тону", коли тони

Короткова чутні аж до повного здуття манжети. Сумарна похибка вимірювання артеріального тиску аускультативним методом формується з трьох компонентів: власної методологічної похибки, інструментальної похибки манометра та суб'єктивної похибки оператора при визначенні моменту реєстрації показників. У клінічній практиці ця сумарна похибка становить приблизно 7-14 мм рт. ст., що є прийнятним для більшості діагностичних завдань.

Рис.2 Структурно-функціональні блоки різних типів сфігмоманометрів

Класифікація та технічні характеристики приладів для вимірювання параметрів артеріального тиску

Сучасні електронні сфігмоманометри класифікуються за принципом нагнітання повітря в компресійну манжету. Існує чотири основні категорії приладів: механічні (з ручним нагнітанням повітря грушею), напівавтоматичні (з ручним нагнітанням та автоматичним вимірюванням), автоматичні з плечовою манжетою (повністю автоматизовані пристрої) та автоматичні з манжетою на зап'ястя (компактні портативні прилади для домашнього використання). Структурно-функціональна організація та блок-схеми роботи цих приладів для неінвазивної реєстрації артеріального тиску (включаючи механічний, напівавтоматичний та автоматичний типи) детально представлені на рис. 2.

Основним обмежуючим фактором механічних сфігмоманометрів є значний вплив суб'єктивної складової (людського фактору) на достовірність результатів вимірювання. До цих факторів належать індивідуальні особливості швидкості психомоторних реакцій медичного працівника, який проводить дослідження. Зниження гостроти слуху може призвести до несвоєчасної реєстрації або пропуску тонів Короткова, а порушення зору - до неточного зчитування показань зі шкали манометра, особливо при поганому освітленні. Ці суб'єктивні фактори можуть істотно вплинути на об'єктивність та відтворюваність результатів вимірювань, що є неприйнятним у сучасній доказовій медицині.

Саме тому автоматичні та напівавтоматичні сфігмоманометри демонструють вищу надійність та відтворюваність результатів. Ці прилади здійснюють вимірювання артеріального тиску за допомогою точно відкаліброваної електронної системи, яка була протестована та верифікована виробником відповідно до міжнародних стандартів точності. Використання цифрових технологій мінімізує вплив людського фактору та забезпечує стандартизацію процедури вимірювання, що особливо важливо для моніторингу артеріального тиску в домашніх умовах та проведення епідеміологічних досліджень.

Порядок виконання лабораторної роботи

1. Ознайомитись з приладами для визначення артеріального тиску (рис. 3.).

а) б) в)

Рис. 3. Електронні сфігмоманометрами: а) напівавтоматичні, б) автоматичні з манжетою на плече; в) автоматичні з манжетою на зап'ясті

2. Відповідно обраному приладу на праву руку оголеного плеча накласти манжету, так, щоб її нижній край перебував на 2 - 2,5 см вище ліктьової ямки, а між манжетою і поверхнею плеча проходив палець.

У випадку використання автоматичного вимірювача з манжетою на зап'ясті,

манжету одягають відповідно на зап'ястя так, щоб прилад знаходився з внутрішньої сторони руки.

Далі проводимо вимірювання артеріального тиску та частоти серцевих скорочень результати заносимо в таблицю 1. Повторюємо вимір кожним приладом 3 рази.

Таблиця 1. Результати вимірювання

№	Сфігмоманометр 1			Сфігмоманометр 2			Сфігмоманометр 3		
	$АТ_{сист.}$, мм.рт.ст.	$АТ_{діас.}$, мм.рт.ст.	ЧСС	$АТ_{сист.}$, мм.рт.ст.	$АТ_{діас.}$, мм.рт.ст.	ЧСС	$АТ_{сист.}$, мм.рт.ст.	$АТ_{діас.}$, мм.рт.ст.	ЧСС
1									
2									

Використовуючи формулу розрахувати середній систолічний тиск для кожного з приладів

$$АТ_{сист.ср} = \sum_{i=1}^{n} \frac{(АТ_{сист})_i}{n}$$

3. Розрахувати різницю по модулю між отриманими значеннями та середнім(абсолютна похибка)

$$\Delta(АТ_{сист})_i = (АТ_{сист})_i - АТ_{сист.ср}$$

$$\Delta_{ср} = \sum_{i=1}^{n} \frac{(\Delta АТ_{сист})_i}{n}$$

Розрахувати відносну похибку для кожного приладу, якими було проведено дослідження артеріального тиску

$$\delta = \frac{\Delta_{ср.}}{АТ_{сист.ср}} \cdot 100\%$$

Питання для контролю знань

1. Сформулюйте рівняння нерозривності потоку та поясніть його біофізичний зміст стосовно руху крові в судинній системі.
2. Яку роль відіграє в'язкість крові у гідродинамічному опорі судин, і як ця в'язкість залежить від гематокриту?
3. Поясніть фізичну суть систолічного та діастолічного артеріального тиску та їхнє зв'язок із серцевим циклом.
4. Що таке число Рейнольдса і коли потік крові в артеріях може переходити з ламінарного в турбулентний?

5. Назвіть основні біофізичні чинники, що регулюють периферичний судинний опір.

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА

ДОСЛІДЖЕННЯ ПОРОГУ ЧУТНОСТІ ТА ПОБУДОВА АУДІОГРАМИ СЛУХОВОГО АНАЛІЗАТОРА ЛЮДИНИ

Мета роботи: Провести дослідження спектральної чутливості слухового аналізатора людини на межах чутності, виконати кількісну оцінку його функціонального стану за допомогою методу аудіометрії, побудувати аудіограми для повітряної та кісткової провідності, проаналізувати характеристики слухового сприйняття та їх зв'язок із фізичними параметрами звуку, а також дослідити межі чутності й перевірити симуляцію станів глухоти та приглухуватості.

Прилади та матеріали*:* Цифровий прилад для виміру інтенсивності звуку (шумомір), аудіометр.

Теоретичні відомості

Структура та функції слухового аналізатора людини.

Слуховий аналізатор людини включає три основні компоненти (рис. 1): зовнішнє вухо, середнє вухо та внутрішнє вухо, кожен із яких виконує специфічні функції для сприйняття та обробки звукових сигналів.

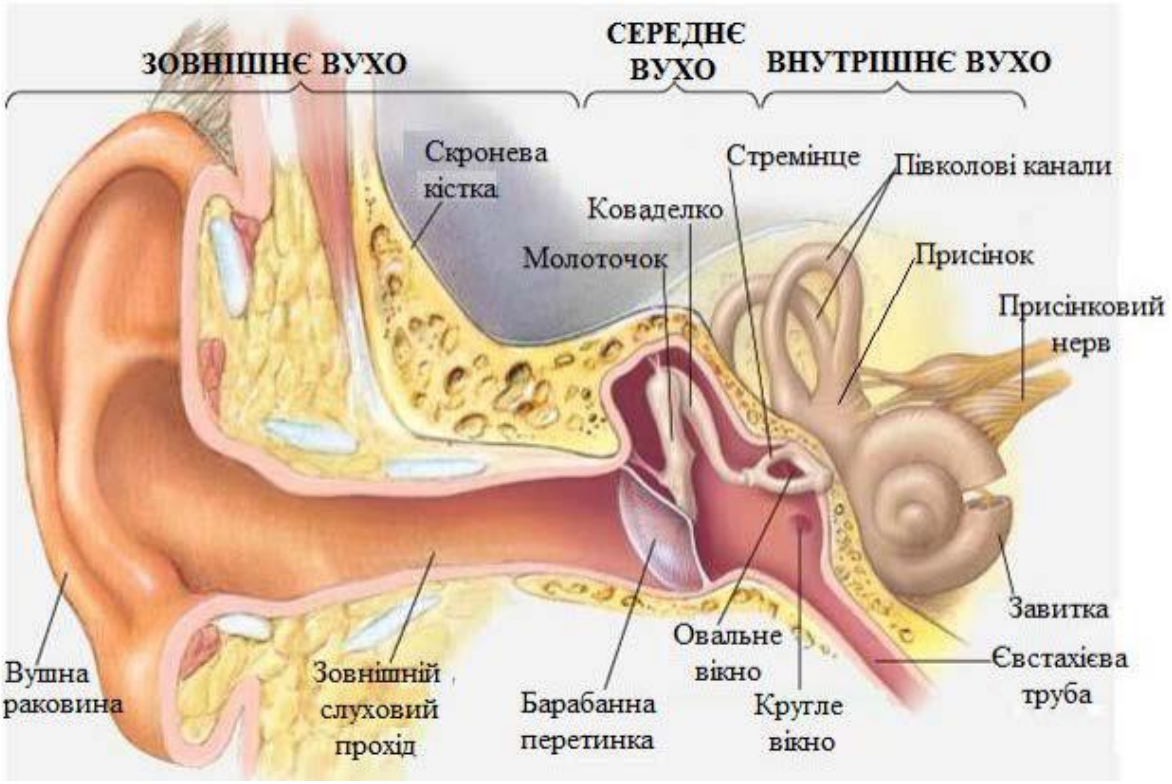


Рис.1. Будова слухового аналізатору людини

Зовнішнє вухо, що складається з вушної раковини та слухового проходу, забезпечує спрямовану передачу звукових хвиль до середнього вуха. Вушна раковина підвищує чутливість до звуків, що надходять із передньої частини голови, сприяючи точній локалізації джерел звуку в просторі.

Середнє вухо, до складу якого входять барабанна перетинка та кісткова структура (слухові кісточки), відіграє ключову роль в узгодженні акустичного імпедансу. Цей механізм оптимізує передачу звукових коливань із повітряного середовища до рідинного середовища внутрішнього вуха, зменшуючи втрати енергії звуку. Крім того, м’язи середнього вуха, керовані мозком, регулюють напругу кісточок із швидкістю реакції до 10 мілісекунд, захищаючи внутрішнє вухо від надмірного звукового тиску.

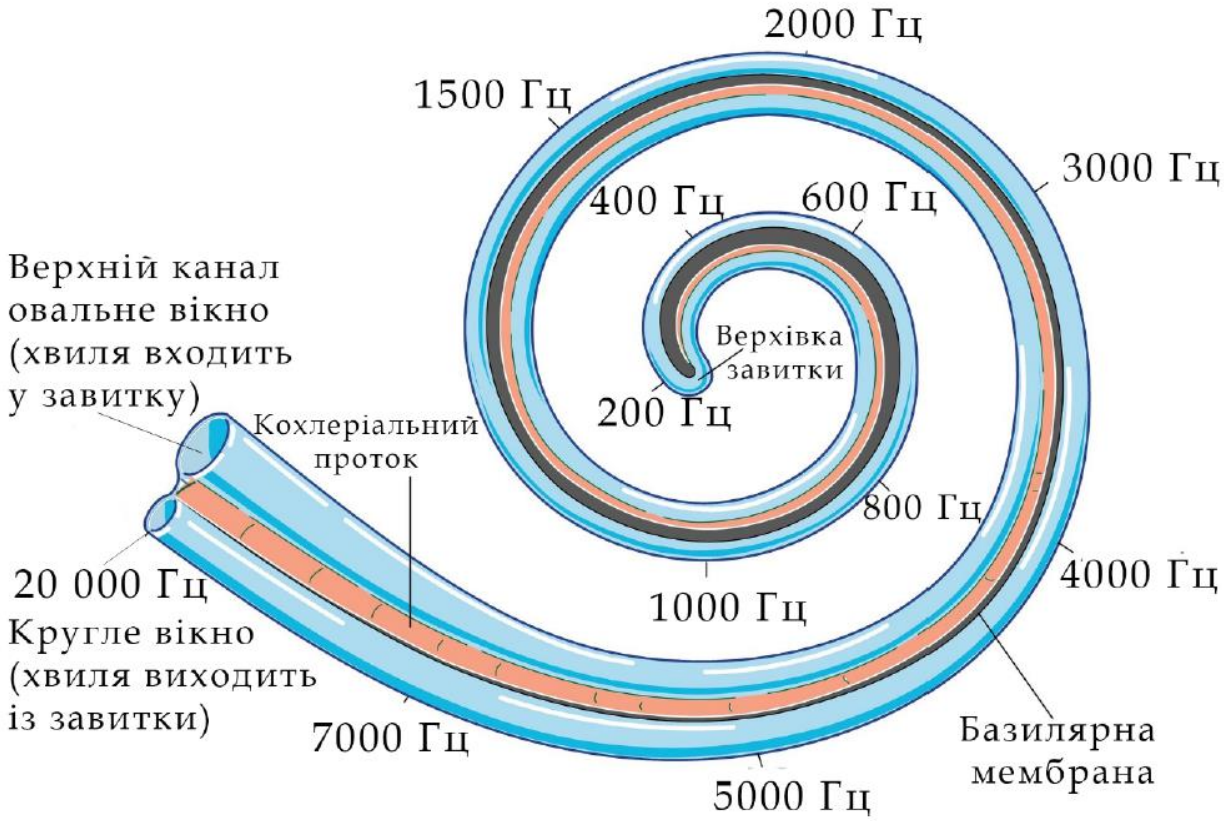


Рис.2. Сприйняття акустичних хвиль органом Корті

Внутрішнє вухо включає равлик, присінок (вестибулярний апарат) і півколові канали. Равлик, заповнений приблизно 15500 волосовими клітинами, виконує функцію сприйняття звукових коливань у діапазоні 16–20000 Гц. Ці коливання перетворюються на нервові імпульси через Кортіїв орган, розташований на базилярній мембрані, і

передаються до коркового слухового центру мозку. Присінок і півколові канали відповідають за відчуття рівноваги та положення тіла в просторі. Вони містять чутливі волоски, оточені драглистою рідиною, яка при зміні положення тіла тисне на волоски, генеруючи імпульси в вестибулярному нерві для сигналізування мозку про рух.

Механізми передачі та сприйняття звукових коливань

Кортіїв орган у равлику поділений на ділянки, кожна з яких відповідає за сприйняття звукових хвиль певної частоти (рис. 2). Висота звуку, яку сприймає людина, залежить від того, яка ділянка органу активується. Наприклад, верхівка равлика реагує на низькочастотні звуки (як від оркестрової туби), тоді як середня частина обробляє високочастотні звуки (наприклад, сигналізацію).

Передача звуку до барабанної перетинки посилюється в біологічно значущому діапазоні частот (200–2000 Гц) завдяки резонансним властивостям повітряного середовища. Високочастотні звуки, що мають коротшу довжину хвилі, викликають коливання базилярної мембрани ближче до овального вікна, активуючи слухові рецептори в основі равлика. Низькочастотні звуки, з довшою хвилею, стимулюють рецептори ближче до верхівки равлика, викликаючи відповідні коливання мембрани.

Характеристики акустичного звуку

Діапазон частот, які чує людина (чутний звук) називають слуховим або звуковим діапазоном (рис.3), більш високі частоти

називають ультразвуком, а більш низькі - інфразвуком.

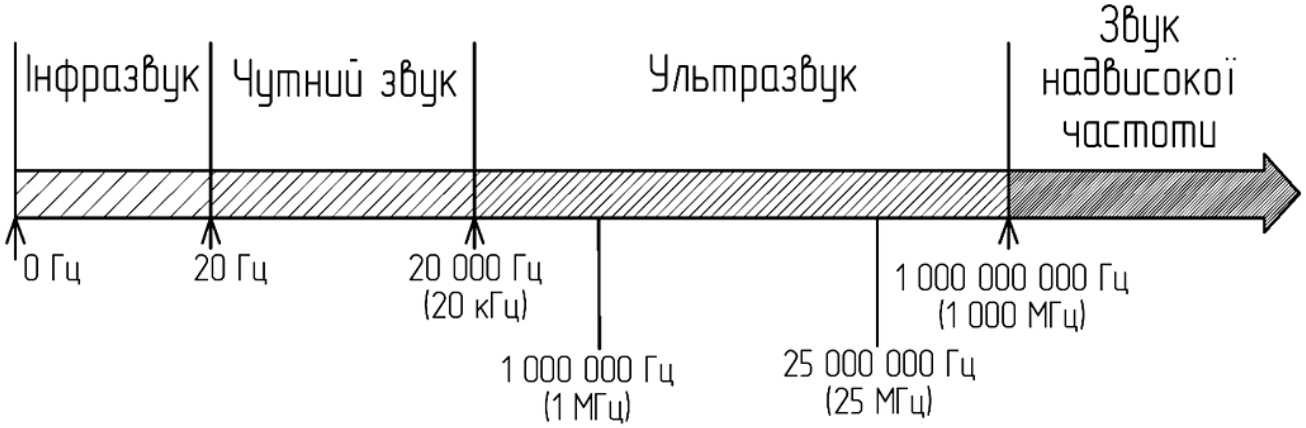


Рис. 3. Частотна шкала акустичних хвиль 16 Гц

Розрізняють суб'єктивні та об'єктивні характеристики звуку (табл. 1).

Таблиця 1. Характеристики звуку

Фізичні характеристики звукової хвилі (Об'єктивні)	Характеристики слухового відчуття (Суб'єктивні)
Потужність	Висота звуку
Інтенсивність звуку	Тембр
Частотний спектр	Гучність звуку

Людина сприймає звук через такі суб’єктивні характеристики, як висота, тембр і гучність, які залежать від фізичних властивостей звукової хвилі. Ці якості формують індивідуальне відчуття звуку, що ґрунтується на акустичних параметрах.

Висота звуку є суб’єктивним відображенням частоти звукових коливань. Зі збільшенням частоти звук сприймається як більш високий, що дозволяє розрізняти, наприклад, низькі тони басового інструменту від високих звуків флейти.

Тембр звуку визначає його унікальне забарвлення, яке формується завдяки комбінації обертонів у частотному спектрі звукової хвилі. Це дозволяє людині відрізняти звуки різних джерел, навіть якщо вони мають однакову висоту чи гучність.

Гучність звуку відображає суб’єктивне сприйняття інтенсивності звукових коливань. На різних частотах однаковий рівень інтенсивності може сприйматися з різною гучністю, але на фіксованій частоті зростання інтенсивності завжди посилює відчуття гучності. Наприклад, звук із однаковою інтенсивністю здаватиметься тихішим на низьких частотах порівняно з середніми.

Фізичні характеристики звуку, як механічної хвилі, включають такі об’єктивні параметри, як інтенсивність, частота, потужність і частотний спектр. Ці величини можна точно виміряти за допомогою аудіометрів незалежно від суб’єктивного сприйняття людини. Водночас ці параметри є основою для суб’єктивної оцінки звуку слуховим аналізатором, що поєднує фізичні виміри з індивідуальним сприйняттям.

Інтенсивність ультразвукової хвилі, [Вт/м^2], характеризує середню енергію, що переноситься звуковою хвилею за 1 секунду через площу 1 м^2, розташовану перпендикулярно до напрямку поширення хвилі, і розраховується за відповідними формулами. Цей параметр є ключовим для розуміння енергетичних властивостей звуку та його впливу на слухову систему.

$$I = \frac{\Phi}{S} = \omega_p v = \frac{\rho A^2 \omega_0^2}{2} v,$$

де A - амплітуда коливань частинок середовища, [м]; w_0 - циклічна частота коливання, [рад/с]; v - швидкість ультразвуку, [м/с]; p - густина середовища, [кг/м^3].

Потужність звуку P, [Вт] - являється його силовою характеристикою, це кількістю енергії (W), яка переноситься звуковою хвилею за одиницю часу t

$$P = W/t$$

Інтенсивність звуку I, [Вт/м^2] - це енергетична характеристика. Вона визначається кількістю енергії (W), яка переноситься звуковою хвилею за одиницю часу t через одиницю площі поверхні S, що розміщена перпендикулярно до напрямку поширення хвилі:

$$I = \frac{W}{S \cdot t} = \frac{P}{S}$$

Нормальне людське вухо сприймає достатньо широкий діапазон інтенсивності звуку: при частоті $\nu = 1000$ *Гц* від $I_{min} = 10^{-12}$ *Вт/м^2* (межа чутності) до $I_{wax} = 10$ *Вт/м^2* (межі больового відчуття), тобто відношення інтенсивності звуків між цими межами становить величину близьку 10^{13}. В зв'язку з цим для порівняння інтенсивності звуку введена логарифмічна шкала рівнів інтенсивності, тобто порівнюють не абсолютні значення інтенсивності звуку, а їх логарифми.

Рівень інтенсивності звуку I_o, який відповідає межі чутності, приймають за нульовий рівень шкали. Рівень будь-якої іншої інтенсивності звуку I виражають через десятковий чи натуральний логарифм відношення I/I_o [Белах (Б) або децибелах (дБ)-десятих долях Бела]:

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

Так для звукового тиску:

$$L_Б = 2lg(p / p_0)$$

А при менших одиницях - децибел відповідно маємо:

$$L_Б = 10lg(I / I_0) \text{ та } L_Б = 20lg(p / p_0)$$

Гучність звуку, як суб'єктивна характеристика (позначена як E), відповідає об'єктивній величині — інтенсивності звуку (I), але не підлягає прямому кількісному вимірюванню через індивідуальні особливості сприйняття. Для оцінки гучності

використовують порівняльний аналіз слухових відчуттів, викликаних двома різними джерелами звуку або стимулами.

Згідно з психофізичним законом Вебера-Фехнера, рівень гучності звуку пропорційний логарифму відношення його інтенсивності I до інтенсивності I_0, що відповідає порогу чутності, за умови однакової частоти коливань. Математично це виражається формулою:

$$E = k \cdot \lg\left(I / I_0\right)$$

де (k) — коефіцієнт пропорційності, який залежить від частоти (ν) та інтенсивності звуку (I). Цей закон дозволяє кількісно оцінити суб'єктивне сприйняття гучності, враховуючи фізичні параметри звукової хвилі.

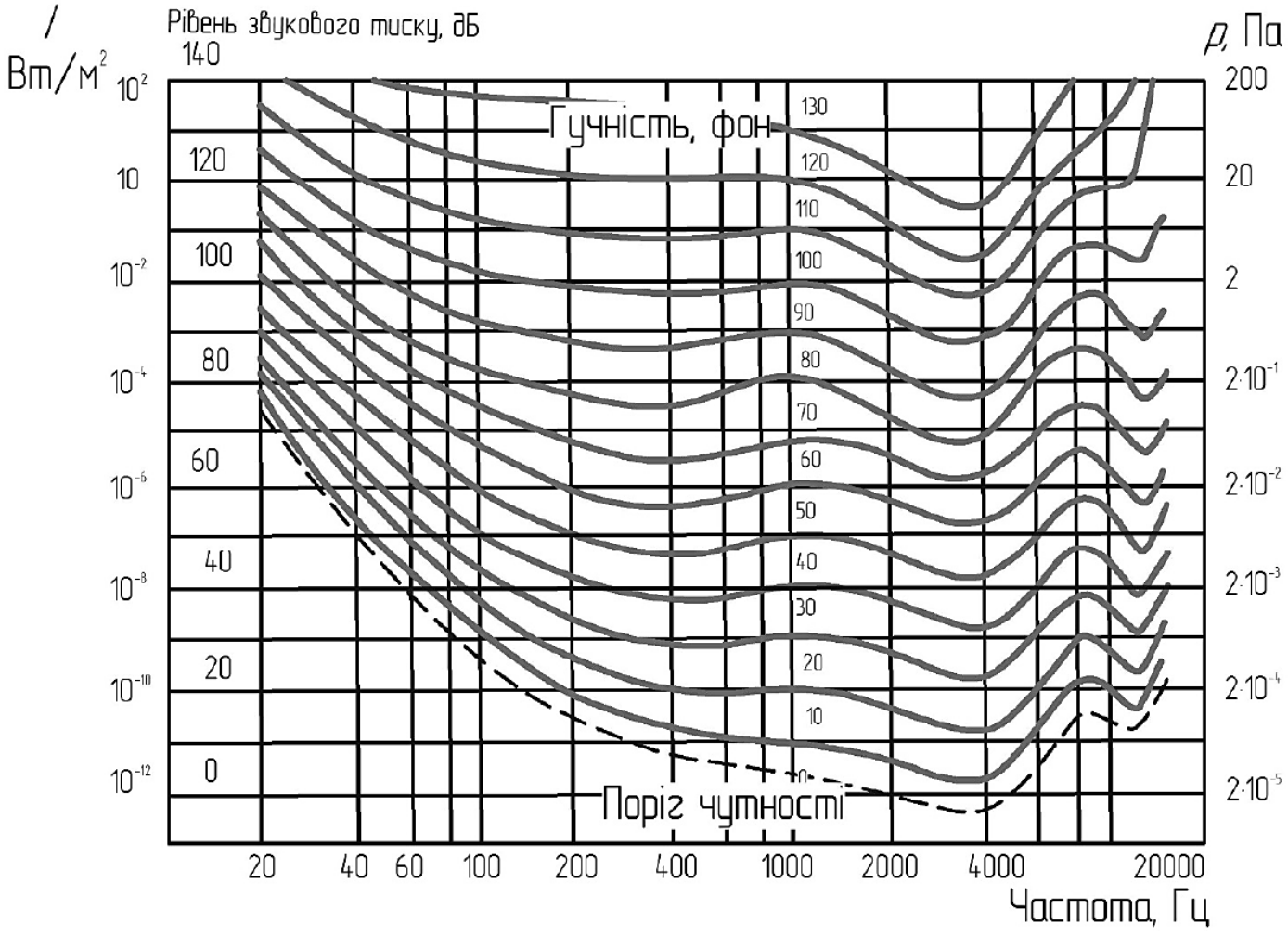


Рис.5 Криві залежності рівної гучності

Для визначення залежності між гучністю та інтенсивністю звуку на різних частотах застосовують криві гучності (рис. 5), які відображають, як сприйняття звуку варіюється залежно від частотного діапазону. Ці криві є важливим інструментом для аналізу слухового сприйняття в різних умовах.

У медичній акустиці використовують ключові терміни, такі як тон, шум, обертон, спектр звуку, поріг чутності та поріг больового відчуття. Тон характеризується як звук із визначеною частотою гармонійних коливань, що відповідає певній висоті звуку. Обертон — це додаткові гармонійні складові звуку, що мають вищу частоту порівняно з основним тоном і виникають через коливання частин джерела звуку. Наприклад, вібрація струн інструменту створює обертони, які збагачують звучання.

Шум, на відміну від тону, є звуком із хаотичною, неперіодичною структурою коливань. До шумів належать звуки транспорту, вуличний гамір, викрики тощо (таблиця 2). Шум являє собою складне поєднання різноманітних тонів, що не мають чіткої періодичності, що робить його сприйняття менш структурованим порівняно з гармонійними звуками.

Таблиця 2. Рівні шуму від різних джерел звуку

Джерело звуку	**Рівні інтенсивності в *дБ***
Каплі дощу	40
Спокійна розмова	60
Шосе в час пік	85
Шум фену	90
Рок концерт	105
Бензопила	110
Максимальний звук на планшеті (iPad)	115
Відбійний молоток	120
Автоматна черга пострілів	140

Спектр звуку являє собою сукупність гармонійних хвиль, на які можна розкласти складну звукову хвилю, що дозволяє аналізувати її частотні складові.

Поріг чутності, або межа чутності, визначається як найнижчий рівень інтенсивності звукової хвилі певної частоти, який здатне сприймати людське вухо. Цей параметр варіюється залежно від частоти звуку і є ключовим для оцінки слухової чутливості.

Поріг больового відчуття відповідає рівню звукового тиску, при якому звук сприймається як болючий, що вказує на верхню межу комфортного сприйняття звуку.

Методи оцінки гостроти слуху

Дослідження гостроти слуху здійснюється за допомогою аудіометрії (від лат. *audio* — звук, *metria* — вимірювання), методу, який дає змогу оцінити функціональний стан

слухової системи, визначити ступінь зниження слуху та порівняти його з нормативними показниками. Гострота слуху характеризується мінімальною інтенсивністю звуку, яку людина здатна сприйняти, тобто порогом чутності. Дослідження показують, що порогові значення інтенсивності значно різняться залежно від частоти: наприклад, на частотах 50 Гц і 1000 Гц різниця може сягати мільйона разів, що підкреслює високу спектральну чутливість слухового аналізатора.

Для проведення аудіометрії використовують спеціалізовані прилади — аудіометри, які поділяються на тональні та мовні залежно від типу сигналу. Сучасні аудіометри часто поєднують обидва типи для комплексної діагностики. Тональна аудіометрія оцінює сприйняття чистих тонів, дозволяючи визначити ступінь приглухуватості на основі діапазону чутних частот. Мовна аудіометрія фокусується на межі чутності або розбірливості мовних сигналів, що важливо для оцінки комунікативних здібностей.

Імпедансна аудіометрія забезпечує об’єктивну оцінку стану слухової системи шляхом вимірювання акустичного імпедансу, що дозволяє точно діагностувати фізіологічні зміни без залежності від суб’єктивних відповідей пацієнта.

Аудіограма є графічним відображенням слухової функції, що показує порогові значення інтенсивності звуку на різних частотах. Для визначення ступеня втрати слуху (таблиця 3) зазвичай аналізують дані аудіограми на частотах 500, 1000, 2000 і 4000 Гц. Сумують отримані значення і ділять на 4, щоб отримати середній показник. Наприклад, втрата слуху на рівні 80-80-80-80 дБ або 20-40-120-120 дБ класифікується як втрата слуху IV ступеня. Чим нижче розташований графік аудіограми, тим гірший стан слуху, що дозволяє лікарям і дослідникам оцінити функціональні порушення та планувати подальшу діагностику чи корекцію.

Таблиця 3. Ступінь зниження слуху, або слуховий поріг

Характеристика ураження	**Тяжкість ураження**	**Межа слухового**	**Функціональні можливості**
I ступінь туговухості	Легка туговухість	26-40 дБ	звичайна мова розпізнається з відстані 46 метрів, а шепіт - з 1-3 м;
II ступінь туговухості	Середня туговухість	41-55 дБ	нездатність пацієнта розпізнати шепіт або дуже тиху мову;
III ступінь туговухості	Середньо важка приглухуватість	56-70 дБ	вуха не сприймають звуки середньої гучності, на рівні звичайної розмови;

IУ ступінь туговухості	Важка приглухуватість	71-90 дБ	людина здатна ледве- ледве чути звуки гучністю менше 71-90 дБ і розпізнавати мову навіть на малих
V ступінь туговухості	Повна глухота	> 90 дБ	людина здатна ледве почути лише голосний крик;

Різниця між виміряним порогом і середньостатистичним порогом нормального слуху, виражена в «дБ», характеризує втрату або ослаблення слуху.

