

**МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ**  
**ДВНЗ «УЖГОРОДСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ»**  
**ФІЗИЧНИЙ ФАКУЛЬТЕТ**

**БІОФІЗИКА СКЛАДНИХ СИСТЕМ**

**НАВЧАЛЬНИЙ ПОСІБНИК**

**Ужгород – 2022**

**МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ**  
**ДВНЗ «УЖГОРОДСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ»**  
**ФІЗИЧНИЙ ФАКУЛЬТЕТ**

**БІОФІЗИКА СКЛАДНИХ СИСТЕМ**

**НАВЧАЛЬНИЙ ПОСІБНИК**

**Ужгород – 2022**

**Навчально-методичний посібник з курсу "Біофізика складних систем"** призначений для студентів фізичного факультету (зокрема, для спеціальності «Біомедична інженерія»), а також буде корисним для студентів біологів та медиків.

У посібнику розглядаються електричні властивості живих організмів, біофізичні механізми рецепції, аналізуються біомедичні характеристики людини та методи їх вимірювання. Посібник, крім теоретичних відомостей, містить методичні вказівки для виконання лабораторних робіт.

***АВТОРИ :***

**М.І.СУХОВІЯ**

**І.І. ШАФРАНЬОШ**

***Рецензент:* М.О. МАРГІТИЧ**

## В С Т У П

**Біофізика** – це наука про фізичні механізми і фізико-хімічні процеси, які лежать в основі життєдіяльності біологічних об'єктів. **Біофізика** – це фізика живих систем на різних рівнях їхньої організації: молекулярному, мембранному, клітинному, органному, популяційному.

*Спеціалізації сучасної біофізики:*

– **Молекулярна біофізика** вивчає фізико-хімічні властивості та функції біологічних молекул, насамперед біополімерів та молекулярних комплексів, які створюють функціональні одиниці клітин, та характер їхньої взаємодії з іонами, молекулами і радикалами, їхню просторову будову та енергетику процесів.

– **Біофізика клітини** вивчає фізико-хімічні основи функціонування клітини, будову та основні функції біологічних мембран, енергетичні процеси в клітині, її механічні, електричні властивості, каталітичну активність,

– **Біофізика органів чуття** з'ясовує молекулярні фізико-хімічні механізми рецепції, вивчає процеси трансформації енергії зовнішніх стимулів у специфічні реакції нервових клітин і механізми кодування інформації.

– **Біофізика складних систем** досліджує явища та механізми системогенезу (еволюція, індивідуальний розвиток) та функціонування живих організмів чи біоценозів (соціуму), проблеми регулювання й саморегулювання на рівні клітин, органів, організмів, біоценозів і біосфери, в цілому, та термодинамічні особливості цих процесів

– **Теоретична і математична біофізика** розглядає теоретичні основи біофізики, зокрема, питання кінетики і термодинаміки, закони і постулати квантової біофізики, особливості міграції енергії у біоструктурах, здійснює математичне моделювання біологічних процесів,

– **Прикладна біофізика** – це комплекс наукових дисциплін, розділів і напрямків біофізики, мета яких - розв'язання біофізичних проблем для конкретних технологічних і практичних застосувань.

Прикладна біофізика базується на відкриттях, зроблених при фундаментальних дослідженнях, але зосереджується на вирішенні завдань, що стоять перед технологіями, щоб найбільш ефективно використати нові наукові принципи у практичних пристроях і системах.

Прикладна біофізика здійснює цільові дослідження питань прикладного характеру, використовуючи інформацію та методи для контролю чи керування явищами задля прикладних розробок та їхнього застосування у різних сферах - медичній, екологічній, технічній (біотехнічній) тощо.

Складний спектр різноманітних напрямків прикладної біофізики успішно поєднує класичні галузі (наприклад, біомеханіка, біометрія, біоніка) з сучасними (біоінформатика, нанотехнології, біомеделектроніка та біосенсорика).

Зокрема, *біомеханіка* пов'язує функції та структуру опорно-рухового апарату з рухом біосистем (протезування, робототехніка, ергономіка, дизайн, архітектура).

*Біометрія* може бути метрологічна, медична, ергономічна, біотехнічна, екологічна.

*Біоніка* спеціалізується на створенні технічних аналогів біологічних систем чи процесів. Поряд з видатними досягненнями в області техніки і нових технологій, фантастичні результати зараз демонструє *архітектурна біоніка*.

*Біоінформатика* – це сучасні комунікації, нові засоби для запису, збереження, реалізації та передачі інформації (зокрема. “ДНК-флешка” – вже реальність). Програми для читання, запису, трансляції, сприйняття, обробки сигналів використовують принципи біофізики природних сенсорних систем, а також психофізики, комунікативної та ергономічної біофізики.

Інформатика, хоч не є розділом біофізики, та дуже тісно пов’язана з нею у сфері біонічного підходу (інженеринг, нейронні мережі, моделювання).

*Біофізичні продуктивні технології* – це біонічний, нанотехнологічний, фармакологічний, харчовий чи біопродуктивний напрямки, селективні та конструкційні матеріали тощо.

*Біофізика еволюційних процесів та індивідуального розвитку* – це системогенез, гомеостаз, формоутворення, провідні чинники норми розвитку та життєдіяльності, патогенезу і їхні оздоровчий чи реабілітаційний, біомедичний, психофізичний аспекти.

*Біофізика періодичних (циклічних) процесів* є основою біоритмології та хрономедицини, для розробки адаптаційних механізмів, фізичних умов та стимулів для компенсації чи посилення дії періодичних природних чи штучних джерел впливу;

*Екологічна гео-біофізика* – це дослідження, класифікація біофізичних аномалій геофізичного та антропогенного походження; контроль, запобігання і профілактика негативного впливу невагомості, вібрацій, ультразвуку, електромагнітних полів, іонізуючої радіації, ультрафіолетового випромінювання.

## ВИВЧЕННЯ ДИСПЕРСІЇ ЗАГАЛЬНОГО ОПОРУ БІОЛОГІЧНИХ ОБ'ЄКТІВ

1. МЕТА РОБОТИ: Дослідити електричні характеристики біологічних об'єктів та закономірності проходження постійного та змінного струмів через клітини. Засвоїти метод дисперсії провідності для оцінки життєздатності біооб'єктів.

### 2. ТЕОРЕТИЧНІ ВІДОМОСТІ.

#### 2.1. ЕЛЕКТРОПРОВІДНІСТЬ І ПОЛЯРИЗАЦІЯ БІООБ'ЄКТІВ ПРИ ПОСТІЙНОМУ СТРУМІ.

Біологічні об'єкти мають властивості і провідників, і діелектриків, і, навіть, напівпровідників. .

*Провідність* біооб'єктів зумовлена наявністю *вільних зарядів* -- електронів та іонів, які під дією поля рухаються до електроду з протилежним знаком. Так виникає *струм провідності*.

*Діелектричні властивості* біооб'єктів визначаються структурними компонентами, наявністю *зв'язаних зарядів* та явищами *поляризації*. *Зв'язані заряди* під дією поля мають можливість переміщатися лише у невеликих межах, створюючи *струм зміщення*.

Процес переміщення зв'язаних зарядів під дією електричного поля і утворення внаслідок цього електрорушійної сили, напрямленої проти зовнішнього поля, називається **поляризацією**.

Явище поляризації у живих клітинах є причиною зменшення величини струму  $I$  при його проходженні через біологічну систему протягом певного часу  $t$

(рис.1). У системі виникає електрорушійна сила поляризації  $P(t)$ , протилежно напрямлена до зовнішньої напруги  $U$ .

**Закон Ома** для біологічного об'єкту матиме вигляд:

$$I = \frac{U - P(t)}{R}$$

де  $R$  - опір об'єкта постійному струму.

Виникнення електрорушійної *сили* поляризації зумовлене здатністю живих клітин накопичувати заряди при проходженні струму, тобто із смісними діелектричними властивостями біооб'єктів.

Поляризація за своєю природою поділяється на кілька видів.

*Електронна поляризація* - зміщення електронів на своїх орбітах відносно позитивно заряджених ядер в атомах та іонах. Час виникнення електронної поляризації (час релаксації) рівний  $10^{-16}$ -  $10^{-12}$ с.

