

ОСНОВИ БІОЛОГІЧНОЇ ФІЗИКИ ТА МЕДИЧНА АПАРАТУРА

Навчальний посібник

МІНІСТЕРСТВО ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я УКРАЇНИ
Харківський національний медичний університет

ОСНОВИ БІОЛОГІЧНОЇ ФІЗИКИ
ТА МЕДИЧНА АПАРАТУРА

Навчальний посібник

За редакцією проф. В. Г. Книгавка

Харків
ХНМУ
2020

УДК [61:53+577.3](038)

М 42

*Затверджено вченою радою ХНМУ.
Протокол № 8 від 19.09.2019*

Рецензенти:

В. О. Тіманюк – професор, кафедра біофізики та інформаційних технологій (Національний фармацевтичний університет).

В. П. Берест – доцент, кафедра біологічної і медичної фізики (Харківський національний університет ім. В. Н. Каразіна)

Автори:

Кнігавко В. Г., Зайцева О. В., Бондаренко М. А., Утицьких Т. О., Пономаренко Н. С., Морозова О. М.

М 42 Основи біологічної фізики та медична апаратура: навчальний посібник / В. Г. Кнігавко, О. В. Зайцева, М. А. Бондаренко та ін. : за ред. проф. В. Г. Кнігавка. – Харків : ХНМУ, 2020. – 176 с.

У навчальному посібнику відповідно до типової програми з дисципліни «Основи біологічної фізики та медична апаратура» викладені найважливіші питання біологічної фізики та сучасні види електронної медичної апаратури. Структура та зміст навчального посібника цілком відповідають системі організації навчального процесу.

УДК [61:53+577.3](038)

© Харківський національний
медичний університет, 2019
© Кнігавко В. Г., Зайцева О. В.,
Бондаренко М. А., Утицьких Т. О.,
Пономаренко Н. С.,
Морозова О. М., 2020

РОЗДІЛ 1 ОСНОВИ БІОМЕХАНІКИ ТА БІОЛОГІЧНА ТЕРМОДИНАМІКА

Тема 1. Основи біомеханіки

Біомеханіка – це наука, що вивчає форми механічного руху окремих органів та систем біологічних об'єктів, механічні властивості біологічних тканин, а саме: функціонування опорно-рухового апарату людини, процеси деформації тканин та клітин, скорочення та розслаблення м'язів.

В основі біомеханіки лежать основні поняття та закони механіки.

У цьому розділі наведені основні поняття та закони механіки, що описують поступальний та обертальний рухи твердого тіла.

Поступальний рух тіла – рух, при якому всі його точки рухаються однаково, тобто з однаковими швидкостями і прискореннями. Спочатку поняття швидкості вводиться для рівномірного прямолінійного руху. Для такого руху **швидкість – це векторна величина, яка дорівнює відношенню переміщення тіла за будь-який проміжок часу до цього проміжку.**

У випадку, коли рух **не є рівномірним**, швидкість (\vec{v}) змінюється з часом і в загальному випадку визначається такою формулою:

$$\vec{v} = \frac{d\vec{r}}{dt},$$

де \vec{r} – радіус-вектор, проведений від деякої нерухомої точки до тіла (розмірами тіла при цьому нехтують і вважають його матеріальною точкою), t – час.

Введена у такий спосіб швидкість є швидкістю в даний момент часу (у цю мить) і називається миттєвою швидкістю.

Поняття прискорення спочатку вводиться для рівноприскореного руху. Для такого руху **прискоренням тіла називається величина, яка дорівнює відношенню зміни швидкості до проміжку часу, протягом якого ця зміна відбулася.** Для поширення поняття прискорення (\vec{a}) на випадок будь-якого руху використовується формула:

$$\vec{a} = \frac{d\vec{v}}{dt} = \frac{d^2\vec{r}}{dt^2}.$$

Основним законом, що описує поступальний рух тіл, є другий закон Ньютона, відповідно до якого **сила, що діє на тіло, дорівнює добутку маси тіла на прискорення, яке надає тілу ця сила**, тобто:

$$\vec{F} = m \vec{a},$$

де \vec{F} – сила, що діє на тіло, m – маса цього тіла.

Іноколи цю формулу записують з використанням такої величини, як імпульс тіла. Нагадаємо, що **імпульс тіла (\vec{p}) – це векторна фізична величина, що дорівнює добутку маси тіла на його швидкість**, тобто

$$\vec{p} = m\vec{v}.$$

Тепер другий закон Ньютона може бути записаний так:

$$\vec{F} = \frac{d\vec{p}}{dt}.$$

Одним з найважливіших понять у механіці є поняття механічної роботи (A). **Робота сталої сили – це скалярна величина, яка дорівнює добутку модулів векторів сили і переміщення (S) на косинус кута (α) між цими векторами**, тобто:

$$A = FS \cos \alpha .$$

З поняттям роботи пов'язане поняття енергії. **Енергія тіла – це фізична величина, що характеризує здатність тіла виконувати роботу.**

Енергію, пов'язану з рухом тіла, називають кінетичною енергією. **Кінетична енергія (К) тіла, що рухається з деякою швидкістю, дорівнює роботі, яку необхідно виконати, щоб надати цю швидкість тілу, яке спочатку перебувало у спокої.** Кінетична енергія тіла обчислюється за формулою:

$$K = \frac{mv^2}{2} .$$

Оскільки і імпульс тіла, і його кінетична енергія цілком визначаються значеннями маси і швидкості цього тіла, можна одержати формули, що пов'язують імпульс (точніше, модуль імпульсу) і кінетичну енергію між собою. Виключаючи швидкості з рівнянь, що є визначеннями імпульсу і кінетичної енергії, одержуємо:

$$K = \frac{p^2}{2m}; \quad p = \sqrt{2mK} .$$

Енергія, яка пов'язана з положенням (координатами) тіла або частин тіла, називається потенціальною. У механіці розглядається потенціальна енергія тіла, піднятого над землею, (потенціальна енергія в полі сили тяжіння) і потенціальна енергія пружно деформованого тіла.

Потенціальна енергія (П) тіла, піднятого на деяку висоту h над нульовим рівнем (тобто рівнем, для якого значення потенціальної енергії приймається рівним нулю), дорівнює роботі сили ваги при падінні тіла з цієї висоти до нульового рівня. Потенціальна енергія тіла, піднятого над землею, обчислюється за формулою:

$$P = mgh ,$$

де g – прискорення вільного падіння.

Потенціальна енергія пружно деформованого тіла дорівнює роботі сил пружності при переході тіла в стан, у якому його деформація дорівнює нулю. Потенціальна енергія деформованого тіла обчислюється за формулою:

$$P = \frac{kx^2}{2} ,$$

де k – жорсткість тіла; x – деформація тіла. При деформації розтягу x – це видовження тіла.

Замкнена система тіл – це сукупність тіл, які взаємодіють між собою, але не взаємодіють з іншими тілами.

Закон збереження імпульсу для замкненої системи тіл: геометрична сума імпульсів тіл, що складають замкнену систему, залишається сталою при будь-яких рухах і взаємодіях тіл системи, тобто

$$m_1 \vec{v}_1 + m_2 \vec{v}_2 + \dots + m_n \vec{v}_n = m_1 \vec{v}'_1 + m_2 \vec{v}'_2 + \dots + m_n \vec{v}'_n ,$$

де m_1, m_2, \dots, m_n – маси тіл, що складають замкнену систему; $\vec{v}_1, \vec{v}_2, \dots, \vec{v}_n$ – швидкості цих тіл у якийсь момент часу; $\vec{v}'_1, \vec{v}'_2, \dots, \vec{v}'_n$ – їхні швидкості в інший момент часу.

Закон збереження механічної енергії для замкненої системи тіл: повна механічна енергія замкненої системи тіл, що взаємодіють силами тяжіння та (або) силами пружності, залишається незмінною при будь-яких рухах тіл системи, тобто

$$K_1 + P_1 = K_2 + P_2 ,$$

де K_1 і P_1 – сумарні кінетична і потенціальна енергії тіл системи в якийсь момент часу, а K_2 і P_2 – сумарні кінетична і потенціальна енергії тіл системи в інший момент часу.

При викладанні матеріалу, що стосується обертального руху, розглядатиметься рух **абсолютно твердих тіл**, тобто таких тіл, у яких відстань між будь-якими двома точками не змінюється з часом (таким чином, у абсолютно твердих тіл з часом не змінюються форма та розміри).

Обертальний рух відносно нерухомої осі – рух, при якому всі точки тіла рухаються по колах, центри яких лежать на одній прямій, що перпендикулярна до площини обертання та називається віссю обертання.

Положення матеріальної точки, яка обертається навколо осі, можна охарактеризувати **радіус-вектором** \vec{r} , тобто вектором, проведеним від центру кола до точки, яка обертається по колу.

Рівномірний рух точки по колу – це рух точки зі сталою за модулем лінійною швидкістю та сталою кутовою швидкістю.

Кутова швидкість ω при рівномірному обертанні – це відношення кута повороту $\Delta\alpha$ радіус-вектора, проведеного від центра кола до тіла, що рухається по колу, до проміжку часу Δt , за який цей поворот відбувся, тобто

$$\omega = \frac{\Delta\alpha}{\Delta t}.$$

Якщо обертання **не є рівномірним**, то кутова швидкість змінюється з часом, та її миттєве значення знаходять за формулою:

$$\omega = \dot{\alpha} = \frac{d\alpha}{dt}.$$

При нерівномірному обертанні для того, щоб охарактеризувати швидкість зміни кутової швидкості, використовується така величина, як **кутове прискорення** β . У загальному випадку:

$$\beta = \dot{\omega} = \frac{d\omega}{dt}.$$

Розглянуті вище характеристики обертального руху тіл є кінематичними характеристиками.

Перейдемо до динамічних характеристик обертального руху: **моменту сили, моменту інерції, моменту імпульсу**.

Момент сили (M) – це фізична величина, модуль якої дорівнює добутку модуля цієї сили (F) на її плече (d), причому під плечем сили розуміють найкоротшу відстань від осі обертання до лінії, вздовж якої діє сила. Таким чином:

$$M = Fd.$$

Якщо вектор сили не лежить у площині, перпендикулярній осі обертання, то під F в останній формулі слід розуміти величину проекції сили на зазначену площину.

Момент сили є векторною величиною, однак надалі ми, кажучи про момент сили, будемо мати на увазі його модуль, що є скалярною величиною.

Якщо сила прикладена до тіла в деякій точці, яка характеризується радіусом-вектором \vec{r} , то остання формула може бути записана у такому вигляді:

$$M = Fr \sin \varphi,$$

де φ – кут між векторами \vec{F} та \vec{r} .

Умова рівноваги тіл при обертальному русі може бути сформульована таким чином: **тіло знаходиться в рівновазі, якщо сума моментів всіх прикладених до тіла сил відносно осі обертання дорівнює нулю**. При цьому враховуються або ті сили, які лежать у площинах, перпендикулярних до осі обертання, або проекції сил на ці площини. Очевидно, що різні сили можуть обертати тіло навколо осі в різних напрямках. Тому моменти сил, які обертають тіло навколо осі в одному напрямку (наприклад, за годинниковою стрілкою), беруть зі зна-

ком «+», а моменти сил, що обертають тіло в протилежному напрямку (проти годинникової стрілки), – зі знаком «-». Тоді умова рівноваги тіл при обертальному русі має вигляд:

$$M_1 + M_2 + \dots + M_n = 0,$$

де M_1, M_2, \dots, M_n – моменти прикладених до тіла сил відносно осі обертання, взяті зі знаком «+» або зі знаком «-» залежно від напрямку створюваного ними обертання.

Якщо сумарний момент (M) прикладених до тіла сил відносно осі обертання не дорівнює нулю, але сталий, то тіло обертається навколо цієї осі зі сталим кутовим прискоренням, причому:

$$M = J\beta,$$

де J – коефіцієнт пропорційності, який називається *моментом інерції* тіла. Очевидно, що момент інерції є мірою інертності тіла при обертальному русі (як маса тіла при поступальному русі).

Момент інерції матеріальної точки відносно осі обертання дорівнює добутку маси (m) цієї точки на квадрат відстані (r) від точки до осі обертання, тобто:

$$J = mr^2.$$

Аналогічно тому, як при описі поступального руху вводиться поняття імпульсу тіла, при описі обертального руху може бути введено поняття *моменту імпульсу* тіла (L) відносно осі. Величина модуля моменту імпульсу обчислюється за формулою:

$$L = J\omega,$$

тобто **момент імпульсу тіла дорівнює добутку його моменту інерції відносно осі обертання на кутову швидкість обертання відносно цієї осі.**

Модуль моменту імпульсу матеріальної точки, яка обертається по колу навколо деякої осі, можна також обчислити за формулою:

$$L = pr,$$

де p – модуль імпульсу матеріальної точки, r – відстань від цієї точки до осі обертання.

Основний закон динаміки обертального руху:

$$M = \dot{L} = \frac{dL}{dt}.$$

Закон збереження моменту імпульсу у випадку обертального руху: момент імпульсу тіла відносно осі залишається сталим, якщо сумарний момент відносно цієї осі всіх зовнішніх сил, які діють на тіло, дорівнює нулю.

Опорно-руховий апарат людини

Викладений вище матеріал є основою, спираючись на яку, можна перейти до розгляду деяких питань біомеханіки. Почнемо з *опорно-рухового апарату* людини.

Опорно-рухова система людини є сукупністю зв'язаних між собою кісток (зрослих або з'єднаних між собою в суглобах) та м'язів, які кріпляться до кісток, як правило, за допомогою зв'язок. З погляду механіки, опорно-руховий апарат людини – це система різних важелів. Більшість кістково-м'язових з'єднань улаштована так, що при їхній роботі за рахунок програшу в силі відбувається виграш у швидкості переміщення, тобто в організмі людини головну роль відіграють так звані *важелі швидкості* (на відміну від *важелів сили*, які забезпечують виграш у силі за рахунок програшу в переміщенні).

З'єднання кісток бувають одноосьові, двохосьові та тривісні залежно від кількості взаємно перпендикулярних осей, відносно яких можуть обертатися кістки в суглобі. У деяких випадках багатовісність з'єднання забезпечується за рахунок близького розташування двох або декількох одноосьових з'єднань. Взагалі, багатоланність з'єднань забезпечує значне збільшення кінематичної рухливості цих з'єднань (наприклад, у кистях рук).

Внаслідок високого положення центра ваги тіла людини в положенні стоячи та порівняно малої при цьому площі опори опорно-руховий апарат людини, з погляду механіки, є досить нестійкою системою. Зберігати рівновагу людині, що стоїть, вдається за рахунок безперервної роботи м'язів. При русі людини м'язи, створюючи сили, забезпечують переміщення кісток, тобто виконують роботу. Проте м'язи працюють, підтримуючи рівновагу, і в тому випадку, якщо людина стоїть нерухомо. У зв'язку з цим кажуть про *динамічну* (при русі) і *статичну* (у нерухомому стані) роботу м'язів. Треба, однак, ясно розуміти, що й статична робота, насправді, пов'язана з переміщеннями (без переміщення немає механічної роботи). Коли людина стоїть, відбуваються дрібні скорочення та розслаблення м'язів, які створюють невеликі (часто непомітні для ока) переміщення тіла або його частин. Таким чином, статична робота, по суті, є різновидом динамічної роботи.

Вимірювання роботи окремих м'язів свідчать про те, що найбільша зовнішня механічна робота виконується м'язом при середніх значеннях навантажень і середніх значеннях швидкостей скорочення.

Зрозуміло, що робота виконується не тільки скелетними м'язами. М'яз міокарда безупинно виконує роботу, перекачуючи кровоносною системою кров. Гладкі м'язи стінок кишечника забезпечують його перистальтику і таке інше.

Робота, що виконується людиною, та й розвинута нею при цьому потужність можуть набувати істотно різних значень. Деякі граничні значення можна зазначити тільки для потужності. Так, спортсмен-стрибун при стрибку розвиває потужність порядку 3,5 кВт.

Для вимірювання роботи людини застосовують пристрої, які називаються *ергометрами*, а власне вимірювання роботи при цьому називаються *ергометрією*. Наприклад, дозовані навантаження на організм людини з метою оцінки стану й резервів серцево-судинної системи можуть створюватися за допомогою велоергометра (рис. 1.1), у якому зміна навантаження на людину, яка крутить педалі, забезпечується за рахунок зміни сили тертя між ободом колеса (1) та спеціальною стрічкою (2) на рис. 1.1), перекинутою через обід.

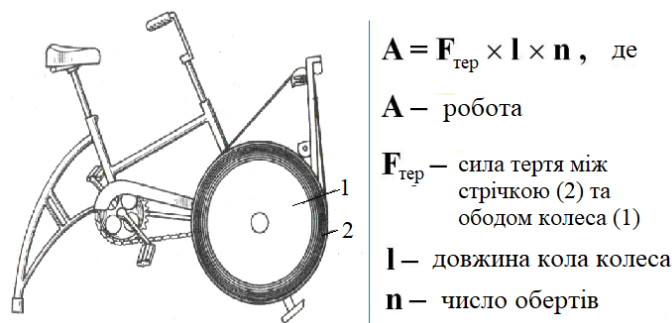


Рис. 1.1. Велоергометр

У деяких випадках при русі тіла людини можуть виникати стани перевантаження (підвищеної вагомості) або невагомості.

З проблемами перевантажень найчастіше доводиться зіштовхуватися в авіації та космонавтиці. Найважливішими реакціями організму на перевантаження є зміни, які відбуваються в серцево-судинній системі. Обумовлене інерційними явищами збільшення гідравлічного тиску призводить унаслідок еластичності судин до перерозподілу крові в організмі, точніше, до зсуву її в напрямку дії перевантаження. Це може спричинювати зменшення припливу крові до серця, легенів, головного мозку. Найгірше при перевантаженнях здійснюється кровопостачання очей, унаслідок чого порушуються зорові функції. Одним з найважливіших методів боротьби з перевантаженнями є зміна положення тіла щодо напрямку перевантаження. Так, якщо перевантаження спрямоване не вздовж тіла, а під кутами, близькими до 90° , до напрямку голова–таз, то переносимість перевантаження зростає в багато разів.