Порядок виконання лабораторної роботи

Ознайомлення з програмним засобом «Аудіометр» та цифровим шумоміром

Опис обладнання та його функціоналу

1. Програмний засіб «Аудіометр» оснащений генератором звукових сигналів із фіксованими частотами: 125, 250, 500, 1000, 2000, 4000, 8000 Гц. Для регулювання інтенсивності звуку передбачено два механізми: один дозволяє змінювати інтенсивність дискретно з кроком 10 дБ, а другий забезпечує плавне налаштування в діапазоні від 0 до 10 дБ. До аудіометра під'єднуються навушники, які дають змогу проводити дослідження слуху за повітряною та кістковою провідністю, що є важливим для оцінки функціонального стану слухової системи.

Цифровий шумомір (рис. 6.а) обладнаний мікрофоном, який перетворює звукові коливання в електричний сигнал. Усередині приладу розташована електронна схема, що аналізує сигнал і визначає рівень гучності в децибелах, відображаючи результати на дисплеї. Такий прилад забезпечує точне вимірювання акустичних параметрів у різних умовах, що є необхідним для об'єктивного аналізу звукового середовища.

Проведення вимірювань за допомогою шумоміра

2. Процедура вимірювання гучності звуку передбачає виконання низки завдань із використанням цифрового шумоміра. Спочатку необхідно оцінити природний рівень шуму в порожній аудиторії протягом 30 секунд, записавши отримані значення до таблиці 4. Це дозволяє встановити базовий рівень акустичного фону для подальших порівнянь.

Рис 6. а) Цифровий шумомір, б) Кісткові навушники.

Наступний етап включає вимірювання інтенсивності звуку шепоту людини на відстані 1 метра від шумоміра протягом 30 секунд. Далі проводяться вимірювання максимального рівня гучності за різних умов: відтворення звуку через динамік смартфона на максимальній гучності, гортання сторінок зошитів і книг студентами, розмови студентів в аудиторії та оплески. Усі отримані дані фіксуються в таблиці для подальшого аналізу. Такі вимірювання допомагають оцінити вплив різних джерел звуку на акустичне середовище та порівняти їх із природним шумовим фоном.

Таблиця 4.4. Результати дослідження впливу гучності звуку

Джерело звуку	**Рівень інтенсивності**	**Інтенсивність звуку, *I*, Вт/м^2**	**Звуковий тиск *p*, Па**
Пуста аудиторія			
Шепіт однієї людини			
Максимальний музичний звук з динаміка телефону			
Робоча обстановка в аудиторії (гортання зошитів та підручників)			
Розмова студентів			
один			
двоє			
п'ятеро			
Оплески			

Провести необхідні розрахунки враховуючи, що порогове значення інтенсивності звуку відповідає пороговому значенню на частоті 1000 Гц (I_0 = 10^{-12}Вт/м^2), щільність повітря при температурі 20°С становить p = 1,2 кг/ м^3, а швидкість звуку v = 343 м/с.

3. За допомогою програми «Аудіометр» провести дослідження повітряної та кісткової провідності. Запустити програму аудіограми на комп'ютері та за допомогою перемикача вибрати тип досліду.

Для проведення повітряної провідності на досліджувану людину необхідно одягнути навушники, ввімкнути програму та вибрати подачу тону в праве (ліве) вухо. За допомогою лінійок блоку виміру встановити початкову частоту 1000 Гц. Далі зміщуючи плавно лінійку пониження слуху в положення, при якому слухове відчуття зникає. Зафіксувати положення перемикачів інтенсивності звуку, при якому ще чути звук в телефоні.

Повторити дослід для частот 8000, 4000, 2000,1000, 500, 250, 125 Гц.

Для проведення дослідження кісткової провідності необхідно використати кісткові навушники (рис. 6.б), зміни положення перемикача (кісткова провідність) та за допомогою лінійок блоку виміру встановити початкове значення частоти 1000 Гц. Відповідно вище описаному алгоритму зафіксувати положення перемикача інтенсивності звуку від частоти.

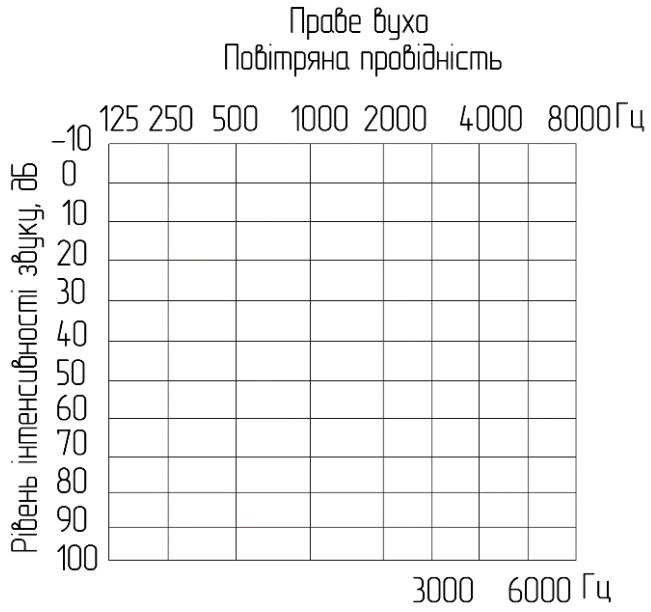
Повторити дослід для частот 4000, 2000, 1000, 500, 250, 125 Гц. Аналогічні дослідження провести для іншого вуха. Дані по порогової інтенсивності звуку занести в таблицю 5.

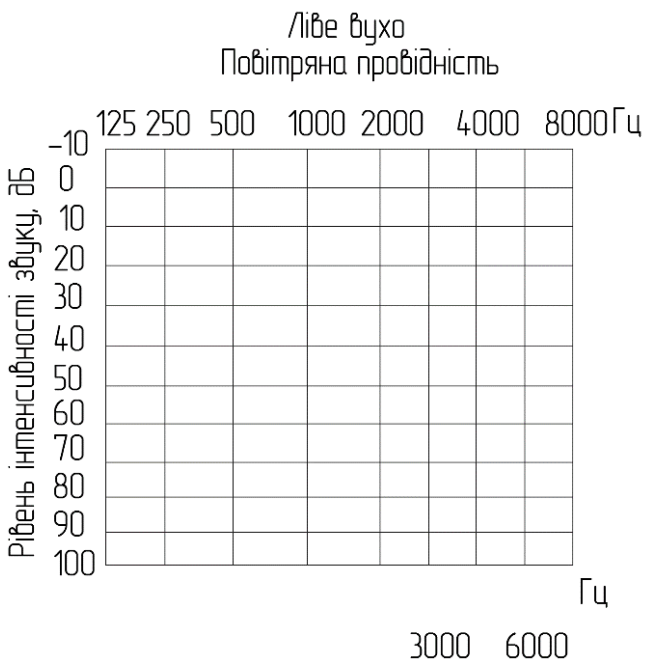
Таблиця 5. Результати параметрів повітряної та кісткової провідності

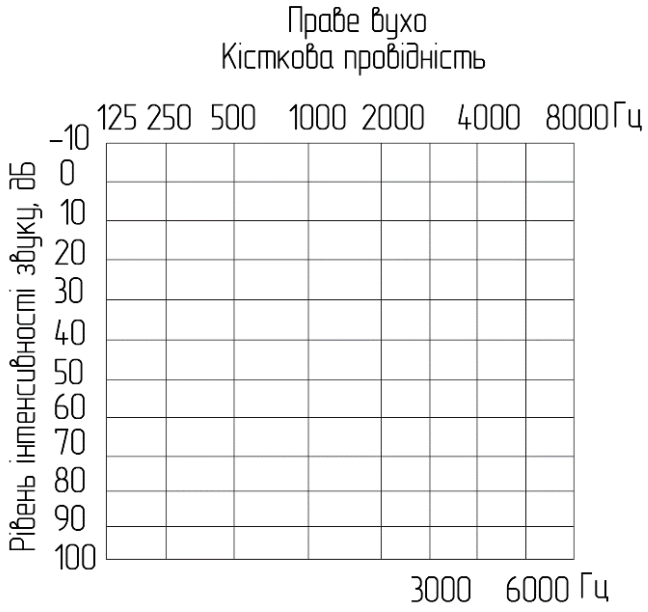
Частота, Гц			**125**	**250**	**500**	**1000**	**2000**	**4000**	**8000**
Поріг чутності ДБ	Повітряна провідність	Праве вухо							
		Ліве вухо							
	Кісткова провідність	Праве вухо							
		Ліве вухо							

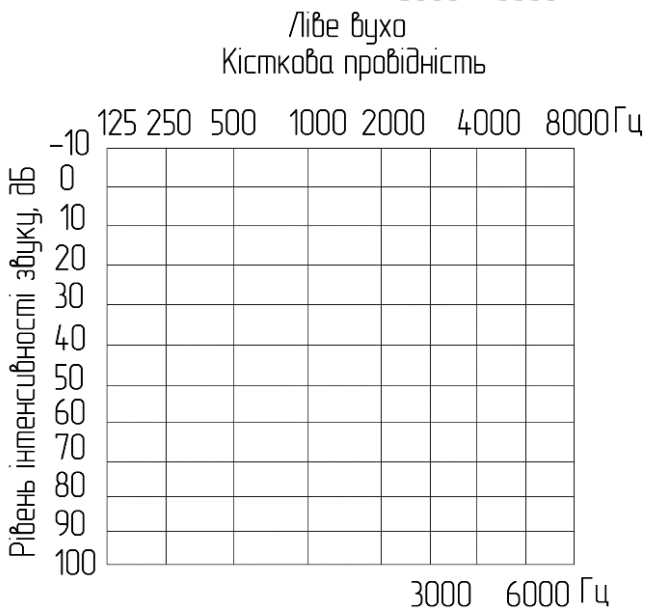
4. Розрахуйте середнє значення порогів чутності на 4 основних частотах для всіх типів дослідження: 500 Гц, 1000 Гц, 2000 Гц і 4000 Гц.

За отриманими даними побудувати аудіограму.









Питання для контролю знань

1. Дайте визначення інтенсивності звуку та рівня інтенсивності (гучності), в яких одиницях вони вимірюються.
2. Що таке поріг чутності та поріг больового відчуття для людського слуху, і як вони залежать від частоти?
3. Поясніть фізичний принцип побудови аудіограми та її діагностичне значення.
4. Опишіть, як відбувається перетворення механічних коливань барабанної перетинки на електричні імпульси у внутрішньому вусі.
5. Чому чутність людини найкраща в середньому частотному діапазоні (близько 1000 – 4000 Гц?

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА

ВИЗНАЧЕННЯ В’ЯЗКОСТІ РІДИНИ МЕТОДОМ СТОКСА

Мета роботи: Вивчити механізм явища перенесення – внутрішнє тертя; визначити коефіцієнт внутрішнього тертя рідини за швидкістю рівномірного падіння кульки.

Прилади та обладнання: скляний циліндр, наповнений рідиною; металеві кульки, мікрометр, секундомір.

Теоретичні відомості

Фізична природа внутрішнього тертя в рідинах та газах

У реальних рідких та газоподібних середовищах, на відміну від ідеалізованих теоретичних моделей, завжди спостерігається явище виникнення сил опору при відносному переміщенні різних шарів субстанції. Інтенсивність цих сил тертя може варіювати в широких межах залежно від природи речовини та умов її руху, проте вони присутні у всіх без винятку реальних флюїдах.

Механізм взаємодії між шарами рідини чи газу, що рухаються з різними швидкостями, має двосторонній характер. Шар рідини, який переміщується з більшою швидкістю, здійснює механічну дію на сусідній, більш повільний шар, передаючи йому імпульс та прискорюючи його рух. Ця взаємодія проявляється у вигляді прискорювальної сили, спрямованої в напрямку руху швидшого шару. Одночасно, згідно з третім законом Ньютона про рівність дії та протидії, повільніший шар чинить зворотну дію на швидший. Ця реактивна сила має гальмівний характер і протидіє руху швидшого шару, зменшуючи його швидкість. Таким чином, відбувається постійний обмін імпульсом між сусідніми шарами рідини або газу.

Термінологія та фізичний зміст явища в'язкості.

Описані вище сили взаємодії між шарами флюїду отримали в науковій літературі назву сил внутрішнього тертя. Їхня фундаментальна роль полягає у створенні опору відносному переміщенню різних шарів рідини або газу один відносно одного. Цей механічний опір у науковій термінології позначається кількома синонімічними термінами: в'язкий опір, в'язкість або внутрішнє тертя. Усі ці терміни описують одне й

те саме фізичне явище - дисипацію механічної енергії при русі флюїду внаслідок міжмолекулярної взаємодії.

Фізична природа в'язкості пов'язана з перенесенням імпульсу між молекулами різних шарів рідини внаслідок їхнього хаотичного теплового руху. У рідинах додатковий внесок у в'язкість вносять міжмолекулярні сили притягання, які перешкоджають вільному переміщенню молекул.

Практичне значення в'язкості в техніці.

Явище в'язкості має винятково важливе прикладне значення у багатьох галузях техніки та промисловості. Класичним прикладом використання в'язких властивостей рідин є змащування тертьових пар у механічних пристроях. Добре відомо, що між рухомими частинами механізмів та машин, які контактують одна з одною, обов'язково вводять спеціально підібране змащувальне масло або інший мастильний матеріал. Принцип дії змащування полягає в наступному: при відносному русі деталей усередині тонкого шару змащувальної речовини виникає в'язкий опір, обумовлений внутрішнім тертям між шарами масла.

Критично важливим є те, що величина цього в'язкого опору виявляється на кілька порядків меншою за опір сухого тертя, яке виникає при безпосередньому ковзанні твердих поверхонь одна по одній. Таким чином, введення змащувального матеріалу між тертьовими поверхнями дозволяє радикально зменшити механічні втрати енергії в машинах та механізмах, підвищити їхній коефіцієнт корисної дії, знизити знос деталей та збільшити термін експлуатації обладнання. Крім того, змащування сприяє відведенню тепла, що виділяється в зоні тертя, та захищає металеві поверхні від корозії.

Роль в'язкості в біологічних системах.

У біологічних науках, зокрема в цитології та фізіології клітини, явище в'язкості відіграє важливу роль у дослідженні внутрішньоклітинних процесів. Експериментально встановлено, що протоплазма живих клітин характеризується певним рівнем в'язкості, який не є постійною величиною. Цей показник демонструє динамічні зміни залежно від функціонального стану клітини та стадії її розвитку. Зокрема, існує чітко виражена кореляція між в'язкістю протоплазми та ступенем зрілості клітини: молоді, активно діляться клітини зазвичай мають нижчу в'язкість цитоплазми порівняно зі зрілими, диференційованими клітинами.

Зміни в'язкості цитоплазми відображають зміни в її структурній організації, концентрації білків, стані цитоскелету та інших внутрішньоклітинних компонентів. Ці параметри є важливими індикаторами метаболічної активності та життєздатності клітини.

В'язкість крові як діагностичний показник.

Кров, будучи складною біологічною рідиною, також характеризується певним рівнем в'язкості, який має важливе клінічне значення. Особливо примітним є факт, що в'язкість крові перебуває в прямій залежності від концентрації еритроцитів (червоних кров'яних тілець) у плазмі. Це пояснюється тим, що еритроцити, будучи сформованими елементами крові, створюють додатковий опір при русі крові по судинах, збільшуючи її ефективну в'язкість. Підвищення гематокриту (відсоткового вмісту еритроцитів) призводить до експоненціального зростання в'язкості крові.

При різноманітних патологічних станах та захворюваннях в'язкість крові може суттєво змінюватися. Наприклад, при еритроцитозах (підвищенні кількості еритроцитів) в'язкість крові зростає, що створює додаткове навантаження на серцево-судинну систему та підвищує ризик тромбоутворення. Навпаки, при анеміях (зниженні кількості еритроцитів) в'язкість крові зменшується. Крім кількості еритроцитів, на в'язкість крові впливають також концентрація фібриногену, білків плазми, температура тіла та інші фактори. Тому визначення в'язкості крові є важливим діагностичним тестом у клінічній практиці.

Математичний опис сил внутрішнього тертя.

Сили внутрішнього тертя F, які виникають у рідині при її русі, визначаються кількома фундаментальними факторами. По-перше, ці сили прямо пропорційні площі поверхні S шару рідини, який ми розглядаємо: чим більша площа контакту між шарами, тим більша сумарна сила тертя між ними. По-друге, величина сил внутрішнього тертя залежить від градієнта швидкості течії рідини, тобто від того, наскільки швидко змінюється швидкість V при переході від одного шару до сусіднього. Чим різкіше змінюється швидкість на одиницю відстані (чим більший градієнт швидкості dV/dx), тим інтенсивніші сили внутрішнього тертя.

По-третє, сили тертя суттєво залежать від фізико-хімічної природи самої рідини, що знаходить своє відображення у коефіцієнті динамічної в'язкості - характеристичній

константі речовини, яка визначається її молекулярною структурою та температурою. Різні рідини при однакових умовах течії та однаковому градієнті швидкості створюють різні за величиною сили внутрішнього тертя, що і характеризує їхню відносну в'язкість.

Розглянемо два шари рідини (рис. 1), що знаходиться один від одного на віддалі $\Delta\ell$. Швидкість нижнього шару – V_2, швидкість верхнього шару – V_1. Різниця в швидкості шарів: $\Delta V = V_1 - V_2$.

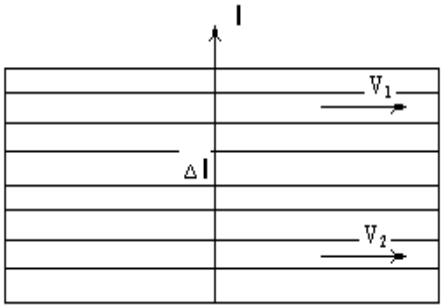


Рис. 1.

Напрям, в якому відраховується віддаль між шарами "$\Delta\ell$", перпендикулярний до швидкості шарів.

Відношення зміни швидкості *v* до *Δl* тобто *Δv/Δl* показує, як швидко змінюється швидкість рухомих шарів при переході від одного шару до іншого. Ця величина *Δv/Δl* носить назву градієнта швидкості. Ньютоном було встановлено, що сила внутрішнього тертя *F* пропорційна площі поверхневого шару ΔS, швидкості зміни швидкості рухомих шарів при переході від одного шару до іншого і залежить від природи самої рідини.

$$F = \eta \frac{\Delta\upsilon}{\Delta\ell}\Delta S; \text{ або } F = \frac{d\upsilon}{\eta d\ell}\Delta S \quad (1),$$

де η - коефіцієнт пропорційності, який називають коефіцієнтом внутрішнього тертя або коефіцієнтом в'язкості. Чим більший коефіцієнт в'язкості, тим сильніше рідина відрізняється від ідеальної, тим більші сили внутрішнього тертя в ній виникають.

Коефіцієнт в'язкості η визначається силою внутрішнього тертя, що виникає в шарах рідини товщиною 1 м, площею 1 м^2 при відносній швидкості 1 м/с.

З формули (1): $\eta = \frac{d\upsilon}{d\ell}\Delta S$ легко знайти одиницю вимірювання. Якщо прийняти силу *F* рівною 1 Ньютону, площу ΔS - 1 м^2, а градієнт швидкості $\frac{dv}{dl} - \frac{1}{c}$, то одиницю

в’язкості (тут динамічної в’язкості) одержимо $1\frac{\text{Н}\cdot c}{\text{М}^2}$. В окремих випадках користуються одиницею в’язкості в системі СГС, = $1\frac{c\cdot дн}{см^2}$. Кінематична в’язкість визначається відношенням динамічної в’язкості до густини і вимірюється в $\frac{\text{М}^2}{c}$. З останньої формули можна легко в’язкості.

$$\text{dim} = \left[\frac{F\Delta\ell}{\eta\Delta\upsilon}\right] = \frac{MLLT}{T^{2}L^{2}L} = ML^{-1}T^{-1} \qquad (2)$$

В'язкість є ключовою фізичною властивістю, що характеризує внутрішнє тертя або опір рідини течії. Для кількісного вимірювання цього параметра застосовуються спеціалізовані прилади, відомі як віскозиметри.

Вимірювання за допомогою капілярних віскозиметрів

Принцип роботи капілярних віскозиметрів ґрунтується на вимірюванні швидкості течії рідини через тонкий канал (капіляр). Суть методу полягає в тому, що за однакових умов (постійний внутрішній переріз капіляра, стабільна температура та однаковий перепад тиску) швидкість проходження рідини безпосередньо залежить від її внутрішнього тертя, тобто від її в'язкості.

Процедура визначення в'язкості в таких приладах часто зводиться до порівняльного аналізу: швидкість течії досліджуваної рідини зіставляється зі швидкістю течії дистильованої води або іншої рідини зі стандартизованою (відомою) в'язкістю. Капілярні віскозиметри, зокрема віскозиметри Оствальда або Уббелоде, дозволяють визначати кінематичну в'язкість (ν), що є важливим параметром у біологічних та промислових дослідженнях.

Сферичні віскозиметри та закон Стокса

Інший поширений спосіб визначення в'язкості базується на спостереженні за рухом твердого тіла у в'язкому середовищі. Цей метод зазвичай реалізується шляхом вимірювання швидкості падіння невеликої кульки в досліджуваній рідині.

Коли кулька рухається в рідині з низькою, постійною швидкістю (так звана термінальна швидкість), на неї діє сила лобового опору, яка є в'язкісною за своєю

природою. Якщо рух відбувається у ламінарному режимі (що характерно для повільного падіння у в'язкій рідині), сила опору Fоп може бути визначена за законом Стокса:

$$F_{оп} = 6\pi\eta rv \qquad (3)$$

де:

- η – коефіцієнт динамічної в'язкості рідини (саме та величина, яку ми шукаємо);
- r – радіус кульки;
- v – швидкість падіння кульки.

Таким чином, закон Стокса стверджує, що сила в'язкісного опору прямо пропорційна швидкості руху тіла, коефіцієнту в'язкості середовища та його лінійним розмірам. Вимірюючи швидкість v і знаючи радіус r, інженер або дослідник може обчислити коефіцієнт η, який є мірою внутрішнього тертя даної рідини.

Якщо кулька рухається в рідині рівномірно, то це означає, що сила опору зрівноважується рушійною силою; коли кулька рухається під дією сили ваги, то рушійна сила буде дорівнювати P-F_A, де F_A – вага рідини в об'ємі кульки, отже F=P-F_A. Позначивши густину тіла через ρ, а густину рідини через δ, одержимо:

$$F = \frac{4}{3}\pi r^3 \rho g - \frac{4}{3}\pi r^3 g\delta = \frac{4}{3}\pi r^3 g(\rho - \delta)$$

Підставимо останній вираз замість лівої частини в формулу (3); після незначних спрощень одержимо

$$\eta = \frac{2}{9} \cdot \frac{\rho - \delta}{\upsilon} r^2 g \qquad (4)$$

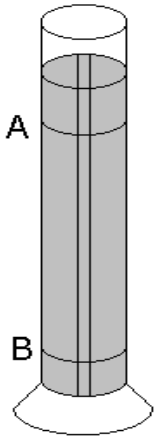
Коли кулька рухається по осі трубки з радіусом R, а не в однорідному середовищі, рівність (4) приймає вигляд:

$$\eta = \frac{2}{9} \cdot \frac{\rho - \delta}{\upsilon(1 + 2{,}4\frac{r}{R})} \cdot r^2 g \qquad (5)$$

Опис приладу. До складу установки входить: циліндр заповнений досліджуваною рідинами, секундомір. На зовнішній поверхні циліндру нанесені поділки для визначення віддалі "ℓ", яку проходить кулька або краплини рідини при падінні: внизу циліндра вказано його радіус – R. В циліндр опускають металеву кульку, вимірявши спочатку її діаметр за допомогою мікрометра.

Хід роботи

1. Визначаємо в’язкість рідини, що знаходиться в циліндрі . Виміряйте мікрометром діаметр металевої кульки, після чого обережно опустіть її в циліндр.



2. За допомогою секундоміра виміряйте час проходження кулькою шару рідини від риски “А”, до риски “В”. Знаючи віддаль “АВ” і її час проходження, визначте швидкість руху кульки в даній рідині $v = l / t$.

Густина досліджуваної рідини і густина кульки даються на лаболаторній установці. Підставте одержані значення у формулу (5) і визначте коефіцієнт динамічної в’язкості досліджуваної рідини.

3.Виміри занести в таблицю:

Рідина	r	t	ℓ	υ	δ	ρ	R	η	Δ^{η}
…									
сер. знач.									

Питання для контролю знань

1. Сформулюйте закон Стокса та назвіть умови, за яких він є застосовним для визначення в'язкості.
2. Дайте визначення динамічної в'язкості та вкажіть її одиниці вимірювання в системі СІ.
3. Назвіть усі сили, що діють на кульку, яка рухається у в'язкій рідині з постійною (кінцевою) швидкістю.
4. Як впливає температура на в'язкість рідини, і чому в'язкість газів має протилежну залежність?
5. Які корективи необхідно вносити в закон Стокса при визначенні в'язкості у разі руху кульки поблизу стінок посудини?

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА.

ВИЗНАЧЕННЯ ВОЛОГОСТІ ПОВІТРЯ.

Мета роботи: Навчитися визначати тиск, температуру й вологість повітря та користуватися приладами для вимірювання цих параметрів.

Прилади та обладнання: баротермогігрометр, термометр, психрометри Августа й Ассмана, таблиці.

Обґрунтування теми: Людина як відкрита термодинамічна система.

Людський організм функціонує як відкрита термодинамічна система, безперервно здійснюючи обмін енергією та речовиною (а також інформацією) з навколишнім середовищем. Ця взаємодія є критично важливою. В ході еволюції біологічні системи набули високої здатності до адаптації, що дозволяє їм ефективно реагувати на коливання зовнішніх фізичних параметрів. До найбільш значущих зовнішніх чинників належать температура, атмосферний тиск та вологість. Зміни цих атмосферних показників викликають відповідну перебудову внутрішніх біофізичних і біохімічних процесів, що безпосередньо впливає на тепловий баланс та загальне самопочуття людини. Таким чином, детальний аналіз зазначених атмосферних параметрів є необхідним для розуміння комфорту та здоров'я.

Теоретичні основи: Роль водяної пари та вологість повітря

Водяна пара у природі та її джерела

Повітря в атмосфері Землі та в будь-якому замкнутому просторі завжди містить певну кількість водяної пари. Це постійний компонент атмосфери, поява якого обумовлена безперервним процесом випаровування рідини. Основними джерелами є гідросфера: моря, океани, річки та озера, які покривають приблизно три чверті поверхні планети, а також льодовики та сніговий покрив. Додатковий, але значний, внесок у зволоження робить транспірація — випаровування води з поверхні рослин, що вкривають суходіл.

Внаслідок цих процесів повітря завжди залишається тією чи іншою мірою зволоженим. Ступінь насиченості повітря цим газоподібним станом води називається вологістю. Повітря, що містить водяну пару, класифікується як вологе, а гіпотетичне повітря без водяної пари — як сухе (хоча на практиці повітря ніколи не буває абсолютно

сухим, навіть над пустелями). Важливо пам'ятати, що водяна пара в повітрі є невидимою, і її не слід плутати з хмарами чи туманом, які являють собою конденсовану воду у вигляді мікроскопічних крапель.

Теплові ефекти та мікроклімат

Процеси фазових переходів води — випаровування або конденсація — мають вирішальне значення, оскільки вони супроводжуються відповідно поглинанням або виділенням значної кількості прихованої теплоти. Це явище істотно впливає на зміну мікроклімату оточуючого середовища. Під поняттям мікроклімат розуміють сукупність фізичних факторів (температура, вологість, рух повітря, теплове випромінювання), які виступають як безумовні подразники. Ці фактори спільно визначають теплову рівновагу між організмом людини та його оточенням. Від загальної кількості водяної пари в атмосфері залежать глобальні погодні та кліматичні умови на планеті.

Стани водяної пари

Водяна пара може перебувати у двох основних станах: насичуючому та ненасичуючому.

1. Насичуюча пара: Це стан, при якому пара перебуває у динамічній рівновазі з рідиною. Тобто, швидкість, з якою молекули води випаровуються з поверхні рідини в повітря, дорівнює швидкості, з якою вони конденсуються назад у рідину за той самий проміжок часу.

2. Ненасичуюча пара: Це пар, густина і пружність (тиск) якого є меншими, ніж густина та тиск насичуючої пари при тій самій температурі. За своєю фізичною природою ненасичуюча пара поводиться подібно до ідеального газу і може бути описана рівнянням Клапейрона-Менделєєва:

$$pV = (m / M) \cdot RT$$

де p – тиск, V – об’єм, M – молярна маса, m – маса пари, T – абсолютна (термодинамічна) температура, а R = 8.31·Дж / (моль · К) – універсальна газова стала.

Параметри кількісної характеристики вологості

Кількість водяної пари в повітрі може коливатися як за абсолютною величиною, так і за ступенем насиченості. Для точної кількісної характеристики вологості повітря застосовують три ключові поняття: абсолютна вологість (A), максимальна вологість (M) та відносна вологість (ϕ).

Абсолютна вологість (А)

Абсолютна вологість – це маса водяної пари, що міститься в одиниці об'єму повітря при певній температурі. Це означає, що абсолютна вологість кількісно відповідає густині водяної пари ρ у повітрі, і в системі СІ вимірюється у кілограмах на метр кубічний (кг/м3). Додатково, абсолютну вологість можна характеризувати через парціальний тиск водяної пари ($p_п$), присутньої в повітрі при даній температурі. Цей парціальний тиск традиційно вимірюється в міліметрах ртутного стовпа (мм рт. ст.) або в мілібарах (мб), де 1 мб ≈ 0.75 мм рт. ст.. Важливо пам'ятати, що максимальне значення абсолютної вологості при заданій температурі обмежується густиною насиченої водяної пари.

Недостатньо знати лише абсолютну вологість, щоб судити про ступінь сухості чи вологості повітря. При низьких температурах навіть невелика кількість пари може наближатися до стану насичення. Навпаки, при високих температурах, хоча абсолютна кількість пари може бути великою, вона буде значно віддалена від точки насичення. Отже, чим ближче стан водяної пари до насичення, тим більш вологим сприймається повітря.

Максимальна вологість (*M*)

Максимальна вологість – це кількість водяної пари (її густина) або парціальний тиск, який необхідний для насичення одиниці об'єму повітря при даній температурі. Максимальна вологість, по суті, є густиною (або тиском) насиченої пари при температурі вимірювання. Одиниці вимірювання максимальної вологості є ідентичними одиницям абсолютної вологості.