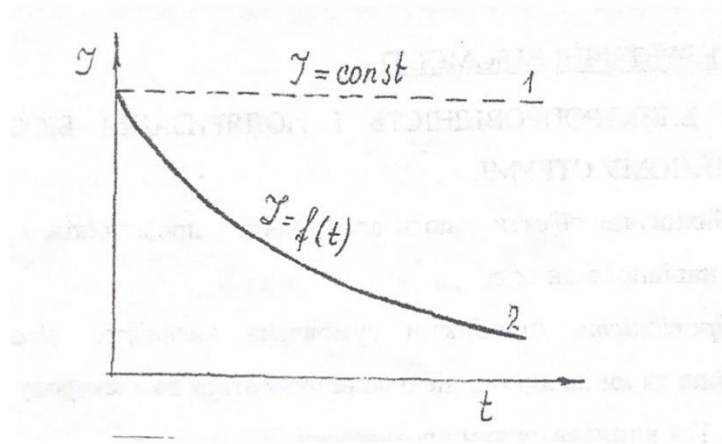


Рис.1. Зміна струму з часом при накладанні на тканину постійної різниці потенціалів (1 - струм при відсутності поляризації, 2 - при наявності поляризації).

*Дипольна поляризація* - орієнтація полярних молекул під дією зовнішнього електричного, поля. Час релаксації залежить від розмірів молекул, в'язкості



середовища, температури і може бути від  $10^{-13}$ -  $10^{-7}$ с. Виникнення дипольної поляризації біомолекул зображено на рис.2.

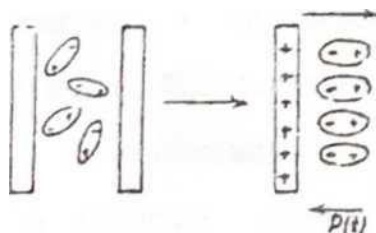


Рис.2. Схема виникнення дипольної поляризації біомолекул при накладанні електричного поля.

*Іонна поляризація* - зміщення іону відносно кристалічної решітки. Час релаксації  $10^{-14}$ -  $10^{-12}$ с.

*Макроструктурна поляризація* виникає під дією поля внаслідок неоднорідності електричних властивостей речовини. Час релаксації даного виду поляризації  $10^{-8}$ -  $10^{-3}$ с.

*Поверхнева поляризація* спостерігається на поверхнях з подвійним електричним шаром. Час релаксації від  $10^{-3}$  до 1с.

*Електролітична поляризація* виникає між електродами, які знаходяться у розчині електроліту, при пропусканні через них електричного струму. Час релаксації електролітичної поляризації вимірюється величинами  $10^{-4}$ -  $10^2$ с.

Всі ці явища поляризації в тій чи іншій мірі мають місце і в біологічних об'єктах. Поляризація зумовлює високий питомий опір тканин постійному струму (до  $10^7$ Ом.см). При цьому спочатку виникають ті види поляризації, які мають менший час релаксації. Основну роль у біооб'єктах відіграють дипольна і макроструктурна поляризації, оскільки у клітинах міститься багато

заряджених молекул і поверхонь розділу (мембран). Різні органели клітини є електрично гетерогенними і значно відрізняються за опором і діелектричними характеристиками.

Явища поляризації можуть бути описані за допомогою діелектричної проникності речовин та тангенса діелектричних втрат.

**Діелектрична проникність  $\epsilon$**  характеризує зменшення величини електричного поля  $E$  у речовині в порівнянні з величиною електричного поля у вакуумі -  $E_0$

$$\epsilon = \frac{E_0}{E}$$

Комплексна діелектрична проникність:

$\epsilon = \epsilon' - i\epsilon''$ , де  $\epsilon'$  і  $\epsilon''$  - відповідно дійсна та уявна діелектричні проникності.

**Тангенс діелектричних втрат  $\operatorname{tg} \delta = \epsilon'' / \epsilon'$ .**

## 2.2. ЗАГАЛЬНИЙ ОПІР БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН І ЙОГО ЗАЛЕЖНІСТЬ ВІД ЧАСТОТИ

Опір живої тканини складається з великої кількості омичних і ємнісних опорів, з'єднаних між собою. Сумарний опір системи називається ефективним опором або **імпедансом**. Для змінного струму **закон Ома** виразиться формулою:

$$I = \frac{U}{Z}$$

де  $I$  - сила струму,  $U$  - напруга,  $Z$  - імпеданс:

$$Z = R - iX,$$

де  $R$  — активна, омична, складова,  $X$  - реактивна складова опору, яка визначається ємністю та індуктивністю системи.

Поскілки у клітинах явище самоіндукції не виявлено, то імпеданс буде визначатись геометричною сумою лише омичного та ємнісного опорів. Електрична модель біологічного об'єкту може бути представлена у вигляді різних комбінацій ємностей  $C$  і омичних опорів  $R$  (так званих еквівалентних схем).

Для послідовного з'єднання  $C$  і  $R$  :

$$Z = R - i \frac{1}{\omega C} \quad \text{або} \quad Z = R - i \frac{1}{\omega C} \quad (1)$$

$$i \operatorname{tg} \delta = \omega RC \quad (2)$$

Для паралельного:

$$\frac{1}{Z} = \frac{1}{R} + i\omega C \quad \text{або,} \quad (3) \quad \frac{1}{Z^2} = \frac{1}{R^2} + \omega^2 C^2$$

$$\operatorname{tg} \delta = \frac{1}{\omega RC}, \quad (4)$$

де  $\omega$  — кругова частота змінного струму;  $i = \sqrt{-1}$  (уявна одиниця).

Із цих формул видно, що імпеданс об'єктів змінюється з частотою струму - при збільшенні частоти реактивний опір зменшується. Залежність величини імпедансу від частоти струму називається **дисперсією імпедансу**.

Звичайно, ці найпростіші еквівалентні схеми не повністю описують електропровідність живих клітин. Так, при послідовному з'єднанні  $C$  і  $R$  отримуються великі відхилення для малих частот. Імпеданс системи з паралельним сполученням при великих частотах прямує до нуля. Насправді ж, у біооб'єктів сумарний опір знижується лише до певної величини, рівної омичному опору.

Основна причина дисперсії імпедансу біологічних об'єктів - частотнозалежний характер ємнісного опору.

Експериментально були виявлені три області дисперсії:

1) При низьких частотах звукового діапазону (до 1 кГц) зменшення діелектричної проникності біологічних систем зумовлене зменшенням поляризації поверхні клітин.

2) Дисперсію в області частот  $10^3$  -  $10^7$  Гц можна пояснити дипольною поляризацією молекул білків та нуклеїнових кислот і макроструктурною поляризацією. Остання зумовлена гетерогенністю структури, в першу чергу - наявністю мембран. При цьому важливу роль відіграють іонні потоки через мембрану і клітинна проникність.

3) При частотах, більших від  $10^8$  Гц, дисперсія пов'язана із послабленням ефекту поляризації, зумовленої диполями води. В області надвисоких частот (більше -  $10^{10}$  Гц) діелектрична проникність невелика.

### 2.3. ДИСПЕРСІЯ ІМПЕДАНСУ ЯК ТЕСТ ЖИТТЄЗДАТНОСТІ БІОБ'ЄКТУ

Явище дисперсії імпедансу використовують у біології, біофізиці та медицині для вивчення фізико-хімічної структури живої клітини і тканин.

Характерною особливістю методу є можливість дослідження організму, тканини, клітини у стані, найближчому до нормального прижиттєвого стану (використовувані напруги ( $< 50$  мВ) не змінюють відчутно процеси у живій тканині, не порушують структуру живого. Важливо, що існує кореляція між величиною опору і життєздатністю біосистеми.

Закономірності проходження електричного струму через живий об'єкт змінюються при різних фізіологічних станах, при виникненні патологічного процесу, при дії пошкоджуючих факторів - температури, випромінювання,

ультразвуку і т.д. При відмиранні тканини дисперсія її електричних параметрів зменшується. При повній загибелі тканини дисперсія відсутня (рис. 4.):

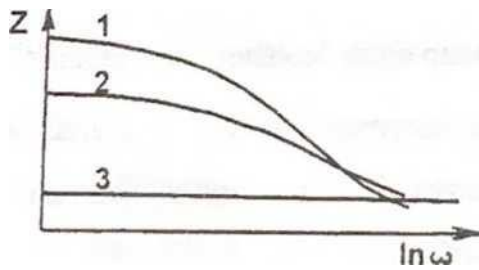


Рис. 4. Залежність опору рослинної тканини від частоти струму: 1 - норма; 2 - нагрівання при 50°C протягом 2 хв.; 3 - кип'ятіння протягом 20 хв.

Реактивний опір клітин обумовлений її поляризацією, яка є активним процесом, що забезпечується енергією клітинного метаболізму. Зруйновані клітини або клітини з порушеним обміном речовин не спроможні забезпечити достатню поляризацію мембран та інших структур. В результаті цього ємнісний опір зменшується до нуля. Порушення життєздатності клітин можна оцінити кількісно, порівнявши величини їх опорів при проходженні електричного струму різних частот. Для оцінки використовують коефіцієнт поляризації:

$$K = \frac{Z_{10^4}}{Z_{10^6}} \quad (5)$$

де  $Z_{10^6}$  і  $Z_{10^4}$  опори, вимірювані на частотах  $10^6$  і  $10^4$  Гц.