Важливою особливістю біомеханічних систем є те, що найчастіше не тільки збільшення, але й зменшення механічного впливу виявляється несприятливим фактором. При тривалих змінах зовнішніх умов пристосувальні механізми людського організму включають не тільки

функціональну, але й морфологічну перебудову, що призводить до негативних наслідків при поверненні організму до нормальних умов. Так, зниження рівня механічних навантажень при невагомості призводить до падіння мінеральної насиченості кісткової тканини, тобто до погіршення механічних характеристик кісток, і в першу чергу, зниження межі міцності. При цьому найшвидша атрофія кісткової тканини відбувається у хребті, із чим пов'язана можливість небезпечних ушкоджень при поверненні від невагомості до нормальної вагомості.

Функціонування організму людини пов'язане зі здійсненням *інерціальної орієнтації*, тобто з визначенням положення тіла відносно напрямку сили ваги або напрямку прискорення при прискореному русі тіла. Інерціальною системою орієнтації у людини є її *вестибулярний апарат*. Він розташований у внутрішньому вусі та складається із трьох взаємно перпендикулярних *напівкružних каналів* і порожнини (*присінка*). На внутрішній поверхні стінок присінка та у частині напівкružних каналів знаходяться групи *рецепторних волоскових клітин*. Усередині присінка та напівкružних каналів знаходиться студениста маса (*ендолімфа*), яка містить дрібні кристали – *отоліти*. Прискорене переміщення голови або зміна її орієнтації відносно напрямку сили ваги викликає переміщення ендолімфи та отолітів, що приводить до подразнення волоскових клітин та вироблення нервових імпульсів, які надходять потім у головний мозок.

Досить тривалі періодичні впливи на вестибулярний апарат людини (наприклад, при хитанці на кораблі) можуть погано переноситися організмом та призводити його до стану, який називається *морською хворобою*.

Пружні властивості тіл. Деформації

Деформацією (як процес) тіла називається зміна його форми та розмірів при дії на це тіло зовнішніх сил. Розрізняють **пружні та непружні (пластичні) деформації**.

При пружних деформаціях тіло після зняття деформувального впливу повністю відновлює свої початкові форму та розміри.

Важливим окремим випадком пружних деформацій є **високоеластичні** деформації. Високоеластичні деформації відрізняються значними змінами форми та розмірів тіл (матеріалів) при порівняно невеликих навантаженнях. Такі деформації найчастіше властиві просторово структурованим полімерам, у тому числі й речовинам, що входять до складу біологічних тканин. Далі ми розглядатимемо лише пружні деформації.

При непружних (пластичних) деформаціях після зняття деформувального впливу тіло не відновлює або тільки частково відновлює початкову форму.

Деформації (як властивість), які зберігаються після зняття деформуючого впливу, називають **залишковими, або пластичними**.

Відповідно **до характеру взаємних переміщень частин тіла** при деформаціях вирізняють такі види деформації: *стиск, розтяг, зсув, згин, кручення* (рис. 1.2).

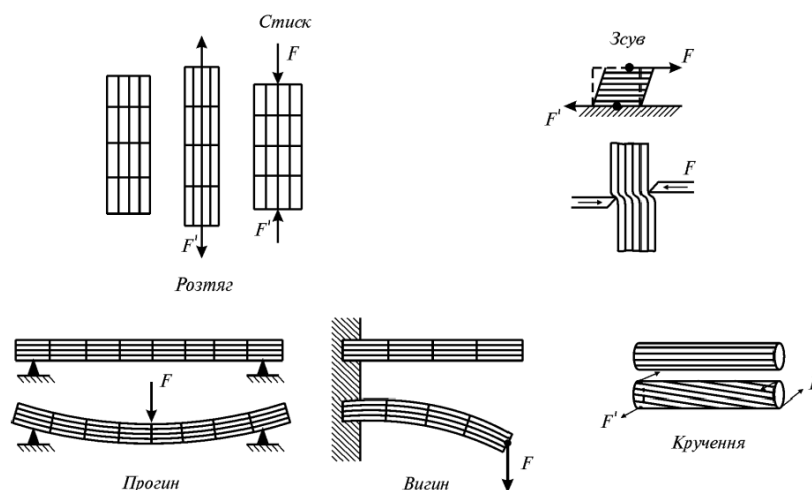


Рис. 1.2. Типи деформацій

При деформаціях тіл під дією зовнішніх сил відбуваються зміни середніх відстаней між атомами та молекулами, які складають ці тіла, що спричиняє появу *внутрішніх сил*. Під **внутрішніми силами, як правило, розуміють сили, з якими взаємодіють частини тіла, розділені деяким перерізом**.

Якщо направити вісь OX уздовж нормалі до площини такого перерізу (рис. 1.3), а осі OY та OZ розмістити в площині перерізу так, щоб усі три осі були взаємно перпендикулярні, то в загальному випадку внутрішня сила (F) має складові, спрямовані уздовж кожної з осей (F_x , F_y та F_z). Внутрішні сили, що розподілені по перерізу, у загальному випадку створюють *обертальні моменти* відносно кожної з осей (M_x , M_y та M_z). Обертальний момент відносно осі OX часто називають крутильним та позначають M_k , моменти відносно осей OY та OZ називають згинальними.

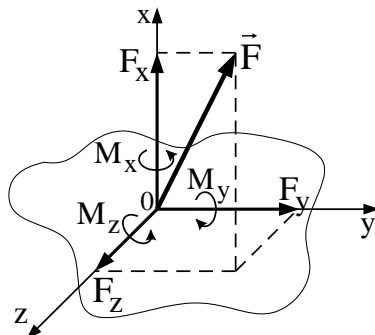


Рис. 1.3. Обертальні моменти відносно 3 осей

Механічна напруга ($\vec{\sigma}$) – відношення внутрішньої сили, яка виникає при деформації на деякій ділянці перерізу (\vec{F}), до площі цієї ділянки (S). Механічна напруга визначається за формулою:

$$\vec{\sigma} = \frac{\vec{F}}{S}. \quad (1.1)$$

Формула (1.1) визначає величину середньої напруги на ділянці площею S. Для характеристики деформації в кожній точці перерізу механічна напруга вводиться як:

$$\vec{\sigma} = \lim_{S \rightarrow 0} \frac{\vec{F}}{S} = \frac{d\vec{F}}{dS},$$

де $d\vec{F}$ – внутрішня сила, яка виникає в перерізі площею dS .

Як і внутрішня сила, механічна напруга є векторною величиною та має складові, спрямовані вздовж осей OX, OY та OZ (σ_x , σ_y та σ_z відповідно). Якщо розглядається плоский переріз, що лежить в площині YOZ, то величину σ_x називають *нормальною напругою*, а величини σ_y та σ_z – *дотичними напругами*. Іноді дотичну напругу позначають буквою τ , причому загальна дотична напруга дорівнює:

$$\tau = \sqrt{\tau_y^2 + \tau_z^2}.$$

Таким чином, **механічна напруга в кожній точці тіла** є мірою внутрішніх сил, які виникають при деформації цього тіла під дією зовнішніх сил.

При вивченні в рамках біомеханіки роботи людських органів та конструкцій медичного призначення найважливішими є вимоги міцності, які потребують проведення розрахунків або (та) модельних досліджень на міцність. Під міцністю матеріалу ми розумітимемо здатність цього матеріалу протистояти руйнуванню при деформаціях, тобто міцність матеріалу тим більша, чим більші деформувальні впливи, які руйнують тіло. При розрахунках на міцність зазвичай прагнуть виділити найнебезпечніший за величиною механічної напруги переріз

та у цьому перерізі визначити точку з найбільшим значенням механічної напруги. **Максимальна робоча напруга не повинна перевершувати припустиму напругу** $[\sigma]$, яка обчислюється за формулою:

$$[\sigma] = \frac{\sigma_{гр}}{n},$$

де $\sigma_{гр}$ – **гранична напруга**; n – **коефіцієнт запасу міцності** (часто говорять просто *запас міцності*), значення якого найчастіше лежить у межах від **2 до 5**, причому це значення береться тим більшим, чим більш довговічною повинна бути конструкція.

Для визначення способу обчислення граничної напруги необхідно спочатку докладно розглянути деформацію розтягу. Для характеристики деформації розтягу використовується така величина, як відносне видовження (ε), **яке дорівнює відношенню видовження тіла при деформації до його довжини у недеформованому стані**, тобто:

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L},$$

де L – довжина недеформованого тіла; ΔL – його видовження (абсолютне видовження) при деформації. При збільшенні ε величина механічної напруги зростає, причому залежність σ від ε має досить складну форму, зображену на *рис. 1.4*.

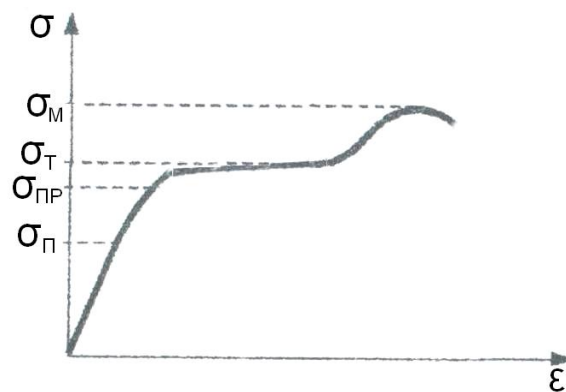


Рис. 1.4. Графік залежності механічної напруги (σ) від відносного видовження (ε)

На початковій ділянці цього графіка при значеннях σ , що змінюються від 0 до σ_p (величина σ_p називається *межею пропорційності*), механічна напруга прямо пропорційна відносному видовженню, тобто для цієї ділянки виконується **закон Гука**:

$$\sigma = \varepsilon E,$$

де E – *модуль пружності* (модуль Юнга), який характеризує пружні властивості матеріалу при деформації розтягання (стискання).

На ділянці графіка, що відповідає умові $\sigma_p < \sigma < \sigma_{пр}$, деформація залишається пружною, але закон Гука вже не виконується. Величина $\sigma_{пр}$ називається **межею пружності**.

При $\sigma > \sigma_{пр}$ деформація перестає бути пружною, та звичайно спостерігається ділянка, на якій значні збільшення величини ε відбуваються без істотних збільшень механічної напруги. Ця ділянка називається ділянкою текучості матеріалу, а величина σ_t – **межею текучості**.

Для ділянки текучості характерне утворення залишкових (пластичних) деформацій. Потім при збільшенні σ спостерігається ділянка, на якій з ростом ε швидко зростає й σ . При цьому швидко зростають і залишкові деформації. Після досягнення механічною напругою величини σ_m відбувається руйнування матеріалу. Тому величина σ_m називається **межею міцності**. Іноді цю величину називають також *руйнівною напругою*, а величину ε , яка відповідає руйнівній напрузі, називають *руйнуючою деформацією*.

Деякі матеріали (наприклад, леговані сталі) не мають вираженої ділянки текучості. Ділянка залежності σ від ε , яка відповідає пружним деформаціям, плавно переходить у таких матеріалів у ділянку, на якій спостерігаються залишкові деформації. Для таких матеріалів під межею текучості найчастіше розуміють напругу, яка відповідає залишковому видовженню $\varepsilon = 0,002$.

Матеріали, які руйнуються при порівняно невеликих деформаціях (невеликих значеннях ε), називаються **крижкими**.

Матеріали, у яких незначні навантаження викликають пластичні (непружні) деформації, називають **пластичними**. Пластичність матеріалу оцінюють значенням відносного залишкового видовження при розриві, що визначається за формулою:

$$\delta = \frac{L_k - L_0}{L_0} \times 100\%,$$

де L_k – кінцева довжина частини зразка після розриву; L_0 – початкова довжина цієї частини зразка. З ростом температури пластичність матеріалів зростає, а міцність знижується.

При деформації розтягу (стиску) відбувається зміна не тільки поздовжніх, але й поперечних розмірів деформованого тіла. При розтяганні поперечні розміри тіла зменшуються, при стисканні – збільшуються. Зазвичай **поперечне відносне видовження (укорочення)**, яке ми позначатимемо ε_p , у кілька разів менше за поздовжнє. **Відношення поперечного відносного видовження до поздовжнього називається коефіцієнтом Пуассона** та позначається μ , тобто:

$$\mu = \frac{\varepsilon_p}{\varepsilon}.$$

Як правило, при розтяганні тіл їхній об'єм збільшується, а при стисканні – зменшується. Якщо V – об'єм недеформованого тіла, а ΔV – зміна (абсолютна) об'єму тіла при деформації, то величину $\frac{\Delta V}{V}$ називають **відносною зміною об'єму** тіла. При малих деформаціях (тобто при $\varepsilon \ll 1$) відносна зміна об'єму пов'язана з величинами ε та μ співвідношенням:

$$\frac{\Delta V}{V} = \varepsilon \cdot (1 - 2\mu).$$

Для переважної більшості матеріалів $\mu < 0,5$. Якщо при розтяганні об'єм тіла не змінюється, то $\mu = 0,5$. Близькі до таких значення коефіцієнта Пуассона спостерігаються, наприклад, у каучуку й парафіні. В ізотропних матеріалів (тобто матеріалів, властивості яких не залежать від напрямку) $\mu \approx 0,25$. Деякі речовини характеризуються дуже малими значеннями μ . Наприклад, у бетону $\mu \approx 0,1$, а для корку можна вважати, що μ дорівнює нулю. Для більшості матеріалів значення μ лежать у діапазоні від 0,23 до 0,35.

Значення модуля Юнга та коефіцієнта Пуассона для деяких широко використовуваних матеріалів наведені в *табл. 1.1*.

Таблиця 1.1

Матеріал	E, ГПа	μ
Сталь	190...220	0,25...0,35
Мідь	80...110	0,31...0,34
Латунь	100	0,32...0,42
Бронза	90...120	0,32...0,4
Алюміній	60...80	0,32...0,36
Каучук	0,008...0,01	0,47
Золото	8	0,42
Срібло	80	0,38...0,41
Скло	50...70	0,25

Деформація зсуву. Деформацію зсуву найпростіше розглядати на прикладі прямокутного паралелепіпеда, нижня грань якого закріплена, а до верхньої грані прикладена сила F , яка лежить у площині верхньої грані (рис. 1.5).

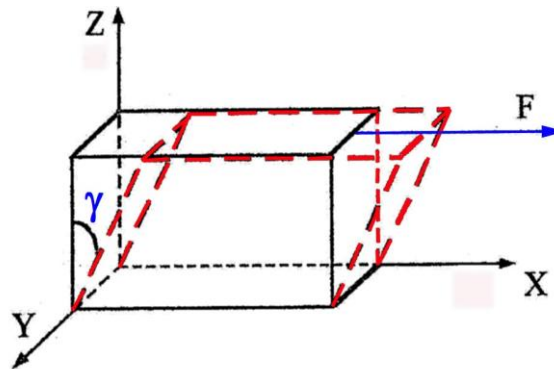


Рис. 1.5. Ілюстрація деформації зсуву

При зсуві деформований паралелепіпед перестає бути прямокутним. Шари речовини, з якої складається паралелепіпед, що паралельні площини XY , зміщуються один відносно одного у напрямку дії сили F . Ступінь деформованості паралелепіпеда характеризується кутом γ , який називається **кутом зсуву**, або **відносним зсувом**:

$$\gamma \approx \operatorname{tg} \gamma = \frac{\Delta x}{\Delta z},$$

де Δx – абсолютний зсув шару речовини.

Закону Гука при деформації зсуву. При зсуві виникають дотичні напруги, що спрямовані паралельно силі \vec{F} . При малих деформаціях напруги, що виникають, прямо пропорційні куту зсуву, тобто:

$$\tau = G\gamma,$$

де G – **модуль пружності при зсуві**, або **модуль пружності другого роду**.

Модуль пружності другого роду для будь-якого матеріалу пов'язаний з модулем Юнга для цього матеріалу співвідношенням:

$$G = \frac{E}{2(1 + \mu)}.$$

Якщо $\mu = 0,25$, що виконується для багатьох матеріалів, то $G \approx 0,4E$. Зокрема, $G \approx 0,4E$ для всіх ізотропних матеріалів.

Припустима напруга при зсуві ($\tau_{\text{доп}}$) для пластичних матеріалів зазвичай приймається $\tau_{\text{доп}} = (0,5 \dots 0,6) \cdot \sigma_{\text{доп}}$, а для крихких матеріалів $\tau_{\text{доп}} = (0,8 \dots 1,0) \times \sigma_{\text{доп}}$.

Згин – це складний вид деформації. При згині відбувається як розтяг та стиск шарів речовини, так і їхній зсув відносно один одного. У результаті при згині в конструкції виникають як нормальні, так і дотичні механічні напруги. Тому при виборі конструкцій, які зазнають деформації згину, може виникати необхідність проведення розрахунків міцності і на розтяг, і на стиск, і на зсув.

Кручення – це вид деформації, при якому в поперечному перерізі деформованої конструкції виникає єдиний силовий фактор – крутильний момент. При вивченні механічних процесів в організмі або в конструкціях медичного призначення деформацію кручення звичайно можна не враховувати.

У біомеханіці найчастіше доводиться зважати на теплове розширення тіл. Якщо в складі деякої конструкції два об'єкти взаємодіють між собою, то при нагріванні відбувається теплове розширення матеріалів, з яких складаються взаємодіючі об'єкти, що у свою чергу при-

водить до зміни пов'язаних із такими взаємодіями механічних напруг у цих об'єктах. Тому до характеристик матеріалів, важливих з погляду біомеханіки, належать **лінійний та об'ємний коефіцієнти теплового розширення, що визначаються:**

$$L = L_0(1 + \alpha\Delta t); V = V_0(1 + \beta\Delta t),$$

де L та V – довжина та об'єм тіла після зміни температури відповідно; L_0 та V_0 – довжина та об'єм тіла до зміни температури відповідно; Δt – збільшення температури; α та β – лінійний та об'ємний коефіцієнти теплового розширення тіл відповідно. Слід відзначити, що з високою точністю справедливим є співвідношення $\beta = 3\alpha$.

Механічні властивості біологічних тканин залежать від ряду механічних факторів (швидкості та тривалості навантаження, орієнтації та ін.) та від ряду факторів біологічної природи (віку організму, ступеня функціональної активності тощо). Модуль пружності біологічних тканин не є константою. Тому криві залежності механічної напруги від відносного видовження нелінійні. Крім того, істотно відрізняються властивості кісткової тканини та м'яких тканин.