Відносна вологість (ϕ)

Відносна вологість характеризує ступінь насиченості повітря водяною парою. Вона визначається як відношення абсолютної вологості (*A*) до максимальної вологості (*M*) при однаковій температурі та виражається у відсотках:

$$\phi = A/M \cdot 100\%$$

Оскільки на практиці визначення густини пари (А) є складним, у метеорології частіше використовують еквівалентне визначення через парціальні тиски: відносна вологість — це відношення парціального тиску водяної пари ($p_п$) в повітрі до тиску насичуючої водяної пари ($p_{нс}$) при тій самій температурі:

$$\phi = p_п / p_{нс} \cdot 100\%$$

З фізичної точки зору, перше визначення (через густину) вважається більш точним. Це пов'язано з тим, що водяна пара, будучи **реальним газом**, лише наближено підпорядковується законам ідеального газу. Зокрема, тиск насиченої пари при сталому об'ємі збільшується з підвищенням температури значніше, ніж у ідеальних газах, що пояснюється додатковим випаровуванням рідини.

Точка роси та перехід у стан насичення

Водяна пара, що зазвичай знаходиться в повітрі, є ненасиченою. Існує два основних шляхи, якими ненасичена пара може бути перетворена на насичену:

1. Зниженням температури при збереженні сталої густини пари.
2. Збільшенням густини (додаванням пари) при підтриманні сталої температури.

Точка роси — це критична температура, при якій водяна пара, що міститься в повітрі, досягає стану насичення (тобто відносна вологість ϕ стає рівною 100%). При досягненні точки роси відбувається конденсація частини пари, що візуалізується як поява крапель роси, туману чи інею.

Вимірювання вологості: Психрометр Асмана

Для точного визначення вологості повітря використовують психрометр Асмана. Цей прилад складається з двох ідентичних ртутних термометрів, які закріплені у захисному корпусі, а також вентилятора з годинниковим або електричним механізмом, розташованим у верхній частині.

- Один термометр — «сухий» — вимірює фактичну температуру оточуючого повітря t_c.
- Резервуар іншого термометра — «вологого» — обгортають тканиною (батистом або марлею), яку попередньо змочують дистильованою водою.

Під час вимірювань вентилятор інтенсивно обдуває обидва термометри повітрям, забезпечуючи максимальне випаровування. Завдяки процесу випаровування (яке вимагає енергії), температура «вологого» термометра ($t_в$) встановлюється нижчою, ніж температура «сухого» термометра. Різниця між цими показаннями ($t_c - t_в$) називається психрометричною різницею. Ця різниця є функцією відносної вологості повітря: чим

сухіше повітря (нижча ϕ), тим інтенсивніше випаровування, і тим більшою буде психрометрична різниця.

Кількість теплоти, що йде на випаровування води за одиницю часу з одиниці поверхні батисту q_1 виражається через атмосферний тиск Po і різницю $P'н - P$, де $P'н$ - тиск насиченої пари води при температурі «вологого» термометра (максимальна абсолютна вологість при температурі $tв$), P - парціальний тиск водяної пари повітря (абсолютна вологість), таким чином

$$q_1 = k_1 \frac{P'_H - P}{P_o} \qquad (4)$$

k, - коефіцієнт, залежний від конструкції приладу.

З іншого боку, кількість теплоти, що надходить за одиницю часу до одиниці поверхні вологого батисту з повітряного потоку q_2, , пропорційна різниці температур «сухого» і «вологого» термометрів $tc - tв$

$$q_2 = k_2(t_c - t_B) \qquad (5)$$

k_2 - коефіцієнт тепловіддачі даної системи.

При досягненні системою термодинамічної рівноваги, приплив теплоти q_2 з оточуючого середовища буде компенсуватись втратами теплоти q, на випаровування води з поверхні батисту. Прирівнюючи q, і q_2 одержимо співвідношення для визначення тиску водяної пари, що знаходиться в повітрі - абсолютної вологості:

$$P = P'_H - aP_o(t_C - t_B) \qquad (6)$$

де $a = k_1 / k_2$ коефіцієнт, залежний від конструкції психрометра, головним чином від швидкості обтікання повітря резервуара «вологого» термометра (стала Асмана). Сталу a визначають експериментально, в даній роботі a = 0,0005 град $^{-1}$.

Як правило, кожен психрометр супроводжується спеціальною психрометричною таблицею або номограмою. Ці допоміжні засоби дозволяють оперативно визначати абсолютну та відносну вологість повітря, використовуючи лише два показники: температуру, зафіксовану сухим термометром, та психрометричну різницю (різницю показників сухого та вологого термометрів). Однак у рамках цієї лабораторної роботи передбачається, що студенти самостійно виконають всі необхідні розрахунки для визначення абсолютної та відносної вологості. Психрометрична таблиця-номограма

буде використовуватися виключно як контрольний інструмент для перевірки точності отриманих значень відносної вологості.

Слід зазначити, що метод вимірювання вологості, заснований на принципі випаровування води, має глибоке історичне коріння. Вперше концепція такого вимірювання була запропонована Ернстом Августом у 1825 році. Математичне обґрунтування та точність розрахунків згодом забезпечив Аніон, а Адольф Асман удосконалив техніку проведення вимірювань, створивши аспіраційний психрометр, що підвищив надійність результатів завдяки примусовому обдуву.

Вологість повітря відіграє критичну гігієнічну роль не лише для людини, але й для всього рослинного та тваринного світу. Цей параметр тісно пов’язаний із життєво важливими процесами терморегуляції організму, де ключова функція належить потовиділенню (перспірації). Випаровування поту є основним механізмом, який забезпечує підтримку гомеостазу — сталості внутрішньої температури тіла у теплокровних організмів, включаючи людей і тварин. Завдяки високій прихованій теплоті випаровування води, організм ефективно втрачає внутрішню енергію і, відповідно, охолоджується.

Вологість повітря безпосередньо впливає на самопочуття людини та її здоров’я. Крім того, надмірні або недостатні рівні вологості є шкідливими для об’єктів культурної спадщини, таких як картини, книги та інші матеріали, чутливі до вологості, у приміщеннях для їх зберігання.

Негативні наслідки відхилення вологості від норми

Оптимальними для комфортного існування людини вважаються параметри повітря з відносною вологістю в діапазоні 40–60% при температурі близько 25−30°C.

Вплив низької вологості (нижче 30%)

Якщо відносна вологість падає нижче 30% при нормальній температурі, повітря стає надмірно сухим. Це спричиняє інтенсивну втрату вологи організмом через дихання та поверхню шкіри, що може призвести до зневоднення та порушення водно-сольового балансу. Сухе повітря значно посилює випаровування вологи зі слизових оболонок та легень (оскільки повітря, що видихається, майже повністю насичене водяною парою). Наслідком цього є неприємна сухість у роті та горлі, поява тріщин на губах, а також зниження захисних функцій верхніх дихальних шляхів, що підвищує ризик інфекцій.

Вплив підвищеної вологості (вище 70%)

Надмірна вологість (вище 70%) чинить негативний вплив на теплорегуляцію як при високих, так і при низьких температурах.

1. При високій температурі: Висока вологість істотно сповільнює випаровування поту з поверхні шкіри. Хоча людина сильно пітніє, охолодження організму погіршується через насиченість прикордонного шару повітря водяною парою. Це призводить до порушення водно-сольової рівноваги та може спровокувати перегрів організму аж до теплового удару.

2. При низькій температурі: Надмірно вологе повітря, навпаки, призводить до сильного переохолодження. Це відбувається тому, що у вологому середовищі значно зростають втрати теплової енергії організмом шляхом конвекції та теплопровідності. Крім того, вологість негативно впливає на роботу легень: частина вологи може конденсуватися у дихальних шляхах, що погіршує газообмін, оскільки для оптимального функціонування легеневої системи необхідна нормалізована вологість повітря. У зв’язку з цим, для лікування деяких легеневих захворювань, зокрема астми, застосовують спелеотерапію — перебування пацієнтів у соляних шахтах (наприклад, у Солотвино на Закарпатті). На глибині 200–250 метрів там підтримуються постійні параметри вологості та атмосферного тиску, що сприятливо впливає на дихальну функцію.

Взаємозв'язок між вологістю повітря, інтенсивністю випаровування та терморегуляцією є надзвичайно цікавим аспектом фізіології. Яскравим прикладом економії води є верблюд, здатний обходитися без пиття до двох тижнів. Його стратегія виживання заснована на мінімізації втрат води. Густий волосяний покрив тіла верблюда слугує ефективною теплоізоляцією, запобігаючи перегріву від зовнішньої спеки (навіть при температурі повітря +40°C) і, що важливіше, суттєво перешкоджаючи випаровуванню вологи з організму. Верблюд також ніколи не дихає з широко відкритим ротом, навіть у найсильнішу спеку, оскільки це спричинило б значну втрату води через інтенсивне випаровування зі слизової оболонки ротової порожнини. Крім того, його частота дихання в спокійному стані є низькою — близько 8 разів на хвилину, що зменшує об’єм води, що видихається з насиченим повітрям. Хоча в спеку частота дихання може зростати (до 16 разів на хвилину), це значно менше, ніж у інших тварин: для порівняння, бик за подібних умов дихає до 250 разів, а собака — 300–400 разів на хвилину.

Цікаво, що для компенсації втрат води деякі тварини (наприклад, кліщі, амфібії та комахи) мають унікальну здатність всмоктувати рідину або навіть водяну пару безпосередньо через шкіру або покриви.

У птахів, процеси теплорегуляції, пов’язані з вологістю повітря, включають використання повітряних мішків. У спекотну погоду з поверхні цих мішків інтенсивно

випаровується волога, що сприяє ефективному охолодженню тіла. Саме тому в умовах високих температур птахи часто відкривають дзьоб — це дозволяє збільшити площу випаровування та активізувати тепловіддачу.

Порядок виконання роботи:

1. Ознайомтесь з конструкцією психрометра Асмана. Переконайтесь, що один з термометрів має батистову обгортку.

2. Змочіть батистову обгортку термометра за допомогою гумової груші або склянки з водою.

3. Запустіть вентилятор і проведіть спостереження за змінами температур «вологого» $t_в$ та «сухого» t_c термометрів.

4. Після того, як температури обох термометрів перестануть зменшуватись і встановляться на певних рівнях, запишіть значення цих температур з точністю до 0,1°С.

5. За таблицею пружності насиченої пари води (таблиця 2) визначте тиски насиченої пари $P'_н$ і $P_н$ відповідно для температур «вологого» $t_в$ та «сухого» t_c термометрів.

6. За допомогою барометра визначте атмосферний тиск P_0 і переведіть його в мм рт. ст. відповідно одиницям вимірювання тиску насиченої пари за таблицею пружності насиченої пари води. (Пам'ятайте, що 101325 Па відповідає 760 мм рт. ст.)

7. Обчисліть за формулою (6) абсолютну вологість повітря.

8. За формулою (3) визначте відносну вологість повітря B.

9. Використовуючи психрометричну таблицю-номограму, визначте відносну вологість B' за відомими значеннями t_c *і* t_e Порівняйте B' і B.

Результати вимірювань та розрахунків подайте у вигляді таблиці (таблиця 1):

№	$t_в$	t_c	a	P_0	$P'_н$	$P_н$	P	B	B'

Питання для контролю знань

1. Дайте визначення понять абсолютна вологість, максимальна вологість та відносна вологість повітря.
2. Поясніть, що таке точка роси з точки зору термодинаміки.
3. Опишіть фізичний принцип роботи психрометра (різниця між сухим та вологим термометрами).
4. Яке біофізичне значення має відносна вологість для теплообміну організму людини з навколишнім середовищем (особливо при випаровуванні)?

5. Чому значення вологості, визначене за допомогою вологого термометра, завжди буде нижчим, ніж за допомогою сухого, якщо відносна вологість не дорівнює 100%?

Таблиця 2. Залежність тиску насиченої водяної пари $P_{нас}$ (мм рт ст.) від температури

Температура повітря, С°	0,0	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9
0	4,58	4,61	4,65	4,68	4,71	4,75	4,79	4,82	4,85	4,89
1	4,92	4,96	5,00	5,03	5,07	5,10	5,15	5,18	5,21	5,25
2	5,29	5,33	5,37	5,41	5,45	5,48	5,52	5,57	5,60	5,64
3	5,69	5,72	5,76	5,84	5,89	5,93	5,93	5,97	6,02	6,05
4	6,10	6,14	6,18	6,23	6,27	6,32	6,36	6,41	6,45	6,50
5	6,54	6,59	6,63	6,68	6,73	6,77	6,82	6,87	6,92	6,96
6	7,01	7,06	7,11	7,16	7,21	7,26	7,31	7,36	7,41	7,46
7	7,52	7,54	7,61	7,67	7,72	7,77	7,83	7,88	7,94	7,99
8	8,04	8,10	8,15	8,21	8,27	8,33	8,38	8,44	8,49	8,55
9	8,61	8,67	8,72	8,78	8,84	8,90	8,96	9,02	9,08	9,15
10	9,21	9,27	9,33	9,40	9,46	9,53	9,59	9,65	9,71	9,78
11	9,85	9,91	9,98	10,04	10,11	10,18	10,25	10,32	10,38	10,45
12	10,52	10,59	10,66	10,74	10,80	10,88	10,95	11,02	11,09	11,16
13	11,24	11,31	11,39	11,46	11,54	11,61	11,69	11,76	11,B4	11,91
14	11,99	12,07	12,15	12,23	12,31	12,39	12,47	12,55	12,63	12,72
15	12,78	12,87	12,95	13,03	13,12	13,20	13,29	13,38	13,46	13,55
16	13,64	13,72	13,80	13,89	13,98	14,07	14,16	14,25	14,34	14,43
17	14,53	14,62	14,71	14,81	14,90	15,00	15,09	15,18	15,27	15,38
18	15,48	15,57	15,67	15,77	15,87	15,97	16,07	16,17	16,27	16,38
19	16,47	16,58	16,68	16,79	16,89	17,00	17,10	17,21	17,31	17,43
20	17,53	17,64	17,75	17,86	17,97	18,08	18,19	18,30	18,42	18,54
21	18,65	18,76	18,88	18,99	19,11	19,23	19,35	19,47	19,59	19,71
22	19,83	19,95	20,07	20,20	20,32	20,44	20,56	20,69	20,82	20,94
23	21,07	21,19	21,33	21,46	21,58	21,71	21,83	21,98	22,11	22,24
24	22,38	22,51	22,65	22,78	22,92	23,06	23,20	23,33	23,47	23,62
25	23,76	23,90	24,04	24,19	24,33	24,47	24,62	24,76	24,91	25,06
26	25,21	25,36	25,51	25,66	25,81	25,96	26,12	26,27	26,43	26,59
27	26,74	26,90	27,06	27,21	27,37	27,54	27,70	27,86	28,18	28,18
28	28,34	28,51	28,69	28,85	29,02	29,19	29,36	29,53	29,70	29,87
29	30,04	30,22	30,40	30,57	30,75	30,92	31,10	31,28	31,46	31,64
30	31,83	32,01	32,20	32,38	32,57	32,75	32,94	33,13	33,32	33,51
31	33,70	33,89	34,09	34,28	34,49	34,67	34,87	35,07	35,27	35,47
32	35,67	35,87	36,07	36,28	36,48	36,69	36.89	37,10	37,31	37,52
33	37,73	37,95	38,16	38,38	38,59	38,81	39,02	39,24	39,47	39,68
34	39,91	40,13	40,35	40,58	40,80	41,03	41,26	41,49	41,72	41,95
35	42,18	42,42	42,66	42,89	43,13	43,37	43,61	43,85	44,09	44,33
36	44,58	44,82	45,06	45,31	45,57	45,81	46,06	46,32	46,57	46,83
37	47,08	47,34	47,60	47,85	48,12	48,38	48,64	48,90	49,17	49,44
38	49,71	49,98	50,25	50,52	50,80	51,07	51,34	51,62	51,09	52,18
39	52,46	52,61	53,02	53,31	53,60	53,89	54,17	54,46	54,76	55,05

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА.

ВИЗНАЧЕННЯ ТЕПЛОЄМНОСТІ РІДИН.

Мета роботи: вивчення законів Дюлонга-Пті та Джоуля-Коппа і застосування їх до рідин, засвоєння одного з методів визначення теплоємності рідин.

Прилади та обладнання: калориметр, вимірювальний блок, терези (ваги), нагрівач, термометр.

Теоретичні відомості

Теплоємність тіла визначається як загальна кількість теплової енергії, яка необхідна, щоб нагріти це тіло рівно на один градус температури. Важливо усвідомити, що цей параметр не є універсальним: навіть якщо ми візьмемо два об'єкти з однієї й тієї ж речовини, їхня теплоємність буде різною. Це пов'язано з тим, що теплоємність прямо пропорційно залежить від маси тіла. Наприклад, для нагрівання великого шматка заліза знадобиться значно більше енергії, ніж для маленького.

З цієї причини, в науці та інженерії зручніше оперувати поняттям питомої теплоємності речовини (c). Питома теплоємність є характеристикою самої речовини, а не конкретного тіла. Вона показує, скільки теплоти потрібно передати одиниці маси цієї речовини (наприклад, одному кілограму) для того, щоб підвищити її температуру на один градус (у системі SI – на 1 К). Кількість теплоти (Q), яку необхідно витратити для нагрівання певної маси (m) речовини від початкової температури t_1 до кінцевої температури t_2, обчислюється, виходячи з питомої теплоємності (c), за формулою:

$$Q = cm(t_2 - t_1) \qquad (1)$$

В системі SI питома теплоємність вимірюється в Дж/(кг·К).

У сфері теоретичної фізики та хімії, дослідники частіше використовують поняття молярної теплоємності речовини (C). Ця величина визначається як кількість теплової енергії, необхідна для підвищення температури одного моля (або одного кіломоля) речовини на одну одиницю температури (наприклад, 1 К).

Перевага використання молярної теплоємності полягає в тому, що вона дозволяє порівнювати різні речовини, які містять однакову, стандартизовану кількість структурних одиниць (молекул або атомів), а саме — число Авогадро. Таким чином, усі

розбіжності у значеннях молярної теплоємності між різними речовинами будуть безпосередньо відображати їхні фундаментальні внутрішні особливості:

- Відмінності в будові молекул (наприклад, кількість ступенів свободи руху).
- Характер міжмолекулярної взаємодії (сили, що діють між частинками).

Іншими словами, молярна теплоємність допомагає виявити відмінності, що криються в природі самої речовини. Розмірність молярної теплоємності, як і універсальної газової сталої (R), виражається в Дж/(моль·К), причому R дорівнює приблизно 8,31 Дж/моль·К. Існує прямий зв'язок між молярною теплоємністю (C) та питомою теплоємністю (с): вони пов'язані через молярну масу речовини (μ).

$$C = \mu\, c \qquad (2)$$

При переході системи з одного стану в інший теплоємність її змінюється. Існують процеси, які називаються політропічними, теплоємність системи в яких залишається сталою. До них відносяться, наприклад, ізобаричні, ізохорні, ізотермічні та адіабатичні процеси. Найбільше поширення здобули теплоємності при сталому тиску *(*C_p і c_p) та при сталому об'ємі (C_v і c_v). Слід зазначити, що при нагріванні системи в умовах $p=const$, на відміну від нагрівання в умовах $V=const$, відбувається не тільки збільшення температури і внутрішньої енергії системи, але й здійснюється робота A на розширення системи

$$A = \int_{V_1}^{V_2} pdV \qquad (3)$$

тому завжди $C_P > C_v$ *(*$c_p > c_v$*).* Зокрема для молярних теплоємностей C_p і C_v ідеального газу $C_p=C_v+R$. Для твердих тіл або рідин, об'єм яких при нагріванні змінюється на незначну величину, приймають

$$C_p \sim C_v = C \qquad (4)$$

і говорять просто про молярну теплоємність твердого тіла або рідини.

Давайте розглянемо процес обчислення молярної теплоємності для твердих кристалічних матеріалів у ситуації, коли в позиціях кристалічної решітки розташовуються атоми, що формують одноатомні молекули. Це стосується хімічно елементарних твердих речовин, у яких переважає атомний або металічний характер хімічного зв'язку, що забезпечує стабільність структури.

У рамках класичної теорії, яка добре описує поведінку таких систем при високих температурах, атоми в вузлах решітки виконують незалежні гармонічні коливання відносно своїх рівноважних положень. Ці коливання відбуваються вздовж трьох взаємно перпендикулярних осей координат, що відповідає трьом незалежним напрямкам у просторі. Таким чином, кожен окремий атом володіє трьома коливальними ступенями свободи, які безпосередньо пов'язані з цими трьома координатами, що визначають амплітуду та напрямок коливальних рухів. Важливо підкреслити, що така модель спрощує реальну картину, але вона ефективна для розуміння основних термодинамічних властивостей, як-от теплоємність, у класичному наближенні.

Згідно з фундаментальним принципом рівнорозподілу енергії, сформульованим Больцманом, у системі, що перебуває в стані термодинамічної рівноваги, кожна ступінь свободи в середньому асоціюється з кінетичною енергією величиною 1/2 kT, де k = 1,38-10-23 Дж/К є сталою Больцмана, а T позначає абсолютну температуру в шкалі Кельвіна. Цей закон є ключовим у статистичній механіці та застосовується до широкого класу систем, де енергія розподіляється рівномірно між ступенями свободи, забезпечуючи узгодженість з термодинамічними спостереженнями.

Особливістю коливального руху є те, що він супроводжується безперервним перетворенням енергії між її кінетичною та потенціальною формами, що призводить до подвоєння енергетичної ємності порівняно з чисто поступальними чи обертальними рухами. Внаслідок цього, для кожної коливальної ступені свободи середня енергія становить удвічі більше значення, ніж для кінетичної частини окремо, тобто дорівнює kT. Це пояснюється тим, що в гармонічному осциляторі як кінетична, так і потенціальна енергії в середньому рівні 1/2 kT кожна, сумарно даючи повну енергію kT на ступінь свободи. Отже, враховуючи три ступені свободи, загальна середня енергія, що припадає на один атом у кристалічній решітці, складає ε = 3kT.

На основі цього, внутрішня енергія U для зразка кристалу з масою m може бути виражена через суму енергій усіх атомів, що входять до його складу, і становитиме

$$U=\frac{m}{\mu}N_A\bar{\varepsilon}=\frac{m}{\mu}N_A\cdot 3kT, \qquad (5)$$

де $N_A = R / k$ число Авогадро (N_A = 6,05· 10^{23} 1/моль).

Використовуючи перше начало термодинаміки

$$Q = \Delta U + A \qquad (6)$$

де Q - кількість теплоти підведена до системи, A - робота системи проти зовнішніх сил при розширенні, $U = U_2 - U_1$ - зміна внутрішньої енергії системи, а також рівняння (1)-(5) з врахуванням незначної зміни об'єму системи, а значить і можливістю знехтувати величиною A, одержимо

$$C = \mu c = \frac{\mu Q}{m(t_2 - t_1)} = \frac{\mu m(T_2 - T_1)}{m\mu(t_2 - t_1)} \frac{R}{k} 3k = 3R \qquad (7)$$

- молярна теплоємність всіх хімічно простих тіл в кристалічному стані однакова, незмінна і дорівнює трьом універсальним газовим сталим. Це твердження і є встановлений дослідним шляхом закон Дюлонга-Пті (1819).

В більш загальному випадку, коли тверде тіло є хімічною сполукою, і у вузлах кристалічної решітки знаходяться або молекули, що складаються з кількох атомів (молекулярні кристали), або полярні іони різних хімічних елементів (іонні кристали), справедливий закон Джоуля-Коппа (1864), згідно якому молярна теплоємність твердої сполуки дорівнює сумі молярних (атомних) теплоємностей елементів, з яких вона складається

$$C = C_1 + C_2 + ... + C_n = 3\,R\;\; n, \qquad (8)$$

де n - число атомів в молекулі твердої сполуки.

Рідкі та тверді кристалічні речовини демонструють низку схожих властивостей, що підкреслює їхню близькість у фізичному плані. У рідинах, попри відсутність глобальної впорядкованості, на коротких дистанціях все ж існує локальна організація молекул, відома як ближній порядок, яка нагадує структурні особливості кристалічних матеріалів. Аналогічно до твердих тіл, рідини підтримують стабільний об'єм, і в процесі переходу до кристалічної фази цей об'єм практично не змінюється, що свідчить про збереження компактності молекулярної упаковки. Крім того, при переохолодженні рідини здатні перетворюватися на аморфні тверді стани, які характеризуються високою жорсткістю та стійкістю до механічних навантажень, подібно до склоподібних матеріалів. Теплофізичні параметри, такі як теплопровідність чи теплоємність, а також електричні характеристики рідин часто виявляють значну подібність до тих, що

спостерігаються в їхніх кристалічних аналогах, що робить їх вивчення взаємопов'язаним. З цієї причини рідкий і твердий стани матерії нерідко класифікують як єдину категорію під назвою конденсований стан речовини, що дозволяє уніфікувати підходи до їхнього опису в фізиці та матеріалознавстві.

У сфері ветеринарної медицини та загальної медичної практики активно використовують нагріті або охолоджені предмети для спрямованого термічного впливу на окремі ділянки організму, що сприяє лікувальному ефекту. Найпоширенішим вибором для таких процедур є саме рідини, оскільки вони доступні, легко адаптуються до форми тіла та забезпечують ефективну теплопередачу. Для досягнення тривалого ефекту нагрівання або охолодження ключовим є використання матеріалів з високою питомою теплоємністю, яка дозволяє зберігати температуру протягом тривалого часу без швидкої втрати енергії. Саме такі якості притаманні воді, парафіну, лікувальним грязям та іншим подібним субстанціям, які широко застосовуються в фізіотерапії для лікування запалень, травм чи хронічних захворювань. Наприклад, вода, як універсальний теплоносій, не тільки має високу теплоємність (близько 4,18 Дж/г·К при кімнатній температурі), але й є біосумісною, що робить її ідеальною для компресів чи ванн.

Показники теплоємності також відіграють важливу роль у харчовій промисловості, де вони слугують інструментом для контролю якості продуктів. Зокрема, теплоємність може бути індикатором свіжості харчових товарів або рівня вмісту жиру в них, оскільки зміна цих параметрів впливає на термодинамічні властивості. Наприклад, у молочних продуктах вищий вміст жиру знижує теплоємність через меншу кількість води, що дозволяє використовувати калориметричні методи для швидкої оцінки складу без складних хімічних аналізів.

Особливої уваги вимагає проблема вимірювання теплоємності біологічних систем, особливо складних організмів, таких як людина чи тварини в їхній цілісності. Це зумовлено здатністю живих систем до саморегуляції, зокрема до механізмів терморегуляції, які підтримують постійну внутрішню температуру незалежно від зовнішніх умов, ускладнюючи ізоляцію теплових ефектів. Крім того, постійна взаємодія біологічних об'єктів з навколишнім середовищем, включаючи теплообмін через дихання, випаровування чи конвекцію, додає значних похибок у процесі точного

визначення теплоємності всього організму як єдиної системи. Водночас, для окремих компонентів організму, таких як біологічні рідини, вимірювання теплоємності не становить серйозних труднощів і може проводитися стандартними калориметричними методами. Наприклад, теплоємність крові тісно пов'язана з її електрофізіологічними властивостями, такими як провідність, а також з теплопровідністю та в'язкістю, що робить ці вимірювання корисними для швидкого моніторингу фізіологічного стану. У клінічній практиці такі кореляції дозволяють використовувати теплоємність як маркер для діагностики порушень, наприклад, зневоднення чи запальних процесів.

У цій лабораторній роботі теплоємність досліджуваної рідини встановлюється за допомогою експериментального підходу, що базується на порівнянні енергії, необхідної для нагрівання заданої маси рідини, з виразом через її питому теплоємність. Цей метод забезпечує практичне розуміння термодинамічних процесів і може бути адаптований для різних речовин.

Використовуючи електричний нагрівач, температура калориметра підвищується від початкового значення t1 до кінцевого t2, що дозволяє контролювати процес. При умові повільного нагрівання забезпечується рівномірність температури як у всьому об'ємі калориметра, так і в досліджуваній рідині, яка його заповнює, що мінімізує градієнти та підвищує точність. Експеримент проводиться у два етапи: спочатку нагрівається порожній калориметр, а потім — калориметр, заповнений рідиною. У кожному випадку фіксується час нагрівання, позначений як τ1 для першого випадку та τ2 для другого, що слугує основою для подальших розрахунків.

Рівняння теплового балансу для кожного випадку можна сформулювати відповідно:

$$Q_1 = Q_k + q_1;\ Q_2 = Q_k + Q_p + q_2, \qquad (9)$$

де Q_1 і Q_2 кількості теплоти, передані нагрівачем в обох випадках; Q_k - кількість теплоти, затрачена на нагрівання калориметра; Q_p - кількість теплоти, затрачена на нагрівання досліджуваної рідини; q_1 *і* q_2 - втрати теплоти в оточуюче середовище та теплоізоляцію в процесі нагрівання калориметра.

Враховуючи, що нагрівання в обох випадках зручно проводити при однакових потужностях струму в нагрівану, то за законом Джоуля-Ленца можна записати:

$$Q_1 = I\,U\,\tau_1;\ Q_1 = I\,U\,\tau_2, \qquad (10)$$

де I - сила струму та U - напруга на нагрівальній спіралі. Температура захисного кожуха калориметра під час роботи практично не відрізняється від кімнатної, внаслідок чого можна знехтувати втратами теплоти в оточуюче середовище, тобто вважати q_1 і q_2, а тим більше їх різницю $(q_2 - q_1)$, малими порівняно з кількістю теплоти, затраченої на нагрівання досліджуваної рідини та калориметра. Тоді з (9), (10) та (1) одержимо:

$$Q_p = Q_2 - Q_1 = I\,U\,(\tau_2 - \tau_1) = cm\,(t_2 - t_1) \qquad (11)$$

Припускаючи, що питома теплоємність досліджуваної рідини с є постійною величиною, яка не залежить від температури в межах експерименту, ми отримаємо лінійну залежність часу нагрівання цієї рідини τ_2 від різниці температур $(t_2 - t_1)$. Така залежність випливає з основних рівнянь теплового балансу і є фундаментальною для калориметричних методів, оскільки дозволяє спростити розрахунки та підвищити точність визначення термодинамічних параметрів.

$$\tau_2 - \tau_1 = c\frac{m}{IU}(t_2 - t_1) \qquad (12)$$

Цю залежність можна підтвердити на практиці шляхом проведення серії вимірювань, де задаються кілька послідовних значень кінцевої температури t_2, наприклад $(t_2)_1$, $(t_2)_2$, $(t_2)_3$ тощо, а потім фіксуються відповідні значення часу нагрівання τ_2: $(\tau 2)1$, $(\tau 2)2$, $(\tau_2)_3$ і так далі. Такий підхід не тільки верифікує теоретичну модель, але й дозволяє врахувати можливі похибки, пов'язані з тепловими втратами чи нерівномірністю нагріву. Питома теплоємність досліджуваної рідини с обчислюється за формулою (12), при цьому застосовується графічне усереднення вказаної залежності, що допомагає згладити випадкові відхилення та отримати більш надійне середнє значення, як це прийнято в експериментальній фізиці для обробки даних.