У нормі коефіцієнт поляризації живих тканин завжди більший за одиницю і в середньому наближається до 3,5. В органів з високоінтенсивним обміном речовин (печінка, селезінка) досягає 15. Поляризаційний коефіцієнт міняється також в еволюційному ряді. При пошкодженні тканин коефіцієнт поляризації зменшується,

а при її загибелі - прямує до одиниці.

Електропровідність біоб'єктів змінюється при проходженні потенціалу дії, при м'язовому скороченні, при рості рослин, дії на них світла. За допомогою даного методу досліджують процеси зв'язування іонів молекулами білків і нуклеїнових кислот, оцінюють ступінь їх гідратації.

Використавши співвідношення

$$\omega_m = \frac{12kT}{\eta a^3} \quad (6)$$

можна розрахувати розмір релаксуючих частинок при частоті  $\omega_m$ , відповідаючій максимуму  $tg \delta$ .  $k$  - стала Больцмана,  $T$  - абсолютна температура,  $\eta$  - в'язкість об'єкту,  $a^3$  - об'єм частинки.

Метод електропровідності лежить в основі реографії, за допомогою якої медики визначають вміст крові в судинах і органах. Даний метод також застосовується для оцінки життєздатності клітин при трансплантації, при різних патологічних процесах - опіках, променевих ураженнях тощо.

### 3. ОПИС ЛАБОРАТОРНОГО ОБЛАДНАННЯ

Вимірювання імпедансу біологічного об'єкту і дослідження його частотної залежності проводиться на установці, яка складається з генератора коливань ГЗ-111, моста змінного струму Р5021 з нуль-індикатором Ф582 і електродної камери.

Принципова схема моста для визначення ємності  $C_x$  та опору  $R_x$  біоб'єктів приведена на рис.5.  $R$  - омичний опір зрівноважених плеч моста. Умова рівноваги моста визначається правилами Кірхгофа.

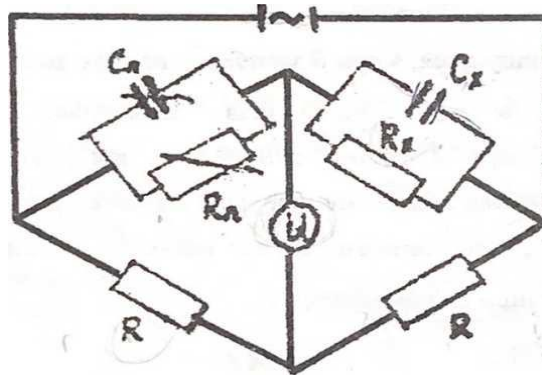


Рис. 5. Принципова схема моста змінного струму для визначення імпедансу біооб'єктів.

Детально конструкція моста змінного струму, підготовка його до роботи і проведення вимірів описані в лабораторних інструкціях

### ЗАВДАННЯ І ПОРЯДОК ВИКОНАННЯ РОБОТИ

1. Підготувати біологічний препарат рослинного або тваринного походження і розмістити його на електродах експериментальної камери.
2. Зібрати установку, яка складається з моста змінного струму, нуль-індикатора, електродної камери з біооб'єктом та генератора сигналів.
3. Підготувати прилади до роботи згідно вказівок у відповідних інструкціях. Вибрати еквівалентну схему заміщення, натиснувши на кнопку на передній панелі моста.
4. Подати з генератора потрібну частоту в діапазоні від 500 до 200 Гц. Для кожної частоти за допомогою моста змінного струму і нуль-індикатора провести вимірювання ємності  $C$  і активної складової імпедансу  $R$ . Для цього слід вибрати потрібний діапазон вимірів послідовним натисненням кнопок перемикача
5. «Піддіпазони», починаючи з положення I до IV. Потім провести

6. зрівноважування вимірювального кола моста за допомогою ручок управління магазинами ємностей і опорів. При правильному виборі напрямку зрівноважування еліпс на електронно-променевої трубки нуль-індикатора повинен перетворитися в лінію, а потім в точку.

7. При наближенні до рівноваги необхідно збільшувати чутливість нуль-індикатора за допомогою перемикача «Чутливість». У кінці виміру перевести перемикач «ЛИН-ЛОГ» в положення «ЛИН». Записати відповідні значення  $C$  і  $R$ . Повторити виміри для 10-12 частот. Знайти величину імпедансу  $Z$  за формулами (1) або (3), а також розрахувати за співвідношеннями (2) і (4) значення тангенса діелектричних втрат.

8. Результати представити у вигляді залежностей  $\lg Z$  і  $\lg \delta$  від  $\lg \omega$ . За співвідношенням (5) обчислити коефіцієнт поляризації.

9. Побудувати графік залежності реактивного опору  $X$  від активного (діаграми Коул - Коула).

10. Використавши формулу (6), оцінити розміри релаксуючих частинок.

Тип з'єднання	Частота, кГц	Провідність, мSi	Ємність, мкФ
послідовний	1	11	0.3
послідовний	5	19	0.15
послідовний	10	39	0.06

### КОНТРОЛЬНІ ПИТАННЯ.

1. Провідність і діелектричні властивості біоб'єктів.
2. Який процес називається поляризацією? Види поляризації.



3. Закон Ома для біооб'єктів.
4. Що таке імпеданс і дисперсія імпедансу?
5. Коефіцієнт поляризації.
6. Електропровідність як критерій життєздатності.

## **ЛІТЕРАТУРА**

1. Н.И.Губанов, А.А.Утепбергенов. Медицинская биофизика. - М.: Медицина, 1978.
2. Дж.Б.Марион. Общая физика с биологическими примерами. - М.: Высшая школа, 1986.
3. Ш.Б.Надь. Диектрометрия. -М.: Энергия, 1976.
4. П.Г. Костюк, В.Л. Зима та інші. Біофізика. К.: Вища школа, 2001.
5. С.О.Чічак. Дипломна робота, УжДУ-1995.

## ВИВЧЕННЯ БІОПОТЕНЦІАЛІВ ЖИВИХ КЛІТИН

**1. МЕТА РОБОТИ:** засвоїти теоретичні основи біофізики клітини та ознайомитись із методами дослідження біоелектричної активності.

### **2. ТЕОРЕТИЧНІ ВІДОМОСП**

Усі процеси життєдіяльності організмів супроводжуються появою в клітинах і тканинах електрорушійних сил. *Генерація і поширення* електричних потенціалів - надзвичайно важливе фізичне явище, яке лежить в основі збудливості клітин, регуляції внутріклітинних процесів, забезпечення основних функцій центральної нервової системи із прийому, аналізу та передачі інформації, управлінням м'язевого скорочення. Таким чином, *живий організм можна вважати повністю електрифікованою системою.*

Завдяки безпосередньому зв'язку біопотенціалів з метаболічними процесами і фізіологічним станом вони є *чутливим і точним показником* різних змін організму в нормі і при патології. Без аналізу електричних сигналів людини (наприклад, електрокардіограм, електроенцефалограм тощо) неможлива сучасна медицина. Характерною особливістю *живого* є наявність різниці потенціалів між внутрішньою (*i*) та зовнішньою (*e*) поверхнями мембрани клітин:  $\varphi_i - \varphi_e$

Мембранні біопотенціали є двох видів : а) незмінні в часі - *потенціали спокою*; б) залежні від часу - *потенціали дії.*

Мембранний потенціал спокою  $V_0$  - це різниця потенціалів по обидва боки мембрани в стані спокою клітини (за відсутності збудження або гальмування).

Потенціал дії  $V$  - пікоподібне, швидке коливання мембранного потенціалу, яке виникає при пороговому та надпороговому збудженні клітин. На рис.1 і 2 зображені потенціали спокою та дії аксонів.

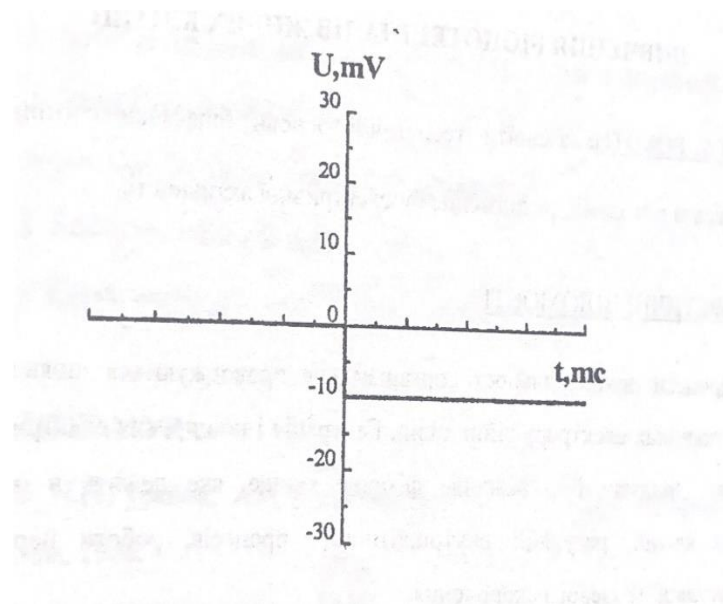


Рис. 1. Потенціал спокою.