Для біологічних тканин характерна також **релаксація напруг та повзучість**. Говорячи про релаксацію напруг, мають на увазі, що при сталих значеннях ϵ величина механічної напруги залежить від часу. Якщо при сталих значеннях σ від часу залежить відносне видовження, то говорять про повзучість матеріалу.

Важливо також, що опис більшості механічних характеристик біологічних об'єктів неможливий без урахування умов їхнього функціонування у складі цілісного живого організму.

Механічні властивості біологічних тканин

Вивчення механічних властивостей біологічних тканин почнемо з кісткової тканини (рис. 1.6). Кісткова тканина – один з видів сполучної тканини, яка складається з декількох видів клітин та міжклітинної речовини, яка є обвапнаною. Розрізняють *компактну* та *спонгіозну (губчасту)* кісткові тканини. Компактна кісткова тканина є основою тих відділів кісток, які піддаються у процесі життєдіяльності людини найбільшим механічним навантаженням.

Основними компонентами кісткової тканини є макромолекули *тропоколагену* та неорганічні кристали, насамперед, різні солі кальцію. П'ять спіральних молекул тропоколагену утворюють *колагенову мікрофібрилу*. Ці мікрофібрили разом з мінеральними кристалами утворюють волокна. Колагеново-мінеральні волокна, певним чином орієнтовані та з'єднані зв'язувальною речовиною, утворюють *ламели*, які можуть мати форму пластинок, вигнутих панелей або циліндричних оболонок.

Концентрично розташовані ламели (від 5 до 20 штук) формують *остеони* – конструкційні елементи, що утворюються навколо кровоносних судин кістки.

Будова кістки:

- 1 - остеон;
- 2 - компактна кістка;
- 3 - губчаста кістка;
- 4 - артерія;
- 5 - вена;
- 6 - мозковий канал.

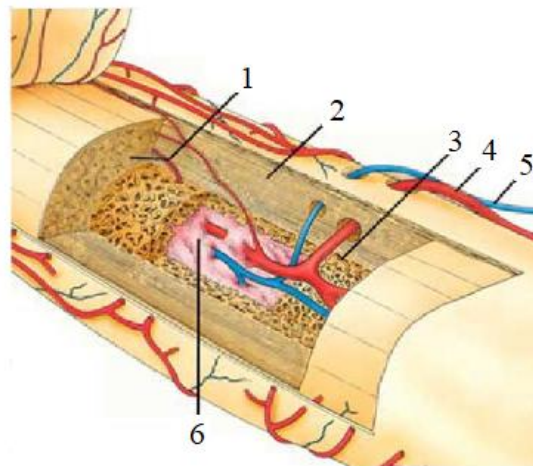


Рис. 1.6. Будова кістки

Розрізняють *первинну й вторинну спонгіозну кісткову тканину*. Первинна тканина утворюється у вигляді мінералізованих ламел при перебудові хрящової тканини. Із вторинної спонгіозної кісткової тканини складаються ті частини кісток, що утворюють суглоби. Ця тканина має просторову структуру, яка забезпечує оптимальну передачу механічних зусиль на інші елементи кістяка. Така спонгіозна тканина формує начебто каркас із безлічі окремих колон і балок, у ролі яких виступають *трабекули (кісткові балочки)*, утворені з тонких кісткових ламел у вигляді циліндричних або плоских елементів.

Для кісткової тканини при деформації стиску руйнівні напруження значно більші, ніж при розтягу.

Механічні характеристики кісткової тканини сильно залежать від її вологовмісту. Зі збільшенням вологовмісту модуль пружності кісткової тканини та величина руйнівної напружки зменшуються, а руйнуюча деформація зростає. Більше того, від вологовмісту залежить і вигляд залежності між напругою та відносним видовженням. Так, у сухої кісткової тканини залежність між напругою та відносним видовженням має лінійний характер, а зі збільшенням вологовмісту ця залежність стає все більш нелінійною. Вважається, що властивості кісткової тканини у фізіологічних умовах відповідають вологовмісту кістки, що лежить у діапазоні 5...8,5%. На *рис. 1.7* наведені діаграми розтягу і стиснення уздовж поздовжньої осі зразків кістки зі стегна.

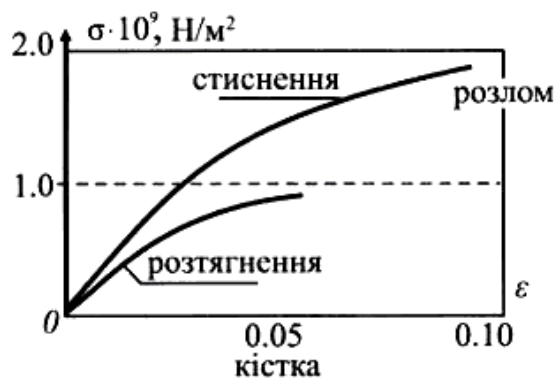


Рис. 1.7. Діаграми розтягу і стиснення уздовж поздовжньої осі зразків кістки зі стегна

Механічні характеристики компактної кісткової тканини сильно залежать також від напрямку виникаючих при деформації механічних напруг. Так, для деформації розтягу в напрямку поздовжньої осі трубчастої кістки модуль Юнга компактної кісткової тканини становить величину порядку 18 ГПа, а в напрямках, перпендикулярних до цієї осі, варіює в межах приблизно від 7 ГПа до 8,5 ГПа. Щодо руйнівної напружки та руйнуючої деформації, то в напрямку поздовжньої осі вони мають значення порядку 128 МПа та 0,009 відповідно, а в напрямках, перпендикулярних до цієї осі, зазначені величини мають значення 13...17 МПа та 0,002 відповідно.

Наступною розглянемо хрящову тканину. Суглобовий хрящ у синовіальних суглобах покриває кінцеві поверхні трубчастих костей (*рис. 1.8*). Це пористий, легкопроникний та низькомолекулярний матеріал, який при навантаженні виділяє, а при розвантаженні поглинає синовіальну рідину. Суглобовий хрящ може змінювати свої розміри та форму як при короткочасних, так і при тривалих силових впливах, однак після розвантаження повністю відновлює свій початковий стан. У такий спосіб забезпечується підвищення просторової відповідності суглобових поверхонь.

У хрящі розрізняють рідку та тверду фази. Рідка фаза становить 60...80 % маси хряща. Синовіальна рідина, у якій знаходиться хрящ, виконує функції змащення суглоба та забезпечує живлення хряща. Крім того, при збільшенні зовнішнього навантаження на суглоб відбувається збільшення в'язкості синовіальної рідини, що перешкоджає стиканню суглобових поверхонь.

З погляду біореології суглобовий хрящ є нелінійно-в'язкопружним анізотропним матеріалом з гетерогенністю механічних властивостей по суглобній поверхні. Він має дві функціональні особливості: по-перше, деформується під впливом навантаження значно легше, ніж

субхондральна кістка (відношення їхніх твердостей дорівнює 1 : 10), хрящ зменшує концентрацію напруг у кістках; по-друге, хрящ забезпечує низький коефіцієнт тертя в суглобі – від 0,005 до 0,012.



Рис. 1.8. Будова суглоба

Важливо відзначити, що локальна деструкція суглобового хряща не відновлюється та є небезпечним ушкодженням, яке надалі може призвести до дегенерації всього суглоба. Експериментальні дані показують, що тривале навантаження або форсована іммобілізація суглоба може викликати некроз суглобового хряща, що, у свою чергу, не тільки змінює його механічні властивості, але й зменшує площу поверхні контакту кісток у суглобі.

Під час нормального функціонування навантаження на суглобовий хрящ коливається від нуля до значень, що в 3...4 рази перевищують масу тіла. По краях контактної поверхні при цьому можуть розвиватися досить великі деформації розтягу.

Руйнівні напруги при розтягу зовнішнього шару хряща виростків стегнової кістки вздовж і поперек напрямку колагенових волокон дорівнюють 25,5 та 9,8 МПа відповідно. Модуль пружності при стиску змінюється в чималих межах – від 2,3 до 50 МПа. Значення коефіцієнта Пуассона близьке до 0,5; отже, суглобовий хрящ у першому наближенні можна розглядати як матеріал, що не стискається. Модуль зсуву змінюється від 0,4 до 4,1 МПа, причому дегенеративні зміни в хрящі викликають збільшення цього модуля. Розподіл характеристик механічних властивостей суглобового хряща по поверхні суглоба неоднорідний, і саме це забезпечує рівномірну передачу зусилля з найбільшим ступенем просторової відповідності поверхонь контакту.

Великий практичний інтерес становить дослідження втомлюванісної міцності хряща. Виявлено, що при збільшенні рівня напруги циклічних навантажень або збільшенні віку хряща втомлюванісна довговічність значно зменшується. Збільшення швидкості навантаження, крім того, приводить до зростання модуля пружності матеріалу. Початковий модуль зсуву суглобового хряща дорівнює 1,5 МПа. Збільшення частоти навантаження призводить до пропорційного частоті зростання модуля зсуву. При цьому втрати енергії в хрящі мають локальний максимум при частоті 50 Гц.

М'які біологічні тканини за своїми механічними властивостями істотно відрізняються від твердих тканин.

До складу м'яких тканин входять клітини, колагенові та еластинові волокна, основна речовина. Унаслідок цього м'які тканини, як правило, розглядають як складений матеріал з аморфною матрицею, армований безперервними волокнами двох типів (рис. 1.9).

Колагенові фібрили, які складаються з молекул тропоколагену, у м'яких тканинах з'єднуються в колагенові волокна та пучки таких волокон. Колагенові волокна мають високу межу міцності при розтягу (50...100 МПа) та високий модуль пружності (порядку 1 ГПа).

Еластин складається з ланцюгів амінокислот, з'єднаних між собою в різних ділянках хімічними зв'язками. При розтягу для еластину, на відміну від колагену, виконується закон

Гука. Еластин у тканинах може зустрічатися у вигляді волокон (у шкірі, венах та ін.) або у вигляді мембран (в артеріях). Модуль пружності еластину порядку 0,6 МПа.

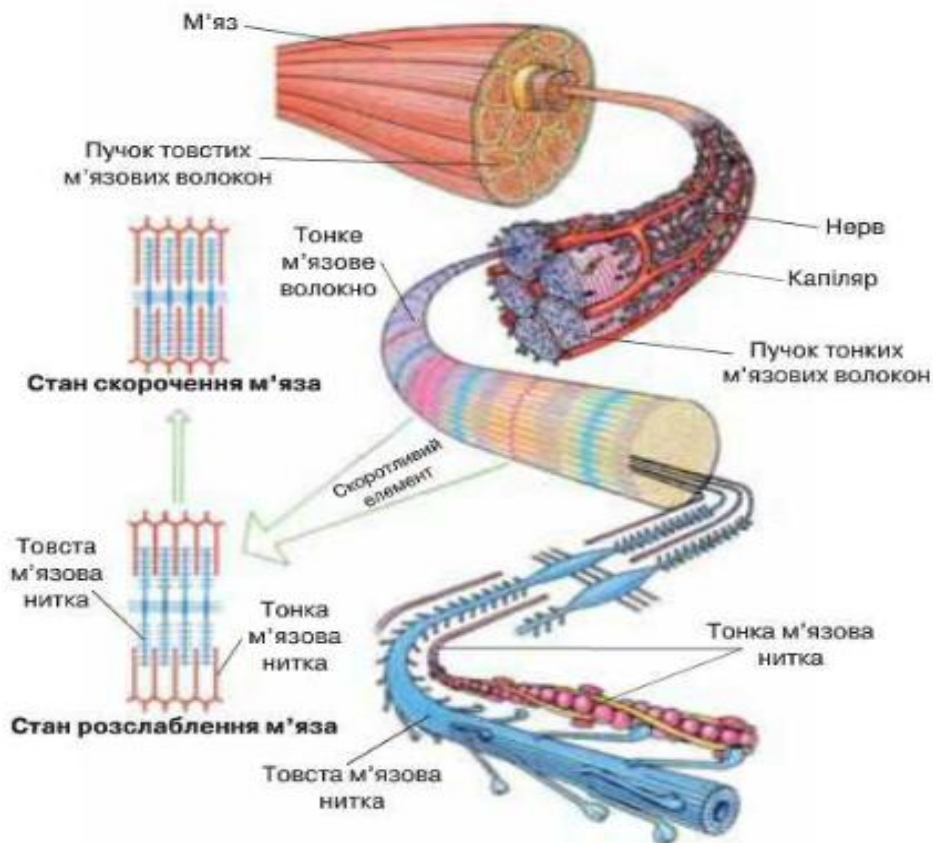


Рис. 1.9. Будова м'яза

Основна речовина перерозподіляє навантаження від одного волокна до іншого, ізолює окремі волокна, запобігаючи поширенню розривів від одного волокна до іншого, зменшує тертя при розпрямленні волокон.

Механічні властивості м'яких тканин залежать від того, як волокна, клітини та основна речовина організовані в структури цих тканин. Найпростішими структурами з погляду організації колагенових волокон є сухожилля та зв'язки, у яких ці волокна розташовані односпрямовано, що пов'язано з необхідністю передачі навантаження в одному напрямку. Складніше організовані колагенові волокна в шкірі. У ній утворюється тривимірна сітка колагенових фібрил, причому колагенові волокна розташовуються в основному паралельно поверхні шкіри. Слід звернути увагу на те, що в шкірі колаген становить 75 % сухої маси, а еластин – близько 4 %.

Залежність механічної напруги від відносного видовження для м'яких тканин має складний вигляд, що зображений на *рис. 1.10*.

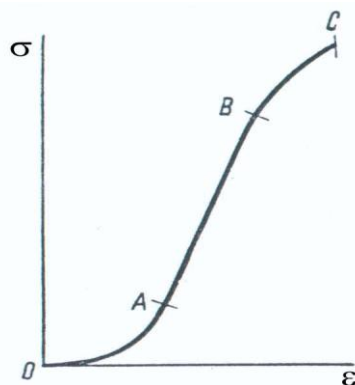


Рис. 1.10. Графік залежності механічної напруги від відносного видовження для м'яких тканин

Як ми вже зазначали, при розтягу м'які тканини здатні до великих деформацій і зв'язок між напругою та деформацією має нелінійний характер. Умовно криву «напруга–деформація» можна поділити на три ділянки. Перша – це ділянка від О до А, де напруга зі збільшенням деформації зростає за експоненціальним законом. Ця ділянка відповідає фізіологічному діапазону функціонування м'яких біологічних тканин. На другій ділянці (АВ) зв'язок між напругою та деформацією практично лінійний. На третій ділянці (ВС) проявляється нелінійність. В точці С відбувається розрив структурних елементів.

При описі поведінки м'яких біологічних тканин у межах фізіологічних навантажень зазвичай використовують припущення про їхню суто пружну поведінку, причому це припущення не суперечить експериментальним даним.

З м'яких біологічних тканин цікавими за своєю будовою та важливими в плані виконуваних функцій є кровоносні судини й клапани серця.

Стінки кровоносних судин постійно піддаються періодичному навантаженню пульсуючим тиском. Модуль пружності при частотах 1...2 Гц та вище практично сталий. При періодичній зміні тиску в межах 2,5–15,0 кПа (20...120 мм рт. ст.) проявляються в'язкопружні властивості стінки судини, унаслідок чого графіки залежностей σ від ϵ у разі зростання навантаження та при його зменшенні відрізняються один від одного, формуючи разом замкнену лінію, яка називається *петлею гістерезису*. Варто також враховувати, що в судинах залежність σ від ϵ змінюється при зміні активності гладком'язових клітин стінок судин.

Міцність на розрив стінки артеріальної судини визначається двома характеристиками: руйнівною напругою та руйнівною деформацією, які залежать від швидкості деформування перед розривом. Зі збільшенням швидкості деформування руйнівні напруги збільшуються порівняно зі статичним навантаженням, а руйнуючі деформації можуть досягати 100 %. З віком механічні властивості артеріальних судин людини змінюються. Руйнівні напруги у 60 років менші в 2...2,5 рази порівняно з 20-річним віком, а руйнуючі деформації – на 20...30 % залежно від типу судини.

Розглянемо тепер аортальний клапан людини, який є складною конструкцією, що складається із трьох тонких пелюсток, які кріпляться до пружних елементів каркаса: аркового кільця, комісур та кільця основи. Пружний каркас відіграє роль демпфера, і навантаження, яке діє на пелюстки, перерозподіляється на всю конструкцію клапана. Незважаючи на відносно невелику товщину (~ 0,3 мм у середній частині), пелюстка має складну будову. На поверхні клапана з боку аорти в окружному напрямку розташовані пучки колагенових волокон, а з боку шлуночка – тонкі волокна радіального напрямку, які забезпечують гладку поверхню пелюстки, у її товщі, ці пучки розходяться, формуючи розгалужену структуру. Вони відіграють основну роль у формуванні геометрії пелюстки у фазі діастолі. З боку шлуночка розташовані еластичні волокна, які визначають деформативні властивості пелюстки. Матеріал пелюстки клапана є фізично нелінійним. Його властивості істотно залежать від напрямку навантаження. Дотичний модуль пружності в радіальному напрямку дорівнює $(2,89 \pm 0,54)$ МПа, а в колітовому – $(28,80 \pm 3,18)$ МПа.

В організмі людини елементи аортального клапана працюють у динамічному режимі навантаження. Тому безсумнівний інтерес становлять динамічні характеристики матеріалу. При навантаженні пелюсток тиском, який періодично змінюється, модуль пружності майже не залежить від частоти змін тиску і його середня величина дорівнює $(21,85 \pm 1,93)$ МПа.

Окремо треба сказати про м'язову тканину. М'язи здатні виконувати механічну роботу, забезпечуючи переміщення людини, рух повітря в дихальних шляхах, рух крові та багато інших життєво важливих процесів. Розрізняють два основних типи м'язів: 1) поперечносмугасті (на поздовжньому вздовж волокон зрізі під мікроскопом видно правильну систему темних та світлих смуг, що чергуються), які утворюють тканину, що прикріплюється до різних частин кістяка, унаслідок чого їх також називають кістяковими м'язами; 2) гладкі м'язи стінок внутрішніх органів, кровоносних та лімфатичних судин.