Отже, суть визначення теплоємності досліджуваних рідин за цим методом полягає в реєстрації часів нагрівання: спочатку для порожнього калориметра τ_1, а потім для калориметра, заповненого рідиною, τ_2, при переході від початкової температури t_1 до заданої кінцевої t_2, з утриманням постійної потужності нагрівання. Цей метод є простим і ефективним, оскільки базується на порівняльному принципі, що мінімізує вплив зовнішніх факторів, таких як теплові втрати в навколишнє середовище, і широко застосовується в лабораторних практикумах для вивчення термодинаміки рідин.

Експериментальна установка для вимірювання теплоємності рідин включає калориметр як основний елемент та електронно-вимірювальний блок для точної реєстрації даних. Така комбінація забезпечує контрольовані умови та автоматизацію процесу, що підвищує відтворюваність результатів.

Калориметр спеціально розроблений для нагрівання фіксованого об'єму досліджуваної рідини і має форму латунного конічного корпусу з отвором у верхній частині, куди вставляється спеціальний тонкостінний латунний стакан для розміщення рідини. Це конструктивне рішення дозволяє уникнути прямого контакту рідини з нагрівальними елементами, запобігаючи корозії чи забрудненню. Отвір калориметра герметично закривається теплоізолюючою кришкою, що мінімізує теплові втрати через конвекцію чи випромінювання. На зовнішній поверхні латунного корпусу закріплена нагрівальна спіраль, яка забезпечує рівномірне розподілення тепла по всьому об'єму. Крім того, корпус калориметра додатково теплоізольований ззовні, наприклад, за допомогою матеріалів на основі пінополістиролу чи вакуумної ізоляції, що відповідає стандартним вимогам до калориметричних приладів для зменшення впливу зовнішньої температури.

Для точного вимірювання температури калориметра в його корпус інтегрований напівпровідниковий датчик або традиційний термометр, залежно від модифікації установки. Ці пристрої дозволяють фіксувати зміни температури з високою роздільною здатністю, що є критичним для розрахунків теплоємності. Значення температури відображаються за допомогою цифрового індикатора на електронно-вимірювальному блоці або безпосередньо на шкалі термометра, що полегшує моніторинг процесу в реальному часі та сприяє точному визначенню моментів досягнення t_1 та t_2.

У цій роботі нагрівання калориметра відбувається за допомогою електричного нагрівача, підключеного до окремого джерела постійного струму низької напруги ($U < 30$ В). Блок живлення забезпечує подачу енергії на нагрівач і дозволяє регулювати напругу та силу струму. Для контролю параметрів кола використовуються стандартні вимірювальні прилади: вольтметр підключається паралельно до нагрівача для вимірювання напруги, а амперметр — послідовно для вимірювання сили струму.

Тривалість нагрівання визначається за допомогою секундоміра, який запускається вручну кнопкою «Старт» і зупиняється натисканням кнопки «Стоп». При необхідності

можна зафіксувати проміжні значення часу, а після завершення досліду секундомір скидається у нульове положення і готовий до повторного використання.

Таким чином, у ході експерименту величини напруги та сили струму визначаються безпосередньо вольтметром і амперметром, а тривалість процесу — секундоміром. На основі отриманих даних обчислюється кількість теплоти, переданої рідині, і визначається її питома теплоємність.

1. Прочитайте інструкцію до лабораторної роботи і уважно ознайомтесь з установкою.

2. Переконайтесь, що блок живлення вимкнуто, знаходяться в крайньому лівому положенні.

3. З'єднайте кабель, що йде від калориметра, з електронно-вимірювальним блоком, після чого підключіть електронно-вимірювальний блок до мережі, тумблер "Мережа" переведіть в положення "Вкл".

4. Перевірте роботу секундоміра (або використайте секундомір на телефоні).

5. Щільно закрийте кришку калориметра разом із порожнім стаканом для досліджуваної рідини і включіть тумблер нагріву. Перемикачами виставте задану викладачем напругу на нагрівальній спіралі (наближено 20-30 В). Зафіксуйте струм нагріву.

6. Виберіть значення температури t_1 (порядка 30°С) і при досягненні цієї температури калориметром включіть секундомір.

7. Проведіть серію вимірювань часу нагрівання порожнього калориметра від вихідної температури до заданої температури t_2, причому в якості t_2 візьміть декілька (3-6) послідовних значень температури з інтервалом 2-4°С.

8. Після закінчення вимірювань виключить нагрів, відкрийте кришку калориметра і охолодіть калориметр з стаканом нижче вихідної температури t_1.

9. Зваживши латунний тонкостінний стакан калориметра, заповніть його досліджуваною рідиною до граничної позначки і знову зважте на терезах. Визначте масу m досліджуваної рідини в стакані.

10. Помістіть заповнений стакан в калориметр. Щільно закрийте кришку калориметра і зачекайте декілька хвилин до вирівнювання температури калориметра і досліджуваної рідини в стакані.

11. Увімкніть нагрів калориметра при тих же параметрах I і U, як і в випадку порожнього калориметра.

12. При досягненні калориметром температури t_1 увімкніть секундомір і проведіть виміри часу нагрівання до тих же значень температури t_2, як і в пункті 7.

13. Після закінчення вимірювань приведіть установку до початкового стану. Результати вимірювань занесіть в таблицю.

14. Побудуйте графік залежності $\tau_2 - \tau_1 = f(t_2 - t_1)$ і за середнім нахилом одержаної прямої визначте згідно з формулою (12) коефіцієнт $c = IU/m \cdot (\tau_2 - \tau_1)/(t_2 - t_1)$ а з нього і середнє значення питомої теплоємності досліджуваної рідини..

15. Виходячи з заданої викладачем молярної маси досліджуваної рідини, обчисліть молярну теплоємність і порівняйте її з законом Дюлонга-Пті або Джоуля-Коппа.

Таблиця

m	U	I	t_1	t_2	t_2-t_1	τ_1	τ_2	$\tau_2 - \tau_1$

Питання для контролю знань

1. Дайте визначення питомої теплоємності речовини та вкажіть її одиниці вимірювання в системі СІ.
2. Сформулюйте закон збереження енергії у контексті вимірювання теплоємності рідин (метод змішування).
3. Поясніть, що таке теплоємність калориметра і для чого необхідно її враховувати у розрахунках.
4. Чому вода має аномально високу питому теплоємність, і яке це має значення для терморегуляції біологічних систем?
5. Які основні джерела похибок можуть виникнути при визначенні теплоємності рідини методом змішування?

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА

МАГНІТОТЕРАПІЯ ТА АПАРАТИ ДЛЯ НИЗЬКОЧАСТОТНОЇ МАГНІТОТЕРАПІЇ.

Мета роботи: є дослідження природи власних фізичних полів людського **організму** та встановлення механізмів їх виникнення. Особливу увагу приділено аналізу спектральних діапазонів електромагнітного випромінювання біологічних об'єктів **та** експериментальному вивченню впливу магнітної індукції на функціональний стан організму людини з використанням апарата низькочастотної магнітотерапії**.**

Прилади та обладнання: апарат для низькочастотної магнітотерапії МАГ-30-4**;** індикатор магнітної індукції (для візуального контролю магнітного поля); мілітесламетр (вимірювальний прилад для визначення магнітної індукції у межах мТл).

Теоретичні відомості

Власні фізичні поля організму людини.

Фізіологічні процеси, які безперервно відбуваються в організмі людини, супроводжуються утворенням різних типів фізичних полів. Сукупність цих полів прийнято називати власними фізичними полями біологічного об'єкта, або ендогенними полями. Їх виникнення пов'язано з функціональною активністю клітин, тканин та органів, а також із динамікою міжклітинних взаємодій і процесами енергетичного обміну.

Організм людини генерує два основні типи фізичних полів:

- електромагнітні поля, які формуються внаслідок електричної активності живих тканин (генерація потенціалів дії в нейронах, електрична активність міокарда, мембранна поляризація клітин тощо);
- акустичні поля, що виникають у результаті механічних коливань біологічних структур (наприклад, рух крові судинами або робота серцевого м'яза).

Електромагнітні поля тіла людини є наслідком узгодженого переміщення заряджених частинок у тканинах. Важливо зазначити, що не лише внутрішні процеси, а й зовнішні фактори, наприклад, трибоелектричні заряди, які виникають при терті одягу об шкіру, також можуть спричиняти слабкі електромагнітні сигнали. Довжини хвиль

електромагнітного випромінювання, характерні для людського організму, охоплюють широкий діапазон — від радіохвиль (~60 см) до оптичного випромінювання (~0,5 мкм). Залежно від фізичних характеристик поля виділяють такі основні діапазони:

- низькочастотні електричні та магнітні поля, що виникають при функціонуванні внутрішніх органів;
- радіохвилі надвисоких частот (НВЧ) з довжиною хвиль 3–60 см, які можуть генеруватися тканинами під час метаболічної активності;
- інфрачервоне випромінювання (3–10 мкм), пов'язане з тепловим випромінюванням поверхні тіла;
- оптичне (видиме) випромінювання приблизно 0,5 мкм, що формується переважно внаслідок біофотонних реакцій у клітинах.

Акустичні поля в біологічних системах

Крім електромагнітних полів, організм також є джерелом акустичних коливань — механічних хвиль, що поширюються в рідинних та твердих середовищах. Їх походження пов'язане з рядом фізіологічних процесів, таких як:

- робота серця та рух клапанів,
- пульсація крові в судинах,
- механічні властивості легеневої вентиляції,
- кохлеарне випромінювання у внутрішньому вусі,
- тепловий рух атомів і молекул у тканинах.

Акустичні хвилі від тіла людини мають широкий діапазон частот — від інфразвуку 0,01 Гц до ультразвуку 10 МГц. Детально їх можна класифікувати так:

- інфразвукові хвилі (до 16 Гц), які виникають при рухах органів і змінах внутрішньотканинного тиску;
- низькочастотні звуки (нижче 10^3 Гц), характерні для біомеханіки рухів;
- кохлеарна емісія (~10^3 Гц), пов'язана з активністю внутрішнього вуха;
- звуковий діапазон (16–20 000 Гц), який людина може сприймати як слухові відчуття;
- ультразвукові хвилі (1–10 МГц), які застосовуються в медичній діагностиці для ультразвукової візуалізації (УЗД).

Використання фізичних полів у біомедичних технологіях

Аналіз властивостей власних фізичних полів організму дозволяє отримувати цінну інформацію про стан фізіологічних процесів. У сучасній медицині це використовується при:

- електродіагностиці (ЕЕГ, ЕКГ, ЕМГ, РЕГ),
- магнітній діагностиці (МЕГ — магнітоенцефалографія, МКГ — магнітокардіографія),
- ультразвукових дослідженнях (ехокардіографія, доплерографія),
- магнітотерапії та електротерапії, які застосовуються з лікувальною метою.

Таким чином, дослідження фізичних полів людини є важливим напрямом біомедичної інженерії, який поєднує фізику, фізіологію та технічні науки для створення діагностичного й терапевтичного обладнання.

Електричні та магнітні поля організму людини

Будь-яка жива клітина є джерелом електричної активності, оскільки має мембранний потенціал, який виникає внаслідок нерівномірного розподілу іонів по обидва боки клітинної мембрани. Цей потенціал змінюється під час фізіологічних процесів, зокрема при генеруванні потенціалів дії в нервових волокнах, а також під час скорочень м’язових клітин. Електричні процеси на клітинному рівні тісно пов’язані з діяльністю органів і організмових систем, тому сукупна електрична активність відображає загальний функціональний стан організму.

Для реєстрації змін електричного потенціалу у часі використовують електрограми — графічні залежності, що відображають амплітуду електричного сигналу як функцію часу. Наприклад, електрокардіограма (ЕКГ) дозволяє оцінити електричну активність серця, електроенцефалограма (ЕЕГ) — активність головного мозку, а електроміограма (ЕМГ) — роботу скелетних м’язів. Відповідні методи дослідження отримали назву електрографія, що є важливою складовою функціональної діагностики в медицині та біомедичній інженерії.

Магнітні поля біологічних систем

Електричні струми, що виникають у тканинах живого організму, завжди супроводжуються появою магнітних полів, згідно з законом Біо—Савара—Лапласа. На цьому базується метод магнітної діагностики. У сучасній біомедичній практиці застосовують такі неінвазивні методи:

• Магнітоенцефалографія (МЕГ) — реєструє надзвичайно слабкі магнітні поля, що генеруються нейронною активністю головного мозку;

• Магнітокардіографія (МКГ) — дозволяє досліджувати магнітні поля, що походять від електричної активності серцевого м'яза.

Магнітні сигнали біологічних об'єктів значно слабші за електричні, тому їх реєстрація є технічно складнішою. Для порівняння: магнітна індукція магнітного поля Землі становить приблизно $5 \cdot 10^{-5}$ Тл, тоді як магнітне поле серця має індукцію всього близько 10^{-11} Тл, а магнітне поле мозку — приблизно 10^{-13} Тл. Через це отримання магнітограм суттєво ускладнено впливом фонових електромагнітних перешкод.

Для виділення власного магнітного поля організму використовують диференційний метод вимірювання, при якому магнітну індукцію вимірюють у двох точках: безпосередньо біля поверхні тіла (B_1) та на деякій відстані від нього (B_2). Різниця ($B_1 - B_2$) дозволяє компенсувати фон Землі та техногенні шуми, забезпечуючи виділення власного біомагнітного сигналу пацієнта.

Магнітографія та її переваги

Магнітографія — це метод візуалізації магнітних полів біологічних структур. Вона дозволяє отримувати просторову картину розподілу магнітного поля органа, шляхом послідовної реєстрації магнітограм на різних ділянках тіла. На відміну від електрографії, магнітний метод є більш локалізованим і чутливим, оскільки магнітні поля краще проходять через біологічні тканини й не зазнають значного екранування, як електричні поля.

Серед основних переваг магнітографії:

• можливість точно визначати локалізацію джерела біомагнітного поля з точністю до 1 см;

• висока інформативність при аналізі просторових джерел електричної активності;

• відсутність необхідності в накладанні електродів на шкіру.

Завдяки своїй безпечності та високій інформативності, магнітографія використовується не лише в кардіології, а й у перинатальній медицині — наприклад, для дослідження серцевої активності плода.

Магнітотерапія

Окремим напрямом застосування магнітних полів у медицині є магнітотерапія — метод фізіотерапії, що використовує вплив постійних або змінних магнітних полів з лікувальною метою. Дія магнітного поля сприяє:

- покращенню мікроциркуляції крові;
- зменшенню запальних процесів;
- стимуляції регенерації тканин;
- нормалізації судинного тонусу;
- знеболюючому ефекту.

Фізичною основою виникнення магнітного ефекту є явище магнітної індукції B, яка виникає під час протікання електричного струму провідником у магнітному полі. Це явище описується законом електромагнітної індукції Фарадея (див. рис. 1), який у векторній формі пояснюють також правилом трьох пальців правої руки. Саме ці фундаментальні фізичні закономірності покладено в основу медичного обладнання для магнітотерапії.

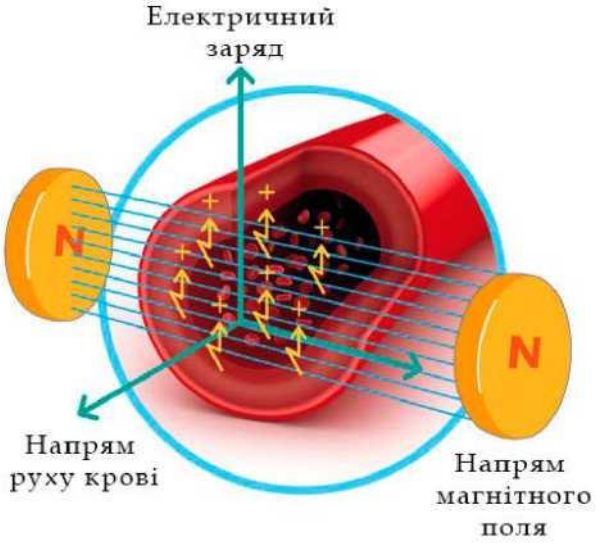


Рис.1. Напрям електричної сили відносно орієнтації магнітного поля

Він досліджує взаємозв'язок між напрямком електричної сили, напрямком рухається провідника і орієнтацією статичного магнітного поля. Коли ми докладаємо магніти до шкіри, кров стає рухомим провідником і, отже, там, де утворюються електричні заряди. Ці електричні заряди викликають утворення природних знеболюючих речовин.

Магнітна терапія - безпечний, неінвазивний метод застосування магнітних полів до тіла в терапевтичних цілях. Інтенсивність магнітотерапії зображено на рис.2.

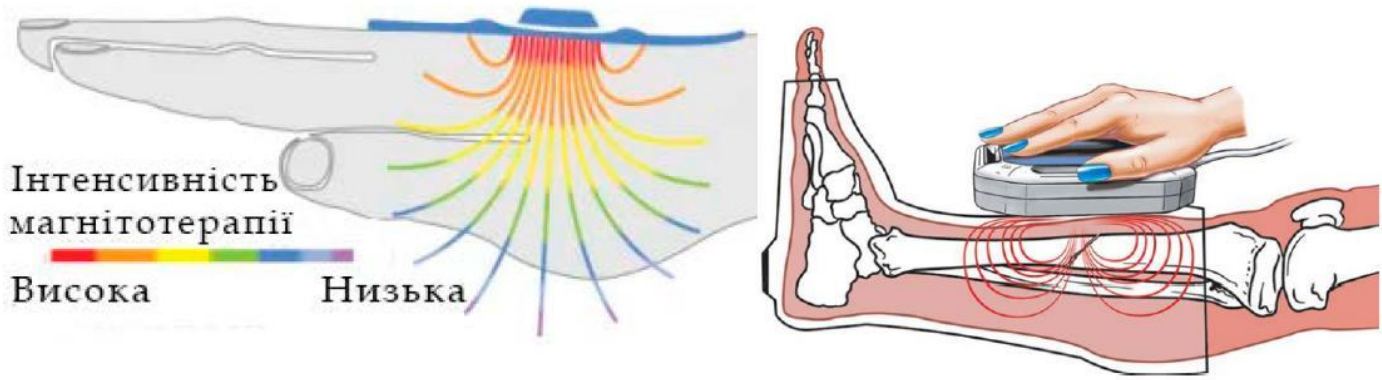


Рис.2. Магнітотерапія:

а) розподілення інтенсивності дії при магнітотерапії; б) вплив та глибина дії апаратом

Вплив апаратом для низькочастотної магнітотерапії прискорює природний процес загоєння, забезпечує природне полегшення болю, полегшення болю при артриті і покращує сон без будь-яких побічних ефектів.

Хід роботи

1. Ознайомитись з будовою апарату для низькочастотної магнітотерапії МАГ-30-4 (технічні характеристики представлені в табл.1), що являє собою джерело неоднорідного перемінного магнітного поля та вимірювачем магнітної індукції - тесламетром, що зображені на рис.3.

Рис.3. Загальний вигляд приладів: а) апарат МАГ-30-4 для низькочастотної магнітотерапії: 1 - корпус, де робочою поверхнею є нижня сторона; 2 - підключення до

мережі; 3 - індикатор магнітної індукції; б) мілітесламетр Ф4356: 4- блок керування; 5- індикаторна шкала; 6 - датчик Холла для вимірювання магнітної індукції.

Дія магнітним полем не викликає появи ендогенного тепла, подразнення шкіри та суттєвого зростання температури в тканинах.

Таблиця 1. Технічні характеристики апарату МАГ

Технічні характеристики	**Параметри**
Амплітуда магнітної індукції поверхні апарату, мТл	10 - 30
Електроживлення апарата частота, Гц напруга, Вт	50 220
Граничне значення магнітної індукції на відстані 0,1 м від робочої поверхні апарата не перевищує, мТл.	0,5

2. Провести вимірювання магнітної індукції на робочій поверхні апаратом МАГ для низькочастотної магнітотерапії по трьом точкам, що були визначенні за допомогою індикатора. Результати виміру занести в таблицю 2.

$$\Delta B_i = B_i - B_{cp}\ ; \qquad \Delta_{cp} = \sum_{i=1}^{n} \frac{\Delta B_i}{n}\ ; \qquad \delta = \frac{\Delta_{cp}}{B_{cp}} \cdot 100\%$$

Таблиця 2. Результати дослідження

	Час дії, 10с	ΔB	Час дії, 30с	ΔB	Час дії, 120с	ΔB
Магнітна індукція B_1						
Магнітна індукція B_2						
Магнітна індукція B_3						
Середнє значення						
Δcp						
δ						

Питання для контролю знань

1. Опишіть фізичний принцип дії магнітотерапії на клітинному та молекулярному рівнях.
2. Назвіть основні фізичні параметри магнітного поля, які використовуються в низькочастотній магнітотерапії (форма, частота, індукція).
3. Які біофізичні ефекти (термічні, нетермічні) виникають у тканинах під дією низькочастотного магнітного поля?
4. Поясніть, чому низькочастотне магнітне поле має кращу проникну здатність у біологічні тканини порівняно з високочастотним електричним полем.

5. Яка структура типового апарату для низькочастотної магнітотерапії (назвіть основні функціональні блоки: генератор, індуктор)?

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА

ВИВЧЕННЯ ОСНОВНИХ БІОФІЗИЧНИХ ХАРАКТЕРИСТИК, ЯКІ ВИНИКАЮТЬ В СЕРЦЕВОМУ М'ЯЗІ ПІД ЧАС СЕРЦЕВОГО ЦИКЛУ.

Мета роботи: Ознайомитися та дослідити явища електричної активності, що виникає в період циклів серцевих скорочень за допомогою електрокардіографу.

Прилади та обладнання: Електрокардіограф .

Теоретичні відомості

Функціонування живого організму є складним комплексом процесів, що включає безперервний обмін речовин, енергетичні перетворення та інформаційну взаємодію. Однією з фундаментальних біофізичних основ цієї життєдіяльності є існування електричних явищ. Так, в біологічних тканинах постійно протікають іонні струми, зумовлені різницею електричних потенціалів між різними її ділянками. Відповідно до законів електромагнетизму, рух електричних зарядів (струм) створює навколо себе магнітне поле. Таким чином, і електрична, і магнітна компоненти активності біологічного об'єкта є прямими відображеннями інтенсивності його метаболічних процесів. Саме тому реєстрація та аналіз цих сигналів – біоелектричних та біомагнітних – становить основу сучасних методів функціональної діагностики, дозволяючи об'єктивно оцінити фізіологічний стан організму.

Електрокардіографія: біофізичні та фізіологічні аспекти

Система кровообігу, ключовим елементом якої є серце, виконує життєво важливу функцію транспортування крові. Ця система включає сам насос – серце, мережу кровоносних судин для перерозподілу крові, а також складні механізми нейрогуморальної регуляції.

Анатомічно серце є чотирикамерним м'язовим органом, розділеним поздовжньою перегородкою на ізольовані ліву та праву половини, кожна з яких, у свою чергу, поділяється на передсердя та шлуночок.

Фізіологія серця визначається набором ключових властивостей міокарда:

1. Збудливість – це здатність кардіоміоцитів відповідати на подразник генерацією потенціалу дії (ПД). Особливістю міокарду є значна тривалість ПД (до 300 мс порівняно з 2-3 мс у скелетних м'язах), що забезпечує достатній час для скорочення

та викиду крові і запобігає тетанічному скороченню. Потенціал дії скоротливих кардіоміоцитів (рис.1) має п'ять чітких фаз:

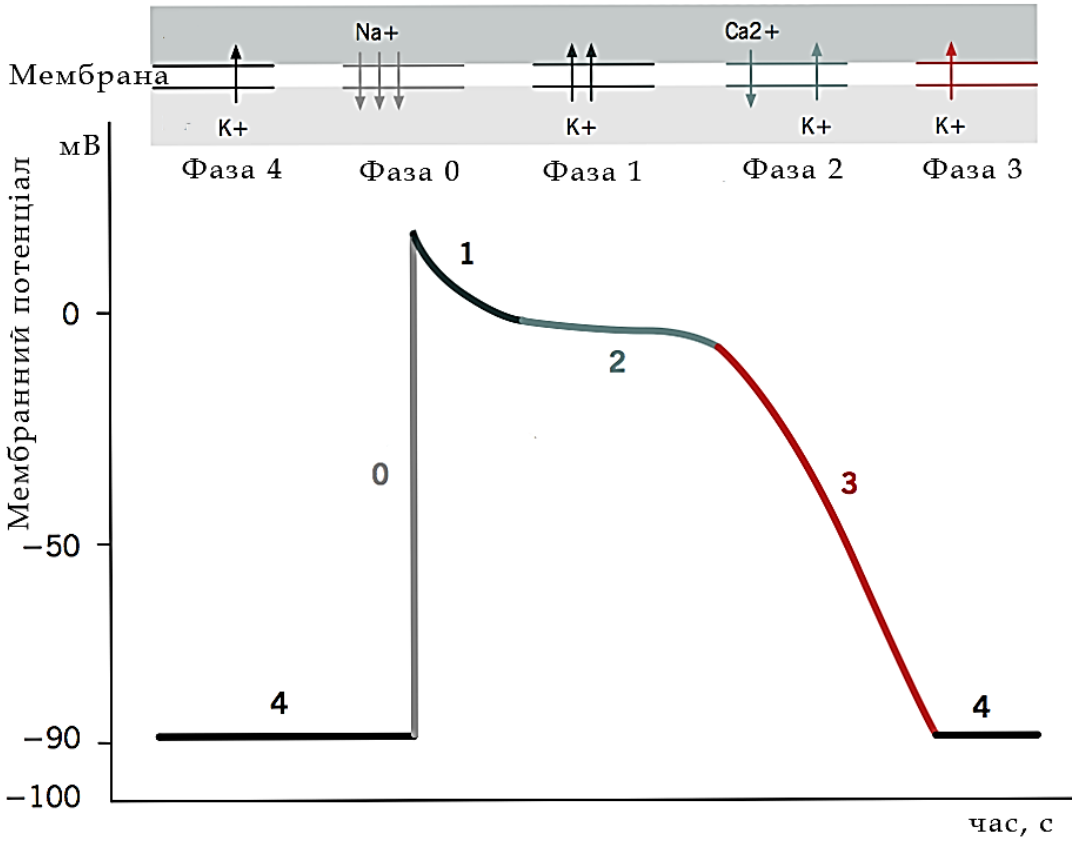


Рис.1. Розвиток потенціалу дії типових клітин міокарда шлуночків та періоди їх рефрактерності

- Фаза 0 (швидка деполяризація): Різке зростання мембранного потенціалу обумовлене інтенсивним вхідним потоком іонів Na^+ через швидкі натрієві канали.
- Фаза 1 (швидка початкова реполяризація): Інактивація натрієвих каналів та тимчасовий вихідний потік іонів K^+.
- Фаза 2 (плато): Ця унікальна для міокарду фаза підтримується балансом між повільним вхідним потоком іонів Ca^{2+} через L-тип кальцієвих каналів та вихідним потоком K^+. Надходження Ca^{2+} є ключовим для запуску механізму скорочення.
- Фаза 3 (кінцева реполяризація): Переважає вихідний потік K^+, що призводить до повернення мембранного потенціалу до рівня спокою.
- Фаза 4 (електрична діастола): Мембрана знаходиться в стані спокою; підтримка потенціалу спокою забезпечується головним чином K^+-каналами.

2. Провідність – здатність до швидкого розповсюдження збудження по спеціалізованим шляхам. Вона реалізується завдяки наявності щілинних контактів (нексусів), які забезпечують низькоомний електропровідний зв'язок між клітинами. Швидкість проведення не є однорідною:

- Атипові волокна провідної системи: 3-5 м/с.
- Типові (скоротливі) волокна робочого міокарду: передсердь – 0,8-1,0 м/с, шлуночків – 0,8-0,9 м/с.

3. Скоротливість – це властивість, що безпосередньо реалізує насосну функцію серця, проявляючись у збільшенні напруги або укороченні м'язових волокон. Важливо розрізняти електричне збудження (функція сарколеми та іонних каналів) та механічне скорочення (функція скоротих білків міофібрил).

4. Автоматизм – унікальна здатність серця спонтанно генерувати електричні імпульси без зовнішніх стимулів. Ця функція концентраційована в клітинах провідної системи, причому здатність до автоматизму розподілена за градієнтом:

- Синоатріальний вузол (СА-вузол): 60-80 імп./хв. (основний водій ритму).
- Атріовентрикулярний вузол (АВ-вузол): 40-50 імп./хв.
- Пучок Гіса: 30-40 імп./хв.
- Волокна Пуркіньє: близько 20 імп./хв.
- Така ієрархія забезпечує надійність роботи серця: якщо вищий центр автоматизму відмовляє, його функцію перебирає наступний за частотою.

5. Рефрактерність – це тимчасова нездатність збуджених клітин міокарда знову адекватно відреагувати на подразник. Цей захисний механізм запобігає надмірному стимулюванню та забезпечує ритмічність скорочень.

Серцевий цикл: основні фази та періоди

Діяльність серцевого м'яза характеризується ритмічним чергуванням фаз скорочення (систоли) та розслаблення (діастоли) у передсердях і шлуночках, що відбувається в строго визначеній хронологічній послідовності. Цей процес забезпечує ефективне просування крові через серцеві порожнини та судинну систему, підтримуючи гомеостаз організму. Повний серцевий цикл поділяється на три основні фази, кожна з яких має свої підперіоди та фізіологічні особливості. Розуміння цих фаз є ключовим для біомедичних інженерів, оскільки дозволяє моделювати серцеву динаміку в

комп'ютерних симуляціях та розробляти пристрої для моніторингу, такі як кардіомонітори чи протези клапанів.

Перша фаза серцевого циклу — це систола передсердь, яка триває приблизно 0,1 с за умови частоти серцевих скорочень (ЧСС) у межах 60–75 ударів на хвилину. У цей період м'язові волокна передсердь, розташовані навколо устій вен, починають скорочуватися, що призводить до поступового зростання тиску всередині передсердь до рівня близько 8 мм рт. ст. Така послідовність подій запобігає ретроградному потоку крові назад у вени завдяки створенню градієнта тиску, спрямованого від передсердь до шлуночків. Внаслідок цього до шлуночків надходить фінальна порція крові, об'єм якої коливається від 8% до 30% від загального об'єму, що заповнює шлуночки під час їхньої діастоли. Загалом, у порожнинах шлуночків накопичується 110–140 мл крові, що становить ударний об'єм, необхідний для подальшого викиду. Ця фаза є критичною для оптимізації наповнення шлуночків, і її порушення може призводити до зниження серцевого викиду, як це спостерігається при аритміях.