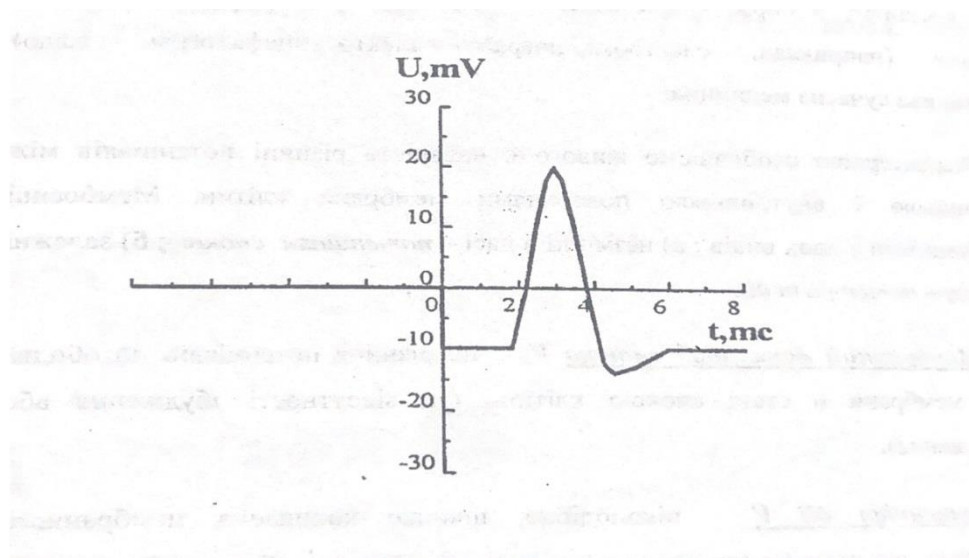


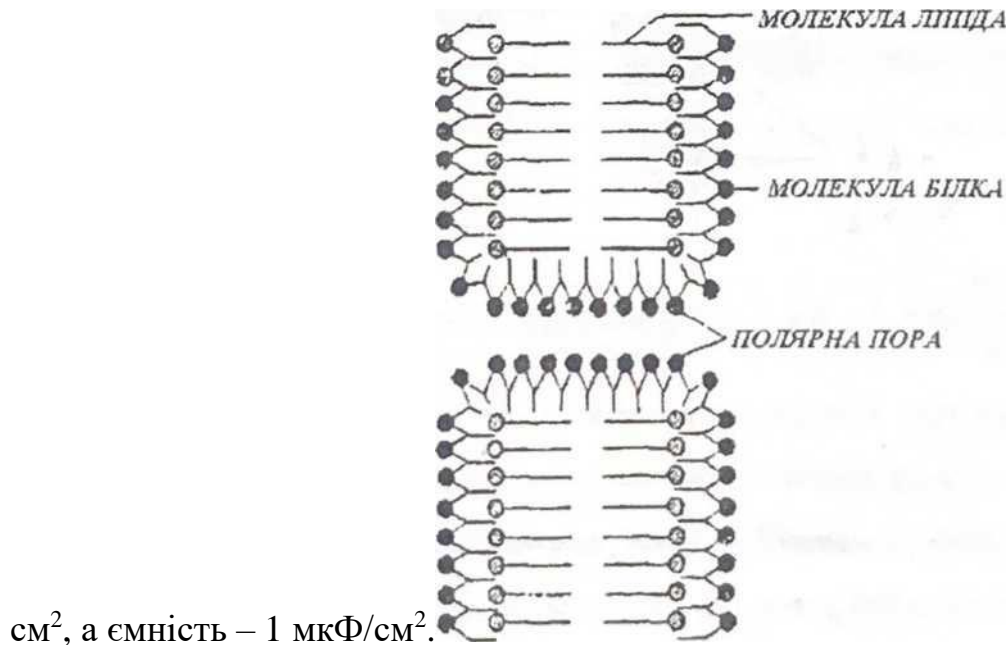
Рис. 2. Потенціал дії.

Основна причина виникнення таких потенціалів - *асиметричний, нерівномірний розподіл іонів* між цитоплазмою та міжклітинним середовищем. Градієнт іонів забезпечується *особливостями* будови і функції плазматичної мембрани. А саме: різною проникністю іонів завдяки селективності іонних каналів у мембрані і наявністю в мембрані натрій - калієвої помпи.

Існування клітинних мембран підтверджено сучасними електронно-мікроскопічними дослідженнями. Встановлено, що мембрана побудована з *білків, ліпідів, вуглеводів, неорганічних іонів (Ca) і води*. Товщина мембран - 7 - 10 нм. Розроблені різні моделі структурної організації мембран (рис. 3-5). Найбільш прийнятною є *рідинно-мозаїчна* модель мембрани.

Функції мембрани - структурна, бар'єрна, осмотична, транспортна, електрична, енергетична, рецепторно-регуляторна, ферментативна та інші.

Мембрану можна порівняти з *конденсатором*, опір якого становить 1000 Ом



см<sup>2</sup>, а ємність – 1 мкФ/см<sup>2</sup>.

Рис. 3. Модель будови мембрани за Даніеллі-Давсоном

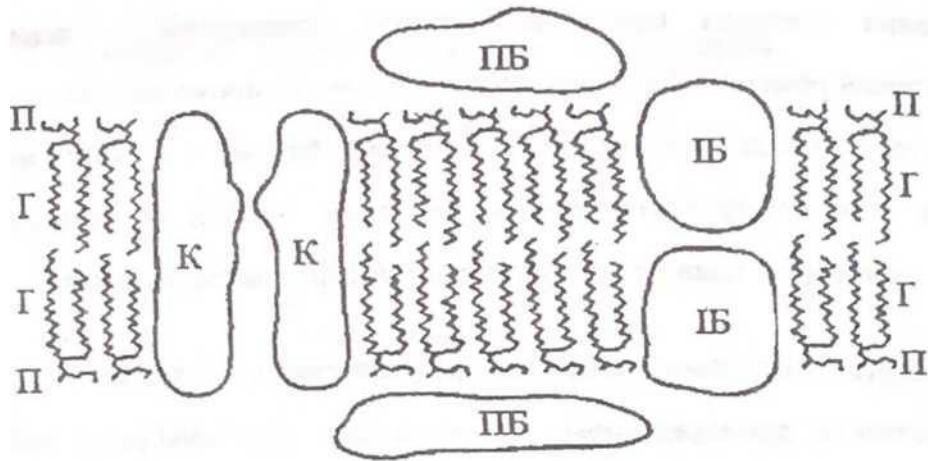


Рис. 4. Рідинно-мозаїчна модель мембрани :П - полярна (гідрофільна) голівка ліпідної молекули, Г - гідрофобний хвіст, ПБ - периферійні білки, ІБ - інтегральні білки, К - канал (пора) для іонів, утворена інтегральними білками.

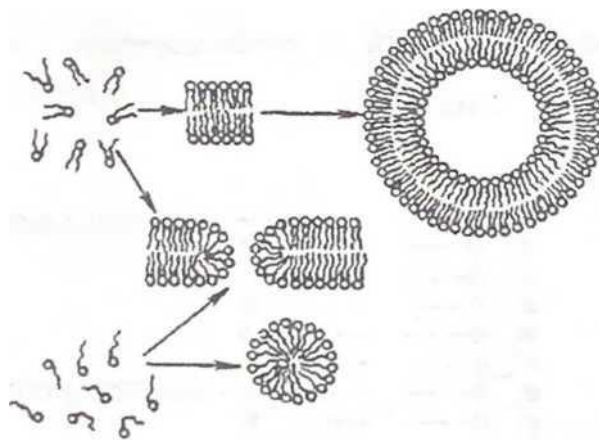


Рис.5. Самоорганізація фосфоліпідних молекул у водному розчині.