Особливості структури й механізм м'язового скорочення можна розглянути на прикладі поперечносмугастого м'яза. Він складається з пучків паралельних волокон, кожне з яких має

діаметр 10...100 мкм та довжину 10...15 см. Волокно оточене пружною оболонкою (сарколемою) та містить 1000...2000 паралельно розташованих тонких ниток – міофібрил діаметром 1...2 мкм (рис. 1.11).



Рис. 1.11. Рівні організації скелетних м'язів

Кожна міофібрила розділена z-мембранами на ділянки – саркомери довжиною 2,5...3 мкм. Саркомер – найменше утворення, яке має властивість скоротності. Між z-мембранами розташовані решітки з тонких актинових та товстих міозинових ниток.

Початок скорочення волокна пов'язаний з надходженням у міофібрили речовин – активаторів механохімічної реакції, зокрема іонів Ca^{++} .

При активації саркомера актинові та міозинові нитки зчіплюються за допомогою поперечних містків. Решітки ниток ковзають, усуваючись одна в одну, завдяки чому й відбувається скорочення волокна. Містки у процесі скорочення саркомера багаторазово прикріплюються, створюють зусилля, згинаються, просуваючи нитку вздовж нитки, та відкріплюються. Енергія для роботи містків постачається АТФ.

При скороченні м'язи розвивають великі зусилля, які залежать від площі поперечного перерізу, початкової довжини волокон та ряду інших факторів. Сила м'яза на 1 см^2 його поперечного перерізу називається *абсолютною м'язовою силою*. У людини вона становить величину приблизно від 50 до 100 Н. Сила й потужність тих самих м'язів залежать від ряду фізіологічних умов: віку, статі, тренування та ін.

Гладкі м'язи за своїми властивостями істотно відрізняються від кістякових: не мають упорядкованого розташування скорочувальних білків та мають менші розміри волокон. Їхні клітини з'єднуються між собою протоплазмними містками та міофібрилами. Збудливість гладких м'язів значно нижча, ніж поперечносмугастих, а період м'язового скорочення – довший. Гладкі м'язи мають високу здатність до автоматичної діяльності. Подразниками, які збуджують автоматичне скорочення, є деякі продукти обміну речовин, що з'являються в самому м'язі або доставлені кров'ю.

Зовнішній прояв скорочувальної активності м'яза (пучка волокон або волокна) полягає в тому, що при його фіксованій довжині розвивається зусилля, а при фіксованому навантаженні відбувається укорочення. Відповідно до цього експерименти з м'язами проводяться при двох режимах: ізометричному, коли довжина м'яза фіксована, та ізотонічному, коли м'яз

має можливість коротшати при сталому навантаженні. Ізометричне зусилля розвивається дуже швидко й досягає своєї максимальної величини приблизно через 170 мс після збудження. Починаючи з 200 мс воно зменшується зі зростаючою швидкістю.

Ізотонічне одиночне скорочення істотно відрізняється від ізометричного. Укорочення в процесі ізотонічного одиночного скорочення починається тільки тоді, коли в м'язі розвивається достатнє зусилля, яке дорівнює за величиною зовнішньому. У результаті одиночне скорочення починається тим пізніше, чим більше навантаження. Укорочення спочатку майже лінійно залежить від часу й досягає максимальних значень тим раніше, чим більше навантаження.

Тема 2. Механіка рідини

Для опису механічних властивостей біологічних тканин наразі широко використовуються поняття та формули *реології* – розділу фізики, який вивчає процеси, пов'язані з необоротними залишковими деформаціями та течією різних в'язких і пластичних матеріалів.

Виняткова роль системи кровообігу у функціонуванні організму людини визначає необхідність розгляду біофізичних аспектів роботи цієї системи. Течія крові судинами – це досить складний, з погляду біофізики, процес, вивчення якого корисно почати з розгляду простішого процесу – течії води по трубах. Тому спочатку вивчимо основні поняття та формули механіки рідин, зокрема, гідродинаміки.

Рівняння Бернуллі. Рівняння нерозривності струменя

Рідина може текти в трубках лише завдяки тиску. *Тиск p* – це фізична величина, що характеризує інтенсивність нормальних (перпендикулярних до поверхні) сил, з якими одне тіло діє на поверхню іншого. Середня величина тиску на будь-яку площину дорівнює відношенню середнього значення сили, що діє перпендикулярно цій площині, до її площі:

$$p = \sum_{\Delta S \rightarrow 0} \frac{\Delta F}{\Delta S} = \frac{dF}{dS} .$$

Якщо сили розподілені вздовж поверхні рівномірно, то тиск p на будь-яку частину поверхні дорівнює:

$$p = \frac{F}{S} ,$$

де F – сума прикладених перпендикулярно до поверхні сил; S – площа цієї частини поверхні.

Одиницею вимірювання тиску в системі СІ є *Паскаль (Па)*. В медицині використовують несистемну одиницю – *мм ртутного стовпа*.

Найпростішою моделлю рідини є *ідеальна рідина*.

Ідеальна рідина – це модель реальної рідини; ідеальна рідина абсолютно нестислива та нев'язка. У нестисливій рідині нехтують залежністю густини від тиску. Нев'язка рідина характеризується відсутністю внутрішнього тертя.

Стаціонарний рух – це найпростіший вид руху рідини. При стаціонарному русі рідини її швидкість у кожній точці не змінюється з часом.

Графічно рух рідини зображується за допомогою *ліній течії* – таких ліній, дотичні до яких збігаються за напрямком вектора швидкості в даній точці потоку. Швидкість руху частинок рідини називають *лінійною швидкістю*. Частина рідини, обмежена лініями течії, називається *трубкою течії*. Розглянемо трубку течії змінного перерізу (рис. 1.12). Для ідеальної рідини, що рухається у цій трубці, справедливі такі закономірності.

Для стаціонарного руху ідеальної рідини точно виконується *рівняння Бернуллі*:

$$P + \rho gh + \frac{\rho v^2}{2} = \text{const} ,$$

де P – тиск у деякій точці рідини, v – швидкість (лінійна) рідини в цій точці, g – прискорення вільного падіння, ρ – густина рідини, h – висота цієї точки, відлічувана від деякого рівня.

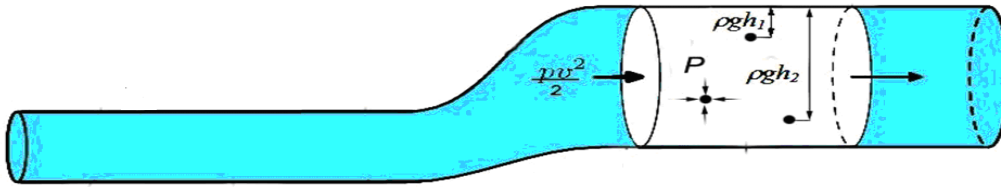


Рис. 1.12. Трубка течії змінного перерізу

Три доданки, які знаходяться у лівій частині рівняння Бернуллі, прийнято називати **статичним, гідростатичним та динамічним (гідродинамічним)** тисками відповідно. Необхідно пам'ятати, що рівняння Бернуллі є наслідком закону збереження механічної енергії та виконується за тих самих умов, що й цей закон. Таким чином, чим більша в'язкість, а отже, тертя в системі, тим гірше виконується рівняння Бернуллі.

Якщо рівняння Бернуллі точно виконується тільки для ідеальної рідини, то наступне важливе рівняння – **рівняння нерозривності струменя (потoku)**. Сенс його полягає в тому, що добуток лінійної швидкості течії рідини на площу поперечного перерізу трубки в будь-який момент часу в усіх перерізах є однаковим.

Дане рівняння має такий вигляд:

$$Q = Sv = \text{const},$$

де Q – **об'ємна швидкість плин рідини**, тобто об'єм рідини, який протікає через поперечний переріз труби за одиницю часу $[Q] = \text{м}^3/\text{с}$; S – площа поперечного перерізу струменя (при плин рідини по трубі – площа поперечного перерізу труби); v – усереднена по перерізу швидкість плин рідини.

Для трубки змінного перерізу (рис. 1.13) рівняння нерозривності потоку має вигляд:

$$Q = S_1 v_1 = S_2 v_2 = \dots = S_n v_n = \text{const}.$$

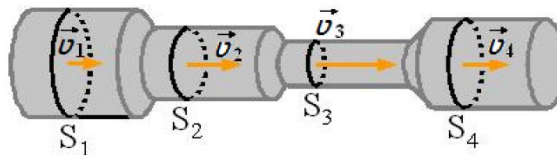


Рис. 1.13. Зміни лінійної швидкості плин рідини у трубці змінного перерізу

Рівняння нерозривності потоку впливає із закону збереження маси для нестисливої рідини.

В'язкість і внутрішнє тертя рідини

Плин рідини може бути **ламінарним** або **турбулентним**. При ламінарному (шаруватому) плин шарі рідини ковзають один відносно одного, зберігаючи свою цілісність і не переміщуючись (якщо зневажити дифузією) (рис. 1.14, а). Такий вид плин спостерігається при порівняно малих відносних швидкостях руху сусідніх шарів, тобто при невеликих значеннях градієнта швидкості. При великих відносних швидкостях руху сусідніх шарів сили тертя між цими шарами виявляються достатніми для створення на границях шарів вихрів, які спричиняють порушення цілісності шарів та їхнє активне перемішування. Такий вид плин рідини називається турбулентним (вихровим) (рис. 1.14, б).

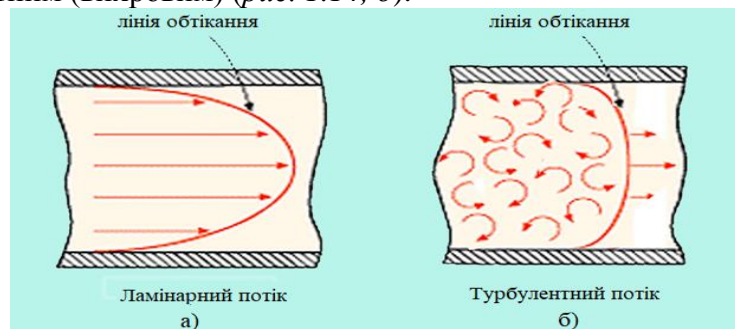


Рис. 1.14. Ламінарний та турбулентний потік

О. Рейнольдс показав, що здатність рідини переходити від ламінарного плинину до турбулентного і навпаки залежить як від характеристик рідини (коефіцієнта в'язкості, густини), так і від усередненої по перерізу швидкості її плинину, а також діаметра труби. Схарактеризувати цю здатність можна за допомогою **числа Рейнольдса (Re)**. При плинні рідини в циліндричній трубі діаметром D це число обчислюється за формулою:

$$Re = \frac{\rho v D}{\eta}. \quad (1.2)$$

Значення числа Рейнольдса, при якому відбувається перехід від ламінарного плинину до турбулентного, називається критичним ($Re_{кр}$). Для гладких циліндричних труб воно приблизно дорівнює $Re_{кр} \approx 2300$.

Якщо значення числа Рейнольдса менше за критичне значення ($Re_{кр}$), то плин рідини є ламінарним, якщо більше – турбулентним.

В нормальних умовах течія крові в судинній системі є ламінарною. Вона турбулентна лише в порожнинах серця, де кров перемішується.

Як видно з формули (1.2), число Рейнольдса для рідини залежить від її густини та динамічної в'язкості, а точніше – від їхнього відношення. Тому здатність рідини переходити від ламінарного плинину до турбулентного або навпаки можна характеризувати такою величиною, як **кінематична в'язкість**, яка позначається ν та дорівнює $\nu = \frac{\eta}{\rho}$. У зв'язку із цим формула для числа Рейнольдса може бути записана у вигляді:

$$Re = \frac{vD}{\nu}.$$

Кінематична в'язкість у СІ вимірюється у $\text{м}^2/\text{с}$.

Реальні рідини – це в'язкі рідини. При плинні реальної рідини швидкість її руху в різних точках перерізу потоку (струменя) різна. Називатимемо ділянки рідини, які рухаються з однією швидкістю, шаром рідини. У реальній рідині при русі шарів один відносно одного виникають сили *внутрішнього*, або *в'язкого тертя* між цими шарами. **Існування сил в'язкого тертя при плинні реальної рідини – це і є в'язкість рідини, яка розуміється як фізичне явище.**

Далі ми розглядатимемо тільки реальні (в'язкі) рідини.

Поняття в'язкості як фізичної характеристики рідини (фізичної величини) вводиться в гідродинаміці за допомогою **формули Ньютона для сили в'язкого тертя**:

$$F = \eta \frac{dv}{dz} S, \quad (1.3)$$

де F – сила в'язкого тертя між сусідніми шарами рідини, що тече; v – швидкість руху шару рідини; z – координата, яка спрямована перпендикулярно до границі стикання шарів, унаслідок чого $\frac{dv}{dz}$ є модулем градієнта швидкості (тобто величиною, яка характеризує величину зміни швидкості плинину рідини при переході від одного шару до іншого); S – площа поверхні стикання шарів рідини, що труться; η – коефіцієнт пропорційності, який називається **коефіцієнтом в'язкості** або **динамічною в'язкістю** рідини.

Коефіцієнт в'язкості в СІ вимірюється у *паскаль-секундах (Па·с)*.

Ілюстрація закону Ньютона представлена на *рис. 1.15*.

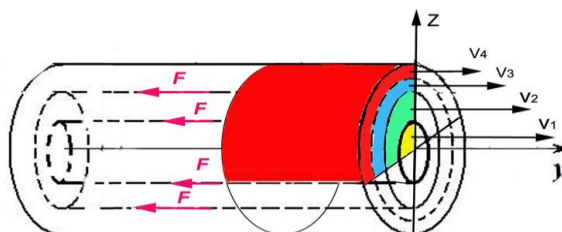


Рис. 1.15. Ілюстрація закону Ньютона

Рух молекул усередині речовин залежить від температури, отже в'язкість є теж функцією температури. В'язкість рідини зменшується зі збільшенням температури, а зі збільшенням тиску – зростає. Користуючись формулою Ньютона, можна сформулювати фізичний зміст коефіцієнта в'язкості: η – дорівнює силі в'язкості, що виникає між двома шарами рідини при одиночному градієнті швидкості і одиничній площі дотику шарів рідини.

При плинні рідини по циліндричній трубці розглянуті шари – це коаксіальні циліндри, які начебто вкладені один в одній (рис. 1.15), S – площа бічної поверхні цих циліндрів, а напрямок z у будь-якій точці струменя збігається з напрямком радіуса перерізу циліндра в цій точці.

Рівняння Ньютона застосовується не до всіх рідин. До неоднорідних рідин: суспензій, емульсій, пін, а також до розчинів речовин, що складаються з великих молекул, які являють собою витягнуті ланцюжки, рівняння Ньютона не застосовується. Такі рідини називаються **неньютонівськими**. Їх в'язкість залежить не тільки від природи і температури, а ще й від деформування і міцності структур, які входять до рідин, і від швидкості їх плинну. Кров належить до ньютонівських рідин, але при швидкості течії, характерної для кровоносних судин, її властивості не відрізняються істотно від ньютонівських рідин.

Багато складних рідин, неоднорідних за складом частинок, що утворюють ці рідини (наприклад, розчини макромолекул), не підкоряються формулі Ньютона. Тому **реальні рідини** прийнято підрозділяти на **ньютонівські та ньютонівські** залежно від того, чи виконується для них формула (1.3), чи не виконується.

Абсолютно коректно поняття "коефіцієнт в'язкості" може використовуватись тільки для ньютонівських рідин. **У ньютонівських рідин коефіцієнт в'язкості залежить тільки від роду рідини та від її температури**, причому зі зростанням температури коефіцієнт в'язкості зменшується. **У ньютонівських рідин величина коефіцієнта в'язкості залежить також від величин, які характеризують умови плинну рідини, наприклад, від градієнта швидкості**. Тому казати про коефіцієнт в'язкості ньютонівських рідин можна тільки при детальній характеристиці методики та умов визначення цього коефіцієнта. Звичайно, говорячи про в'язкість ньютонівських рідин, використовують термін "позірна в'язкість".

Тепер, після введення поняття коефіцієнта в'язкості, можна з'ясувати умови, від яких залежить характер плинну рідини.

Рівняння Пуазейля

Внаслідок тертя між стінками труби, якою тече рідина, та рідиною, а також між шарами рідини швидкість руху шару залежить від його віддалення від стінки труби, причому чим ближче шар до стінки, тим його швидкість менша. При цьому вважають, що шар, який торкається стінки, перебуває у спокої (рис. 1.16).

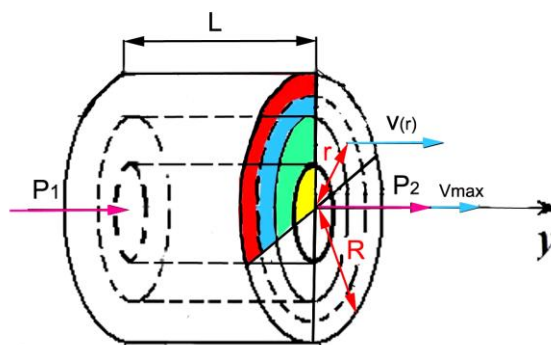


Рис. 1.16. Рух рідини в циліндричній трубці

Для ділянки циліндричної труби довжиною L та радіусом R залежність швидкості шару рідини (v) від відстані до центра труби (r) у випадку ньютонівських рідин має вигляд:

$$v = \frac{P_1 - P_2}{4\eta L} \cdot (R^2 - r^2), \quad (1.4)$$

де P_1 та P_2 – тиски на початку та на кінці ділянки труби відповідно. Найбільшу швидкість (v_{\max}) мають частинки, які рухаються вздовж осі труби (для них $r = 0$). При цьому:

$$v_{\max} = \frac{P_1 - P_2}{4\eta L} \cdot R^2.$$

Французький фізик і фізіолог А. Пуазейль експериментально встановив один з основних законів гідродинаміки, який важливий для опису течії крові в серцево-судинній системі. Цей закон характеризує об'ємну швидкість ламінарного плинину рідини і фактори, від яких вона залежить (рис. 1.17).