Друга фаза — систола шлуночків — розпочинається одразу після передсердної систоли і триває 0,33 с. Вона є найбільш інтенсивною частиною циклу, оскільки шлуночки генерують основний тиск для виштовхування крові в системний та легеневий кола кровообігу. Ця фаза деталізується на два основні періоди: період напруження, що займає 0,08 с, та період вигнання, який триває 0,25 с. У період напруження відбувається підготовка до активного викиду крові, де м'язові волокна шлуночків накопичують енергію для подолання опору клапанів та судин.

Період напруження, у свою чергу, включає дві підфази. Спочатку йде фаза асинхронного скорочення, яка триває 0,05 с: у цей час хвиля електричного збудження поширюється по міокарду шлуночків нерівномірно, але напруження стінок шлуночків та тиск у їхніх порожнинах залишаються стабільними. Рух крові через серцеві камери відсутній, а положення клапанів не змінюється, що створює "паузу" для синхронізації м'язової активності. Далі настає фаза ізометричного скорочення, тривалістю 0,03 с, коли тиск у шлуночках різко зростає через стиснення об'єму при фіксованому периметрі порожнин. Це призводить до закриття атріовентрикулярних клапанів (мітрального та тристулкового), а шлуночки скорочуються з повністю закритими клапанами. Внаслідок ізометричного напруження тиск підскакує від початкових 8 мм рт. ст. до 70–80 мм рт. ст.

за лічені миті, що достатньо для відкриття півмісяцевих клапанів (аортального та легенево-стовбурового). Така швидка зміна тиску є результатом еластичних властивостей міокарда та геометрії шлуночків, і її можна кількісно оцінити за допомогою ехокардіографії в клінічній практиці.

Перехід до періоду вигнання знаменує початок активного викиду крові. Він поділяється на фазу швидкого вигнання (0,12 с) та фазу повільного вигнання (0,13 с). Фаза швидкого вигнання активується миттєвим відкриттям півмісяцевих клапанів, щойно тиск у шлуночках перевищує тиск в аорті чи легеневому стовбурі. Шлуночки інтенсивно скорочуються, виштовхуючи значний об'єм крові в артерії, що супроводжується піковим зростанням тиску в аорті до 130–140 мм рт. ст. Цей процес забезпечує максимальний градієнт тиску для ефективного перфузійного тиску в периферичних тканинах. У фазі повільного вигнання скорочення триває, але інтенсивність знижується: шлуночки викидають менший об'єм крові, тоді як відтік з аорти та легеневої артерії перевищує приплив, що призводить до зменшення градієнта тиску між шлуночками та судинами. Загалом, протягом усього періоду вигнання шлуночки виштовхують близько 50% від загального об'єму крові, що заповнював їх на початку систоли. Цей коефіцієнт викиду є ключовим параметром для оцінки серцевої функції в біомедичній діагностиці, наприклад, за допомогою ультразвукових методів.

Третя фаза серцевого циклу — діастола шлуночків — представляє собою фазу загальної релаксації, коли всі чотири камери серця розслаблені, і триває 0,47 с. Вона забезпечує відновлення ресурсів міокарда та пасивне наповнення шлуночків, що є основою для наступного циклу. Діастола складається з трьох послідовних періодів: протодіастолічного, ізометричного розслаблення та наповнення шлуночків.

Протодіастолічний період, тривалістю 0,04 с, є початковою стадією розслаблення шлуночків, яка завершується закриттям півмісяцевих клапанів. Розслаблення м'язів знижує тиск у шлуночках нижче рівня в аорті та легеневому стовбурі, що ініціює реверсний градієнт тиску. Кров починає рухатися не лише периферично, але й частково назад до шлуночків, однак півмісяцеві клапани запобігають значному зворотному току, мінімізуючи регургітацію. Цей короткий період є перехідним і критичним для збереження ударного об'єму.

Наступний — період ізометричного розслаблення шлуночків (0,08 с) — характеризується повним розслабленням м'язів при закритих клапанах. У порожнинах шлуночків на цей момент залишається 70–80 мл крові (кінцевий діастолічний об'єм), а напруження міокарда та тиск у камерах поступово падають. Зниження тиску призводить до відкриття атріовентрикулярних клапанів, що сигналізує про початок фази наповнення. Цей період ілюструє еластичні властивості серцевого м'яза, які можна вивчати за допомогою моделювання напружено-деформованого стану в біомеханіці.

Період наповнення шлуночків кров'ю є найтривалішим і поділяється на три підфази, які забезпечують поступове заповнення до 110–140 мл. Фаза швидкого наповнення (0,08 с) починається з подальшого розслаблення шлуночків, коли тиск продовжує знижуватися, а кров пасивно надходить у порожнини за рахунок еластичного відскоку великих судин та венозного тиску. Далі йде фаза повільного наповнення (0,17 с), під час якої кров неквапливо перетікає з вен у передсердя, а звідти — у шлуночки, завдяки низькому градієнту тиску та капілярним ефектам. Нарешті, фаза наповнення, асоційована з систолою передсердь (0,1 с), додає останню порцію крові, посилюючи загальний об'єм на 8–30%. Ці підфази відображають баланс між пасивними та активними механізмами наповнення, що є основою для розробки штучних серцевих помп у біомедичній інженерії.

Робота серця не обмежується лише механічними змінами об'ємів і тисків — вона супроводжується також акустичними сигналами (тонами серця) та біоелектричними потенціалами, які виникають під час деполяризації та реполяризації міокарда. Механічні явища, такі як зміщення клапанів і вібрації стінок, генерують звуки, що реєструються фонокардіографією, тоді як електричні процеси є основою для неінвазивної діагностики. Серед методів вивчення електричних явищ виділяють електрокардіографію та векторкардіографію, які дозволяють візуалізувати просторову та часову динаміку серцевого збудження.

Електрокардіографією (ЕКГ) називається стандартний інструментальний метод, що передбачає реєстрацію та детальний аналіз біоелектричної активності серцевого м'яза під час фаз скорочення, як показано на рис. 2 (формула ЕКГ-кривої включає комплекси P, QRS, T, що відповідають деполяризації передсердь, шлуночків та реполяризації). Цей метод є фундаментальним у біомедичній інженерії для створення алгоритмів

автоматизованої інтерпретації ЕКГ, виявлення аритмій та інтеграції в телемедичні системи. Векторкардіографія доповнює ЕКГ, реконструюючи тривимірний векторний луп серцевого електричного поля, що корисне для оцінки гіпертрофії чи ішемії. Разом ці методи забезпечують комплексний моніторинг, базуючись на перевірених фізіологічних принципах, описаних у класичних працях з кардіології.

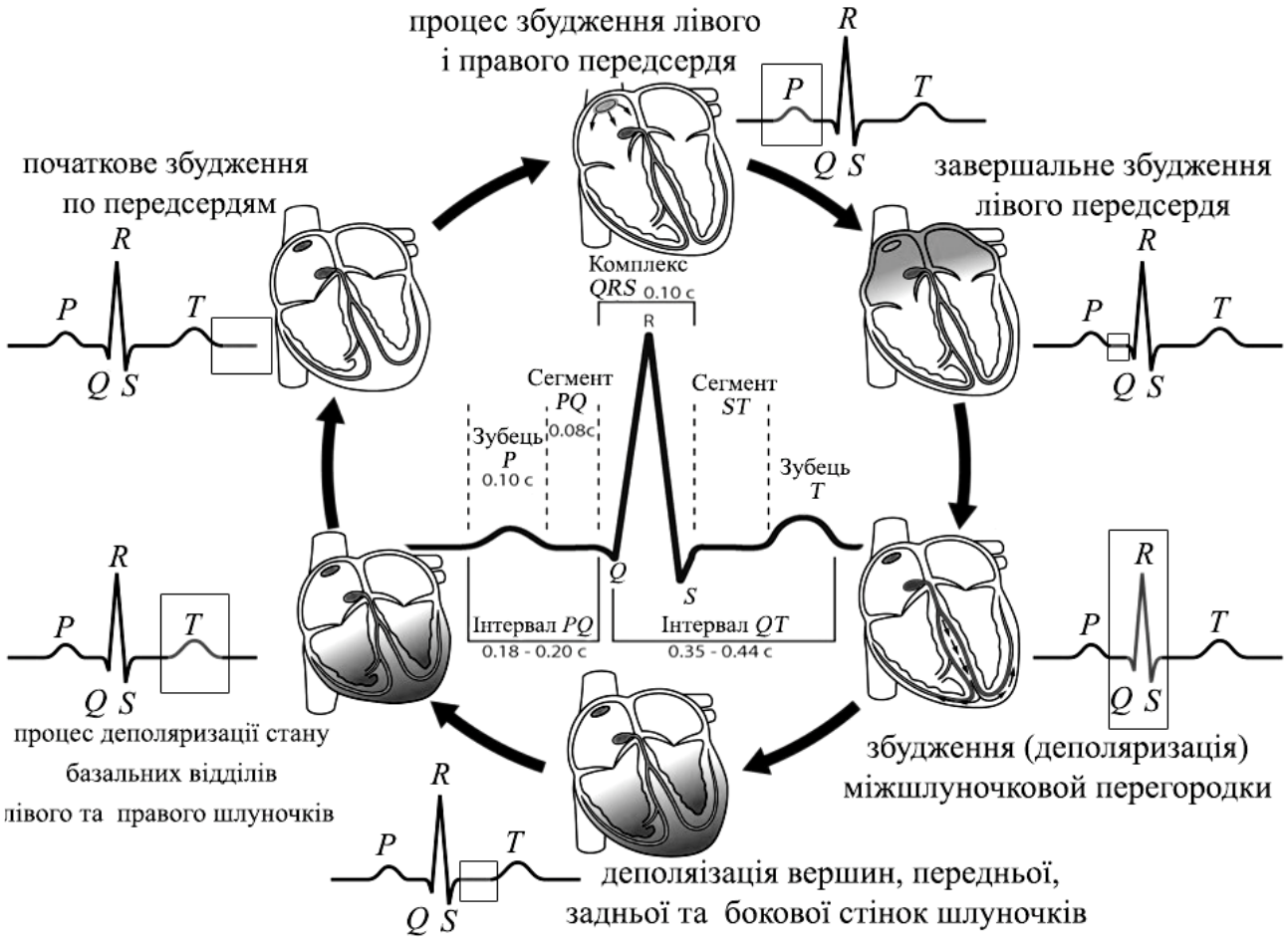


Рис. 2 Основні зубці їх виникнення та інтервали електрокардіограми

Фізичні основи та суть методу Електрокардіографії

Електрокардіографія (ЕКГ) є фундаментальним неінвазивним діагностичним методом, який дозволяє реєструвати електричні потенціали, що генеруються серцевим м’язом (міокардом) та поширюються по серцево-судинній системі (ССС), безпосередньо з поверхні тіла пацієнта. Ці електричні явища виникають протягом кожного серцевого циклу (СЦ) і відображають послідовність процесів деполяризації та реполяризації кардіоміоцитів.

Графічний запис цієї електричної активності називається електрокардіограмою (ЕКГ). По суті, ЕКГ являє собою часовий запис коливань різниці потенціалів, що виникають у серці як наслідок поширення хвилі збудження. Реєстрація ЕКГ

здійснюється за допомогою спеціалізованого приладу — електрокардіографа. Дані знімаються з певних точок на шкірі пацієнта, як правило, з верхніх і нижніх кінцівок, а також з певних позицій на грудній клітці. Це дозволяє отримати комплексну картину електричного вектора серця у різних проекціях (відведеннях).

Структурний Аналіз Електрокардіограми

На стандартній електрокардіограмі (рис. 3) ідентифікують п’ять ключових зубців (P,Q,R,S,T) та низку важливих часових інтервалів і сегментів (P−Q,Q−T,S−T,R−R).

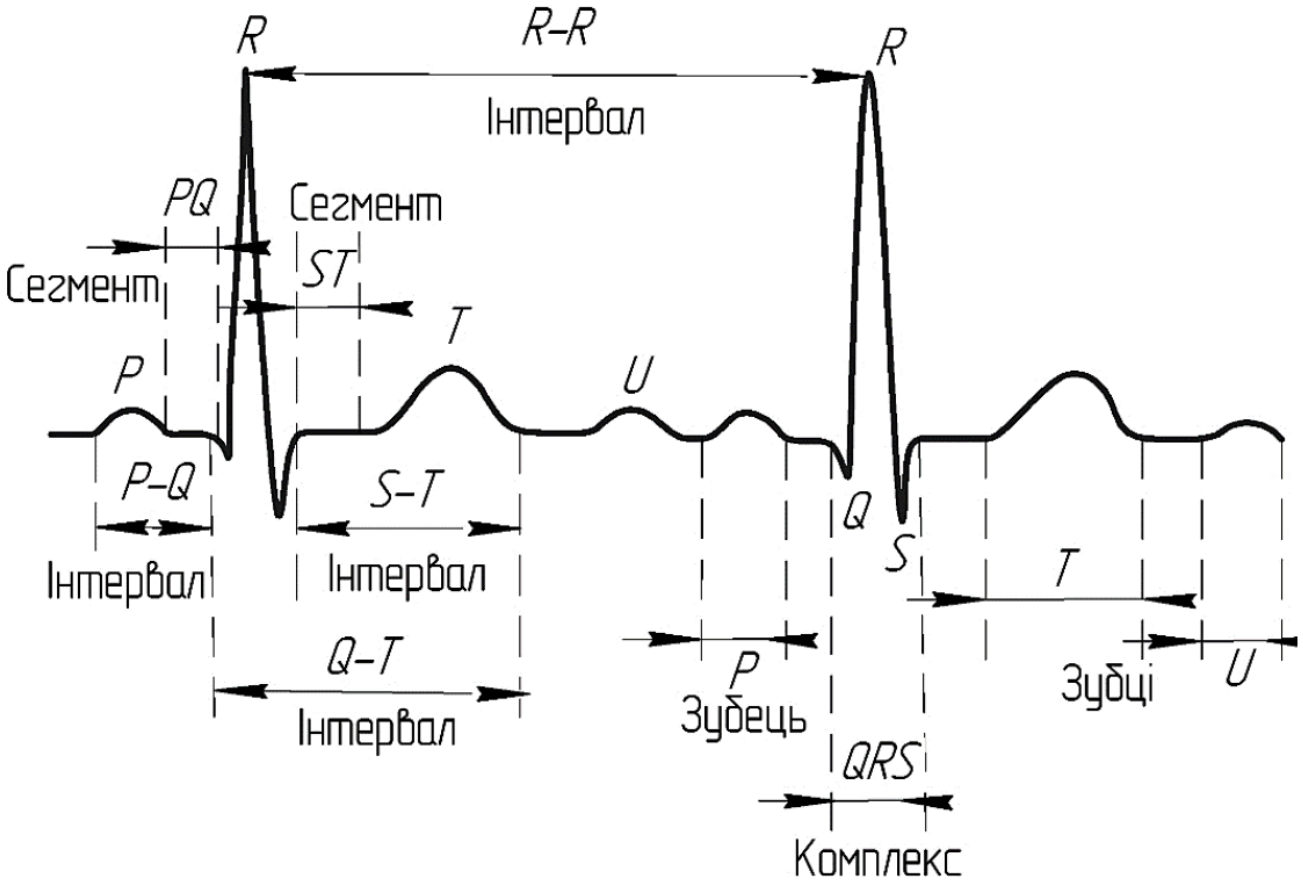


Рис.3. Електрокардіограма

Елемент	Спрямованість (відносно ізоелектричної лінії)	Характеристика
Зубці P, R, T	Позитивні (спрямовані вгору)	Відображають нормальне поширення збудження або його згасання.
Зубці Q, S	Негативні (спрямовані вниз)	Відображають специфічні етапи деполяризації.

Слід розрізняти сегмент — це відрізок, що позначає відстань між двома послідовними зубцями, і інтервал — який є сукупністю як мінімум одного зубця та прилеглого сегмента (наприклад, комплекси QRS та QRST).

Деталізація Зубців та Інтервалів

Зубець P

Цей перший зубець відображає процес деполяризації передсердь, тобто початок їхнього електричного збудження. У фізіологічній нормі зубець P є позитивним (спрямованим вгору) у більшості стандартних відведень.

Інтервал P-Q (або P-R)

Інтервал P−Q (часто позначається як P−R, якщо зубець Q відсутній) є ключовим показником часу. Він охоплює час, необхідний для деполяризації передсердь (власне, зубець P), а також час, потрібний для проведення збуджуючого імпульсу через атріовентрикулярне (передсердно-шлуночкове) з'єднання, пучок Гіса та його розгалуження. Відрізок від кінця зубця P до початку комплексу QRS називається сегментом P−Q. Тривалість інтервалу P−Q має обернену залежність від частоти серцевих скорочень (ЧСС). Чим вищою є ЧСС, тим, як правило, коротшим є інтервал P−Q. Для клінічної оцінки використовуються спеціальні таблиці, що показують залежність інтервалу P−Q від ЧСС. Табл. 1.

Таблиця 1 Тривалість інтервалу P-Q та залежність від ЧСС

ЧСС уд/хв	Тривалість інтервалу P-Q, с	Число серцевих скорочень, уд/хв	Тривалість інтервалу P-Q, с
40	0,2	90	0,145
50	0,19	100	0,135
60	0,175	110	0,13
70	0,16	120	0,125
80	0,15	130-160	0,12

Комплекс QRS: Деполяризація шлуночків

Комплекс QRS є найбільш потужним елементом ЕКГ і відображає деполяризацію шлуночків серця. Нормальна тривалість цього комплексу варіюється у вузьких межах, зазвичай від 0.06 до 0.09 с, а його максимальна амплітуда у фізіологічній нормі не перевищує 2.6 мВ.

- Зубець Q: Цей негативний зубець (спрямований вниз) символізує процес деполяризації міжшлуночкової перегородки. У нормі його амплітуда (глибина) не повинна перевищувати 25% від амплітуди наступного зубця R, а його тривалість, як

правило, не перевищує 0.03 с (амплітуда ≤0.6 мВ). Зубець Q не є обов'язковим елементом і може бути відсутнім у багатьох здорових осіб.

• Зубець R: Це найбільш високий позитивний зубець комплексу, який відображає поширення хвилі збудження через верхівку, передню, бокову та задню стінки шлуночків. Його висота в нормі зазвичай коливається у межах 0.5 до 2.5 мВ (що відповідає 6 до 16 мм на стандартному папері ЕКГ).

• Зубець S: Цей негативний зубець відображає процес збудження (деполяризації) основи шлуночків серця. Його амплітуда знаходиться в діапазоні від 0 до 6 мм, при цьому максимальна глибина зубця S у відведенні, де він найбільш виражений, зазвичай не повинна перевищувати 0.6 мВ.

Сегмент S-T

Сегмент S−T являє собою горизонтальний відрізок, що слідує за комплексом QRS і передує зубцю T. Він відповідає періоду, коли збудження шлуночків згасає, і починається повільна фаза їхньої реполяризації. Тривалість цього сегмента, що залежить від загальної роботи шлуночкового комплексу, коливається в діапазоні від 0 до 0.15 с. За відсутності зубця S, його можуть позначати як S−T сегмент.

Зубець T

Зубець T відображає процес швидкої реполяризації шлуночків, тобто їхнє відновлення до початкового електричного стану. Хоча в більшості відведень він є позитивним, у III відведенні він може бути негативним. Нормальна амплітуда зубця T становить приблизно від 1/8 до 2/3 амплітуди зубця R, а його тривалість часу, необхідна для повного відновлення, коливається від 0.1 до 0.25 с.

Інтервал Q-T

Інтервал Q−T охоплює час від початку деполяризації до повного завершення реполяризації шлуночків. Він, по суті, характеризує повну електричну систолу шлуночків. Тривалість цього інтервалу є функцією не лише ЧСС, але й залежить від багатьох інших фізіологічних факторів, що робить його важливим показником для оцінки ризику аритмій.

Для розрахунку належної (очікуваної) тривалості інтервалу Q−T використовується таблиця усереднених значень (наприклад, Таблиця 2) або емпірична формула Базета:

$$Q - T = K \cdot \sqrt{r}$$

У цій формулі r — це квадратний корінь з тривалості інтервалу R−R (виміряного в секундах), а K — коригуючий коефіцієнт, який становить 0.37 для чоловіків і 0.40 для жінок. Цей розрахунок дозволяє стандартизувати вимірювання Q−T з урахуванням індивідуальної частоти серцебиття.

Таблиця 2 Значення тривалості часу інтервалу Q-T в нормі при різній ЧСС

ЧСС, уд/хв	Тривалість інтервалу Q-T, с	ЧСС, уд/хв	Тривалість інтервалу Q-T, с
40-41	0,42-0,51	80-83	0,3-0,36
42-44	0,41-0,5	84-88	0,3-0,35
45-46	0,4-0,48	89-90	0,29-0,34
47-48	0,39-0,47	91-94	0,28-0,34
49-51	0,38-0,46	95-97	0,28-0,33
52-53	0,37-0,44	98-100	0,27-0,33
54-55	0,37-0,44	101-104	0,27-0,32
56-58	0,36-0,43	105-106	0,26-0,32
59-61	0,35-0,42	107-113	0,26-0,31
62-63	0,34-0,41	114-121	0,25-0,3
64-65	0,34-0,4	122-130	0,24-0,29
66-67	0,33-0,4	131-133	0,24-0,28
68-69	0,33-0,39	134-139	0,23-0,28
70-71	0,32-0,39	140-145	0,23-0,27
72-75	0,32-0,38	146-150	0,22-0,27
76-79	0,31-0,37	151-160	0,22-0,26

Систолічний показник (СП) характеризує поширення хвиль збудження по серцевому м'язу та є відношенням тривалості часу електричної систоли до тривалості часу всього серцевого циклу (у відсотках):

$$СП = (Q\text{-}T / R\text{-}R) \cdot 100\ \%$$

Зубець U відповідає періоду короткочасного підвищення збудливості міокарда шлуночків, яка наступає після закінчення електричної систоли лівого шлуночка та зустрічається рідко і особливого діагностичного значення немає.

Інтервал T-P відповідає стану спокою міокарда та у більшості випадків співпадає з ізоелектричною лінією ЕКГ.

Інтервал R-R характеризує тривалість часу серцевого циклу в секундах. В нормі всі інтервали R-R однакові і різниця між ними складає не більше ±10% від середньої тривалості інтервалів R-R.

Хід роботи

1. Ознайомтеся із будовою електрокардіографа, що зображений на рис.3 й принципами його роботи.

2. Протріть спиртом чи водопровідною водою ділянки шкіри, до яких прикріплюються електроди (з метою їхнього знежирення для зменшення опору та створення хорошого електричного контактного з'єднання).

3. Закріпіть електроди за допомогою гумового кріплення відповідно схемі вказаній на корпусі приладу. Електрокардіограф ввімкнути (для прогріву) за 5 - 10 хв до початку роботи. Проведіть калібрування приладу доки амплітуда коливань пера не буде дорівнювати 10 мм (міжнародний стандарт посилення: 1 мВ = 10 мм).

4. Установивши посилення, запишіть ЕКГ послідовно в трьох стандартних відведеннях. У кожнім відведенні зареєструйте 12-15 серцевих циклів. Випробуваний може перебувати в положенні лежачи або стоячи (при повному розслабленні м'язів кінцівок).

5. Проведіть повну розшифровку електрокардіограми, та дані занесіть у таблицю 3.

Таблиця 3. Результати дослідження стану серця

№ Відве-дення	P	R	T	P-Q	QRS	Q-T	R-R	Належна систола	Фактична систола	ЧСС
1										
2										
3										

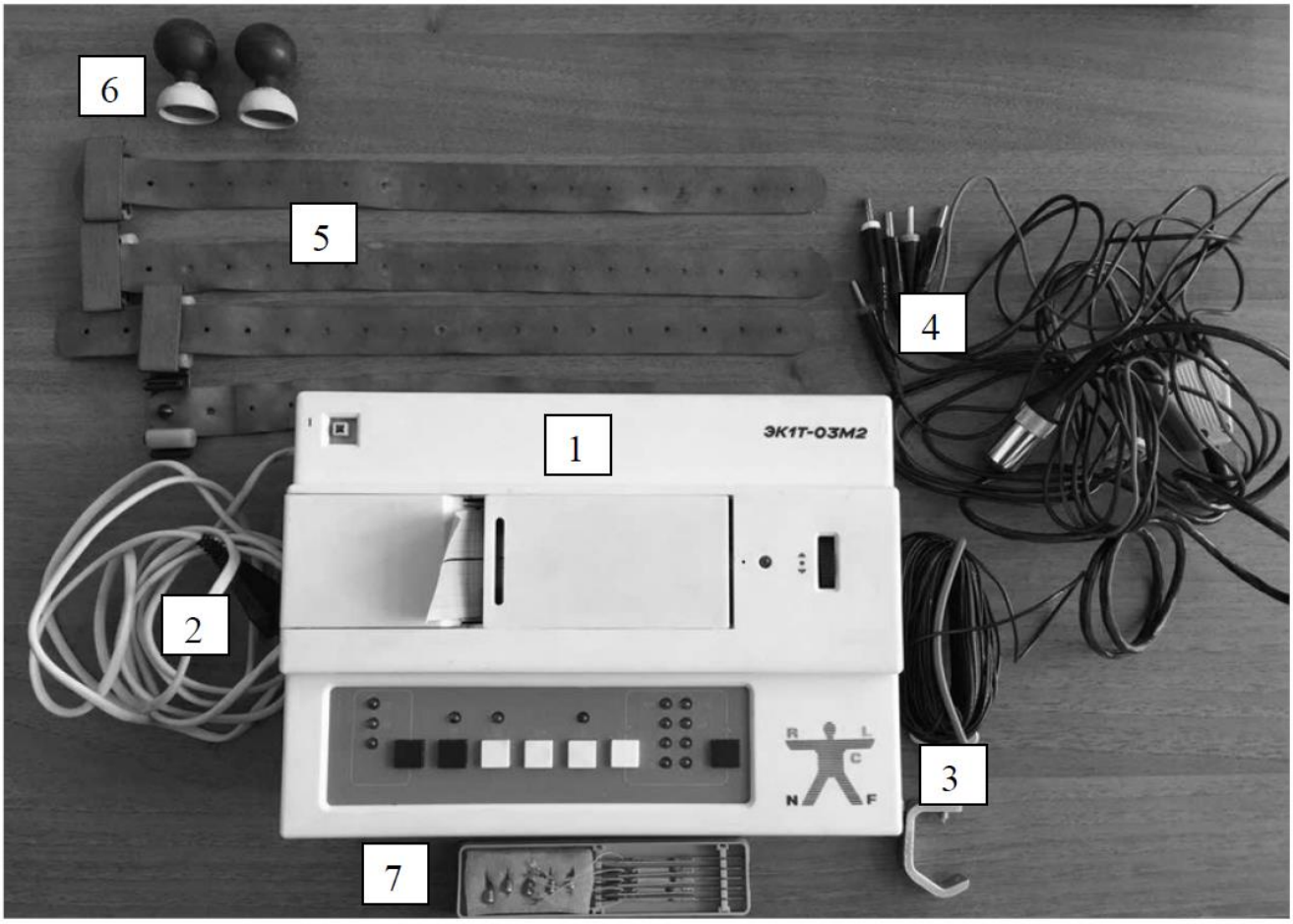


Рис.3. Укомплектування переносного електрокардіографа бригад швидкої допомоги ЕК1Т-03М2: 1- блок підсилення та реєстрації біоелектричних потенціалів серця; 2 - шнур для під'єднання до ~ 220В; 3- струбцина для під'єднання до контуру заземлення (-); 4- кабель відведень з наконечниками для під'єднання до відповідних електродів; 5- електроди з гумовими кріпленням; 6- грудні електроди, 7 - змінні елементи для реєстраційного блоку.

Питання для перевірки знань

1. Опишіть явище збудження та провідності у міокарді з точки зору іонних струмів та потенціалу дії.
2. Поясніть біофізичну сутність деполяризації та реполяризації шлуночків, які відображаються на ЕКГ-кривій.
3. Які біофізичні фактори визначають форму та амплітуду зубців P_1, QRS та T на електрокардіограмі?
4. Що таке вектор електричної осі серця, і як його визначення пов’язане з відведеннями ЕКГ?
5. Поясніть роль атріовентрикулярного вузла у затримці проведення імпульсу та його біофізичне значення для ефективності серцевого циклу.

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА

ФІЗИЧНА ДІЯ ВПЛИВУ ІМПУЛЬСНИМИ ЗМІННИМИ СИНУСОЇДАЛЬНИМИ СТРУМАМИ ВИСОКОЇ ЧАСТОТИ І НАПРУГИ.

Мета роботи: Вивчити вплив імпульсних змінних синусоїдальних струмів високої частоти та напруги на модель біологічної тканини за допомогою апарата для дарсонвалізації, зняти покази електричних параметрів та температури, виконати розрахунки теплового ефекту та імпедансу, оцінити характер дії електромагнітного поля.

Прилади та обладнання: Апарат для дарсонвалізації «КОРОНА», осцилограф, високовольтний пробник, амперметр, термометр, модель біологічної тканини (агаровий гель з додаванням солі для імітації провідності тканин, або фантом на основі сольового розчину), секундомір.

Теоретичні відомості

Основні характеристики електромагнітного поля.

Напруженість електричного поля (ЕП) це сила *F,* що діє на одиничний позитивний заряд *q:*

$$E = F / q$$

При дії ЕП напруженість є основним лікувальним фактором, тому що саме електрична сила змушує рухатися заряди (або системи зарядів) в біологічних тканинах (мембранах, клітинах, плазмі і т.д.).

Вектор електричної індукції D це характеристика електричного поля в середовищі, дорівнює сумі двох векторів: вектора напруженості зовнішнього електричного поля ***E*** і вектора поляризації ***P,*** що визначається електричними властивостями матеріалу і його здатністю змінювати зовнішнє електричне поле всередині матеріалу:

$$D = \varepsilon_0 \cdot E + P;$$

$$P = \varepsilon_0 \cdot \chi \cdot E;$$

$$D = \varepsilon_0 \cdot E + \varepsilon_0 \cdot \chi \cdot E;$$

$$D = \varepsilon_0 \cdot \varepsilon \cdot E$$

де χ - діелектрична сприйнятливість; ε - діелектрична проникливість (ε = χ +1).