У цитоплазмі клітин більше іонів калію (у десятки разів), менше іонів натрію і хлору, ніж у міжклітинному середовищі. Асиметричний розподіл іонів утворюється завдяки роботі *натрій-калієвої помпи* (активного транспорту - з використанням

енергії АТФ), яка транспортує через мембрану іони проти градієнтів концентрації. Тобто калій переноситься у клітину, а натрій - із клітини. Функцію помпи виконує фермент  $Na^+, K^+ - АТФ-аза$ , - інтегральний білок, який складається з двох  $\alpha$ - і двох  $\beta$ -субодиниць.

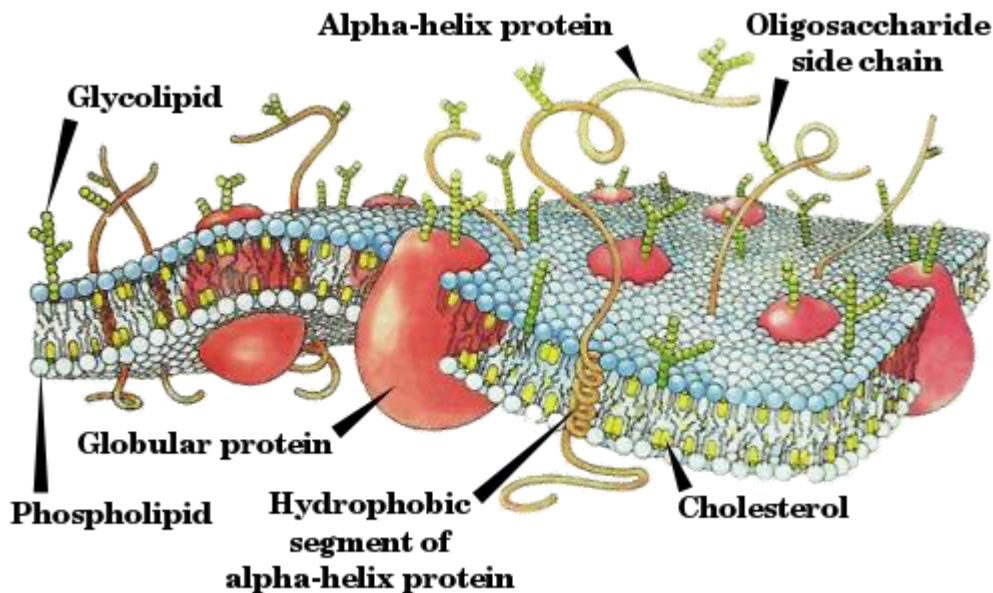


Рис. 6. Сучасна модель клітинної мембрани.

Градієнти концентрації іонів служать рушійною силою для їх дифузії через мембрану, якщо мембрана проникна для них. Це **пасивний транспорт**. Для **полегшеної дифузії** іонів через мембрану служать **іонні канали**. Вони є *інтегральними білками*. Для кожного виду іонів є окремі канали. Розрізняють *канали витоку* (для проникнення іонів у спокої), *потенціалозалежні* і *хемочутливі* іонні канали. Канали витоку мають *селективні фільтри*. Потенціалозалежні і хемочутливі канали мають *селективні фільтри* і *активаційні ворота*, які в стані спокою закриті.

Мембрана в стані спокою найбільш проникна для іонів калію. Коефіцієнти проникності іонів співвідносяться між собою як:

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

Різницю потенціалів, яка виникає на мембрані за рахунок дифузії іонів калію назовні (потенціал спокою), можна розрахувати за формулою Нернста:

$$V_0 = \frac{RT}{F} \ln \frac{[K]_i}{[K]_e} ,$$

де  $[K]_i$  та  $[K]_e$  - концентрації іонів калію всередині та назовні клітини, відповідно,  $R$  - газова стала (8,314 Дж/град моль),  $F$  - число Фарадея (96500 Кулон),  $T$  - абсолютна температура.

Під час генерації потенціалу дії короткочасно і різко (у 500 разів) підвищується проникність мембрани для натрію. Коефіцієнти проникності:

$$P_K : P_{Na} : P_{Cl} = 1 : 20 : 0,45$$

Спостерігається повна *деполяризація* мембрани, *реверсія* до -30--40 мВ, а потім — *реполяризація* і навіть частково *гіперполяризація*. Таким чином, потенціал дії виникає за рахунок проходження іонних потоків через мембрану. *Дифузія натрію в клітину призводить до перезарядки мембрани, а дифузія калію назовні відновлює вихідний потенціал спокою*. Ці потоки рівні за величиною, але зсунуті в часі.

Амплітуду потенціалу дії можна оцінити за співвідношенням:

$$V = \frac{RT}{F} \left[ \ln \frac{[K]_i}{[K]_e} + \ln \frac{[Na]_e}{[Na]_i} \right]$$

Важлива ознака потенціалів дії - їх здатність до *самопоширення*. Зумовлено це тим, що потенціал дії однієї ділянки мембрани служить **джерелом подразнення** для сусідньої незбудженої ділянки. Збудження поширюється за рахунок локальних колових струмів. Колові струми формуються тому, що між збудженою і незбудженою ділянками мембрани існує різниця потенціалів. Ззовні збуджена ділянка заряджена негативно, а незбуджена - позитивно. Із внутрішнього боку мембрани ці ділянки несуть протилежні заряди. Струм вихідного напрямку деполаризує мембрану і спричиняє у нових ділянках активацію потенціалозалежних іонних каналів, підвищення натрієвої та калієвої проникності та генерацію потенціалу дії.

У нервових волокнах, які мають **мієлінову оболонку** (добрий ізолятор), колові струми можуть виникати між сусідніми (збудженим і незбудженим) **перехватами Ранв'є**, віддаль між якими досягає 2 мм. Таке **стрибкоподібне, сальтаторне**, поширення збудження більш швидке і економне, оскільки потребує менше затрат енергії АТФ на відновлення іонних градієнтів. Залежно від волокон швидкість поширення потенціалів дії може бути від 0,1 до 120 м/с.

Серед інших особливостей потенціалу дії слід відмітити:

- а) наявність порогу збудження,
- б) рефрактерність,
- в) закон «Все або нічого»,
- г) односторонню провідність нервових волокон і синапсів,
- д) залежність швидкості збудження від фізико-хімічних факторів (наприклад, анестетики) та параметрів провідної системи.

Загальний струм через мембрану в кожен момент часу задається підсумковим рівнянням Ходжкіна-Хакслі:



$$dq/dt = C dV/dt + I_K + I_{Na} + I_{Cl} + I_{Ca} + I_L$$

де  $C$  - ємність мембрани,  $I_K, I_{Na}, I_{Cl}, I_{Ca}$  – струми через мембрану за рахунок потоків іонів калію, натрію, хлору і кальцію,  $I_L$  - струм інших іонів.

*Поширення потенціалу дії* вздовж нервового волокна математично можна описати рівнянням, яке називається телеграфним. Припустимо, що збудження нерва в точці  $x = 0$  призводить до деполяризації мембрани. Внутріклітинний потенціал тоді збільшиться відносно потенціалу спокою на деяку величину  $V$  (при  $x = 0 \quad V = V_0$ ). Під дією різниці потенціалів між збудженою та незбудженою ділянками в аксоплазмі почне протікати струм  $i_a$ . Це, в свою чергу, приведе до зниження потенціалу на мембрані на величину  $V$ , яка залежить від  $x$ . Якщо деполяризація  $V$  в даній точці  $x$  буде вищою за порогову, то відбудеться збудження мембрани з цього місця і т.д.

*Телеграфне рівняння:*

$$\frac{d^2V}{dx^2} = \frac{2p_a}{r} \left( c_m \frac{dV}{dt} + \frac{V}{p_m l} \right),$$

де  $p_a$  і  $p_m$  - питомі опори аксоплазми і мембрани;  $c_m$  - ємність одиниці площі мембрани;  $r$ - радіус нервового волокна;  $l$  - товщина мембрани ( $l \ll r$ ).

Видно, що потенціал  $V$  в точці  $x$  залежить від часу  $t$  і віддалі  $x$ . Для стаціонарного режиму ( $dV/dt = 0$ ) розв'язок рівняння:

$$V(x) = V_0 e^{-x/\lambda},$$

$$\text{де } \lambda = \sqrt{r l p_m / 2 p_a}$$

$\lambda$  називається константою нервового волокна.

При  $x = \lambda$   $V = V_0 / e$ .

Тобто  $\lambda$  дорівнює віддалі, на якій потенціал  $V$  зменшується в  $e$  (2,718) разів у порівнянні з  $V_0$ . Отже, швидкість поширення потенціалу дії, залежна від  $\lambda$ , буде збільшуватися при зростанні розмірів аксона  $r$ , товщини мембрани  $l$  і питомого опору мембрани  $p_m$ .