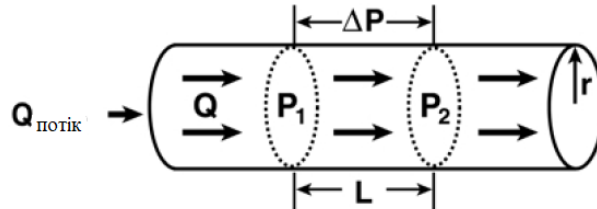


Рис. 1.17. Фактори, що визначають об'ємну швидкість рідини

Виходячи з формули (1.4) та формули нерозривності потоку, можна одержати вираз, який визначає об'єм рідини, що протікає через поперечний переріз циліндричної труби за одиницю часу при стаціонарному ламінарному плинні (**формула Пуазейля**):

$$Q = \frac{(P_1 - P_2) \cdot \pi R^4}{8\eta L}.$$

Іноді проводять аналогію між процесами протікання рідини в трубі та електричного струму в провіднику. При цьому Q вважається аналогом сили струму I , а різниця тисків $P_1 - P_2$ – аналогом різниці потенціалів $\phi_1 - \phi_2$. Враховуючи, що $\frac{\phi_1 - \phi_2}{I} = R$, де R – електричний опір, величину $X = \frac{P_1 - P_2}{Q} = \frac{8\eta L}{\pi R^4}$ називають **гідралічним опором**.

Для гідралічного опору характерні ті самі закони для *послідовного* та *паралельного з'єднань труб*, що й для електричного опору при різному з'єднанні провідників. Тобто, якщо труби з гідралічними опорами X_1, X_2, \dots, X_n з'єднані **послідовно** (рис. 1.18, а), то загальний гідралічний опір ($X_{\text{заг}}$) цієї системи буде:

$$X_{\text{заг}} = X_1 + X_2 + \dots + X_n,$$

а якщо труби з'єднані **паралельно** (рис. 1.18, б), то:

$$\frac{1}{X_{\text{заг}}} = \frac{1}{X_1} + \frac{1}{X_2} + \dots + \frac{1}{X_n}.$$

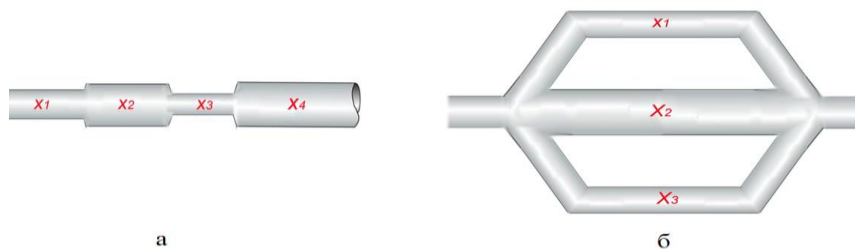


Рис. 1.18. а) послідовне з'єднання труб; б – паралельне з'єднання труб

Отже, використання поняття гідродинамічного опору розширює рамки застосування рівняння Пуазейля від однієї трубки круглого перерізу до системи трубок будь-якої складності, як було зазначено вище. Гідродинамічний опір такої складної системи можна розрахувати не

у всіх випадках, однак його можна виміряти експериментально. Все це дозволяє використовувати рівняння Пуазейля для пояснення особливостей течії крові в серцево-судинній системі. Рівняння Пуазейля також використовують для вимірювання в'язкості. Вимірювання в'язкості рідини називається **віскозиметрією**, а прилади для її вимірювання – **віскозиметрами**.

Формули гідродинаміки найчастіше застосовуються для опису ньютонівських рідин. Тому для опису течії по судинах крові, яка є неньютонівською рідиною, доводиться використовувати поняття та формули біореології. Докладніше про них йтиметься у наступному підрозділі.

Реологічні властивості крові. Окремі питання гемодинаміки

У рамках біореології течія крові розглядається як деформація зсуву, а основними кількісними характеристиками досліджуваних процесів є напруження зсуву, або напруження при зсуві, та *швидкість зсуву*. У процесі зсуву шарів при плинні рідини кут зсуву зростає (рис. 1.19). Похідна відносного зсуву за часом називається швидкістю зсуву та позначається $\dot{\gamma}$. Враховуючи, що

$$\operatorname{tg} \gamma = \frac{\Delta x}{\Delta z}, \text{ а при малих значеннях зсуву } \gamma \approx \operatorname{tg} \gamma, \text{ можна вважати, що } \dot{\gamma} = \frac{dv}{dz}, \text{ тобто швидкість}$$

зсуву в реології – це величина, яка у гідродинаміці називається модулем градієнта швидкості. Зазначимо, що деформація зсуву, яка зростає з часом, називається **плоским зсувним плином**.

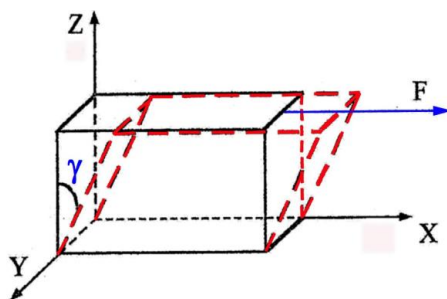


Рис. 1.19. Деформація зсуву при плинні рідини

Якщо введені поняття використати для опису плинну ньютонівської рідини, то формула Ньютона для сили в'язкого тертя в реологічних характеристиках набуває вигляду:

$$\tau = \eta \dot{\gamma}.$$

Таким чином, графік залежності τ від $\dot{\gamma}$ для ньютонівських рідин має вигляд прямої, яка проходить через початок координат (лінія 1 на рис. 1.20).

Види залежностей τ від $\dot{\gamma}$ для неньютонівських рідин істотно різні. Деякі види таких залежностей показані на рис. 1.20. Графіки цих залежностей називаються **кривими плинну**. Рідини, криві плинну яких відповідають лінії 2 на рис. 1.20, називаються **псевдопластичними**, лінії 3 – **дилатантними**, 4 та 5 – **в'язкопластичними**.

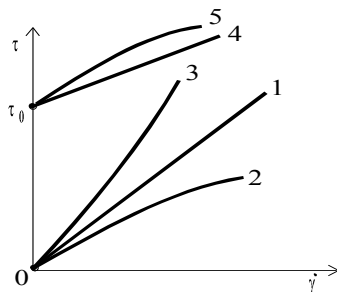


Рис. 1.20. Види залежностей τ від $\dot{\gamma}$ для неньютонівських рідин

Псевдопластичне поведіння найчастіше спостерігається у рідинах, що містять такі частинки, які можуть змінюватися (наприклад, розпадатися) при зміні умов плинну. Дилатантне поведіння виникає за наявності обертання частинок, обумовленого існуючими градієнтами швидкостей, та "тертям" при зіткненні частинок.

У в'язкопластичних рідин спостерігається стрибкоподібний перехід від майже пружних деформацій при малих напругах до в'язкого плину при тих значеннях напруги зсуву, які перевищують певний поріг, позначений на *рис. 1.20* як t_0 . Величина t_0 називається **граничною напругою зсуву**.

В'язкопластичні властивості мають різні рідини, у тому числі й кров. Кров – це рідина з явно вираженими неньютонівськими властивостями. Водночас плазма крові, хоча й має неньютонівські властивості, але виражені ці властивості у плазмі значно слабше, ніж у цільної крові. Це означає, що неньютонівські властивості крові пов'язані, насамперед, з форменими елементами крові. Ураховуючи, що сироватка крові – ньютонівська рідина, можна зробити висновок про те, що неньютонівські властивості плазми обумовлені макромолекулами розчинених у ній органічних сполук, головним чином білків.

З формених елементів найважливішим внеском у набуття кров'ю неньютонівських властивостей є внесок еритроцитів (*рис. 1.21*). Це пов'язано з рядом факторів: великою кількістю еритроцитів у крові (порядку 5 млн в 1 мм^3), здатністю деформуватися при проходженні через судини малого діаметра, а також зі здатністю еритроцитів утворювати агрегати, розміри яких залежать від умов течії крові (*рис. 1.22*).

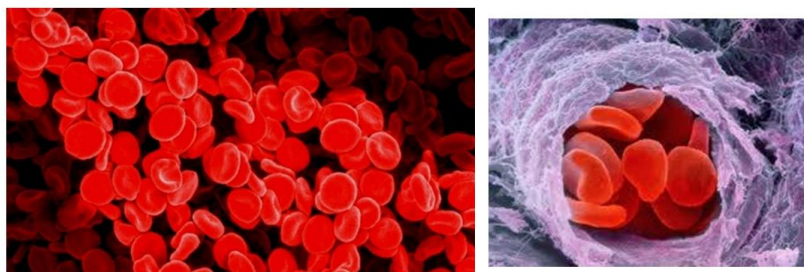


Рис. 1.21. Формені елементи крові – еритроцити

В'язкість крові залежить також від швидкості течії. При зменшенні швидкості еритроцити об'єднуються у скупчення (*рис. 1.22*), так звані «монетні стовпчики». Це явище збільшує в'язкість крові. Воно могло би мати місце в кровоносних судинах маленького діаметра, в яких швидкість крові невелика. Проте існує фізіологічний механізм, який викликає зменшення в'язкості крові в таких судинах – *феномен Фареуса–Ліндквіста*. Його пояснення полягає, очевидно, в орієнтації еритроцитів уздовж осі судини. Вони утворюють ніби циліндр, оточений тонким шаром плазми. У судинах малого діаметра це сприяє ковзанню кров'яних клітин по пристінковій плазмі. Еритроцити здатні переміщатися навіть у найтонших судинах – капілярах, діаметр яких менше розмірів самих еритроцитів. Це можливо завдяки їх здатності змінювати свою форму, що, у свою чергу, зумовлено еластичністю їх мембран

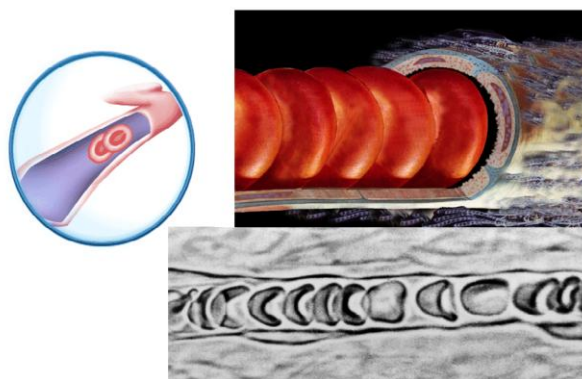


Рис. 1.22. Рух еритроцитів у кровоносних судинах

Істотною залежністю реологічних властивостей крові від вмісту в ній формених елементів потребує введення кількісного показника, який характеризує вміст у крові цих елементів. Таким показником є **показник гематокриту (H)**, який дорівнює відносному об'єму формених елементів у крові, зазвичай вираженому у відсотках. У нормі цей показник у людини становить при-

близно 46...48 %. Зі збільшенням показника гематокриту в'язкість крові зростає (рис. 1.23), причому ця залежність має досить складний вигляд і для її опису використовують такі формули:

$$\eta = \eta_0 \cdot (1 + \alpha H)^\beta \text{ або } \eta = \eta_0 \cdot e^{\gamma \cdot H},$$

де η_0 – в'язкість плазми крові; α , β та γ – деякі емпіричні константи, які залежать від концентрації та форми суспендованих елементів.

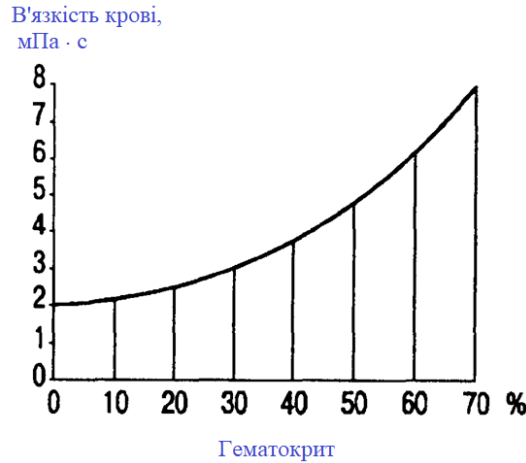


Рис. 1.23. Графік залежності в'язкості крові від гематокриту

Усереднені показники основних компонентів крові здорової дорослої людини представлені на рис. 1.24.

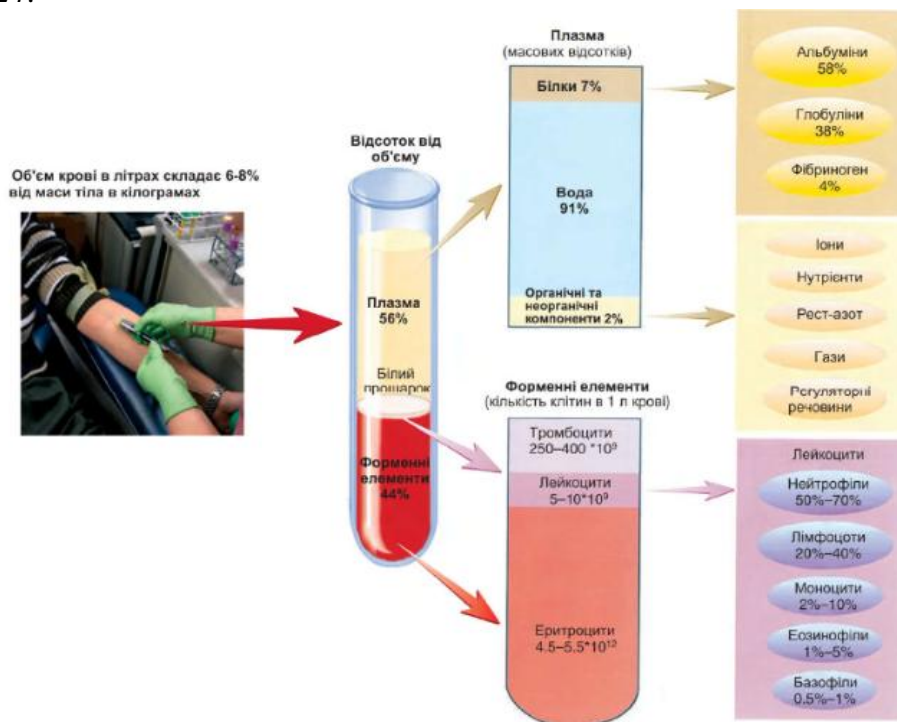


Рис. 1.24. Показники основних компонентів крові людини

Позірна в'язкість крові людини залежить від швидкості зсуву. Чіткіше це проявляється при малих швидкостях зсуву. В'язкість крові зі збільшенням швидкості зсуву зменшується. Так, при $\dot{\gamma} = 10^{-2} \text{ с}^{-1}$ в'язкість крові становить приблизно 0,8 Па·с. При великих швидкостях зсуву ($\dot{\gamma} > 100 \text{ с}^{-1}$) позірна в'язкість крові мало залежить від $\dot{\gamma}$, наближаючись при зростанні швидкості зсуву до величини 4...5 мПа × с.

Поведінку в'язкопластичних рідин при різних швидкостях зсуву описують дві поширені моделі.

Так, при великих значеннях швидкості зсуву залежність напруги зсуву від швидкості зсуву є майже лінійною та з високою точністю може бути описана формулою (моделлю) **Шведова–Бінгама**:

$$\tau = \tau_0 + k\dot{\gamma} \text{ (при } \tau > \tau_0\text{),}$$

де k – деякий коефіцієнт, який збігається за розмірністю з коефіцієнтом в'язкості.

При малих значеннях швидкості зсуву нелінійністю залежності напруги зсуву від швидкості зсуву зневажати не можна та для опису цієї залежності варто використовувати формулу (модель) **Кессона**:

$$\sqrt{\tau} = \sqrt{\tau_0} + k\sqrt{\dot{\gamma}} \text{ (при } \tau > \tau_0\text{),}$$

де k – деякий коефіцієнт, який іноді називають коефіцієнтом Кессона.

Визначення змін величини в'язкості крові є важливим для діагностики. Якщо відношення в'язкості крові до в'язкості плазми називати відносною в'язкістю, то зміна відносної в'язкості крові в діапазоні вад **4,2 до 6,0** вважається нормою. Разом з тим при анемії відносна в'язкість крові **меша за 2,0**, при поліцитимії – **більша за 10,0**.

Розгляд окремих питань гемодинаміки розпочнемо з аналізу кровоносної (судинної) системи.

Судинна система – це замкнена система з еластичних трубок (судин) різного діаметра (рис. 1.25). Від серця кров рухається спочатку по аорті – еластичній трубці діаметром 2–3 см. Чим далі від серця, тим більше розгалужуються судини, направляючи кров в усі розгалуження судин – артерії. Діаметр артерій зменшується з віддаленням від серця.

При вході у тканини органів артерії теж розгалужуються і переходять у дуже дрібні судини – артеріоли. Артеріоли дають початок численним волосяним судинам – капілярам. Стінки капілярів мають специфічну властивість – нагадують «ситечко». В отвір між клітинами, які утворюють один шар, з клітини в тканину вільно проникають кисень та поживні речовини. Капіляри не закінчуються, а поступово їх діаметр збільшується і вони перетворюються на венули, які з'єднуються у вени, що несуть кров до серця. Коло закінчується і до «місця старту» кров повертається приблизно через 20 с.

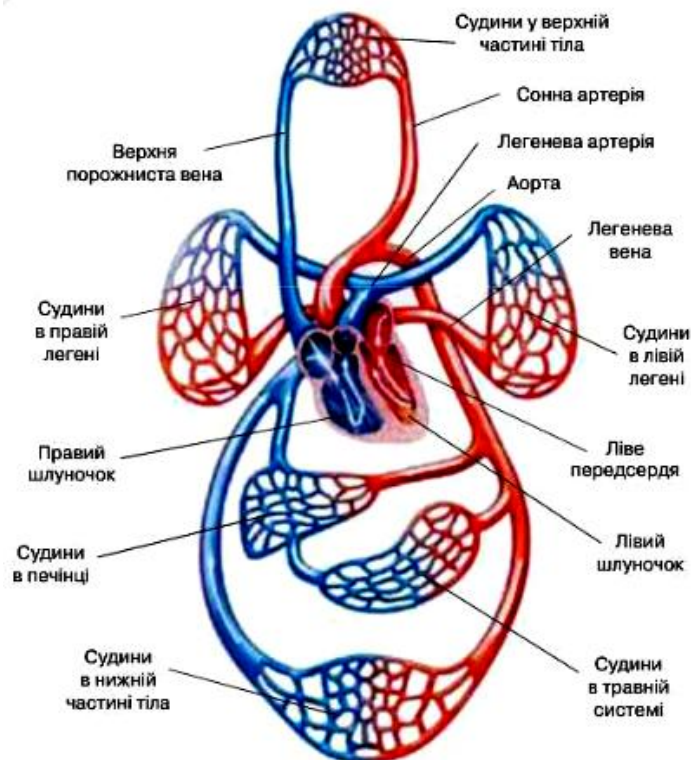


Рис. 1.25. Судинна система

Всі кровоносні судини вистелені зсередини шаром ендотелію, безпосередньо прилеглих до просвіту судини. Крім ендотелію у всіх судинах, крім капілярів, є певна кількість елементів м'язової тканини і сполучної тканини: еластичні волокна, колагенові волокна, гладкі м'язи (рис. 1.26). Кількість цих волокон у різних судинах різна.