Потенціал φ, різниця потенціалів *U* **-** енергетичні характеристики ЕП, що

характеризують роботу A по переміщенню одиничного заряду q в ЕП:

$$\varphi = \frac{A}{q}$$

Електричний струм ***i*** це впорядкований рух зарядів (кількісно визначається як швидкість змінювання заряду в часі):

$$i = \frac{dq}{dt}$$

Густина електричного струму ***j*** – характеризує величину заряду, що переноситься за одиницю часу крізь одиничну площинку, перпендикулярну струму

$$j = \frac{i}{S} \text{ або } j = \frac{1}{S} \cdot \frac{dq}{dt}.$$

Магнітна індукція ***B*** **–** силова характеристика магнітного поля, характеризує силу, що діє з боку МП на заряд, що рухається, або струмовий елемент $I \cdot l$. Вектор B також визначається співвідношенням моменту сил M до магнітного моменту P рамки з током ($P = I \cdot S$):

$$B = \frac{F}{q \cdot v} = \frac{F}{I \cdot l} = \frac{M}{P}.$$

В речовині вектор магнітної індукції B дорівнює сумі двох векторів: напруженості магнітного поля H і вектора намагнічування J. Вектор H визначає той вклад в магнітну індукцію B, який роблять зовнішні джерела струму, на відміну від вектора J, який характеризує магнітне поле, створюване власними зарядами, що рухаються в речовині:

$$B = \mu_0 \cdot H + J;$$
$$J = \mu \cdot \zeta \cdot H;$$
$$B = \mu_0 \cdot H + \mu_0 \cdot \zeta \cdot H;$$
$$B = \mu_0 \cdot \mu \cdot H$$

ς - магнітна сприйнятливість; р - магнітна проникність ($\mu = \varsigma + 1$).

Електричні Характеристики Біологічних Структур.

Біологічні тканини та органи демонструють різноманітні електричні опори, величина яких динамічно змінюється під впливом зовнішнього електричного струму. Хоча людське тіло в цілому виступає як провідник електричного струму, воно є

надзвичайно неоднорідним за своєю провідністю. Ця гетерогенність створює значні труднощі при точному вимірюванні повного електричного опору живих тканин.

У структурі організму виділяють ділянки з високою провідністю (низьким опором), такі як нервові тканини, кров, лімфа та інші біологічні рідини, які є по суті електролітними розчинами. Водночас існують структури з низькою провідністю (високим опором), до яких належать зовнішній шар шкіри, кісткова тканина та, найважливіше, клітинні мембрани (ліпідні бішари).

Слід підкреслити, що електричні властивості тканин формуються не лише за рахунок розчинених електролітів (іонів у рідинах, як-от цитоплазма чи позаклітинна рідина), але й завдяки наявності інших органічних компонентів (ліпіди, вуглеводи, білки). Ці речовини можуть проявляти властивості як діелектриків, так і напівпровідників, що робить електричну поведінку біотканин надзвичайно складною.

Основні Електричні Властивості Біотканин

Біологічні структури характеризуються комплексом взаємопов'язаних електричних властивостей:

1. Резистивні властивості (Активний Опір, R)

Проходження через біологічну тканину як постійного, так і змінного струму неминуче супроводжується виділенням теплової енергії (згідно із законом Джоуля-Ленца). Цей факт підтверджує наявність активного (омічного) опору R. Величина цього опору визначається розмірами досліджуваного об'єкта та його питомою електричною провідністю (σ), або оберненою величиною — питомим електричним опором ($\rho = 1/\sigma$).

Питома електрична провідність σ залежить від концентрації та рухливості носіїв заряду (іонів) у середовищі. Вона описується формулою:

$$\sigma = \sum n_i \cdot e_i \cdot z_i \cdot b_i$$

де n — концентрація зарядів, e і z — величина і валентність заряду, а b — рухливість відповідного іона.

2. Ємнісні властивості (Ємнісний Опір, X_C)

Про наявність ємнісних властивостей свідчить два ключових явища:

- Зменшення загального електричного опору тканини зі збільшенням частоти змінного струму.

- Випереджаючий зсув по фазі вектора струму відносно вектора напруги.

Ці характеристики є типовими для електричних кіл, що містять ємність (C). Оскільки біологічні тканини структурно складаються з шарів із високою та низькою провідністю (наприклад, електроліт у цитоплазмі, діелектрична мембрана, електроліт позаклітинної рідини), вони за своєю макроструктурою подібні до конденсатора. Особливо високою є ємність клітинних мембран.

Величина ємнісного опору (X_C) для змінного струму залежить від його циклічної частоти (ω) і визначається за наступною формулою:

$$X_C = 1 / \omega C$$

де $\omega = 2\pi f$, f – частота змінного струму.

3. Індуктивні властивості (Індуктивний Опір, X_L)

Індуктивні властивості біологічних тканин є мінімальними і виражені дуже слабо. Значущий індуктивний опір (X_L) починає проявлятися лише на дуже високих частотах змінного струму, які відповідають областям надвисоких частот (НВЧ) та надзвичайно високочастотних (НЗВЧ) коливань.

Величина індуктивного опору може бути визначена як:

$$X_L = \omega L$$

де L — індуктивність елемента.

Імпеданс та Його Дисперсія

В загальному випадку, електричні ланцюги, які використовуються для моделювання біологічних тканин, включають різноманітні елементи: резистори (R), ємності (C) та індуктивності (L), з’єднані послідовно або паралельно.

Опори, зумовлені ємністю (X_C) та індуктивністю (X_L), називають реактивними опорами. На відміну від активного опору (R), проходження змінного струму крізь реактивні елементи в ідеальних умовах відбувається без теплових втрат.

Імпеданс (Z) — це інтегральна величина, що характеризує повний опір електричного ланцюга, який містить як активні, так і реактивні опори.

Дисперсія імпедансу — це ключова характеристика біологічних тканин, що виражає залежність імпедансу (Z) від частоти змінного струму. Характер цієї залежності є індикатором електричних властивостей матеріалу.

Для кількісної оцінки змін електричних властивостей біологічних тканин в залежності від частоти використовується коефіцієнт дисперсії імпедансу K_d. Цей

коефіцієнт чисельно визначається як відношення імпедансів, виміряних на низьких (ZНЧ) та високих (ZВЧ) частотах:

$$K_d = Z_{НЧ} / Z_{ВЧ}$$

Значення цього коефіцієнта є важливим біофізичним маркером, оскільки дозволяє судити про життєздатність та структурну цілісність біологічних тканин. На практиці, за граничні частоти зазвичай приймають 1000 Гц (низька частота) і 10 МГц (висока частота). Для цих значень частот коефіцієнт K_d знаходиться в діапазоні:

- Для живих, неушкоджених тканин: $K_d \approx 10-15$.
- Для пошкоджених або мертвих тканин: $K_d \approx 5-2$.

Еквівалентні Електричні Схеми

На основі експериментальних досліджень та встановлених електричних властивостей, для біологічних тканин розробляються еквівалентні електричні схеми. Ці схеми, як правило, складаються з послідовно-паралельного або паралельно-послідовного з'єднання резистивних (R) і ємнісних (C) опорів (як ілюструє Рис. 1). Мета таких схем — забезпечити збіг їхньої теоретичної частотної залежності імпедансу з аналогічною залежністю, отриманою в результаті вимірювань для реальних біологічних тканин.

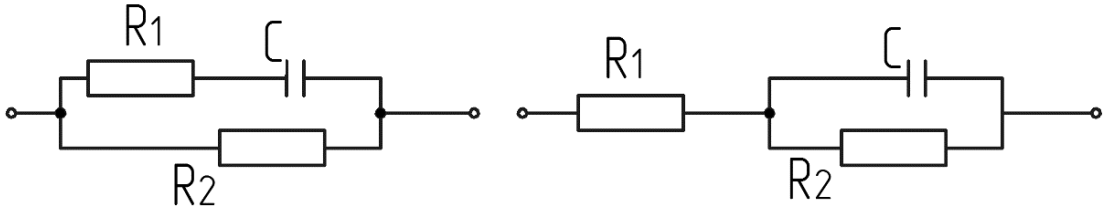


Рис. 1 Еквівалентна електрична схеми біологічної тканини:

а) послідовно-паралельне з'єднання б) паралельно-послідовного з'єднання

Теплова дія електромагнітного поля на біологічну тканину.

Використання струму широко застосовується в медицині (УВЧ-, *НВЧ* і *НЗВЧ* - методики прогріву біологічних тканин), так як викликає ефективний прогрів як тканин, що являються діелектриками, так і тканин, які володіють високою електропровідністю.

Закон Джоуля визначає кількість тепла, що виділилося, при наявності струмів провідності визначається за законом Джоуля:

$$Q = i^2 \cdot R \cdot t = i \cdot U \cdot t$$

Чим більше густина струмів провідності в середовищі, тим ефективніше відбувається прогрівання тканин. При однаковій густині струму *j* більше нагріваються тканини, що мають великий питомий опір р: сильно нагріваються шкіра, жирова тканина, тобто поверхневі ділянки тканини і слабо нагріваються тканини внутрішнього середовища такі як кров, клітинна і позаклітинна рідини, м'язи і т.п.

Індукційні струми прогрівають середовища, що володіють малим питомим опором, тобто ділянки в яких виникають ці струми (кров, лімфа, м'язи і т.п.).

Тепловий ефект дії вихрових струмів визначивши густину вихрових струмів з формули:

$$j = \frac{i}{S}, \quad q = \left(\frac{\omega \cdot S \cdot B}{R(\rho)} \right)^2 \cdot \rho = k \frac{\omega^2 \cdot B^2}{\rho}$$

де *k* - коефіцієнт залежить від геометричних розмірів ділянки і електродів.

Прогрів тканин струмами зміщення залежить від величини напруженості електричного поля, частоти його змінювання і діелектричних властивостей середовища. Тепловий ефект струмів зміщення за законом Джоуля для гармонічних струмів зміщення знаходиться

$$Q = i \cdot U \cdot t \; j_{зм} \cdot E \cdot t .$$

$$q \; j_{зм} \cdot E = k_1 \cdot E \cdot \frac{dD}{dt} = k_1 \cdot \omega \cdot \varepsilon \cdot \varepsilon_0 \cdot E^2$$

Зокрема, для діелектрика, що знаходиться в однорідному полі конденсатора величина *q* визначається за формулою:

$$q = K(\omega) \cdot \omega \cdot E^2 \cdot tg\delta$$

де δ - кут діелектричних втрат, що характеризує різницю фаз коливань векторів *E* і дипольного моменту *P, K(ω)* - коефіцієнт пропорційності, в загальному випадку залежить від частоти.

Застосування електричного струму в терапевтичних цілях

Електротерапія є важливим розділом сучасної фізіотерапії, в основі якого лежить цілеспрямований і строго дозований вплив на організм електричного струму різних характеристик або електромагнітного поля. Фізіологічна відповідь організму і,

відповідно, терапевтичний ефект істотно залежать від параметрів впливу, таких як рід струму (постійний чи змінний), його частота, форма імпульсів, напруга та сила струму. Саме на цій залежності базується класифікація методів електротерапії.

1. Методи, що використовують низькочастотні струми

Ця група методів застосовує постійний струм або низькочастотний змінний струм (зазвичай до 1 кГц) невеликої сили. Фізіологічна дія обумовлена перш за все прямою поляризаційною дією на клітинні мембрани та електролітичним ефектом – рухом іонів у зовнішньому електричному полі. До цієї категорії належать:

- Гальванізація: методика, при якій через ділянку тіла пропускають постійний струм невеликої сили (в межах 20-30 мА для шкіри, і не більше 5 мА для слизових оболонок), що призводить до зміни проникності клітинних мембран, активації місцевого кровообігу та регуляції функцій нервової системи.
- Електрофорез (іонофорез): комбінований метод, що поєднує вплив гальванічного струму і введення через шкіру або слизові оболонки лікарських речовин, іонізованих у розчині. Під дією поля лікарські іони проникають у тканини, створюючи там місцеве депо, що забезпечує тривалу дію препарату.

2. Високочастотна електротерапія

В основі цих методів лежить вплив на організм змінного струму високої (від 30 кГц до 300 МГц), надвисокої (300 МГц – 30 ГГц) та надзвичайно високої (понад 30 ГГц) частоти. Головною особливістю є мінімальне збудження нервових рецепторів та переважний тепловий ефект, що виникає внаслідок коливань іонів та дипольних молекул (наприклад, води) у змінному електричному полі. До цієї групи відносять:

- Дарсонвалізація: вплив змінним струмом високої частоти (110-440 кГц) та високої напруги, що призводить до виникнення коронного розряду, який має місцеву анальгетичну, спазмолітичну та мікроциркуляторну дію.
- УВЧ-терапія (ультрависокочастотна): використання електромагнітного поля частотою 27,12 МГц або 40,68 МГц для глибокого прогріву тканин шляхом індукції вихрових струмів.
- Мікрохвильова (НВЧ) терапія: вплив електромагнітними хвилями сантиметрового або дециметрового діапазону, енергія яких поглинається переважно рідинами організму, викликаючи їх нагрівання.

• Діатермія, індуктотермія, ультратонотерапія: інші методи, що використовують різні механізми перетворення енергії високочастотного поля у тепло всередині тканин.

3. Імпульсна електротерапія

Ці методи характеризуються впливом на організм не неперервним, а імпульсним струмом, параметри якого (тривалість, форма, частота слідування імпульсів) підбираються для викликання специфічних відповідей з боку нервової та м'язової систем. Основні механізми дії – це ритмічна поляризація нервових стовбурів, активація центральних і периферичних синапсів та нормалізація нейродинамічних процесів. До методів імпульсної терапії належать:

• Електросон: вплив на центральну нервову систему імпульсами низької частоти з метою гальмування її діяльності та досягнення стану, близького до фізіологічного сну.

• Діадинамотерапія (ДДТ): лікування постійними струмами напівсинусоїдальної форми з частотою 50 і 100 Гц, що володіють вираженим знеболювальним і міостимулюючим ефектом.

• Ампліпульстерапія (СМТ): вплив синусоїдальними модульованими струмами (ЗМТ), які добре проходять через шкіру та глибоко розповсюджуються в тканинах, викликаючи різноманітні терапевтичні ефекти.

• Інтерференцтерапія: застосування двох середньочастотних струмів, що "інтерферують" усередині тканин, генеруючи низькочастотний ритм, ефективний для знеболення та стимуляції м'язів.

• Транскраніальна електроанальгезія: вплив імпульсними струмами на головний мозок через електроди, накладениі на скроні, для досягнення знеболюючого та седативного ефекту.

• Флюктуоризація, короткоімпульсна електроанальгезія, мезодіенцефальна модуляція – інші сучасні методики, що використовують складні форми імпульсів для цілеспрямованої корекції функціональних станів.

Метод Дарсонвалізації: Фізичні Аспекти та Терапевтична Дія

Дарсонвалізація являє собою фізіотерапевтичний підхід, який використовує з лікувальною метою імпульсні електромагнітні коливання (ЕМК) високої частоти (типово 110 кГц або 440 кГц), що супроводжуються появою низькочастотних

електричних розрядів. Ця методика впливу на біологічні тканини поділяється на дві основні категорії: загальну та місцеву (локальну) дарсонвалізацію.

Загальна Дарсонвалізація: Системний Вплив ЕМП

При загальній дарсонвалізації впливу електромагнітного поля (ЕМП) піддається весь організм пацієнта. Ключовим фізичним фактором тут є дія імпульсних високочастотних індуктивних струмів. Пацієнт розміщується всередині великого соленоїда, який генерує імпульсне високочастотне ЕМП з несучою частотою 110 кГц або 440 кГц. Частота, з якою повторюються ці високочастотні імпульси (частота модуляції), становить приблизно 50 Гц.

Терапевтичний ефект загальної дарсонвалізації проявляється у системній дії: вона сприяє уповільненню згортання крові (антикоагулянтний ефект), зниженню артеріального тиску, нормалізації тонусу судин головного мозку. Клінічно це призводить до усунення головного болю та стомлюваності, покращення сну та, як наслідок, підвищення загальної працездатності.

Місцева Дарсонвалізація: Локальні Ефекти Коронного Розряду

При місцевій (локальній) дарсонвалізації вплив концентрується на обмеженій ділянці тканин. Тут діючими факторами є більш комплексний набір фізичних явищ:

1. Напруженість високочастотного електричного поля: Між вакуумним електродом та тілом пацієнта формується високочастотне електричне поле. Це поле є модульованим за амплітудою низькочастотними імпульсами. Форма такої модуляції є дзвоноподібною (див. Рис. 2). Серії високочастотних коливань виникають протягом дуже короткого часового інтервалу. Період повторення цих серій становить 20 мс, що відповідає частоті модуляції 50 Гц.

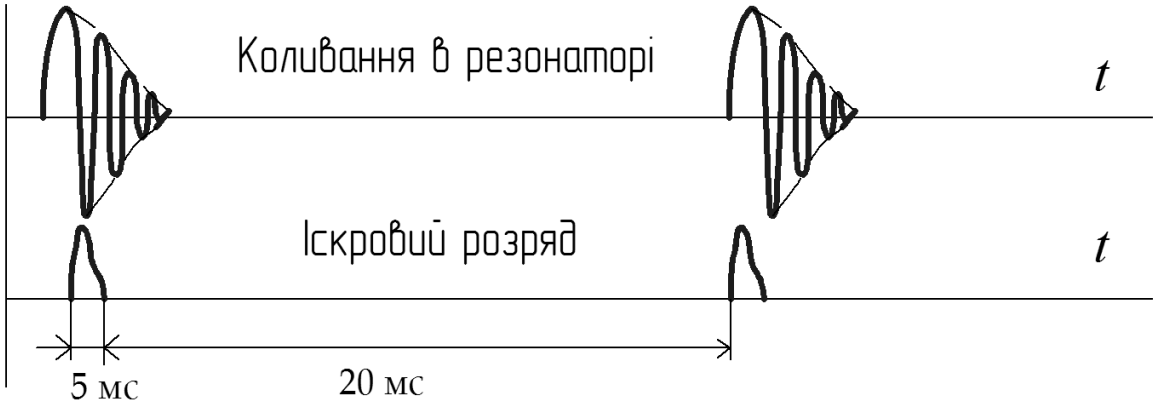


Рис.2. Форми змінення напруг

2. Іскровий Розряд (ІР) / Коронний Розряд: З наростанням амплітуди високочастотних коливань у резонаторі, напруженість електричного поля між електродом та пацієнтом зростає. Це призводить до іонізаційного пробою повітряного проміжку, відомого як іскровий розряд (ІР). Цей розряд є основним діючим фактором, який забезпечує місцеву припікальну дію на шкіру, а також здійснює електростимуляцію збудливих нервових та м'язових структур, розташованих у зоні дії іскри.

3. Легкі Аероіони: Внаслідок іскрового розряду, що відбувається в повітрі, утворюються хімічно активні речовини та аероіони (наприклад, озон, оксиди азоту), які також мають терапевтичну дію.

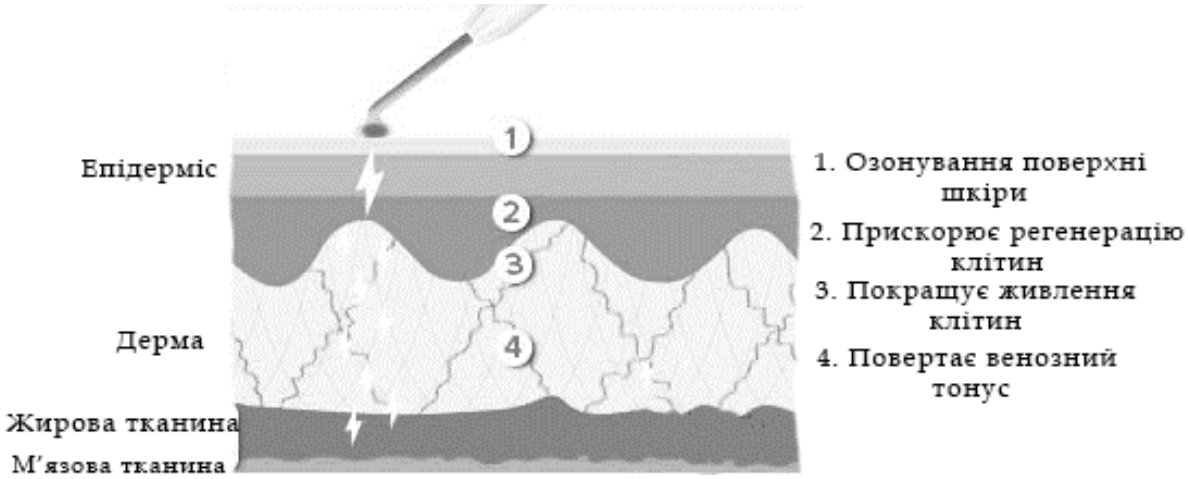


Рис.3 Локальна дія на біологічні тканини при дарсонвалізації

Локальна дія дарсонвалізації (як показано на Рис. 3) має широкий спектр біологічних ефектів. Вона сприяє покращенню циркуляції крові та лімфи, що, в свою чергу, знижує явища венозного застою та прискорює розсмоктування запальних процесів. Підвищується кровотік тканинної рідини, що супроводжується зростанням вмісту кисню в шкірі. Іскровий розряд має виражену бактерицидну дію. Крім того, спостерігається зниження функції потових і сальних залоз — зменшення вироблення андроген-насиченого секрету сальних залоз, що є одним із факторів, що сприяють розвитку облисіння.

Ендогенне Поширення Розряду та Біофізичні Ефекти

Унікальною особливістю впливу фізичних факторів при коронному розряді є його здатність поширюватися не лише в повітряному проміжку, але й ендогенно — вглиб

біологічних тканин. Це стає можливим завдяки анатомічній структурі шкіри: численні вивідні протоки жирових і потових залоз заповнені електролітом, перетворюючись на струмопровідні канали.

Коли високочастотний електричний струм проходить крізь ці канали, він може спричиняти розвиток мікророзрядів всередині тканин. Ці складні фізичні процеси призводять до виникнення ультразвукових коливань та електромагнітних випромінювань, що стимулює дренаж вивідних проток. Електромагнітні випромінювання, які виникають у глибоких шарах тканин, охоплюють широкий діапазон. Їхній вплив забезпечує стимуляцію процесу обміну речовин, активізацію діяльності ендокринних залоз та нормалізацію функціонування вегетативної нервової системи.

Структурна Схема Апарата Дарсонвалізації

Розуміння фізичних ефектів неможливе без знання принципів роботи апаратури. Структурно-функціональна схема апарата для дарсонвалізації представлена на Рис. 4.

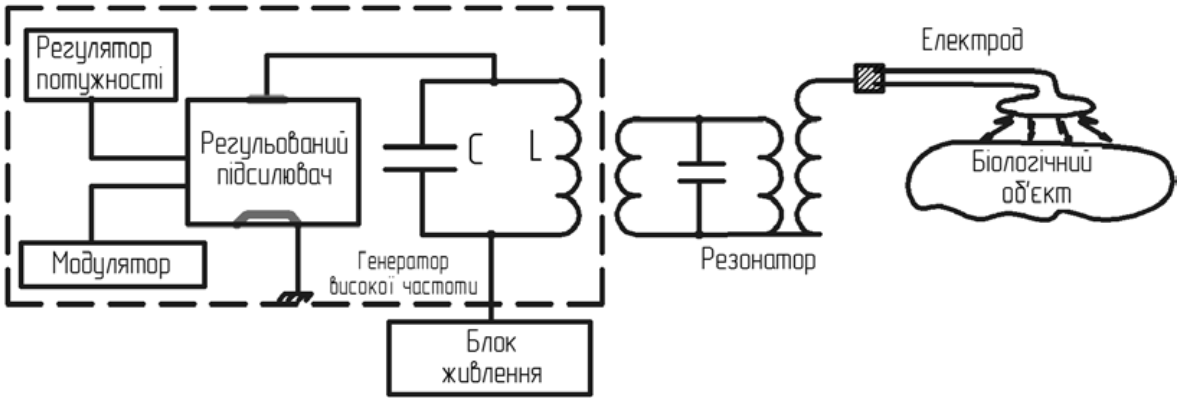


Рис. 4. Структурно-функціональна схема апарата

1. Генератор Високої Частоти (ВЧ): Головним елементом є генератор ВЧ з LC-контуром, який формує несучу частоту (наприклад, f=110 кГц).

2. Модулятор: Цей блок генерує низькочастотні імпульси (f=50 Гц), які керують роботою підсилювача, забезпечуючи модуляцію ВЧ-коливань.

3. Регульований Підсилювач (РП): Регулятор потужності змінює напругу на керуючому електроді РП. Зростання струму через РП призводить до відповідної зміни напруги в контурі (резонаторі). Це безпосередньо визначає параметри та розмір іскрового розряду.

4. Виникнення Модульованих Коливань: Під дією імпульсів від модулятора, регульований підсилювач викликає в контурі модульовані високочастотні затухаючі коливання. Модулятор короткочасно (з частотою 50 Гц) вмикає і вимикає РП. У контурі генератора виникає серія затухаючих коливань (протягом приблизно 0.5 мс), амплітуда яких швидко спадає.

5. Резонатор та Електрод: Резонатор складається з контуру та високовольтної котушки індуктивності, яка з'єднана з робочим електродом. Напруга в контурі становить від 300 до 500 В, але завдяки індуктивному зв'язку та трансформації в резонаторі на високовольтній обмотці індуктивності виникає напруга порядку кількох кіловольт (2−5 кВ). Саме така висока напруга є необхідною та достатньою умовою для виникнення іскри між електродом і об'єктом впливу.

Хід роботи

1. Ознайомтесь с будовою апарату для дарсонвалізації Корона, що зображений на рис.4

Рис.4. Загальний вигляд апарату «Корона»

2. Підготовка обладнання та моделі:

– Перевірте справність апарата «КОРОНА» відповідно до інструкції виробника. Підключіть його до мережі.

– Підготуйте модель біологічної тканини: розчиніть 2% агар у дистильованій воді з додаванням 0,9% NaCl для імітації провідності (питомий опір ≈ 1-2 Ом·м, подібно до м'язової тканини).

– Виміряйте початкову температуру моделі термометром (T_поч).

– Підключіть осцилограф з високовольтним пробником до резонатора для спостереження за формою імпульсів.

– Встановіть амперметр для вимірювання струму в контурі.

3. Налаштування апарата:

– Оберіть насадку (наприклад, грибоподібну для локального впливу).

– Увімкніть апарат і встановіть мінімальну потужність (регулятор на низькому рівні, напруга ≈ 2-3 кВ).

– Встановіть електрод на відстані 2-5 мм від поверхні моделі тканини для створення коронного розряду (спостерігайте іскру або світіння).

– Перевірте на осцилографі: частота 110 кГц, період імпульсів 20 мс (50 Гц), амплітуда напруги.

4. Проведення вимірювань:

– Виконайте серію експериментів для різних рівнів потужності (низька, середня, висока) та відстаней електрода (2 мм, 3 мм, 5 мм).

– Для кожного режиму:

◦ Зніміть покази: напруга U (кВ) на електроді, струм I (мА) в контурі, частота f (кГц).

◦ Зафіксуйте форму сигналу на осцилографі (затухаючі коливання).

◦ Впливайте на модель протягом 5 хвилин (використовуйте секундомір).

◦ Виміряйте кінцеву температуру Ткін (ºС) поверхні моделі.

– Повторіть для 3-5 режимів, щоб отримати статистичні дані.

5. Обробка результатів:

– Занесіть дані до таблиці. Розрахуйте:

◦ Тепловий ефект за законом Джоуля: $Q = I^2 R t$, де R — опір моделі (розрахуйте як $R = \rho l / S$, $\rho \approx 1$ Ом·м для моделі, l — товщина, S — площа).

◦ Імпеданс $Z = U / I$ (Ом).

◦ Зміну температури ΔT = Ткін - Тпоч.

◦ Коефіцієнт дисперсії імпедансу $Kd = Z_{НЧ} / Z_{ВЧ}$ (якщо можливо порівняти з низькочастотними даними, але для цієї роботи орієнтуйтесь на високі частоти).

– Порівняйте з теоретичними значеннями: для живих тканин Kd ≈ 10-15.

6. Аналіз та висновки:

– Опишіть спостереження: утворення озону, нагрівання, зміна провідності.

– Обговоріть вплив на біологічні тканини (на основі теорії: покращення кровообігу, бактерицидна дія).

– Зробіть висновок про характер дії (тепловий, стимулюючий).

Таблиця для запису результатів

№ п/п	Рівень потужності	Відстань електрода (мм)	Напруга U (кВ)	Струм I (мА)	Частота f (кГц)	Тпоч (ºС)	Ткін (ºС)	ΔТ (ºС)	Z (Ом)	Q (Дж)
1	Низька	2								
2	Низька	3								
3	Середня	2								
4	Середня	5								
5	Висока	3								

Примітка до розрахунків: Для Q використовуйте t = 300 с (5 хв). Якщо опір R не виміряно безпосередньо, оцініть за моделлю (наприклад, R ≈ 100-500 Ом для агарової моделі). У висновку порівняйте з теоретичними ефектами дарсонвалізації (локальне нагрівання, стимуляція).

*Діючі фактори при впливі на біологічну тканину***:** електромагнітне випромінювання; високочастотний струм; теплове випромінювання; слабо інтенсивне УЗ випромінювання; хімічно- активні речовини (озон, окиси азоту).

Назвіть фізіотерапевтичні методи, які використовують імпульсні синусоїдальні струми високої частоти та високої напруги.

Питання для контролю знань

1. Назвіть фізіотерапевтичні методи, які використовують імпульсні синусоїдальні струми високої частоти та високої напруги.
2. Опишіть біофізичний механізм утворення тепла в тканинах при проходженні високочастотних струмів (діатермія).
3. Поясніть, чому високочастотні струми не викликають збудження м'язів та нервів (ефект відсутності подразнюючої дії).
4. Що таке ємнісний та індуктивний методи підведення високочастотного струму до біологічної тканини?
5. Які фізичні параметри (частота, інтенсивність) струму є ключовими для досягнення терапевтичного ефекту в методах високочастотної терапії?

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА

ВИЗНАЧЕННЯ ДОВЖИНИ СВІТЛОВОЇ ХВИЛІ ВИДИМОЇ ЧАСТИНКИ СПЕКТРА ЗА ДОПОМОГОЮ ДИФРАКЦІЙНОЇ РЕШІТКИ

Мета роботи: вивчити закономірності явищ інтерференції і дифракції світла, визначити граничні довжини хвиль видимого світла у червоній і фіолетовій областях за допомогою дифракційної решітки.