Зрозуміло, що для живих організмів життєво важлива висока швидкість проведення нервового імпульсу. Тому, наприклад, є доцільними і еволюційно закріпились гігантські аксони у кальмарів та мієлінові волокна з перехватами Ранв'є у хребетних тварин.

## КОНТРОЛЬНІ ПИТАННЯ

1. Значення біопотенціалів для життєдіяльності.
2. Структура та функції біологічних мембран.
3. Види біопотенціалів.
4. Умови виникнення мембранної різниці потенціалів.
5. Біофізичні механізми біопотенціалів спокою та дії.
6. Особливості поширення нервового імпульсу.
7. Фактори, які визначають швидкість нервового імпульсу. Телеграфне рівняння. Константа нервового волокна.
8. ЕКГ, ФКГ, Сфігмограма, Реограма.

## ЛІТЕРАТУРА

1. П.Г.Костюк, В.Л.Зима та інші. Біофізика. К.: Вища школа, 2002.
2. М.Ю.Клевець. Фізіологія людини і тварин. Львів: ЛНУ ім. І.Франка, 2000.
3. В.Л.Зима. Збірник задач з біофізики. К.: Вища школа, 2001.
4. Ю.А.Владимиров и др. Биофизика. М: Медицина, 1983.
5. А.Ходжкин. Нервный импульс. М.: Мир, 1976.
6. В.С.Міліневський. Методика реєстрації біоелектричної активності живих клітин. (Дипломна робота), УжНУ, каф. ТТЕ, 2002.

## ВИВЧЕННЯ СПЕКТРАЛЬНИХ ХАРАКТЕРИСТИК СЛУХУ ЛЮДИНИ. АУДИОМЕТРІЯ

2. МЕТА РОБОТИ: Вивчити основні фізичні та фізіологічні характеристики звукових коливань та ознайомитись з методом аудіометрії.

### 2. ТЕОРЕТИЧНІ ВІДОМОСТІ.

**Звукові коливання** або **звук** - це коливання з частотою від 16 Гц до 20 кГц, які поширюються у пружних середовищах як поздовжні хвилі і сприймаються вухом людини.

Акустика - розділ фізики, який вивчає звукові хвилі і їх взаємозв'язок з іншими явищами, - класифікує звуки так: а) *тони* - прості (гармонійні) та складні; б) *шуми* - сукупність різноманітних складних тонів, форма, тривалість, частота та інші характеристики яких неупорядковано змінюються; в) *удари* — короткочасні звукові впливи.

Фізичні характеристики звукових коливань - частота коливань, інтенсивність хвилі, гармонійний спектр. Ці *об'єктивні* характеристики зумовлюють при сприйнятті звуків *суб'єктивні* (фізіологічні) відчуття, а саме: різні висоти, гучності та тембри звуків. Зокрема, тембр звуку майже повністю визначається спектральним складом.

*Частота* коливань звукової хвилі оцінюється вухом як *висота* звуку. Для оцінки висоти звуку весь діапазон тонів, які сприймаються вухом, розділений на 10 інтервалів, які називаються октавами. *Октава* - це інтервал висот тону, в якому відношення крайніх частот дорівнює двом.

Суб'єктивна характеристика *гучність* пов'язана з *інтенсивністю* звуку. *Інтенсивність* або *сила звуку*  $I$  - це густина потоку енергії звукової хвилі, тобто величина енергії  $E$ , перенесена хвилею за одиницю часу  $t$  через одиницю площі поверхні  $S$ , перпендикулярної напрямку поширення хвилі,

$$I = E / S t.$$

Для плоскої гармонійної хвилі інтенсивність  $I$  пов'язана із звуковим тиском  $P$  співвідношенням:

$$I = \Delta P^2 / \rho v$$

де  $\rho$  - густина середовища,  $v$  - швидкість звуку.

Людина сприймає досить широкий діапазон інтенсивностей звуку. Наприклад, на частоті 1 кГц - від  $I_0 = 10^{-12}$  Вт/м<sup>2</sup> або  $P = 2 \cdot 10^{-5}$  Па (**порог чутності**) до  $I_{max} = 10$  Вт/м<sup>2</sup> або  $P_{max} = 60$  Па (**порог больового відчуття**). Відношення цих інтенсивностей дорівнює  $10^{13}$ . Тому зручніше для оцінки інтенсивності звуку використовувати логарифмічну шкалу - шкалу рівнів інтенсивності. В цій шкалі значення  $I_0$  приймають за початковий рівень. Довільна інтенсивність  $I$  виражається через десятковий логарифм її відношення до  $I_0$ .

*Рівень інтенсивності*

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

Рівень інтенсивності вимірюють в *белах* ( Б ) або *децибелах* (дБ ). За один бел (1 Б) приймають рівень інтенсивності звуку, яка в 10 разів більша від початкового рівня  $I_0$ .

Залежність гучності від інтенсивності звуку має складний характер навіть на одній і тій же частоті. Основна причина — *адаптація* до сили подразника. Ця властивість є універсальною для всіх органів чуття.

Вимірювання гучності базується на важливому психофізичному **законі Вебера — Фехнера**. Згідно цього закону, при збільшенні подразнення в геометричній прогресії відчуття цього подразнення зростає в арифметичній

прогресії. Математично це означає, що гучність звуку  $E$  пропорційна логарифму інтенсивності звуку  $I$ :

$$E - E_0 = k \lg ( I / I_0 )$$

де  $k$  - коефіцієнт пропорційності, який залежить від частоти та інтенсивності звуку. Для порогу чутності  $E_0 = 0$ . Тоді:

$$E = k \lg ( I / I_0 )$$

Закон Вебера-Фехнера має універсальний характер, виконується і для інших біологічних сенсорних систем.

Умовно вважають, що на частоті 1 кГц шкали гучності та інтенсивності звуку повністю співпадають, тобто  $k = 1$ . Гучність виражають у фонах. 1 фон = 1 дБ.

Гучність на інших частотах вимірюють, порівнюючи досліджуваний звук із звуком частотою 1 кГц.

Для знаходження відповідності (див. рис. 1) між гучністю та інтенсивністю основі усереднених даних, отриманих у людей з нормальним слухом на різних

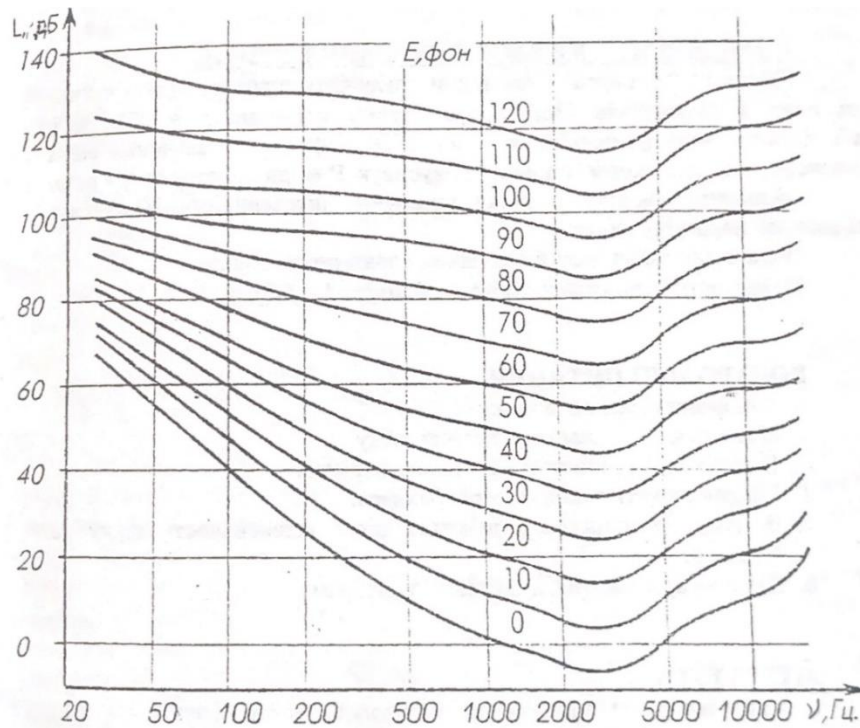


Рис. 1

частотах використовують *криві рівної гучності* їх будують на крива відповідає інтенсивності найслабших звуків - порогу чутності. Для всіх частот цієї кривої  $E = k \lg I = 0$ . Для частоти 1 кГц інтенсивність звуку  $I_0 = 10^{-12}$  Вт/м<sup>2</sup>. Верхня крива відповідає порогу больового відчуття (рис. 1)

Метод вимірювання гостроти слуху називається *аудиометрією*. При аудіометрії на спеціальному приладі - *аудиометрі* — визначають поріг слухового відчуття на різних частотах. Отримана залежність називається *спектральною характеристикою вуха на порозі чутності* або *аудиограмою*.