Судини	Артерія	Артеріола	Капіляр	Венула	Вена
Діаметр, мм	25-4	$30 \cdot 10^{-3}$	$8 \cdot 10^{-3}$	$20 \cdot 10^{-3}$	5-30
Товщина стінки, мм	2-1	$20 \cdot 10^{-3}$	$1 \cdot 10^{-3}$	$2 \cdot 10^{-3}$	0,5-1,5
Оболонка	Ендотелій				
	Еластична				
	М'язова				
	Фібозна				
Схема кровоносної судини					

Рис. 1.26. Будова стінок судин

Кров в артеріях за 1 с проходить приблизно 0,5 м, у венах – 10–20 см, у капілярах – 0,05–0,1 см. Порівнюючи діаметри судин та швидкості току крові у різних судинах (табл. 1.2), можна судити, що умова неперервності потоку для кровоносної системи не виконується – чим менший діаметр судин, тим менша швидкість. Але пояснити це можна тим, що в таблиці вказано діаметр однієї судини. При розгалуженні судин сумарна площа розгалужень зростає. Для капілярів сумарна площа у 800 разів більша, ніж площа аорти, чим і пояснюється мала швидкість крові у капілярах. У табл. 1.2 подані значення тиску та швидкості руху крові в різних судинах. Швидкість крові зменшується від аорти до капілярів, а потім у венах зростає. Отже, тиск повинен бути більшим у капілярах, а меншим – в аорті і венах (за рівнянням Бернуллі). Але таке твердження безпідставне, тому що кров може рухатись лише у напрямі зменшення тиску. Таке протиріччя і пояснюється роботою серця, яке «накачує» кров в аорту і створює тиск до 150 мм рт. ст., потім тиск падає, а у венах навіть набуває від'ємних значень.

Таблиця 1.2

Судини	Діаметр, мм	Швидкість, см/с	Тиск, мм рт. ст.
Аорта	20	50	50–150
Артерії	10–5	50–20	80–20
Артеріоли	0,1–0,5	20–1,0	50–20
Капіляри	0,5–0,01	0,05–0,1	20–10
Венули	0,1–0,2	0,1–1,0	10–5
Вени	10–30	10–20	5–0

З точки зору біофізики аналіз кровообігу полягає у встановленні зв'язку між тиском та швидкістю руху крові, їх залежністю від фізичних параметрів крові, діаметра, еластичності судин і роботи серця. Повна система кровообігу дуже складна і моделювати її в цілому неможливо, а тому моделюють окремі судини або невелику їх сукупність, досліджуючи рух крові. Рух крові та тиск мають коливний характер внаслідок періодичної роботи серця.

Змінюється також і середня лінійна швидкість течії крові в системі кровообігу людини при переході від одного її відділу до іншого. Відповідні дані наведені в п'ятому стовпці табл. 1.3.

Як видно з табл. 1.3, при русі крові у великому колі кровообігу її середня лінійна швидкість спочатку зменшується, досягаючи мінімального значення в капілярах, а потім зростає. Ці зміни значень середньої швидкості пояснюються, виходячи з формули нерозривності струменя, з якої випливає, що швидкість руху крові зменшується при збільшенні сумарної площі перерізу судин системи кровообігу й, навпаки, збільшується при зменшенні сумарної

площі перерізу. Підкреслимо, що мова йде не про площу перерізу однієї судини, а саме про сумарну площу перерізу судин у розглянутому відділі системи кровообігу.

Таблиця 1.3

Судина	Площа перерізу, см ²	Загальне число	Довжина, м	Середня швидкість плинину, м/с	Середня швидкість зсуву, с ⁻¹	Середнє значення числа Рейнольдса
Аорта	2,0...8,0	1	0,8	0,3...0,6	100	12...58×10 ²
Великі артерії	0,01...0,3	~ 10 ³	0,2...0,4	0,2	400	100...1000
Малі артерії, артеріоли	3×10 ⁻⁴ ...8×10 ⁻³	~ 10 ⁸	2...50×10 ⁻³	2...100×10 ⁻³	> 10 ²	0,01...10
Капіляри	2×10 ⁻⁷ ...8×10 ⁻⁷	≥ 10 ⁹	10 ⁻⁴	5...7×10 ⁻⁴	400	1...3×10 ⁻³
Венули, малі вени	3×10 ⁻⁴ ...0,03	~10 ⁹	2...10×10 ⁻³	1...×10 ⁻³	~ 10 ²	0,01...1
Великі вени	0,2...0,8	~ 10 ³	0,1...0,3	0,1...0,2	100	100...600
Порожністі вени	~ 3	2	0,5	0,1...0,2	50	600...1000

Площа сумарного просвіту всіх капілярів у 500...600 разів більша за площу поперечного перерізу аорти, отже, $v_{\text{кап}} \approx \frac{1}{500} v_{\text{аорт}}$. Саме в капілярній сітці при повільній швидкості руху відбувається обмін речовин між кров'ю та тканинами. На *рис. 1.27* наведена криві, що показують зміни тиску крові та її лінійної швидкості руху в різних ділянках судинного русла.

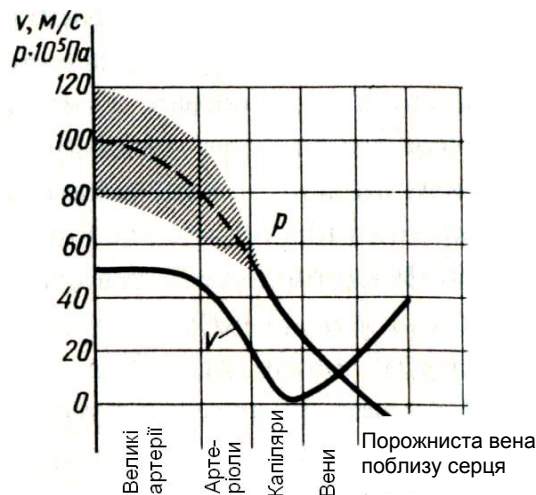


Рис. 1.27. Графік залежності зміни тиску крові від її лінійної швидкості в різних ділянках судинного русла

Що стосується середнього за період серцевого циклу тиску крові, то у великому колі кровообігу він безперервно зменшується при русі крові від виходу з лівого шлуночка серця до входу в його праве передсердя. Ми говоримо про середній за період серцевого циклу тиск, оскільки в артеріях унаслідок періодичності роботи серця тиск пульсує із частотою, звичай трохи більшою 1 Гц. Найбільше падіння тиску спостерігається на ділянці артеріол. Відповідно до формули Пуазейля $P_1 - P_2 = QX$. Оскільки у всіх відділах кровоносної системи величина Q однакова, зрозуміло, що найбільше зниження тиску на ділянці артеріол є наслідком того, що саме ця ділянка кровоносної системи має найбільш великий гідравлічний опір.

Обговоримо питання про те, чому величина гідравлічного опору максимальна саме на ділянці артеріол. Ми пам'ятаємо, що величина X дуже залежить від радіуса судини та зростає при її зменшенні. Отже, гідравлічний опір артерії більший за опір аорти, опір артеріоли більший за опір артерії, а опір капіляра – за опір артеріоли. З іншого боку, при паралельному з'єднанні судин їх загальний гідравлічний опір зменшується. Тому характер зміни гідравлічного опору при переході від одного відділу до іншого можна пояснити так: спочатку опір зростає у зв'язку з тим, що фактор зменшення радіусів судин є вагомим за збільшення їх-

нього числа; далі, навпаки, при переході від артеріол до капілярів фактор збільшення числа судин виявляється вагомим за зменшення радіуса судин.

Робота та потужність серця. Розглянемо коротко питання про роботу та потужність серця. Скорочуючись, серце виконує роботу проти сил тиску в крові, виштовхуючи її в аорту, і надає цій крові кінетичну енергію. **Роботу (А)**, що виконує шлуночок серця по виштовхуванню крові при одному скороченні, можна обчислити за формулою:

$$A = P\Delta V,$$

де P – середній тиск у шлуночку при скороченні, ΔV – зміна об'єму шлуночка при цьому. Зміна об'єму камери серця при одному скороченні називається **ударним об'ємом** (V_y), тобто $\Delta V = V_y$.

Кінетична енергія крові (К), викинутої в аорту при одному скороченні, визначається за формулою:

$$K = \frac{mv^2}{2} = \frac{\rho V_y v^2}{2},$$

де m – маса викинутої крові, ρ – густина крові, v – середня швидкість крові в аорті. Таким чином, **робота лівого шлуночка ($A_{\text{лш}}$)**:

$$A_{\text{лш}} = V_y \left(P + \frac{\rho v^2}{2} \right).$$

Зневажаючи роботою передсердь та вважаючи, як це прийнято, що робота правого шлуночка приблизно становить 20 % від роботи лівого, для **роботи (А) усього серця** одержуємо:

$$A = 1,2 \cdot V_y \left(P + \frac{\rho v^2}{2} \right).$$

Якщо підставити чисельні значення величин, які входять в останню формулу, одержимо, що **робота серця за одне скорочення дорівнює приблизно 1Дж**. Враховуючи, що час одного скорочення приблизно дорівнює 0,3 с, для **потужності серця одержимо приблизне значення 3,3 Вт**.

При розгляді кровообігу важливим є поняття *пульсової хвилі*.

Пульсова хвиля – це хвиля підвищеного тиску, яка поширюється аортою та артеріями. Вона викликана виштовхуванням крові з лівого шлуночка під час систоли та подальшим поширенням зміни об'єму крові вздовж еластичної судини в результаті одночасної зміни в ній тиску та маси рідини. Пульсова хвиля викликає пульсації швидкості плину крові у великих артеріях. Для оцінки **швидкості пульсової хвилі ($v_{\text{п}}$)** запропонована така формула:

$$v_{\text{п}} = \sqrt{\frac{hE}{2\rho R}},$$

де h – товщина стінки судини; R – радіус судини; E – модуль Юнга матеріалу стінки судини.

Таким чином, швидкість поширення пульсової хвилі залежить як від геометричних параметрів судини, так і від пружних властивостей судинної стінки.

Модуль Юнга не є сталою величиною для судин, тому швидкість поширення пульсових хвиль може приймати суттєво різні значення.

Швидкість пульсової хвилі 5...10 м/с. Відзначимо, що **швидкість крові ($\approx 0,5$ м/с)** істотно менша за швидкість пульсової хвилі.

Скорочуючись під час систоли, серце виштовхує кров в аорту та артерії, що відходять від неї. Якби стінки цих судин були твердими, то тиск, який виникає на виході із серця, передавався б до периферії зі швидкістю звуку. Реально, за час вигнання крові із шлуночків

(час систоли $t_c = 0,3c$) пульсова хвиля встигає поширитися на відстань $L = v_n \cdot t_c \approx 2$ м, тобто охопити всі великі судини – аорту та артерії.

З віком швидкість пульсової хвилі зростає унаслідок зменшення еластичності судин.

Методи вимірювання швидкості руху крові у судинах та тиску крові. Сучасні ультразвукові прилади, використовуючи ефект Доплера, дозволяють досить просто та точно визначати швидкість течії крові у судинах. В основі цього ефекту є зміна частоти хвиль, що отримує ультразвуковий приймач, внаслідок руху джерела хвиль. Чим більша його швидкість, тим більше змінюється частота (*доплерівське зрушення*).

Метод дослідження швидкості течії крові в серці та судинах, заснований на відбиванні ультразвукових хвиль, в основі якого лежить ефект Доплера, називається *еходоплерографією*. Сутність цього ефекту полягає в тому, що ультразвукові хвилі, які відбиваються від рухомих об'єктів, змінюють свою частоту і довжину залежно від швидкості руху цих об'єктів. Таким чином, при дослідженні кровотоку звукові хвилі відбиваються від рухомих частинок крові (в основному еритроцитів) і змінюють свою частоту — зміни на кожній ділянці судини виводяться на монітор і дозволяють оцінити досліднику різні параметри кровотоку і стан судин.

Існує також *електромагнітний метод (електромагнітна витратометрія)* виміру швидкості кровотоку, який ґрунтується на явищі відхилення іонів крові, при їхньому русі у створеному магнітному полі.

Виміряти тиск у кровеносній судині можна шляхом введення в неї порожньої голки, з'єднаною гумовою трубкою з манометром. У хірургічній практиці безпосереднє вимірювання тиску в порожнинах серця виконується методом катетеризації, тобто введенням через одну з великих судин тонкого поліетиленового зонда, на кінці якого знаходиться мініатюрний електроманометр.

У клініці застосовується непрямий, безкровний спосіб вимірювання кров'яного тиску (за *Коротковим*). Розглянемо фізичні основи цього методу на прикладі вимірювання тиску крові в плечовій артерії (рис. 1.28).

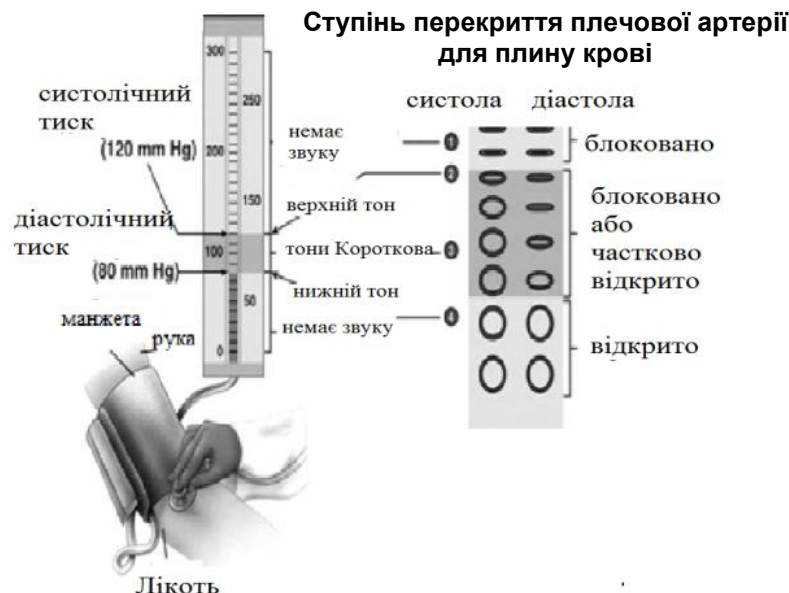


Рис. 1.28. Вимірювання артеріального тиску крові за Коротковим

На плече пацієнта накладають порожню гумову манжету (див. рис. 1.28). У міру накачування повітря в манжету м'які тканини руки стискаються, здавлюється плечова артерія і припиняється плин крові. Випускаючи повітря, зменшують тиск у манжеті та в м'яких тканинах, з якими вона стикається. Коли цей тиск зменшиться до систолічного, кров зможе пробитися через здавлену артерію. При цьому течія крові в артерії є турбулентною. Починають прослуховуватися виразні тони, які називаються початковими. Вони обумовлені вібрацією стінок артерії внаслідок того, що в момент систоли серця (при максимальному тиску) порції крові

прориваються через стиснену манжетою ділянку судини. З'являється пульс на променевій артерії.

Показання манометра (рис. 1.29) з першою появою пульсу відповідає максимальному, або *систоличному*, тиску (у нормі він приблизно дорівнює **16 кПа**, або **120 мм рт. ст.**).



Рис. 1.29. Приклад сучасного манометра

При подальшому зниженні тиску в манжеті тони доповнюються шумами. Ці шуми обумовлені турбулентним плином крові через здавлену манжетою ділянку артерії. Потім шуми стихають та у фонендоскопі знову прослуховуються тільки тони, які називаються послідовними. Ці тони швидко слабшають, і звукові явища припиняються. Це відбувається при повному відновленні просвіту артерії та установленні нормального ламінарного плину крові. Показання манометра в момент різкого ослаблення послідовних тонів відповідає мінімальному, або *діастолічному*, тиску (у нормі він дорівнює **11 кПа**, або **80 мм рт. ст.**).

Тема 3. Механічні коливання та хвилі. Біоакустика

Основні види та характеристики механічних коливань. Резонанс

Коливаннями (коливальним процесом) називають процес, який точно або приблизно повторюється через однакові проміжки часу, які називаються періодом коливань. Залежно від фізичної сутності процесу розрізняють коливання механічні (наприклад, коливання пружинного маятника), електричні (змінний електричний струм), звукові (коливання густини середовища, у якому поширюється звук) та ін. Незалежно від виду всім коливальним явищам властиві деякі загальні закономірності та загальні характеристики.

Коливання поділяються також на такі:

- вільні незагасаючі;
- вільні загасаючі;
- вимушені;
- автоколивання.

1. Вільні незагасаючі коливання відбуваються в коливальній системі під дією тільки внутрішніх сил та починаються після того, як система виведена з положення рівноваги (рис. 1.30).

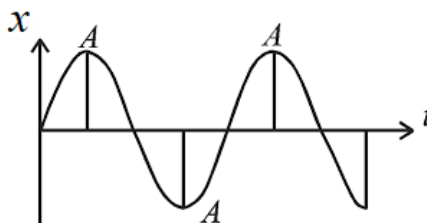


Рис. 1.30. Графік вільних незагасаючих коливань

Якщо внутрішня сила, що викликає коливання, пропорційна зміщенню від положення рівноваги тіла, що здійснює коливання, та спрямована протилежно зміщенню, то **вільні незагасаючі механічні коливання** описуються таким **диференціальним рівнянням**:

$$\ddot{x} + \omega_0^2 x = 0, \quad (1.5)$$

де x – зміщення тіла, яке здійснює коливання, від положення рівноваги; \ddot{x} – друга похідна величини x по часу (t); величина ω_0^2 – позитивна стала, яка є квадратом власної циклічної частоти коливань.