Прилади та обладнання: оптична лава, на якій встановлено джерело світла Д (лампа розжарення), екран Е з щілиною Ш та дифракційна решітка Р.

Теоретичні відомості

У межах геометричної оптики справедливим вважається закон прямолінійного поширення світла в оптично однорідному середовищі. Однак цей закон перестає бути застосовним, якщо розглядати поведінку світла за умов, коли воно проходить через дуже вузькі отвори або зустрічає на своєму шляху дрібні перешкоди, розміри яких порівнянні з довжиною світлової хвилі. У таких випадках спостерігаються явища, які не можна пояснити виключно законами геометричної оптики.

Наприклад, якщо перед точковим джерелом світла розташувати непрозорий екран з дуже малим отвором ООО, а позаду нього поставити другий екран ЕЕЕ, то на останньому (див. рис. 1) з’явиться не просто яскрава пляма, як того можна було б очікувати з точки зору прямолінійного поширення світла, а світлий круг, оточений почерговими темними та світлими кільцями.

Геометричні розміри цих кілець значно перевищують ті, які можна передбачити, виходячи з класичних законів побудови променів у геометричній оптиці.

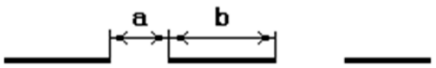


Рис. 1. Схема спостереження інтерференційної картини після проходження світла через вузький отвір.

Подібний ефект можна спостерігати і в іншій ситуації. Якщо замість отвору на шляху світлового потоку розмістити тонку непрозору перешкоду, наприклад нитку, то на екрані з’явиться система чергуючихся темних і світлих смуг (див. рис. 2).

Такі смуги утворюються не внаслідок тіньового ефекту, а через взаємодію хвильових фронтів, що огинають перешкоду

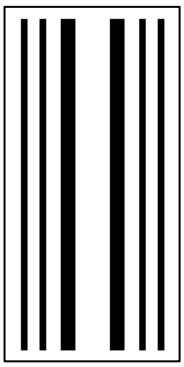


Рис. 2. Дифракційна картина за освітлення тонкої нитки монохроматичним світлом.

Із цих прикладів випливає, що світло має здатність огинати перешкоди і, отже, відхилятися від прямолінійного поширення, коли проходить через дрібні отвори або поблизу малих об’єктів.

Це явище отримало назву дифракції світла.

Під дифракцією розуміють відхилення променів світла від прямолінійного напрямку поширення в оптично однорідному середовищі, що зумовлене хвильовою природою світла.

Фізичний зміст дифракції полягає в тому, що кожна точка хвильового фронту є джерелом вторинних хвиль, які взаємодіють між собою, утворюючи інтерференційну картину у вигляді чергування максимумів і мінімумів освітленості.

Саме внаслідок цієї взаємодії когерентних хвиль виникають спостережувані світлі та темні кільця чи смуги.

Таким чином, дифракція — це прямий експериментальний доказ того, що світло має хвильову природу.

Цим явищем активно користуються в експериментальній фізиці, зокрема для визначення довжини хвилі λ у видимій частині спектра.

Вимірюючи параметри дифракційної картини, можна з високою точністю розрахувати значення λ, що має важливе практичне значення в біомедичній інженерії, оптичній діагностиці та дослідженні властивостей матеріалів.

Дифракція світла на дифракційній гратці: принципи та застосування

Серед різноманітних явищ дифракції світла особливу увагу привертає дифракція на дифракційній гратці, яка демонструє найбільш виразні та науково цінні ефекти хвильової природи світла. Дифракційна гратка являє собою оптичний пристрій, що складається з системи множинних паралельних щілин, розташованих на рівній відстані одна від одної. Ця регулярна структура забезпечує когерентне розсіювання світлових хвиль з можливістю їх подальшої інтерференції.

У практиці експериментальної оптики для виготовлення дифракційних граток найчастіше використовують методику нанесення штрихів на оптичне скло. Технологічний процес полягає в наступному: спочатку беруть скляну пластинку з ретельно відполірованою поверхнею, яка забезпечує мінімальне розсіювання світла на нерівностях. Потім, за допомогою високоточної ділильної машини, що гарантує прецизійність розміщення елементів, на поверхню скла наносять серію паралельних штрихів (подряпин), які розташовуються строго еквідистантно один від одного. Сучасні технології дозволяють створювати гратки з надзвичайно високою щільністю штрихів - до декількох тисяч штрихів на один міліметр довжини гратки, що забезпечує високу роздільну здатність спектральних приладів.

Важливо: Конкретну кількість штрихів на одиницю довжини для дифракційної гратки, що використовується в даній лабораторній роботі, необхідно уточнити у викладача перед початком експерименту, оскільки цей параметр є критичним для подальших розрахунків.

Фізичний механізм роботи гратки базується на наступних принципах. Штрихи, нанесені на поверхню скла механічним способом, створюють мікронерівності, які інтенсивно розсіюють падаюче на них світло в різних напрямках, внаслідок чого ці ділянки практично не пропускають світло в прямому напрямку. Таким чином, нанесені штрихи виконують функцію непрозорих (або слабопрозорих) проміжків у структурі гратки. Між цими непрозорими штрихами залишаються незачеплені ділянки прозорого скла, які зберігають свої оптичні властивості та відіграють роль щілин, через які світло може вільно проходити.

Геометричні параметри дифракційної гратки

У теорії дифракційних граток прийнято вводити фундаментальну характеристику, яка називається періодом гратки або постійною гратки і позначається символом d. Цей

параметр визначається як сума ширини прозорої смужки (позначається літерою а) та ширини непрозорої смужки (позначається літерою в), що знаходяться поруч:

$$d = a + в$$

Період гратки є ключовим параметром, що визначає дифракційні та інтерференційні властивості оптичного елементу і безпосередньо впливає на кутове розділення спектральних ліній.

Явище дифракції на гратці: фізичний механізм

Розглянемо детально процеси, що відбуваються при взаємодії світла з дифракційною граткою. Коли на дифракційну гратку RR падає пучок когерентного монохроматичного або поліхроматичного світла, що складається з паралельних променів (плоских хвиль), які розповсюджуються перпендикулярно до поверхні гратки, спостерігається комплексне оптичне явище, яке поєднує в собі ефекти дифракції та інтерференції.

Світлова хвиля, проходячи через вузькі прозорі смужки (щілини) дифракційної гратки RR, зазнає явища дифракції - фундаментального хвильового ефекту, суть якого полягає у відхиленні напрямку поширення хвилі від її початкової прямолінійної траєкторії. Це відхилення відбувається внаслідок того, що кожна точка хвильового фронту, що досягла краю перешкоди (у нашому випадку - країв щілини), стає джерелом вторинних сферичних хвиль згідно з принципом Гюйгенса-Френеля.

Важливою особливістю цього процесу є те, що відхилення дифрагованих променів не обмежується одним фіксованим кутом, а відбувається під різноманітними кутами ϕ відносно початкового напрямку падіння світла. Кожна окрема щілина дифракційної гратки може розглядатися як незалежне джерело когерентних світлових коливань, оскільки всі ці щілини освітлюються від одного первинного джерела і, відповідно, генерують хвилі з певними фазовими співвідношеннями між собою.

Інтерференція світлових хвиль на екрані спостереження

На екрані спостереження ММ, розташованому на деякій відстані від гратки, відбувається просторове накладання (суперпозиція) численних пучків світлових променів, які приходять у різні точки екрану після проходження через різні щілини гратки. Оскільки ці промені долають різні оптичні шляхи від джерела до точки

спостереження, вони прибувають на екран з певною різницею фаз коливань, що визначається геометрією системи та довжиною хвилі світла.

Іншими словами, можна сформулювати цей процес наступним чином: у результаті явища дифракції, яке проявляється у відхиленні променів на різноманітні кути ϕ від початкового напрямку поширення, створюються умови для виникнення інтерференції світлових хвиль - явища просторового перерозподілу інтенсивності світла внаслідок накладання когерентних хвиль з різними фазами коливань.

Спектральний аналіз: випадок поліхроматичного випромінювання

Характер картини, що спостерігається на екрані, суттєво залежить від спектрального складу джерела світла. Розглянемо два принципово різних випадки:

а) Випадок поліхроматичного (білого) світла. Якщо джерело випромінює світло, що містить широкий спектр довжин хвиль (наприклад, біле світло від лампи розжарювання або Сонця), то внаслідок процесу інтерференції на екрані спостереження з'являється характерна дифракційна картина. Ця картина являє собою зображення щілин дифракційної гратки у вигляді серії максимумів освітленості, кожен з яких забарвлений у різні кольори спектру - від фіолетового до червоного. Це явище пояснюється тим, що умова конструктивної інтерференції (максимуму) для різних довжин хвиль виконується під різними кутами дифракції, внаслідок чого відбувається просторове розділення спектральних компонент. Таким чином, дифракційна гратка працює як спектральний прилад, розкладаючи біле світло на складові його монохроматичні компоненти. Ці кольорові зображення називаються дифракційними максимумами або максимумами світла різних порядків.

б) Випадок монохроматичного випромінювання. Якщо джерело генерує монохроматичне випромінювання, тобто світло строго однієї певної довжини хвилі (таке світло можна отримати, використовуючи спеціальні джерела, наприклад, лазери, або встановивши на шляху променів від звичайного джерела світловий інтерференційний фільтр, який пропускає лише вузьку смугу довжин хвиль), то дифракційна картина на екрані спостереження ММ матиме істотно інший вигляд. У цьому випадку зображення щілин на екрані у вигляді світлових максимумів будуть забарвлені в один однорідний колір, який відповідає кольору використаного фільтра або довжині хвилі

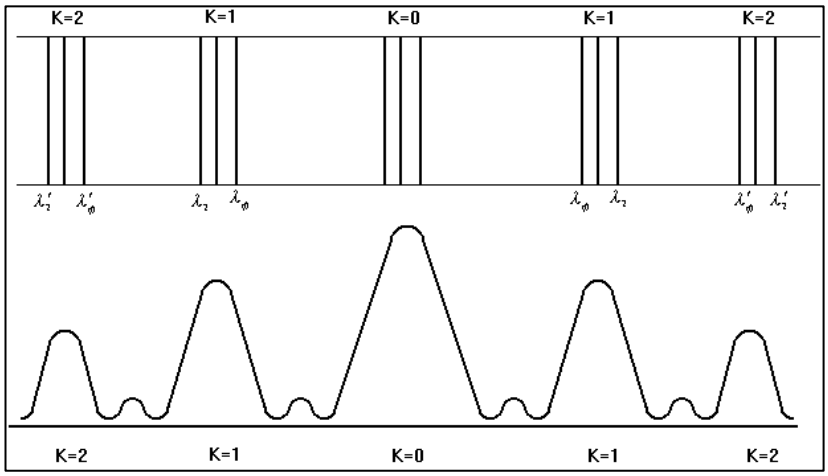
монохроматичного джерела. Інтенсивність цих максимумів закономірно зменшується при збільшенні порядку дифракції (при віддаленні від центрального максимуму).

Дифракційні мінімуми: умови деструктивної інтерференції

Поряд із яскраво забарвленими або монохроматичними зображеннями щілин (областями максимальної освітленості), на екрані спостереження також чітко проявляються темні смуги або полоси - ділянки екрану, де інтенсивність світла мінімальна або практично дорівнює нулю. Ці темні області виникають у тих просторових положеннях, де внаслідок явища інтерференції відбувається деструктивне накладання світлових хвиль, тобто хвилі приходять у протифазі (з різницею фаз близькою до π або непарного числа π) і їхні амплітуди взаємно компенсуються, що призводить до повного або майже повного гасіння світлових коливань. Ці області називаються дифракційними мінімумами або мінімумами освітленості.

Чергування світлих та темних смуг на екрані створює характерну дифракційну картину, аналіз якої дозволяє визначити довжину хвилі світла, період гратки та інші важливі оптичні параметри системи, що робить дифракційну гратку незамінним інструментом в спектроскопії та метрології оптичного випромінювання.

Вся картина на екрані – сукупність максимумів – носить назву дифракційних спектрів. Умова виникнення максимумів світла визначається співвідношенням: $d\sin\phi = \delta$, де δ - різниця ходу променів (наприклад, променів 1 і 2). (див. рис. 3).



Якщо δ кратна цілому числу довжин хвиль, тобто $\delta = k\lambda$, то маємо у відповідній точці екрана максимум світла, і формула набере вигляд :

$$d\sin\phi = k\lambda \text{ (1)}$$

де d – період гратки, ϕ - кут дифракції, ціле число (порядок спектра), тобто номер спектра по відношенню до центральної (нульової) полоси – k (k = 0, 1, 2, 3 …), λ- довжина хвилі монохроматичного світла (світла даного кольору).

Розв'язуючи рівняння (1) відносно λ, одержимо :

$$\lambda = \frac{d\sin\gamma}{k} \qquad (2)$$

Цей вираз є основною формулою для обчислення довжин світлових хвиль за допомогою дифракційної гратки і називається формулою дифракційної гратки .

Схематичний вигляд дифракційних спектрів дано на рис. 4.

При k=0 умова максимуму задовольняється для всіх довжин хвиль, тобто при $\phi = 0$ спостерігається центральна (нульова) світла полоса, яка відповідає невідхиленому пучку променів такого кольору, який колір давало джерело світла.

При k=1 симетрично по обидві боки від центральної полоси одержують дифракційні кольорові лінії, від фіолетової до червоної, які відповідають різним довжинам хвиль, що входять до складу білого світла. Червона частина спектру відхилена більше, ніж фіолетова. Ця група ліній зветься спектром 1 –го порядку.

При k = 2 одержується група ліній подібна – спектр II – го порядку і т. д.

Лінії спектрів високих порядків менш інтенсивні і практично чітко спостерігається спектри не вище III порядку.

Експериментальна частина роботи .

Метод визначення довжини світлової хвилі за допомогою дифракційної гратки полягає в слідую чому. На оптичній лаві, яка включає в себе сильне джерело світла S і конденсатор К, встановіть щілину Щ, об'єктив О і дифракційну гратку RR у вказаній на рис. 5 послідовності.

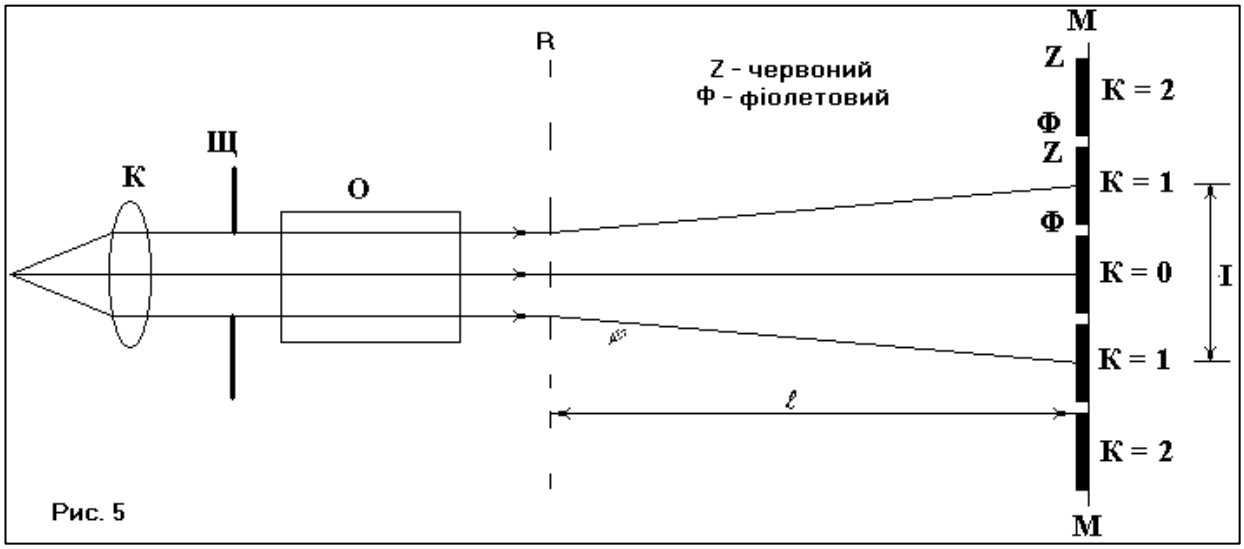


Рис. 5

Дифракційний спектр спостерігають безпосередньо на екрані ММ. На рис.5 зображені :

R – дифракційна гратка, на яку падає паралельний пучок променів, ℓ - віддаль від дифракційної гратки до екрана ММ, К – віддаль між середніми точками полос одного і того ж спектра (на рис. 5х – віддаль між серединами полос червоного кольору для спектра і порядку).

Для визначення довжини хвилі λ за формулою (2) потрібно взнати $\sin\gamma$. Оскільки кут γ - дуже малий $x<<\ell$ то $\sin\gamma \approx \mathrm{tg}\gamma = \frac{x}{2\ell}$ (з рис. 5).

Підставляючи значення $\sin\phi$ у вираз (2), одержимо кінцеву формулу для знаходження довжини хвилі:

$$\lambda = \frac{dx}{2\ell k} \qquad (3)$$

Довжини світлових хвиль вимірюють в нанометрах (1 нм = 10^{-9} м).

Хід роботи

1. Пересуваючи дифракційну гратку, домагаються різкого зображення дифракційного спектра на екрані.

2. Вимірюють віддаль ℓ від дифракційної гратки до зображення спектра на екрані.

3. Визначають віддаль х між серединами :

а) фіолетових полос спектра I порядку ($x_{Ф_1}$),

фіолетових полос спектра II порядку ($x_{Ф_2}$),

фіолетових полос спектра III порядку ($X_{Ф_3}$),

Потім аналогічно для :

б) зелених полос ($X_{З_1}$ і $X_{З_2}$) ,

в) червоних полос (X_{Z_1} і X_{Z_2}).

4. Одержані дані для ℓ і x підставляють у формулу (3) і обчислюють довжину хвилі спочатку фіолетової складової спектра окремо I, II, III порядків, знаходять середнє арифметичне їх ; потім аналогічно для зеленої і червоної складової частин спектра.

5. Всі результати спостережень і обчислень заносять в таблицю.

Таблиця

№ п/п	Колір	ℓ	x	k	d	λ	$\Delta\lambda$
1 2 3	Фіолетовий			*1* *2* *3*			
	Середнє значення						
1 2 3	Зелений			*1* *2* *3*			
	Середнє значення						
1 2 3	Червоний			*1* *2* *3*			
	Середнє значення						

6. Між дифракційною граткою і проекційним ліхтарем ставлять різні світлофільтри і спостерігають дифракційний спектр від монохроматичного світла.

Питання для контролю знань

1. Поясніть фізичну сутність явищ дифракції та інтерференції світла.
2. Дайте визначення дифракційної решітки та періоду (сталої) решітки.
3. Запишіть та поясніть умову максимуму дифракції для дифракційної решітки.

4. Як залежить кут дифракції від довжини світлової хвилі та порядку максимуму?
5. Чому дифракційна решітка дозволяє розкласти біле світло у спектр?

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА
ВИЗНАЧЕННЯ КОНЦЕНТРАЦІЇ ЦУКРУ В РОЗЧИНІ ПОЛЯРИМЕТРОМ

Мета роботи: вивчити явище повертання площини коливань і принцип роботи поляриметрів, навчитися визначати концентрації оптично активних речовин.

Прилади та обладнання: поляриметр і кювети-трубки з досліджуваними розчинами.

Теоретична частина.

Світло, що випромінюється більшістю природних та штучних джерел, має неполяризований характер. Це означає, що вектори електричної напруженості в такому світловому пучку коливаються у всіх можливих напрямках, які перпендикулярні до напрямку поширення хвилі. Іншими словами, у неполяризованому світлі коливання електричних і магнітних векторів відбуваються хаотично, без певної впорядкованості в просторі.

Якщо ж світлова хвиля має таку структуру, при якій електричний вектор здійснює коливання лише в одній площині, тоді таке світло називають поляризованим або плоскополяризованим. При цьому коливання магнітного вектора відбуваються у площині, перпендикулярній до площини електричних коливань.

Отже, площина, в якій коливається вектор електричного поля, називається площиною коливань, тоді як площина, в якій розташовується вектор магнітної індукції, визначає площину поляризації. Ці дві площини завжди взаємно перпендикулярні.

Для отримання поляризованого променя необхідно перетворити звичайне (неполяризоване) світло за допомогою спеціального оптичного елемента. Одним із найефективніших приладів, який дозволяє це зробити, є призма Ніколя.

Цей оптичний елемент виготовляють з ісландського шпату (кальциту), який має здатність поділяти падаюче світло на два промені — звичайний і незвичайний. Призму формують у вигляді паралелепіпеда, який розрізають по діагоналі на дві частини, після чого склеюють їх за допомогою канадського бальзаму — речовини з іншим показником заломлення.

У результаті такого оптичного розділення звичайний промінь відбивається, а незвичайний проходить крізь призму, набуваючи властивостей поляризованого світла.

Крім призм Ніколя, поляризоване світло можна отримати й іншими способами. Зокрема, деякі кристали природного або штучного походження (наприклад, турмалін, а також спеціальні поляризаційні фільтри — поляроїди) також дозволяють здійснювати поляризацію світла.

Такі елементи широко використовуються в оптичних системах медичних приладів, у біомедичних дослідженнях для зменшення відблисків і підвищення контрастності зображень, а також у лазерних технологіях і фотометрії.

Усі природні кристали тією чи іншою мірою здатні змінювати орієнтацію площини поляризації світла, що проходить через них. Найбільш виражену здатність до такого обертання має кварц.

Подібними властивостями володіють і деякі розчини органічних речовин, наприклад розчини цукру, винної кислоти, а також низка інших біологічно активних сполук. Такі речовини отримали назву оптично активних.

Кількісно величину повороту площини поляризації визначають за кутом обертання φ, який залежить від концентрації розчину і довжини шляху, що проходить світло в речовині.

Це співвідношення описується формулою:

$$\varphi = \lambda \cdot c \cdot l,$$

де

φ — кут повороту площини поляризації;

c — концентрація розчину (у даній роботі — водного розчину цукру);

l — довжина шляху, який проходить промінь у розчині (в дециметрах);

λ — коефіцієнт пропорційності, або питоме обертання.

Цей коефіцієнт характеризує величину обертання площини поляризації при концентрації $c = 1$ г / см^3 і довжині трубки $l = 1$ дм.

Отже, явище оптичного обертання використовується як основа для визначення концентрації розчинів за допомогою поляриметричних методів.

Ці методи мають особливе значення в біомедичній інженерії, фармакології, харчовій промисловості та хімічному аналізі, оскільки дозволяють точно визначати вміст речовин, що мають оптичну активність.

Експериментальні дослідження показують, що кут обертання площини поляризації залежить також від спектрального складу світла, тобто від його довжини хвилі: для коротших хвиль поворот більший. Саме тому у вимірюваннях часто використовують монохроматичне світло, що дозволяє підвищити точність результатів та уникнути спектральних спотворень.

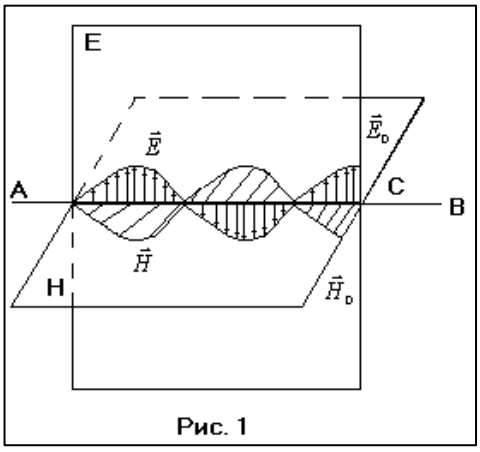


Рис. 1

Таким чином, поляризація та оптична активність — це важливі явища хвильової оптики, які широко застосовуються у біомедичних оптичних технологіях, зокрема при розробці сенсорів, діагностичних приладів та систем для дослідження складу біологічних рідин.

Концентрацію розчину взагалі визначають в грамах на 1см^3 розчину (г/см^3), в цьому випадку і при умові, що використовується звичайне біле світло, коефіцієнт пропорційності беруть λ=0,71град/дм·% .Тоді

$$c = \frac{1}{\lambda}\frac{\varphi}{l}; \qquad c = \frac{1}{0{,}71}\frac{\varphi}{l}; \qquad c = 1{,}408\frac{\varphi}{l}$$

Отже концентрація оптично активної речовини в даній лабораторній роботі обчислюватиметься: : $c = 1{,}408\frac{\varphi}{l}$

Метод поляриметричного аналізу знаходить широке практичное застосування для кількісного визначення оптично активних сполук у різних галузях промисловості та наукових дослідженнях. У цукровій промисловості він служить для оперативного технологічного контролю на всіх етапах виробничого циклу. У фармацевтичній галузі за допомогою поляриметрів ідентифікують такі речовини, як камфора, кокаїн, нікотин та інші фармакологічно активні сполуки. Медичні та біохімічні лабораторії використовують цей метод для аналізу вмісту цукрів і білків у сечі, визначення концентрації глюкози та сахарози в розчинах, проведення титриметричних вимірювань,

моніторингу хроматографічного розділення енантіомерів та дослідження кінетики біохімічних процесів, зокрема ферментативного гідролізу.

Високий рівень чутливості поляриметричного методу дозволяє детектувати надмалі кількості оптично активних речовин. Наприклад, демонструється можливість виявлення концентрації глюкози в розчині об'ємом 1 мл, що не перевищує $2{,}5 \cdot 10^{-9}$ г. Експериментальна простота методики забезпечує високу пропускну здатність – до сотні аналітичних проб протягом години, що робить її ефективним інструментом масового скринінгу.

Явище оптичної активності характерне для речовин, молекули яких позбавлені центрів симетрії та площин симетрії. Це фундаментальне властивість лягло в основу стереохімії – наукової дисципліни про просторову будову молекул, заснованої Л. Пастером понад сторіччя тому. Сучасні дослідження активно використовують оптичну активність та її спектральну дисперсію для вивчення структурних особливостей біополімерів, зокрема білків і нуклеїнових кислот. Ці макромолекули, що володіють спіральною конфігурацією, демонструють виражену оптичну активність з анізотропією вздовж і поперек осі спіралі.

Важливо відзначити, що синтетичні органічні сполуки та речовини неживої природи зазвичай представлені рацемічними сумішами з рівною кількістю енантіомерів правої та лівої конфігурації, що призводить до компенсації їх оптичної активності. На противагу цьому, ключові біомолекули – білки, ліпіди, вуглеводи, нуклеїнові кислоти та амінокислоти – існують виключно у вигляді хірально чистих форм з вираженою оптичною асиметрією.

Біологічна специфічність оптичних антиподів проявляється в їхній нефункціональній взаємозамінності. Як ілюстрація: бактерії, що культивуються на середовищі з рацемічним цукром, здатні метаболізувати виключно правовертальні молекули. Після повного споживання D-ізомеру мікроорганізми припиняють ріст через неможливість утилізації L-форм, незважаючи на їхню наявність у субстраті.

Хіральна асиметрія як критерій органічного походження знаходить важливе застосування у вирішенні фундаментальних наукових проблем. Так, виявлення оптичної активності в нафтових фракціях стало вагомим доказом їх біогенного генезису. І навпаки, відсутність оптичної активності в амінокислотах, виявлених у метеоритних

зразках (1970 р.), підтвердила їх абіогенне походження. Питання біологічної детермінації хіральної чистоти біомолекул залишається предметом активних наукових дискусій і потребує подальших міждисциплінарних досліджень.

Опис приладу

Поляриметр (також відомий як сахариметр) на рис.2 є спеціалізованим оптичним приладом, призначеним для точного вимірювання кута обертання площини поляризації світла, що проходить через оптично активні середовища - прозорі розчини та однорідні рідини. Цей аналітичний інструмент має важливе значення в клінічній діагностиці, зокрема для моніторингу концентрації глюкози в біологічних рідинах (крові та сечі) у пацієнтів із цукровим діабетом. У фармацевтичній промисловості поляриметричні методи застосовуються для кількісного аналізу таких біоактивних сполук як камфора, кокаїн та нікотин у лікарських препаратах. Крім того, прилад використовується у структурних дослідженнях білків та при вивченні кінетики ферментативного гідролізу.

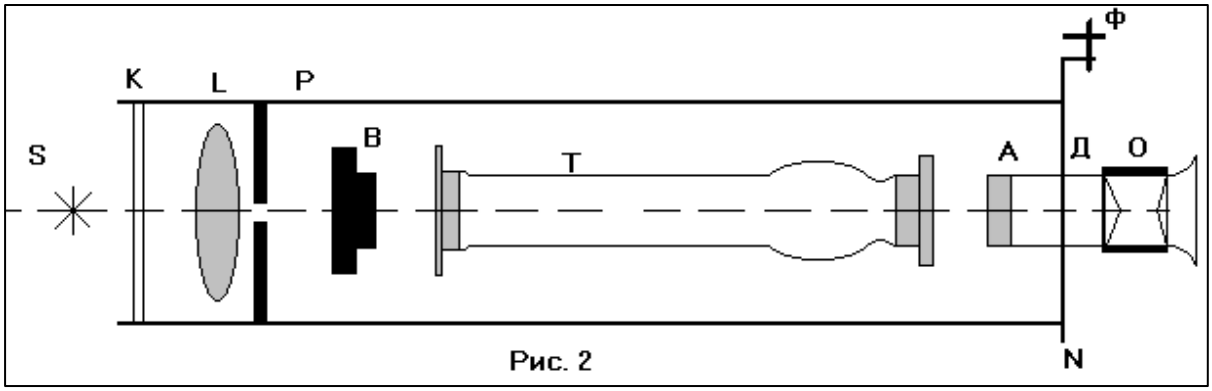


Рис. 2

У поляриметрі моделі СМ, що використовується в даній роботі, реалізована класична оптична схема. Світловий потік формується джерелом випромінювання S (матовою електролампою) і направляється у поляризаційний блок, який включає послідовно розташовані елементи: світлофільтр К, систему лінз L, поляризатор Р та кварцову пластинку В. Після проходження через поляризатор промінь набуває характеристик лінійно поляризованого світла.

Далі поляризоване випромінювання проходить через кювету з досліджуваним розчином Т, потім через аналізатор А (виготовлений з поляроїдного матеріалу), зорову трубку О, що містить систему лінз, і, нарешті, потрапляє на сітківку ока спостерігача. Така оптична конфігурація забезпечує високу точність вимірювань.

Для підвищення чутливості вимірювань у приладі реалізовано оригінальну схему розділення світлового пучка. Центральна частина пучка після поляризатора Р проходить через кварцову компенсаційну пластинку, тоді як периферійні частини пучка прямують безпосередньо до аналізатора. Кварцова пластинка здійснює часткове обертання площини поляризації центральної частини променя, що створює ефект триколірного поля зору.