### 3. ОПИС УСТАНОВКИ

Аудиометр є звуковим генератором чистих тонів різної частоти та інтенсивності. Основна частина приладу - генератор електричних гармонійних коливань звукової частоти в діапазоні від 125 до 8000 Гц. Рівень інтенсивності змінюється дискретно від 0 до 80 дБ з кроком 5 дБ. Вольтметр показує вихідну напругу з генератора - величину, квадрат якої пропорційний інтенсивності звуку:  $I \sim U^2$ .

### 4. ЗАВДАННЯ І ПОРЯДОК ВИКОНАННЯ РОБОТИ

Надіти на “пацієнта” навушники і включити прилад. Подати сигнал на один з навушників. Встановити частоту коливань  $\nu = 125$  Гц і, збільшуючи інтенсивність звуку  $I$  від 0 дБ, зафіксувати значення рівня інтенсивності, при якому “пацієнт” почує звук. Виміри повторити три рази.

Збільшити частоту і знову визначити інтенсивність звуку, яка відповідає порогу чутності.

Подати сигнал на інший навушник і повторити досліди.

Побудувати аудіограми, тобто залежність  $I = f(\lg \nu)$ .

## КОНТРОЛЬНІ ПИТАННЯ

1. Яка фізична природа звуку?
2. Назвати фізичні характеристики звуку.
3. Вказати характеристики слухового відчуття.
4. Сформулювати закон Вебера-Фехнера.
  5. В яких одиницях вимірюються рівні інтенсивності звуку та гучність?
6. Що таке аудіометрія, аудіометр, аудіограма?

## ЛІТЕРАТУРА

1. А.Н.Ремизов. Медицинская и биологическая физика. - М.: Высшая школа, 1987.
2. И.А.Зссаулова и др. Руководство к лабораторным работам по медицинской и биологической физике. — М.: Высшая школа, 198/.
3. П.Г.Костюк та інші. Біофізика. - К.: Вища школа, 2001.



**БІОФІЗИЧНІ ОСНОВИ МЕТОДІВ ВИМІРЮВАННЯ  
АРТЕРІАЛЬНОГО ТИСКУ**

1. МЕТА РОБОТИ: Ознайомитись з основними фізичними закономірностями руху крові по судинах та засвоїти метод Короткова вимірювання тиску крові.

л

2. ТЕОРЕТИЧНІ ВІДОМОСТІ

Кровоносна система людини - це складна замкнена система еластичних трубок різного діаметру (аорта, артерії, артеріоли, капіляри, венули, вени). Фізичні характеристики елементів системи мають велике значення для життєдіяльності організму. В таблиці 1 приведені залежності тиску і швидкості течії крові від розмірів кровоносної судини.

Судини	Діаметр мм	Швидкість см/сек	Тиск тог
Аорта	20	50	50-150
Артерії	10-5	50-20	: 80-20
Артеріол	0.1 -0.5	20- 1.0	і 50-20
Капіляри	0.5-0.01	0.05 - 0.1	і 20- 10
Венули	0.1 -0.2	0.1 - 1.0	! 10-5
Вени	10-30	10-20	0.5 - і

Початковий тиск, необхідний для руху крові по судинній системі, створюється роботою серця. При скороченні лівого шлуночка серця в аорту виштовхується так званий *ударний об'єм крові* (65-70 мл). Хвиля підвищеного тиску, який називається *систолічним*, викликає коливання стінок судин - *пульсову хвилю*. В період розслаблення серцевого м'язу. *діастолі*, стінки аорти поступово скорочуються до вихідного положення і проштовхують кров у великі артерії. Звідти кров переходить в подальші ланки судинної системи. При такому механізмі руху крові лише частина

енергії серцевого м'язу передається безпосередньо масі крові і переходить у її кінетичну енергію. Інша частина енергії переходить в потенціальну енергію деформації розтягу еластичних стінок судин.

Кількість крові, яка протікає через поперечний переріз ділянки судинної системи в одиницю часу, називається *об'ємною швидкістю кровотоку*. Вона залежить від різниці тисків на початку і в кінці ділянки, еластичності судин, в'язкості крові тощо. Всі ці фактори знаходяться під регуляторним впливом центральної нервової системи.

В нормі течія крові по судинах має ламінарний характер. Вона може переходити в турбулентну течію при зміні умов, наприклад при різкому звуженні просвіту судини.

**Ламінарне** (пошарове) переміщення - це стаціонарне протікання рідини, при якому частинки рідини рухаються вздовж траєкторій, не перемішуючись.

**Турбулентною** називається така течія, при якій швидкість і тиск неперервно і хаотично змінюються. Рух рідини є вихровим, нестаціонарним. Характер течії рідини залежить від властивостей рідини, швидкості її руху, розмірів трубок і визначається *числом Рейнольдса*:

$$Re = \rho v D / \mu$$

де  $\rho$ ,  $v$ ,  $\mu$  - відповідно густина, швидкість і в'язкість рідини,

$D$  - діаметр трубки.

Для ламінарних потоків  $Re$  менше 2000. Якщо  $Re$  більше 3000, потік турбулентний. У проміжку 2000-3000 течія нестабільна.

Турбулентна течія крові пов'язана з додатковою затратою енергії, тобто

додатковою роботою серця. Шум, що виникає при турбулентному русі крові, може бути використаний для діагностики. Цей шум прослуховується також на плечовій артерії при вимірюванні тиску крові.

Тиск крові можна виміряти прямим методом - безпосередньо в судину вводиться зонд, з'єднаний з манометром. Однак такий метод застосовується лише при хірургічних операціях на серці і в досліджах на тваринах.

Для вимірів тиску крові людини, як правило, використовують непрямі методи. Їх суть заключається у вимірюванні тиску, який необхідно прикласти ззовні, щоб стиснути артерію до зупинення в ній протікання крові. Найбільш поширеним є *метод Короткова*, який базується на прослуховуванні звуків, які виникають при проходженні крові через перетиснену артерію (рис. 1).

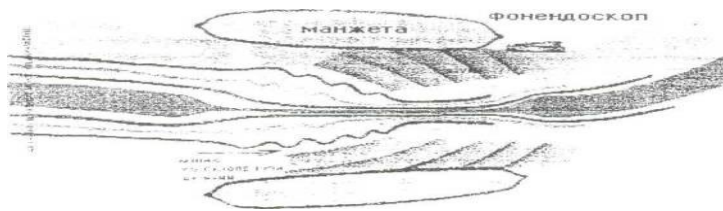


Рис. 1

За той короткий проміжок часу, коли артеріальний тиск зрівнюється з тиском повітря в манжеті, по поверхні артерії, яка розширюється, пробігають хвилі звукової частоти, які поширюються по тканинах руки і прослуховуються фонендоскопом (рис. 2).

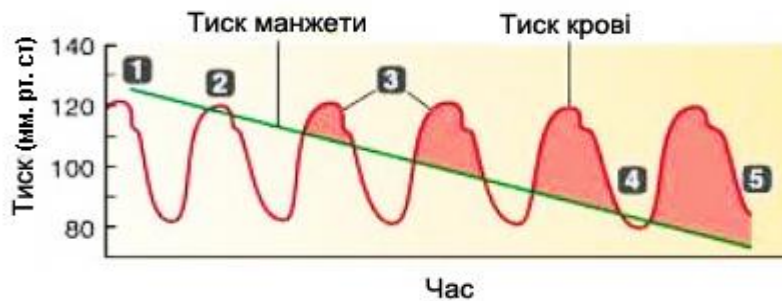


Рис. 2

Класичний прилад для вимірювання артеріального тиску крові людини складається з трьох основних частин: манжети, нагнітача і манометра (рис. 3).



Рис. 3.

### 3. ЗАВДАННЯ І ПОРЯДОК ВИКОНАННЯ РОБОТИ

Завданням лабораторної роботи є вимірювання артеріального тиску за *методом Короткова*, яке здійснюють у наступній послідовності:

1. Закріпивши манжету вище ліктьового згину на плечовій артерії,

прощупують пульс і прикладають до цього місця фонендоскоп.

2. Закривають випускний кран нагнітача і нагнітають повітря в манжету до тиску на 10-20 мм рт. ст. вищого за той, при якому перестане прослуховуватись пульс.

3. Повільно обертаючи випускний гвинт нагнітача, поступово знижують тиск повітря у манжеті, прислуховуючись до звуків, що з'являються у фонендоскопі. Коли тиск у манжеті зрівняється з систолічним (верхня межа), кров буде здатна пробитися через здавлену артерію -- виникне турбулентна течія з характерними шумами, які фіксуються з допомогою фонендоскопа.