Циклічна (кругова) частота коливань (ω_0) – це кількість коливань системи за 2π секунд.

$$\omega_0 = 2\pi\nu = \frac{2\pi}{T},$$

де ν – частота коливань (кількість коливань за одиницю часу), вимірювана в герцах (**Гц**), а T – період коливань, тобто час, за який відбувається одне повне коливання.

Загальний розв'язок диференціального рівняння вільних незагасаючих механічних коливань має вигляд:

$$x = x_0 \sin(\omega_0 t + \varphi_0),$$

де величини x_0 та φ_0 – це вищезазначені довільні константи, причому величина x_0 – це амплітуда коливань; $\omega_0 t + \varphi_0$ – фаза коливань; φ_0 – початкова фаза коливань (тобто значення фази коливань при $t = 0$).

Амплітуда (A) – це максимальне зміщення тіла, що коливається, від положення рівноваги.

2. Вільні загасаючі коливання відбуваються в тому випадку, якщо на тіло, яке здійснює коливання, поряд із внутрішніми силами діє й зовнішня гальмівна сила (сила тертя або сила опору середовища руху тіла). Графік вільних загасаючих коливань представлено на *рис. 1.31*.

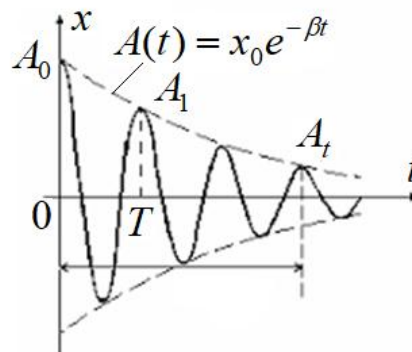


Рис. 1.31. Графік вільних загасаючих коливань

Загальний розв'язок диференціального рівняння вільних загасаючих коливання має вигляд:

$$\ddot{x} + 2\beta\dot{x} + \omega_0^2 x = 0, \quad (1.6)$$

де β – деяка стала, яка називається **коефіцієнтом загасання**.

Якщо коефіцієнт загасання β більший за власну циклічну частоту ω_0 , то різниця $\omega_0^2 - \beta^2$ є негативною величиною, а рух не є періодичним.

Якщо коефіцієнт загасання β менший за власну циклічну частоту ω_0 , то різниця $\omega_0^2 - \beta^2$ є позитивною величиною. У цьому випадку (випадку малого тертя) загальний розв'язок рівняння (1.6) має вигляд:

$$x(t) = x_0 e^{-\beta t} \sin(\omega t + \varphi_0), \quad (1.7)$$

де $\omega = \sqrt{\omega_0^2 - \beta^2}$ – циклічна частота коливань; ω_0 – частота власних коливань (тобто циклічна частота вільних коливань системи за відсутності сили опору). У випадку загасаючих коливань x_0 – це початкова амплітуда коливань.

При вільних загасаючих коливаннях **амплітуда коливань** (A) зменшується за експоненціальним законом:

$$A(t) = x_0 e^{-\beta t}.$$

Швидкість убування амплітуди часто характеризують **логарифмічним декрементом загасання** λ :

$$\lambda = \ln \frac{A(t)}{A(t+T)} = \ln \frac{x_0 e^{-\beta t}}{x_0 e^{-\beta(t+T)}} = \ln e^{\beta T} = \beta T,$$

де $T = \frac{2\pi}{\omega} = \frac{2\pi}{\sqrt{\omega_0^2 - \beta^2}}$ – період вільних загасаючих коливань.

3. Вимушені коливання відбуваються в коливальній системі під дією зовнішньої сили, яка періодично змінюється.

Зовнішня періодична сила, що викликає вимушені коливання, називається **змушуючою силою**.

Якщо змушуюча сила змінюється з часом за гармонічним законом, то **диференціальне рівняння вимушених коливань** має вигляд:

$$\ddot{x} + 2\beta\dot{x} + \omega_0^2 x = \frac{f_0}{m} \sin(\omega_3 t),$$

де f_0 – амплітуда змушуючої сили; m – маса тіла, яке здійснює коливання; ω_3 – циклічна частота змушуючої сили.

Резонанс – різке зростання амплітуди вимушених коливань при наближенні частоти змушуючої сили ω_3 до власної частоти коливань системи $\omega_{рез}$.

$$\omega_{рез} = \sqrt{\omega_0^2 - 2\beta^2}.$$

Явище резонансу може мати найрізноманітніші прояви: при коливанні у пружних середовищах, в електричних коливаннях, у звукових та світлових явищах та ін. В одних випадках явище резонансу є корисним (наприклад, настроювання апарата УВЧ-терапії на резонанс), в інших – шкідливим (руйнування конструкцій).

Вібрація – вид вимушених коливань. Дослідження показали, що вібрація є комплексним подразником, який викликає порушення функціонального, а за певних умов і органічного характеру практично у всіх системах організму людини від центральної нервової та гуморальної до опорно-рухового апарату. Вібрація впливає на рефлекторну діяльність, зокрема, внаслідок зниження швидкості поширення збудження по волокнах периферичних нервів. Вібрація може призводити до порушень механізмів регуляції кровотечі та судинного тону. Істотну роль у розвитку небажаних ефектів дії вібрацій відіграють резонансні явища. Так, при вібрації опори із частотою, яка лежить у діапазоні **4...10 Гц**, характерні дискомфортні та болючі відчуття в ділянці грудей та живота; резонансні коливання голови при збуджуючих частотах у діапазоні **8...27 Гц** можуть, зокрема, стати причиною зниження гостроти зору. Вивчення впливу вібрації на людей спричинило виявлення такого виду професійної патології, як **вібраційна хвороба**. При систематичному та тривалому впливі вібрації на людину спостерігаються органічні зміни, зокрема, у кістково-суглобовій системі.

Автоколивальна система (автоколивання) – це коливальна система, яка сама регулює надходження енергії до коливного тіла, для підтримки незагасаючих гармонічних коливань.

На відміну від вимушених коливань, частота й амплітуда автоколивань визначаються властивостями самої системи.

Найвідомішим прикладом автоколивальних систем є годинник. Багато біологічних систем (наприклад, серце, легені) також є автоколивальними системами.

Автоколивання при великих втратах енергії в системі не є гармонічними і називаються *релаксаційними коливаннями*.

Хвилі – це коливання, які поширюються в просторі із часом.

Механічні хвилі – поширення механічних коливань у пружних середовищах.

Поздовжні хвилі – це хвилі, у яких напрямок коливальних рухів частинок у середовищі при поширенні механічних хвиль збігається з напрямком поширення хвилі.

Поперечні хвилі – це хвилі, у яких напрямок коливальних рухів частинок у середовищі при поширенні механічних хвиль перпендикулярний напрямку поширення хвилі.

Для характеристики хвиль поряд з розглянутими раніше характеристиками коливань, використовуються такі величини, як швидкість поширення хвилі (v) та довжина хвилі (λ).

Швидкості хвилі (v) – швидкість переносу хвилею енергії.

Довжина хвилі (λ) – це мінімальна відстань між двома точками хвилі, фази коливань у яких відрізняються на 2π . Іноді кажуть, що довжина хвилі – це відстань, на яку хвиля поширюється за час, що дорівнює періоду коливань хвилі.

Нагадаємо також відомі співвідношення між величинами, що є характеристиками хвиль:

$$v = \lambda \nu = \frac{\lambda}{T}.$$

Ефект Доплера: частота акустичних хвиль, що сприймаються приймачем, залежить від взаємних швидкостей джерела звуку та його приймача.

Ефект Доплера досить широко використовується на практиці, у тому числі й у медицині. При русі джерела та приймача акустичних хвиль вздовж одної прямої зі швидкостями, значно меншими за швидкість звуку, частота хвиль, що сприймаються, обчислюється за формулою:

$$\nu = \frac{\nu_0(\nu_3 \pm \nu_{\text{п}})}{(\nu_3 \mp \nu_{\text{д}})}, \quad (1.8)$$

де ν – частота хвиль, що сприймаються приймачем; ν_0 – частота хвиль, які випромінюються джерелом; ν_3 – швидкість звуку; $\nu_{\text{п}}$ – швидкість руху приймача; $\nu_{\text{д}}$ – швидкість руху джерела хвиль. Якщо джерело звуку рухається до приймача, то в знаменнику береться знак «-», якщо від приймача – знак «+». Якщо приймач рухається до джерела звуку, то в чисельнику формули (1.8) береться знак «+», якщо від джерела – знак «-».

Хвильовий процес – це значно складніший процес, ніж просте коливання. Якщо хвиля поширюється в тривимірному просторі, то, у загальному випадку, у різних напрямках поширення коливань відбувається по-різному. Первісна деформація може мати різні форми, на які середовище реагує по-різному (відрізняються повертаючі сили та загасання).

У фізиці найважливішими видами хвиль є *механічні* та *електромагнітні*. Поширювані хвилі переносять енергію. Фізичною величиною, яка характеризує цей перенос, є *потік енергії*.

Потік енергії (Φ) через деяку поверхню дорівнює енергії, перенесеною хвилею через цю поверхню за одиницю часу, тобто

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

де dW – енергія, що переноситься хвилею через вищезгадану поверхню за проміжок часу dt .

Одиницею вимірювання потоку енергії є ват (**Вт**).

Якщо поверхня площею S перпендикулярна напрямку вектора швидкості поширення хвилі \vec{v} , то потік енергії, що переноситься хвилею через цю поверхню, дорівнює:

$$\Phi = wSv,$$

де w – величина, яка називається **щільністю енергії** та вимірюється в $\text{Дж}/\text{м}^3$.

Величина потоку енергії через поверхню залежить від площі цієї поверхні. Тому для опису переносу енергії хвилею використовується така величина, як **інтенсивність** (I) хвилі, яка є **щільністю потоку енергії**:

$$I = \frac{d\Phi}{dS} = wv.$$

Інтенсивність вимірюється у $\text{Вт}/\text{м}^2$.

Враховуючи, що швидкість хвилі – це векторна величина, інтенсивність також можна розглядати як вектор, спрямований у тому самому напрямку, що й вектор швидкості поширення хвилі. Такий вектор називається вектором Умова: $\vec{I} = w\vec{v}$.

Далі будемо розглядати **акустичні** хвилі.

Акустика (від грец. «*акустикос*» – слуховий) – це галузь фізики, що досліджує акустичні (механічні) хвилі, які поширюються в пружних середовищах з частотами від 0 до 10^{13} Гц, методи отримання та реєстрації цих хвиль, їх поширення та взаємодію з речовиною та біологічними об'єктами, а також їх практичне застосування.

Акустичні хвилі, які викликають у людини слухові відчуття, називаються **звуковими** та знаходяться у **частотному діапазоні від 16 Гц до 20 000 Гц**. Звукові коливання з частотами **більше 20 кГц – ультразвук, менше 16 Гц – інфразвук**.

Акустичні (звукові) хвилі – це механічні хвилі, які розповсюджуються за рахунок чергування ділянок розрідження та стиску середовища, у якому поширюються ці хвилі, причому величини, які характеризують ступінь стиску або розрідження середовища (звуковий або додатковий тиск, додаткова густина) мають періодичну залежність від часу та координати. Акустичні хвилі можуть існувати і розповсюджуватися в твердих тілах, рідинах і газах.

Біологічні тканини подібні до рідких пружних середовищ (м'які тканини), чи твердих або містять у своєму складі газові утворення. Тому акустичні коливання можуть поширюватися у всіх видах біологічних тканин.

Основними фізичними характеристиками звуку є його інтенсивність ($I, \text{Вт}/\text{м}^2$), частота ($\nu, \text{Гц}$), період ($T, \text{с}$), довжина хвилі ($\lambda, \text{м}$), швидкість ($c, \text{м}/\text{с}$), звуковий тиск ($P_a, \text{Па}$), амплітуда ($A, \text{м}$) та акустичний спектр ($I = f(\lambda)$).

Швидкість поширення звукових хвиль залежить від властивостей середовища. У повітрі швидкість звуку за нормальних умов становить 332 м/с. Під час зростання температури повітря швидкість звуку збільшується приблизно на 0,6 м/с на кожен градус. У твердих тілах швидкість звуку приймає значення в інтервалі від 2 до 5 км/с, а в рідинах від 0,7 до 2 км/с. У воді швидкість звуку приблизно дорівнює 1,34 км/с. В *табл. 1.4* представлені основні акустичні параметри різних речовин.

Таблиця 1.4

Речовина	Густина ρ , $\text{кг}/\text{м}^3$	Швидкість звуку c , $\text{м}/\text{с}$	Питомий хвильовий опір ρc , $\text{кг}/\text{м}^2 \times \text{с}$
Повітря	1,29	$0,331 \times 10^3$	427
Вода	1×10^3	$1,497 \times 10^3$	$1,497 \times 10^6$
Кров	$1,05 \times 10^3$	$1,56 \times 10^3$	$1,638 \times 10^6$
М'язи	$1,058 \times 10^3$	$1,568 \times 10^3$	$1,659 \times 10^6$
Жирова тканина	$0,928 \times 10^3$	$1,47 \times 10^3$	$1,364 \times 10^6$
Кістки черепа	$1,85 \times 10^3$	$3,36 \times 10^3$	$6,216 \times 10^6$

Всі звуки поділяються на тони (музичні звуки), шуми і звукові удари. Тони зумовлені коливанням джерела з постійною амплітудою і частотою, або такими, що закономірно змі-

нюються з часом. Розрізняють прості та складні тони. Простий тон – це звукова хвиля однієї визначеної частоти (довжини хвилі). Прикладом простого тону є звук, який створюється камертоном. Складний тон – це сукупність декількох простих тонів, тобто декількох хвиль з різними частотами.

Акустичний (гармонічний) спектр звуку характеризує розподіл у ньому інтенсивностей за частотами.

Гармонічний спектр простого тону, який, як правило, зображують у вигляді графіка залежності інтенсивності від частоти, це одна вертикальна лінія (рис. 1.32, а), а складного тону – сукупність декількох вертикальних ліній (рис. 1.32, б). Таким чином, спектр тонів є лінійчастим.

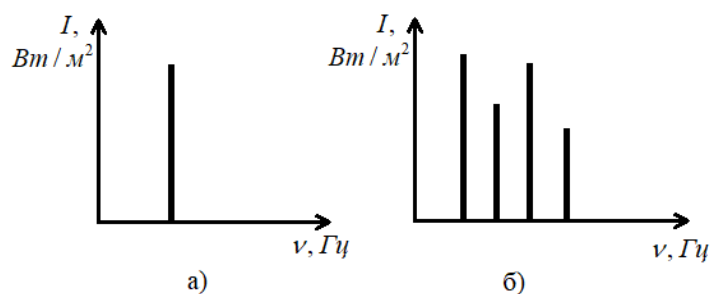


Рис. 1.32. Гармонічний спектр простого тону (а) та складного тону (б)

Важливим окремим випадком складних тонів є музичні тони. Гармонічний спектр музичного тону (наприклад, окрема нота, зіграна на музичному інструменті) містить прості тони, частоти яких задовольняють формулі:

$$\nu_k = k \cdot \nu_1,$$

де ν_k – частоти простих тонів, які складають музичний тон; k – цілі позитивні числа ($k = 1; 2; 3; 4; \dots$) більше одиниці; ν_1 – найменша частота простого тону в музичному тоні. Тон з частотою ν_1 називається основним тоном, і його інтенсивність більше інтенсивності будь-якого іншого простого тону, що становить даний музичний тон. Інші прості тони в цьому музичному тоні називаються *обертонами*.

Шум – складний аперіодичний звук, частота та амплітуда якого змінюється з часом. Шум не є сукупністю простих тонів та має неперервний спектр, у якому наявні всі частоти, що належать деякому діапазону частот. Тому не можна говорити про інтенсивність, яка припадає на ту або іншу частоту в спектрі шуму, а можна говорити про інтенсивність, яка припадає на який-небудь інтервал частот. У зв'язку з цим доцільно буде використання величини $\frac{dI}{d\nu}$, яка називається спектральною щільністю, а під спектром шуму розуміти залежність його спектральної щільності від частоти. При цьому треба пам'ятати, що для шуму зазвичай характерна й безперервна зміна величини спектральної щільності з часом на різних частотах.

Шуми мають сильний вплив на людину. Шум може спричинити зниження чутливості органа слуху аж до повної втрати слуху людиною. Шум викликає підвищену стомлюваність, зниження працездатності, може викликати нервові захворювання. Шкідливість шуму визначається його інтенсивністю та спектральним складом. За спектральним складом шуми поділяють на низькочастотні (менше 300 Гц), середньочастотні (300–800 Гц) та високочастотні (понад 800 Гц), причому при однаковій інтенсивності шкідливість шуму збільшується зі збільшенням його частоти.

Звуковий удар – це короткочасний звук, який має неперервний спектр (наприклад, вибух).

Характеристики слухового відчуття

Слухове відчуття в людини визначається як фізичними характеристиками звуку, що сприймається, так й особливостями конструкції апарату слуху людини. Тому для опису слу-

хового відчуття недостатньо фізичних (об'єктивних) характеристик звуку та необхідно використовувати його фізіологічні (суб'єктивні) характеристики.

Тони, які сприймає вухо людини, відрізняються за **висотою, тембром та гучністю**, які є **суб'єктивними** характеристиками звуку.

Висота тону – якість звуку, яка визначається частотою його коливань; чим більша частота, тим вищий тон. Висота тону залежить від ступеня напруги голосових зв'язок, їх форми, довжини коливної частини.

Гучність (рівень гучності) звуку залежить, насамперед, від його інтенсивності. Але внаслідок того, що здатність слухового апарату сприймати звук залежить від його частоти, рівень гучності також залежить від частоти. Тони з різною частотою викликають якісно різні звукові відчуття.

При фіксованій частоті звуку слухові відчуття підкоряються закону **Вебера–Фехнера: при збільшенні подразнення в геометричній прогресії відчуття зростає в арифметичній прогресії**. Внаслідок цього при фіксованій частоті звуку рівень гучності (E) лінійно залежить від рівня інтенсивності. Залежність рівня гучності від інтенсивності може бути представлена у вигляді формули:

$$E = k(\nu) \cdot \lg \frac{I}{I_0(\nu)},$$

де $I_0(\nu)$ – це мінімальна інтенсивність звуку при певній частоті, яка сприймається людським вухом (*поріг чутності*), причому ця величина залежить від частоти звуку. Для отологічного нормального слуху поріг чутності $I_0 = 10^{-12} \text{ Вт/м}^2$, якщо частота – 1 000 Гц, а відповідний звуковий тиск $P_0 = 2 \cdot 10^{-5} \text{ Па}$. Інтенсивність звуку (звуковий тиск), за якої виникає у вусі людини відчуття болю, називають порогом больового відчуття: $I_{\sigma} = 10 \text{ Вт/м}^2$; $P_{\sigma} = 63 \text{ Па}$.