Процес вимірювання полягає у досягненні рівномірної яскравості поля зору шляхом обертання аналізатора навколо горизонтальної осі. Кут повороту аналізатора, необхідний для компенсації впливу досліджуваного розчину, чисельно дорівнює куту обертання площини поляризації.

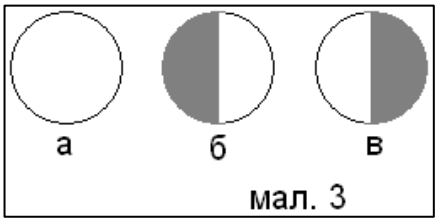
Вимірювальна система приладу складається з аналізатора А, жорстко пов'язаного з втулкою Д, яка розміщена всередині диска N. Аналізатор з втулкою мають можливість обертання, а на протилежних кінцях втулки нанесено два ноніуси, що забезпечують підвищену точність відліку. На рухомому диску N нанесено градуйовану шкалу з діапазоном від 0° до 360°, що дозволяє проводити вимірювання по всій повній окружності. Подвійна система ноніусів забезпечує точність відліку до 0,05°, що є критично важливим для вимірювання малих кутів обертання у розведених розчинах.

Сучасні поляриметри часто використовують цифрові системи реєстрації та автоматичну компенсацію, проте класичні моделі типу СМ залишаються цінними навчальними приладами, що дозволяють зрозуміти фундаментальні принципи поляриметричних вимірювань.

Експериментальна частина.

1. Вийміть трубку з приладу; протріть зовнішні оптичні деталі приладу чистою салфеткою: горизонтальним переміщенням муфти М зорової труби встановіть окуляр О на найбільшу різкість зображення поля зору, Запишіть положення нуля ноніуса з найбільш можливою точністю (ціна ділення ноніуса $0,05^0$).

2. Промийте трубку чистою водою і при одному відкритому наконечникові наповніть її досліджуваним розчином. Після появи на верхньому кінці трубки випуклого меніска горизонтальним переміщенням накрийте трубку покривним склом, накладіть резинову прокладку і обережно (не дуже сильно) нагвинтіть другий наконечник.



мал. 3

3. Повертанням аналізатора досягніть одноколірності всього поля зору і зафіксуйте положення нуля ноніуса (рис. 3а) з найбільш можливою точністю (трубки з розчином в камері поляриметра не повинно бути).

4. На шкалі поляриметра за допомогою ноніуса визначте кут, що відповідає різним освітленостям двох половинок поля зору (рис.3б, або 3в), якщо в камері відсутня трубка з розчином. Запишіть значення в колонку таблиці "Відлік без трубки".

5. Помістіть трубку з розчином в камеру поляриметра і поступово обертаючи ноніус в одному напрямі знайдіть таку ж освітленість двох половинок поля зору, яка була без трубки. Значення кута запишіть в колонку таблиці "Відлік з трубкою".

6. Дослід повторіть три рази, окремо для кожного разу визначить концентрацію розчину. Знайдіть середнє значення концентрації C_0.

7. Вилийте розчин, промийте трубку водою, протріть чистою салфеткою і в сухому вигляді помістіть трубку на місце. Заповніть таблицю1.

Таблиця 1.

№ п/п.	Довжина трубки l	Відлік без трубки (град.)	Відлік з трубкою і розчином (град.)	Кут обертання φ (град.)	Концентрація розчину С	$\frac{\Delta\varphi}{\Delta\ell}$ С
…						

Кінцевий вираз записати за формою: $C = C_0 \pm \Delta C_0$; $E = \frac{\Delta C_0}{C_0} 100\%$.

Питання для контролю знань

1. Поясніть, що таке плоскополяризоване світло та оптична активність речовини.
2. Сформулюйте закон Біо та поясніть, як кут обертання площини поляризації пов'язаний із концентрацією розчину.
3. Опишіть принципову схему поляриметра (назвіть основні елементи: поляризатор, аналізатор).
4. Дайте визначення питомого обертання речовини та вкажіть, від яких факторів воно залежить.
5. Наведіть приклад біологічно важливої речовини, яка має оптичну активність (крім цукру).

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА
ВИЗНАЧЕННЯ СИЛИ СВІТЛА ДЖЕРЕЛА ТА ПЕРЕВІРКА ЗАКОНУ ОСВІТЛЕНОСТІ

Мета роботи: визначити силу світла даної лампочки та перевірити, що освітленість змінюється обернено-пропорційно квадрату віддалі і прямо пропорційно силі світла.

Прилади і матеріали: оптична лава з двома рухомими підставками на ній, досліджувані лампи, люксметр, пристрій для зняття діаграми освітленості.

Теоретична частина.

Світло або оптичне випромінювання являє собою електромагнітні хвилі. Середня величина енергії , яка переноситься променями світла за одиницю часу через поверхню, називається *потоком світлової енергії* через цю поверхню (або потужністю випромінювання).

Потік променевої енергії, який оцінюється по його дії на нормальне око, адаптоване до світла, називають світловим потоком.

$$\Phi = \frac{dW}{dt}.$$

Одиниця вимірювання світлового потоку – 1лм (люмен) (лат. Lumen – світло). 1 люмен – це світловий потік, що випромінюється точковим ізотропним джерелом силою світла 1 кд в тілесний кут 1 стерадіан.

При вивченні світлових потоків використовуються наступні величини: сила світла, освітленість, яскравість, світність.

Сила світла – величина світлового потоку, випромінюваного точковим джерелом в одиничному тілесному куті. Так, якщо в тілесному куті ω випромінюється світловий потік Ф, то сила світла в даному напрямку буде:

$$I = \frac{\Phi}{\omega}$$

Одиниця вимірювання сили світла 1 Кд (*кандела*) – це сила світла, яка випромінюється з поверхні 1/600000 м^2 повного випромінювача в перпендикулярному напрямку при температурі твердніння платини і тиску 101325 Па.

Яскравість в даному напрямку визначається величиною світлового потоку, випромінюваного з одиниці поверхні, видимої в даному напрямку, в одиницю тілесного кута або вона чисельно дорівнює силі світла в даному напрямку, створюваній одиницею площі видимої поверхні джерела.

$$B = \frac{\mathrm{dI}}{\mathrm{dS}\cos\theta}$$

Яскравість вимірюється в *нітах*. $1\text{нт} = \frac{1\text{Кд}}{1\text{м}^2}$.

Світність вимірюється величиною світлового потоку Ф, випромінюваного з одиниці площі S по можливих напрямках.

$$R = \frac{\Ф}{S_{\text{вип}}}.$$

Одиниця вимірювання світності – ватт з квадратного метра (Вт/м^2)

Освітленість Е вимірюється відношенням світлового потоку Ф, що падає на дану поверхню, до величини площі S досліджуваної поверхні.

$$E = \frac{\Ф}{S_{\text{опр}}}.$$

Одиниця освітленості 1лк (*люкс*) – освітленість, створювана світловим потоком в 1 лм при рівномірному розподілі його на площі в 1 м^2.

$$1\text{ лк} = \frac{1лм}{1м^2}.$$

Освітленість поверхні обернено пропорційна квадрату віддалі від точкового джерела, прямо пропорційна силі світла та косинусу кута падіння.

$$\mathrm{E} = \frac{J}{r^2}\cos\alpha.$$

Порядок виконання роботи

ЗАВДАННЯ 1.

Визначення сили світла лампи розжарювання за допомогою люксметра.

1. Ознайомитись з будовою і дією люксметра Л-16.

2. Змінюючи орієнтацію датчика по відношенню до джерел світла (вікно, лампа освітлення), впевнитись, що стрілка гальванометра вказує на зміну світлового потоку.

3. Відключити одну з ламп і помістити на деякій відстані датчик, визначити освітленість.

4. Дослід повторити 3-4 рази, змінюючи віддаль від джерела до фотоелемента (віддаль від джерела до фотоелемента брати не менш 0,25м).

5. На основі одержаних даних визначити силу світла джерела та перевірити закон освітленості.

Результати всіх вимірів занести в таблицю 1.

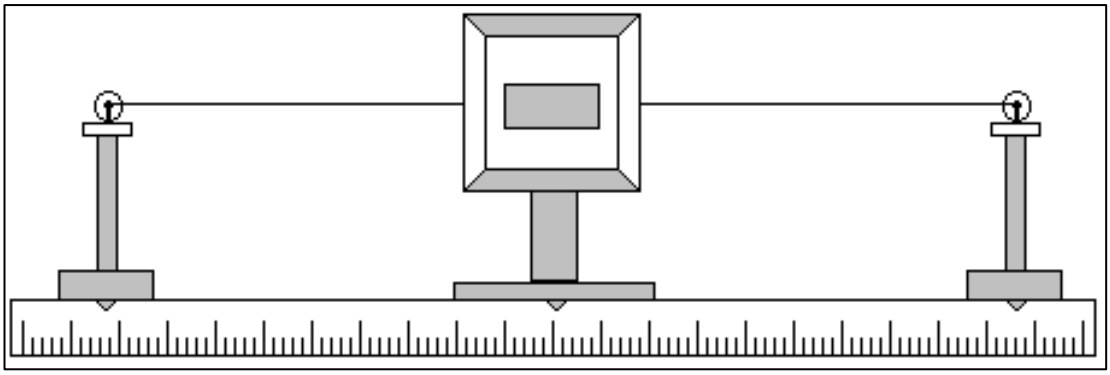
Таблиця 1.

№ п/п	E	r	$I_1 = Er^2$	ΔI_1	$\frac{\Delta I_1}{I_1}$
…					
С/з.					

ЗАВДАННЯ 2.

Визначення сили світла джерела за допомогою фотометра.

1. Зняти з призми фотометра ковпачок і встановити фотометр і джерела світла так, щоб пряма лінія, яка сполучене джерела, проходила через середину граней призми паралельно площі екрана.



2. Змінюючи положення джерел відносно фотометра, добиваються однакової освітленості екрану.

3. Вимірюють віддаль джерел до фотометра та по формулі

$I_2 = \mathrm{I}_1 \frac{r_2^2}{r_1^2}$ визначають силу світла досліджуваного джерела.

Виміри роблять 3-4 рази. Результати заносять в таблицю 2.

Таблиця 2

№	I_1	r_1	r_2	I_2	ΔI_2	I_2
…						
С/з						

ЗАВДАННЯ 3.

Визначення світлового поля навколо електричної лампочки.

1. Визначити силу світла лампи при куті 0^o на крузі пристрою.

2. Повертаючи лампу кожен раз на 15^o, (до кута 180^o), визначити освітленість при цих кутах. Результати записати в таблицю 3.

Таблиця 3.

Кут повороту											
E(лк)											

3. Побудувати криву розподілу освітленості в полярних координатах. відкладаючи по радіусу векторну в масштабі значення освітленості, при даному куті.

ЗАВДАННЯ 4.

Визначення освітленості в приміщенні (місця в приміщенні вказує викладач).

1. За допомогою люксметра визначити освітленість на робочих столах в кімнаті.

2. Визначити середню освітленість і порівняти її з нормами освітленості для приміщення такої категорії.

3. Ознайомитись з нормами освітленості для основних виробничих приміщень.

Питання для контролю знань

1. Дайте визначення сили світла (I) та освітленості (E), в яких одиницях СІ вони вимірюються.

2. Сформулюйте закон освітленості (закон обернених квадратів) та поясніть його фізичний зміст.

3. Опишіть принцип дії приладу, що використовується для вимірювання освітленості (люксметр).

4. Як змінюється освітленість поверхні, якщо відстань до джерела світла збільшити у два рази?

5. Що таке світловий потік (Ф), і як він пов'язаний із силою світла джерела?

ЛАБОРАТОРНА РОБОТА

ДОСЛІДЖЕННЯ РАДІОАКТИВНОГО ФОНУ В УМОВАХ ЛАБОРАТОРІЇ

Мета роботи*:* вивчити основи фізики атомів і молекул в біологічній природі, вплив рентгенівські випромінювання Дослідити вплив іонізуючого випромінювання на біологічний об'єкт та використання його в медицині.

Прилади та обладнання: радіометр ТЕРРА-П - LP20 бета-гамма випромінювання (Прип'ять РКС-20.03), секундомір.

Теоретична частина

Квантова біофізика включає в себе квантову механіку, що встановлює закономірності переміщення мікрочастинок, елементарних часток, ядр атомів, молекул та систем. Розглянуті особливості іонізуючого випромінювання, закони виникнення та розповсюдження фізичних сигналів та полів.

Основні дозиметричні величини

Дозиметрія — це розділ ядерної фізики, який кількісно вивчає дію іонізуючого випромінювання на речовину.

Експозиційна доза **Де** - кількісна характеристика іонізуючого випромінювання, заснована на величині іонізації сухого повітря при 760 мм рт. ст. і нулі градусів Цельсія. Одиницею вимірювання $Д_е$ є рентген [Р] - це така доза рентгенівського або гамма-випромінювання, при якій утворюється $2 \cdot 10^9$ пар іонів / $см^3$ повітря. Експозиційна доза в 1 Р досить велика величина, тому на практиці найчастіше використовують меншу розмірність:

- мілірентген [мР] = 10^{-3} Р,
- мікрорентген [мкР] = 10^{-6} Р.

Поглинена доза - кількість енергії будь-якого виду іонізуючого випромінювання, що поглинена одиницею маси речовини, яка опромінюється. Одиницею вимірювання поглинутої дози є Грей [Гр].

$$1 \text{ Гр} = 1 \text{ Дж / кг.}$$

На практиці часто використовується позасистемна одиниця поглиненої дози - [рад]:

1 рад = 0,01 Гр.

Між поглиненою дозою і радіаційним ефектом існує пряма залежність: чим більше поглинена доза, тим більше радіаційний ефект. Для м'яких тканин (людина в цілому) в поле рентгенівського або гамма-випромінювання поглинена доза 1 рад приблизно відповідає експозиції 1 Рентген.

Еквівалентна доза, пов'язана з поглиненою дозою наступним співвідношенням:

Еквівалентна доза = поглиненої дози • коефіцієнт якості випромінення (к)

Одиницею вимірювання еквівалентної дози є Зіверт [Зв]:

1Зв = 1Гр·к, або позасистемна одиниця БЕР [бер] (біологічний еквівалент радіації)

1 бер = 1 рад · к

1 Зв = 100 бер.

Гранично допустимою дозою вважають 5 бер протягом року. Радіоактивний фон природного та штучного походження відповідає еквівалентній дозі -0,1 бер за рік.

Вплив іонізуючого випромінювання на організм людини

Іонізуюче випромінювання справляє суттєвий вплив на живі організми, оскільки його взаємодія з речовиною супроводжується процесами іонізації та зміни внутрішньої структури молекул. Такі перетворення ведуть до глибоких хімічних і структурних змін у біомолекулах, що отримали назву радіаційних ушкоджень. Ці ушкодження можуть проявлятися як на рівні окремих молекул, так і в цілісних клітинних структурах, викликаючи порушення життєво важливих процесів.

Механізм впливу випромінювання на біологічні об’єкти поділяють на пряму та непряму дію.

- Пряма дія спостерігається у випадку, коли квант або заряджена частинка випромінювання безпосередньо потрапляє у біомолекулу, наприклад у молекулу білка або ДНК, викликаючи її іонізацію чи розрив хімічних зв’язків.
- Непряма дія пов’язана з тим, що випромінювання спочатку взаємодіє з іншими молекулами, найчастіше — з водою, яка становить основну частину клітинного середовища. У результаті утворюються продукти радіолізу, що, у свою чергу, вступають у реакції з біомолекулами, спричиняючи їх пошкодження.

Варто зазначити, що вода є головним посередником у реалізації біологічних ефектів іонізуючого випромінювання. Оскільки її молекули значно переважають за кількістю інші складові клітинного середовища, саме процеси радіолізу води відіграють визначальну роль у формуванні вторинних ушкоджень.

Під час радіолізу утворюються вільні радикали (зокрема •OH, •H) та сольватовані електрони (e^-), які мають високу реакційну здатність. Ці частинки здатні вступати у хімічні реакції з нуклеїновими кислотами, ліпідами та білками, змінюючи їхню структуру та функції.

Особливо чутливими до дії іонізуючого випромінювання є нуклеїнові кислоти, оскільки саме вони зберігають і передають генетичну інформацію. Під дією радіації в їхньому складі відбуваються хімічні зміни окремих нуклеотидів, зокрема окиснення спиртових груп, розриви вуглець-вуглецевих зв’язків, а також порушення спіральної структури ДНК.

Такі зміни можуть проявлятися як одноніткові або двоніткові розриви ДНК ланцюга, зшивки між ланцюгами нуклеотидів, або ж зшивки між молекулами ДНК і білків, що утворюють хроматинові комплекси.

Внаслідок цього клітина може втратити здатність до реплікації, транскрипції та синтезу білків, що, у свою чергу, веде до порушення метаболізму й загибелі клітини. Ступінь вираженості таких ефектів залежить від виду випромінювання, поглинутої дози, інтенсивності опромінення, а також від фізіологічного стану клітин.

Таким чином, біологічна дія іонізуючого випромінювання є результатом складних процесів, у яких поєднуються фізичні, хімічні та біохімічні механізми. Для спеціалістів у галузі біомедичної інженерії розуміння цих процесів є важливим, оскільки воно лежить в основі розроблення систем радіаційного захисту, діагностичних методик, а також медичних технологій контролю впливу радіації на живі тканини.

Застосування Іонізуючого Випромінювання в Медицині

Іонізуюче випромінювання, зокрема рентгенівські промені, поряд з іншими його типами (наприклад, гамма-випромінювання), відіграє незамінну роль у сучасній медичній діагностиці для детального дослідження внутрішньої структури організму.

Діагностична Радіологія: Методи Отримання Зображення

Рентгенодіагностика традиційно поділяється на дві основні категорії за способом реєстрації отриманого зображення:

1. Рентгеноскопія: Цей метод забезпечує отримання та безпосередній візуальний аналіз зображення на люмінесцентному екрані у режимі реального часу. Це дозволяє спостерігати за динамічними процесами в організмі (наприклад, рух контрастної речовини).

2. Рентгенографія: У цьому випадку зображення фіксується на постійному носії, яким може бути фотоплівка або сучасний цифровий детектор.

Для досягнення вищої якості та кращої яскравості рентгенівського зображення часто виникає необхідність збільшення інтенсивності рентгенівського опромінення. Однак, такий підхід несе потенційний ризик, оскільки підвищена доза випромінювання негативно впливає на здоров'я пацієнта та медичного персоналу. Отже, ключовим завданням біомедичної інженерії є оптимізація систем таким чином, щоб досягти максимальної діагностичної інформативності при мінімальній радіаційній експозиції.

Фізичні Основи Контрастності Зображення

Для того, щоб досліджуваний орган, група органів чи систем були чітко виділені на рентгенограмі, необхідно, аби їхній коефіцієнт поглинання рентгенівських променів значно відрізнявся від коефіцієнтів поглинання оточуючих (межуючих) тканин. Саме різниця у поглинанні променів, яка залежить від атомного номера та густини тканин, створює необхідний контраст.

Діапазон довжин хвиль (λ) рентгенівського випромінювання, що використовується у діагностиці, лежить у межах $\lambda \approx (1\ldots2)\cdot10^{-11}$ м. Для кількісної оцінки ослаблення випромінювання застосовують масовий коефіцієнт ослаблення (μm), який можна розрахувати за формулою:

$$\mu_m \sim k\lambda^3 E^3$$

$$\mu_m \sim Z^3 / E^3$$

де Z — заряд ядра речовини-поглинача (атомний номер); E — енергія фотонів; k — коефіцієнт пропорційності. З цієї залежності випливає, що тканини з вищим ефективним атомним номером (наприклад, кістки) поглинають випромінювання значно сильніше, ніж м'які тканини.

Еволюція Діагностики: Комп'ютерна Томографія

В останні десятиліття значного поширення набув метод комп'ютерної томографії (КТ). Цей метод революціонізував рентгенодіагностику, оскільки дозволяє отримувати зображення не всього об'єму, а лише вузьких поперечних зрізів-шарів товщиною від 1 до 3 мм шляхом багаторазового просвічування рентгенівськими променями під різними кутами.

Ключова перевага КТ полягає у її значно більшій чутливості порівняно з класичними рентгенодіагностичними методами. КТ-сканери здатні визначати розходження у поглинанні випромінювання тканиною до 0.1%, що дозволяє виявляти патології м'яких тканин, які є невидимими на звичайних рентгенограмах. Це досягається завдяки складним математичним алгоритмам реконструкції зображення, що перетворюють численні проекційні дані на двовимірне або тривимірне зображення.

Терапевтичне Застосування Іонізуючого Випромінювання

Радіотерапія Онкологічних Захворювань

Методи рентгено- та гамма-терапії є наріжним каменем у лікуванні онкологічних хворих (радіотерапія). Лікувальні властивості цих методів базуються на фундаментальному біологічному факті: клітини, які активно діляться, виявляють найбільшу чутливість до іонізуючого опромінення.

Оскільки онкологічні новоутворення характеризуються неконтрольованим і швидким клітинним поділом, дія іонізуючого випромінювання переважно викликає загибель (апоптоз або некроз) саме цих активно проліферуючих ракових клітин. Це явище лежить в основі механізму дії радіотерапії, спрямованої на максимальне знищення пухлини при мінімальному пошкодженні навколишніх здорових тканин, які діляться повільніше. Сучасні інженерні рішення, як-от лінійні прискорювачі та методи інтенсивномодульованої радіотерапії (IMRT), дозволяють формувати високоточні дозові поля, забезпечуючи конформне опромінення об’єму пухлини.

Хід роботи

1. Ознайомитись з будовою і принципом роботи радіометр бета-гама випромінювання Терра -П (або РКС-20.03 "ПРИП'ЯТЬ"), що зображений на рис. 1.

Детекторами бета - і гамма-випромінювання в радіометрів є вбудовані лічильники типу СБМ-20. З появою іонізуючих чи часток гамма-квантів у газовому обсязі

лічильників протікає електричний розряд, формуючи на виході електросхеми імпульси напруги, які в електронно - лічильному пристрою перетворяться в інформацію та відображаються на індикаторі.

2. Установити батарею живлення "Корунд" в радіометр чи підключити зовнішнє джерело живлення.

Рис.1. Загальний вигляд радіометра ТЕРРА-П

3. Досліджувати поле гамма-випромінювання в лабораторії: виміряти за допомогою приладу при встановленій кришці-фільтрі Y потужність експозиційної дози відповідно отриманому завданню (по п'ять вимірювань) і занести в таблицю 1. Радіометр має можливість вимірювати потужність еквівалентної дози в мікрозівертах за годину (мкЗв/год) чи потужність експозиційної дози в мілірентгенах за годину (мР/год). Порівняти отримане значення зі значенням нормального природного фону гамма-випромінювання

4. Провести вимір радіоактивного забруднення бета- частинками. Для правильного обліку впливу гамма-фона спочатку проводять виміри з закритою кришкою-фільтром на відстані 1-2 см від поверхні, а потім зробити вимір зі знятою кришкою на тій же самій відстані. Визначається радіоактивне забруднення шляхом виміру-радіометром щільності потоку бета-випромінювання при знятій кришці-фільтрі «Y». При зніманні кришки-фільтра необхідно змістити фіксатор у бік від кришки та перевернути радіометр

кришкою вниз.

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

Таблиця 1. Результати дослідження

№	потужність експозиційної дози γ, мР/год	$\Delta\gamma_i$ мР/год	потужність еквівалентної дози γ, мкЗв/год	$\Delta\gamma_i$ мкЗв/год	радіоактивне забруднення β, частинок в хв на $см^2$	$\Delta\beta_i$
…						
Сер.						
δ						

$$\Delta\gamma = \gamma_i - \gamma_{ср}, \qquad \Delta\beta = \beta_i - \beta_{ср}$$

$$\Delta\gamma_{ср} = \sum_{i=1}^{n} \frac{\Delta\gamma_i}{n}, \qquad \Delta\beta_{ср} = \sum_{i=1}^{n} \frac{\Delta\beta_i}{n}$$

$$\delta = \frac{\Delta\gamma_{ср}}{\gamma_{ср}} \cdot 100\% \qquad \delta = \frac{\Delta\beta_{ср}}{\beta_{ср}} \cdot 100\%$$

Питання для контролю знань

1. Дайте визначення понять радіоактивність, іонізуюче випромінювання та радіоактивний фон.
2. Опишіть принцип роботи лічильника Гейгера-Мюллера для реєстрації іонізуючого випромінювання.
3. Назвіть основні компоненти природного радіоактивного фону (космічне випромінювання, земна радіація).
4. Що таке поглинена доза та еквівалентна доза випромінювання, і які одиниці використовуються для їхнього вимірювання?
5. Поясніть, чому важливо контролювати радіоактивний фон у медичних та біологічних лабораторіях.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Азнакаєв Е. Г. Біофізика: Навч. посіб. / Е. Г. Азнакаєв. К. : Книжкове вид-во НАУ, 2005. 308 с.

2. Акустичні медичні прилади [Електронний ресурс] : методичні вказівки до виконання лабораторних робіт для студентів напряму підготовки 6.051003- «Приладобудування» / НТУУ «КПІ» ; уклад.: М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик, В. Ю. Рудик. Електронні текстові дані (1 файл: 1,69 Мбайт). - Київ : НТУУ «КПІ», 2014. 126 с. Назва з екрана. Режим доступу: http://ela.kpi.ua/handle/123456789/26439

3. Безугла Н. В. Прилади контролю фізіологічних параметрів людини. Лабораторний практикум. Частина 1 [Електронний ресурс] : навчальний посібник для студентів спеціальності 151 «Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані системи» спеціалізації «Комп'ютерно-інтегровані медичні системи», спеціальності 152 «Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка» спеціалізації «Медичні прилади і системи» / Н. В. Безугла, І. О. Яковенко, М. О. Безуглий ; КПІ ім. Ігоря Сікорського. - Електронні текстові данні (1 файл: 3,98 Мбайт). - Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2018. 81 с. Назва з екрана. Режим доступу: https://ela.kpi.ua/handle/123456789/23091

4. Біофізика / П. Г. Костюк, В. Л. Зима, І. С. Магура та ін.; За ред. П. Г. Костюка. К.: Обереги, 2001. 544 с.: іл.

5. Біофізика [Електронний ресурс] : методичні вказівки до виконання лабораторних робіт для студентів напрямку підготовки 6.0909 «Прилади» та 7.090905 - «Медичні прилади та системи» приладобудівного ф-ту / НТУУ «КПІ»; уклад. М. Ф. Терещенко, Н. В. Стельмах, О. В. Осадчий. - Електронні текстові данні (1 файл: 670 Кбайт). - Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2008. 66 с. Назва з екрана. Режим доступу: http://ela.kpi.ua/handle/123456789/25650

6. Генезис біосигналів [Електронний ресурс] : методичні вказівки до виконання лабораторних робіт для студентів напряму підготовки 0909 «Прилади» спеціальності 8.090905 «Медичні прилади та системи» / НТУУ «КПІ» ; уклад. М. Ф. Терещенко. - Електронні текстові дані (1 файл: 1,98 Мбайт). - Київ : Політехніка, 2010. 84 с. Назва з екрана. Режим доступу: http://ela.kpi.ua/handle/123456789/26438

14. Грінченко В. Т. Основи акустики / В. Т. Грінченко, І. В. Вовк, В. Т. Маципура. К. : НВП «Видавництво «Наукова думка» НАН України, 2007. 640 с.

15. Діброва В. Є. Біофізика та медична апаратура: навч. посіб. / В. Є Діброва., В. Д. Тіманюк. К. : ВД «Професіонал», 2006. 200 с.

16. Медична і біологічна фізика. Практикум / О. В. Чалий та ін. К. : Книга плюс, 2003. 217 с.

17. Медична і біологічна фізика: Підручник для студентів вищих медичних закладів

освіти III-IV рівнів акредитації/ О. В. Чалий, Б. Т. Агапов, А. В. Меленевська та ін. К. : ВІПОЛ, 2001. 415 с., рис. 186.

18. Посудін Ю. І. Лабораторний практикум і збірник задач із дисципліни «Фізика з основами біофізики» : Навч. посіб. / Ю. І. Посудін. К. : Арістей, 2004. 180 с.

19. Променева техніка [Електронний ресурс] : методичні вказівки до виконання лабораторних робіт для студентів напряму підготовки 6.051003 ««Приладобудування» спеціальності 6.090900 ««Медичні прилади і системи» / НТУУ ««КПІ» ; уклад. М. Ф. Терещенко. Електронні текстові дані (1 файл: 3,3 Мбайт). Київ : НТУУ ««КПІ», 2011. 160 с. Назва з екрана. - Режим доступу: http://ela.kpi.ua/handle/123456789/26440

20. Реологія в процесах виробництва харчових продуктів : навч. посіб. : у 2 ч. Ч. 1. Класифікація та характеристика неньютонівських рідин / [О. І. Черевко, В. М. Михайлов, В. І. Маяк, О. А. Маяк] ; Харк. держ. ун-т харчування та торгівлі. Х. : ХДУХТ, 2014. 244 с.

21. Сторчун Є. В. Біофізичні та математичні основи інструментальних методів медичної діагностики : Навч. посіб. / Є. В. Сторчун, Я. М. Матвійчук. Львів : Вид. «Растр-7», 2009. 216 с.

22. Терещенко, М. Ф. Біофізика [Електронний ресурс] : підручник/ М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик, І. О. Яковенко. - Електронні текстові дані. - Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського ; Політехніка, 2019. 444 с. Назва з екрана. Режим доступу: http://ela.kpi.ua/handle/123456789/27589

23. Терещенко, М. Ф. Біофізика. Практикум [Електронний ресурс] :навчальний посібник для для здобувачів ступеня бакалавра за спеціальностями ««Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані технології», «Метрологія та інформаційно вимірювальна техніка» / М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик, І. О. Яковенко ; КПІ ім. Ігоря Сікорського. - Електронні текстові дані (1 файл: 3,95 Мбайт). - Київ : Політехніка, 2019. 288 с. Назва з екрана. Режим доступу: http://ela.kpi.ua/handle/123456789/28227

24. Яненко О. П. Метрологія медичної та біологічної апаратури : Навч. посіб. / О. П. Яненко. Житомир : ЖІТІ, 1998. 158 с.

ЗБАРАВСЬКА Леся Юріївна
ТОРЧУК Михайло Васильович
СЛОБОДЯН Сергій Борисович

Методичні вказівки

до виконання лабораторних робіт для здобувачів вищої освіти спеціальності G22 "Біомедична інженерія" з біофізики