4. Продовжуючи повільно зменшувати тиск у манжеті, зафіксувати тиск, що відповідає припиненню шумів, тобто відновленню ламінарної течії крові. Це є діастолічний тиск (нижня межа).



5. Щоб виміряти артеріальний тиск на зап'ясті *електронним приладом* з манжетою, потрібно дотримуватися наступної інструкції: Зняти з руки годинник або браслети, розстебнути рукав і відігнути його. Розташувати манжету тонометра вище кисті на 1 сантиметр дисплеєм вгору. Руку з манжетою покласти на протилежне плече вниз долонею. Іншою рукою натиснути на кнопку «Старт» і покласти її під лікоть руки з манжетою. Залишатися в такому положенні, поки повітря не вийде з манжети.

## НОРМА ТИСКУ ЛЮДИНИ ПО ВІКУ

Вік	Чоловіки	Жінки
20	123/76	116/72
До 30	126/79	120/75
30 – 40	129/81	127/80
40 – 50	135/83	137/84
50 – 60	142/85	144/85
Старше 70	142/80	159/85

6.

### КОНТРОЛЬНІ ПИТАННЯ

1. Прямі і непрямі методи вимірювання тиску крові.
2. Яка біофізична природа звуків Короткова?
3. Назвати основні фізичні характеристики кровоносної системи.
4. Ламінарна і турбулентна течії. Число Рейнольдса.
5. Прилади для вимірювання артеріального тиску.

### ЛІТЕРАТУРА

1. Костюк П.Г., Зима В.Л., Магура І.С., Мірошніченко М.С., Шуба М.Ф. Біофізика. - К.: Вища школа, 1989; Обереги, 2001. – 544 с.

2. Чалий О.В. та ін. Медична і біологічна фізика.–Вінниця: Нова Книга, 2013.–528 с.
3. Зима В.Л. Збірник задач з біофізики. – К.: Вища школа, 2001.- 124 с.
4. Личковський Е.І. та ін. Біофізика. Фізичні методи аналізу та метрологія. – Вінниця.: Нова книга, 2014. – 464 с.
5. Посудін Ю.І. Біофізика і методи аналізу навколишнього середовища. – К.: Printline, 2013. – 354 с.

## **РЕКОМЕНДОВАНІ ДЖЕРЕЛА ІНФОРМАЦІЇ**

### **Основна література**

6. Костюк П.Г., Зима В.Л., Магура І.С., Мірошніченко М.С., Шуба М.Ф. Біофізика. - К.: Вища школа, 1989; Обереги, 2001. – 544 с.
7. Чалий О.В. та ін. Медична і біологічна фізика.–Вінниця: Нова Книга, 2013.–528 с.
8. Зима В.Л. Збірник задач з біофізики. – К.: Вища школа, 2001.- 124 с.
9. Личковський Е.І. та ін. Біофізика. Фізичні методи аналізу та метрологія. – Вінниця.: Нова книга, 2014. – 464 с.
- 10.Посудін Ю.І. Біофізика і методи аналізу навколишнього середовища. – К.: Printline, 2013. – 354 с.

11. Тиманюк В. А., Животова Е. Н. Биофизика.– Х.: НФАУ, 2003. – 704 с.
12. Рубин А. Б. Биофизика, в 2 т.– М.: Кн. дом Университет, 2000. – 917 с.
13. Гродзинський Д.М. Радіобіологія. - К.: Либідь, 2001. - 448 с.
14. Yu.I.Posudin. Measuring environmental parameters.- WILEY, 2014. - 429 p.
15. Кучеренко М.Є. та ін. Біохімія. – К.: ВПЦ КНУ, 2002. – 480 с.
16. Шафраньош І.І., Суховія М.І., Шафраньош М.І. Фізичні поля і живі організми. (підручник для студ. спец. «Біомедична інженерія»). - Ужгород: Вид. УжНУ, «Говерла», 2021. –213 с.
17. Суховія М.І., Шафраньош М.І., Шафраньош І.І., Методи медико-біологічних досліджень. (навч. посібник для студ. спец. «Біомед. інж.»). - Ужгород: Вид. УжНУ, «Говерла», 2021. – 45 с.
18. Суховія М.І., Шафраньош І.І. Молекулярна біофізика. (навч.-мет. пос. для студ. спец. «Біомед. інж.»).. - Ужгород, - УжНУ, 2022. – 34 с.
19. Суховія М.І., Шафраньош І.І. Біофізика складних систем. (навч.-мет. пос. для студ. спец. «Біомед. інж.»).. - Ужгород, - УжНУ, 2022. – 36 с.
20. Гонський Я.І., Максимчук Т.П. Біохімія людини.- Тернопіль, Укрмедкнига, 2001. – 736 с.
21. Губський Ю.І. Біологічна хімія.- Тернопіль. Укрмедкнига, 2001. – 506 с.
22. Владимиров Ю. А., Потапенко А. Я. Физико-химические основы фотобиологических процессов. – М. : Высш. шк., 1989. – 199 с.
23. Лопушанський Я. Збірник задач і запитань з медичної і біологічної фізики.– Львів: НТШ ім. Шевченка, 2010. – 584 с.



24. Ємчик Л., Кміт Я. Медична біофізика. Львів: НТШ ім. Шевченка, 1998. = 250 с.
25. Ремизов А. Н. и др. Медицинская и биологическая физика. – М.: Дрофа, 2010. – 558 с.
26. Физические методы исследования белков и нуклеиновых кислот. (под ред. Лазуркина Ю.С.). - М.; Наука, 1987. – 324 с.

### Додаткова література

1. Крик Ф. Двойная спираль. – М.: Мир, 1991. – 287 с.
2. Рыбин И. А. Лекции по биофизике. – Свердловск : Изд-во Урал. унив., 1990. – 240 с.
3. Шредингер Э. Что такое жизнь с точки зрения физики. – М.: Римис, 2009. – 176 с.
4. Современные методы биофизических исследований, (под ред. А.Б. Рубина), М.: Высшая школа, 1988. - 376 с.
5. Антонов В. Ф. и др. Физика и биофизика. - М: ГЭОТАР, Медиа, 2009. – 480 с.
6. Волькенштейн М. В. Биофизика. – М.: Наука, 1981. – 576 с.
7. Губанов Н.И., Утепбергенов А.А. Медицинская биофизика. – М.: Медицина, 1987. – 398 с.
8. B. F. Minaev, M. I. Shafranyosh, Yu. Yu Svida, M. I. Sukhoviya, I. I. Shafranyosh, G. V. Baryshnikov, and V. A. Minaeva. Fragmentation of the adenine and guanine molecules induced by electron collisions //J. Chem. Phys. 2014.- V. 140, p. 184303-184309.

9. I.I. Shafranyosh, M.I. Sukhoviya. Inelastic collisions of the uracil molecules with electrons //J. Chem. Phys. 2012.- V. 137, p. 184303-18430.
  10. Посудин Ю.И. Лазерная фотобиология. - К.:Вища школа, 1989. - 303с.
  11. Физические методы исследования белков и нуклеиновых кислот.(под ред. Лазуркина Ю.С.). - М.; Наука, 1987. – 324 с.
  12. Блюменфельд А.А. Проблемы биологической физики. - М.: Наука, 1974. - 398 с.
  13. Владимиров Ю..А. и др. Биофизика. - М.: Медицина, 1983.- 272 с.
  14. Посудін Ю.І. Фізика з основами біофізики. - К.: Світ, 2003. – 399 с.
  15. Эссаулова И.А. и др. Руководство к лабораторным работам по медицинской и биологической физике. – М.: Высш.шк., 1987. – 271 с.
- Статті в наукових біофізичних і фізичних журналах. Ресурси Інтернету

## **З М І С Т**

### *ЛАБОРАТОРНІ РОБОТИ*

<b>ВСТУП.....</b>	<b>4</b>
<b>1. ВИВЧЕННЯ ДИСПЕРСІЇ ЗАГАЛЬНОГО ОПОРУ БІОЛОГІЧНИХ ОБ'ЄКТІВ .....</b>	<b>.7</b>
<b>2. ДОСЛІДЖЕННЯ БІОПОТЕНЦІАЛІВ ЖИВИХ КЛІТИН. ЕКГ, ФКГ і Т.П. ....</b>	<b>18</b>
<b>3. ВИВЧЕННЯ СПЕКТРАЛЬНИХ ХАРАКТЕРИСТИК СЛУХУ ЛЮДИНИ. АУДІОМЕТРІЯ .....</b>	<b>28</b>
<b>4. БІОФІЗИЧНІ ОСНОВИ МЕТОДІВ ВИМІРЮВАННЯ АРТЕРІАЛЬНОГО ТИСКУ .....</b>	<b>33</b>
<b>5. ЗМІСТ.....</b>	<b>47</b>