Коефіцієнт $k(\nu)$ залежить від частоти, інтенсивності і від вибраних одиниць виміру рівня гучності. Якщо частота звуку дорівнює 1000 Гц (стандартна частота звукових вимірювань), а рівень гучності вимірюється у **фонах (фон)**, то $k(\nu) = 10$. Таким чином, при частоті **1 000 Гц** збігаються поняття рівня гучності і рівня інтенсивності, поняття фону і децибела.

Діапазон інтенсивності звукових коливань, які здатна реєструвати людина, змінюється від мінімального значення, що відповідає порогу слухової чутливості людини, до максимального, який відповідає порогу болісних відчуттів. Тоді відношення порогу больового відчуття до порогу чутності при частоті 1 кГц буде:

$$\frac{I_{\sigma}}{I_0} = \frac{10}{10^{-12}} = 10^{13}.$$

Це співвідношення визначає область чутності. Вона має широкі межі. Тому для зручності використовують логарифмічну шкалу звукових вимірювань. За нульовий рівень гучності прийнято рівень, що відповідає порогові чутності. Інтенсивність кожного наступного рівня більша від попереднього у 10 разів.

Рівнем інтенсивності звуку називають логарифм відношення модуля інтенсивності до порогу чутності:

$$L_I = \lg \frac{I}{I_0},$$

де I – інтенсивність звукової хвилі, яка оцінюється; I_0 – мінімальна інтенсивність.

Аналогічно рівень звукового тиску буде:

$$L_p = 21 \lg \frac{P}{P_0}.$$

Рівень інтенсивності виражають у **белах (Б)**. 1 Бел – одиниця рівня інтенсивності, яка відповідає зміні інтенсивності у 10 разів. На практиці використовують у 10 разів меншу одиницю, яка називається децибелом (1 дБ = 0,1 Б). Тоді:

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

Для вимірювання гучності може використовуватися така одиниця, як **сон**. Сон – одиниця шкали гучності звуку, яка виражає безпосередню суб'єктивну оцінку порівняльної гучності простого тону. Один сон відповідає рівню гучності 40 фон при частоті звуку 1 000 Гц. При кожному збільшенні рівня гучності на 10 фон число одиниць сонів приблизно подвоюється.

При частотах, відмінних від 1 000 Гц, для визначення рівня гучності за рівнем інтенсивності або навпаки використовують отримані експериментально графіки, що зв'язують ці величини при різних частотах. Криві, що утворюють ці графіки, називають **кривими рівної гучності** (рис. 1.33).

Крива, яка відповідає мінімальній інтенсивності звуку, який сприймається людським вухом, тобто нижня крива на графіку кривих рівної гучності, – це крива порога чутності. При дуже великих інтенсивностях звук починає викликати болючі відчуття. Залежність максимальної інтенсивності звуку, при якій ще не з'являються болючі відчуття, від частоти називається кривою **порогу больових відчуттів**, або **порогом дотику** (верхня крива на графіку кривих рівної гучності).

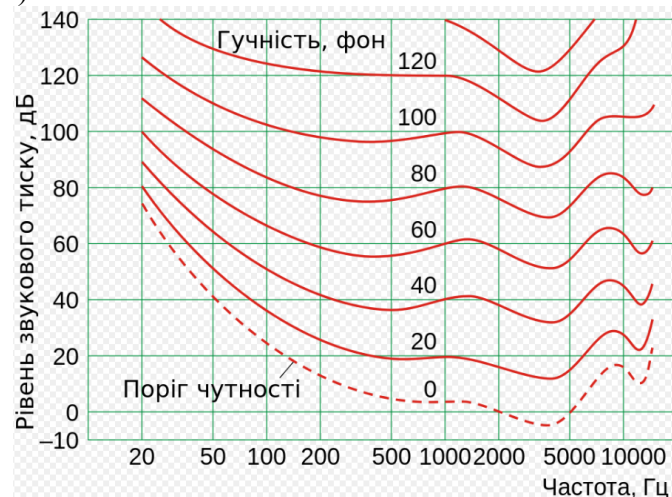


Рис. 1.33. Криві рівної гучності

Із кривих рівної гучності видно, що людський слуховий апарат є найчутливішим до звуків із частотами **2,5–4 кГц**, а для звуків, які наближаються за частотою до країв діапазону, що сприймається людиною (16 Гц та 20 кГц), чутливість слуху значно нижча.

Наведемо приклади використання таблиці кривих рівної гучності.

Нехай $\nu = 100$ Гц, а $L = 60$ дБ. Визначимо рівень гучності звуку. Знаходимо криву рівної гучності, яка проходить через точку перетину горизонтальної лінії, що відповідає $L = 60$ дБ, та вертикальної лінії, що відповідає $\nu = 100$ Гц. Рухаючись цією кривою до вертикальної прямої, що відповідає частоті 1000 Гц (на ній зображена шкала гучностей), знаходимо, що $E = 30$ фон.

Нехай $\nu = 200$ Гц, а $E = 70$ фон. Визначимо рівень інтенсивності звуку. Знаходимо криву рівної гучності, що перетинає шкалу E на позначці 70 фон. Для цієї кривої знаходимо точку її перетину з вертикальною лінією, що відповідає $\nu = 200$ Гц. Бачимо, що ця точка відповідає значенню рівня інтенсивності, $L = 80$ дБ.

Тембр звуку визначається його частотним складом, тобто залежить від кількості обертонів та їх інтенсивності. Тембр – це забарвлення звуку, яке створюється в порожнинах гортані, носа, грудей та в дихальному горлі. Кожна з цих порожнин діє як резонатор, підсилюючи характерні для кожної людини частоти, створюючи індивідуальний тембр.

Біофізика слуху

Приймачем звуку людини є вухо. Механічна енергія звукової хвилі збуджує слухові рецептори і збудження через слуховий нерв доходить до кори головного мозку, де формуються звукові відчуття. Орган слуху людини складається з трьох частин: зовнішнього, середнього та внутрішнього вуха. Схема будови слухового апарату людини показана на *рис. 1.34*.

Зовнішнє вухо складається з вушної раковини (мушля) та зовнішнього слухового проходу (*рис. 1.34*). Вушна раковина людини має складну форму. Цим визначається складність процесу дифракції на ній звукових хвиль, які потрапляють потім у зовнішній слуховий прохід, що дозволяє людині виявляти напрямок на положення джерела звуку у вертикальній площині. Наявність у людини двох вух дозволяє їй завдяки бінауральному ефекту з точністю до 3° оцінювати напрямок на положення джерела звуку в горизонтальній площині.

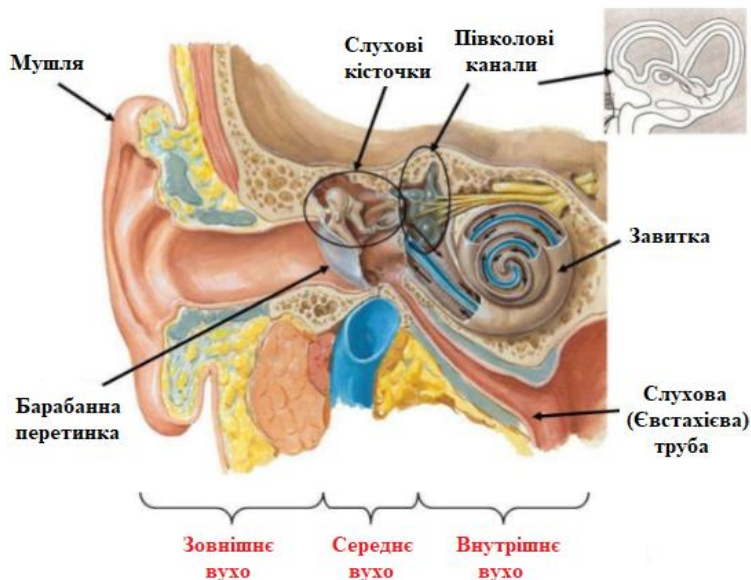


Рис. 1.34. Схема будови слухового апарату людини

До складу середнього вуха входять барабанна перетинка та слухові кісточки (*рис. 1.35*).

Барабанна перетинка має неправильну форму та різний натяг у різних частинах, у зв'язку з чим вона не має власного періоду коливань, чим виключається можливість акустичного резонансу та забезпечується достатня гладкість кривих рівної гучності. Слухові кісточки (молоточок, ковадло та стремінце) служать для передачі коливань від барабанної перетинки, до якої кріпиться молоточок, до мембрани овального вікна завитки, який є початковою частиною внутрішнього вуха. До мембрани овального вікна кріпиться стремінце.



Рис. 1.35. Будова середнього вуха

Система «барабанна перетинка – слухові кісточки – мембрана овального вікна» відіграє роль підсилювача сигналу. Збільшення амплітуди додаткового тиску досягається завдяки двом ефектам: збільшення амплітуди сили тиску за рахунок системи важелів, утворених кісточками, та зменшення площі, на яку діє ця сила (площа барабанної перетинки більш ніж в 20 разів перевищує площу овального вікна). Загальне посилення сигналу, що забезпечує середнє вухо, становить близько 28 дБ. При занадто високій інтенсивності на рівні болючого відчуття цей механізм частково блокується внаслідок рефлекторного зменшення рухливості системи слухових кісточок.

Перетворення акустичного сигналу на електричний відбувається в завитку, що є частиною внутрішнього вуха. Завиток є кістковим утворенням, яке має форму конусоподібної спіралі. Порожнина завитка розділена двома мембранами (вестибулярною та основною, або базилярною) на три ходи, або канали: вестибулярний, завитковий та барабанний (рис. 1.36).

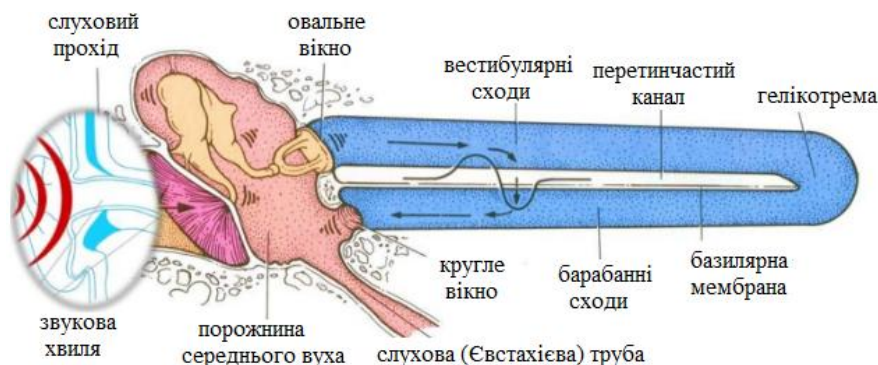


Рис. 1.36. Будова внутрішнього вуха

Вестибулярний та барабанний канали з'єднуються між собою у ділянці купола завитка невеликим отвором (гелікотремою) та заповнені перелімфою. Завитковий хід, розташований між вестибулярною та основною мембранами, заповнений ендолімфою. У завитковому ході на основній мембрані розташовані рецепторні волоскові клітини. Ці клітини разом з покривною пластинкою утворюють кортієв орган.

При поширенні звукової хвилі вздовж каналів завитка основна мембрана втягується в коливальний процес. При цьому волоски рецепторних клітин торкаються покривної пластинки, та при деформації волосків відбувається подразнення клітин. Електричні імпульси, що генеруються при цьому, передаються потім по слуховому нерву в мозок. Залежно від частоти хвилі в коливальний процес втягуються різні ділянки основної мембрани, що спричиняє подразнення різних ділянок кортієва органа (різних груп рецепторних клітин). Це дозволяє мозку розпізнавати частоту прийнятого акустичного сигналу (суб'єктивно – висоту звуку). Зміна інтенсивності звукової хвилі призводить до зміни амплітуди коливань основної мембрани, тобто ступеня подразнення рецепторних клітин. Це дозволяє мозку розпізнавати інтенсивність звуку (суб'єктивно – його гучність).

Звукові методи діагностики

Серед звукових методів дослідження, які застосовуються у медицині, розглянемо *аудіометрію, аускультацию, перкусію, фонокардіографію та ультразвукову діагностику*.

Аудіометрія – в медицині (оториноларингологія) один із методів дослідження гостроти слуху, тобто визначення найменшої сили звуку, при якій він сприймається пацієнтом. В основу методу покладено реєстрацію реакції організму, яка викликана звуковою стимуляцією. При проведенні даного методу дослідження визначається індивідуальна крива порогу чутності пацієнта. Порівняння аудіограми (графічне зображення слухової функції, яке дозволяє оцінити ступінь порушень у слуховому аналізаторі) пацієнта з нормальною аудіограмою допомагає проводити діагностику захворювань органа слуху. Аудіометрію проводять за допомогою аудіометра, який є звуковим генератором з телефонами, що дозволяє незалежно регулювати частоту та інтенсивність вихідного сигналу. На рис. 1.37 наведений приклад сучасного аудіографа.



Рис. 1.37. Сучасний аудіограф

Аускультация – прослуховування і аналіз тонів та шумів, що виникають під час функціонування внутрішніх органів людини (серця, легенів та ін.). Для прослуховування звуків використовують *стетоскоп* та *фонендоскоп*. Стетоскоп, який у нас час використовується рідко, є трубкою із пласким розтрубом (рис. 1.38, а). Значно частіше для аускультатії використовують фонендоскоп (рис. 1.38, б).



Рис. 1.38. Стетоскоп (а) та фонендоскоп (б)

Перкусія пов'язана з простукуванням внутрішніх органів з метою визначення їхнього положення, форми, розмірів і стану. Інформацію про внутрішні органи несуть *перкуторні* звуки, які відбиваються від поверхонь цих органів. Перкуторні звуки одержують шляхом постукування молоточком по спеціальній пластинці, яка називається *плесиметром*, або просто пальцями однієї руки по фалангам пальців іншої руки, накладеної на тіло пацієнта. Гучність відбитих перкуторних звуків залежить від різниці між щільністю тканини досліджуваного органа й щільністю оточуючих його тканин. Найчастіше при простукуванні внутрішніх органів чутний «тупий» звук, який за характером спектра є шумом. При простукуванні порожнин, заповнених повітрям здорових легень, чутні «дзвінкі» (ще говорять – тимпанічні) звуки, у спектрі яких разом з безперервною шумовою складовою присутні й лінійчасті складові окремих тонів. Поява цих тонів пов'язана з резонансним посиленням тих складових спектра перкуторних звуків, довжини хвиль яких відповідають геометричним розмірам порожнин, які простукують.

При діагностиці стану серцевої діяльності застосовується метод **фонокардіографії** (ФКГ). Цей метод полягає в графічній реєстрації тонів та шумів серця з наступною їхньою клінічною інтерпретацією. Фонокардіографія здійснюється за допомогою *фонокардіографа* (рис. 1.39), а криві, які виходять при цьому, називаються *фонокардіограмами*.

Фонокардіограф складається з мікрофона, який перетворює акустичний сигнал на електричний, підсилювача електричних сигналів, системи частотних фільтрів та пристрою реєстрації. Метод дозволяє вивчити складові спектра звуків, що виникають при роботі серця, які мають частоту менш ніж 1000 Гц, тобто відповідають тій ділянці акустичного спектра, у якій людське вухо менш чутливе.

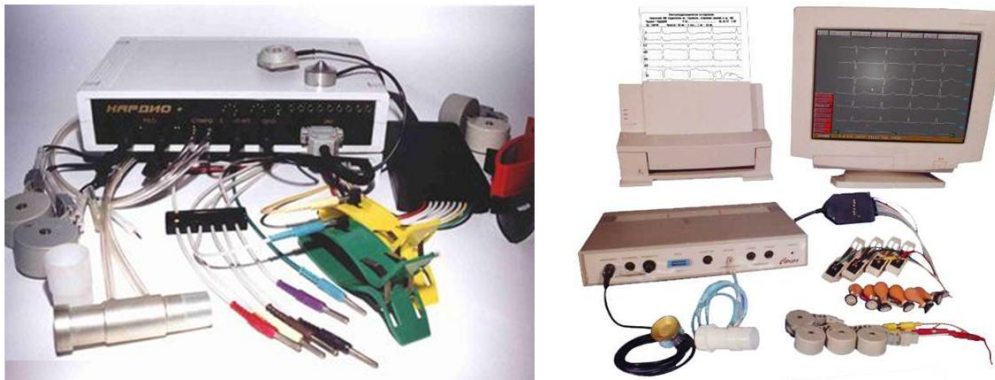


Рис. 1.39. Сучасні фонокардіографи

Інфразвук. Вплив інфразвуку на біологічні об'єкти

Для інфразвуку характерним є слабка поглинання різними середовищами. Поряд з більш вираженою, ніж у звуку, здатністю до дифракції, це призводить до того, що інфразвук поширюється на великі відстані, огинаючи перешкоди та проникаючи в приміщення. Джерелом інфразвуку може бути будь-яке тіло, що коливається з частотою, меншою від 16 Гц. Оскільки частота власних коливань зменшується зі збільшенням розмірів тіла, то зазвичай інфразвуки виникають при коливаннях, а також при швидких переміщеннях тіл, що мають великі поверхні. Вони створюються, наприклад, при різкому відкриванні та закриванні дверей, при ударі по натягнутому полотну і т. п. У природі джерелами інфразвуку є грозові розряди, обвали, вибухи, землетруси.

Всі такі джерела інфразвуку створюють, як правило, несинусоїдальні, або імпульсні, затухаючі коливання.

Дослідження показали, що інфразвук негативно діє на організм людини, спричиняючи втому, головний біль, сонливість, роздратування, відчуття страху. Припускають, що в основі багатьох із зазначених фізіологічних ефектів лежить явище *резонансу*, оскільки частоти власних коливань тіла людини і його окремих частин лежать у межах **3–13 Гц**. Наприклад, α -ритми головного мозку мають частотний інтервал **9–13 Гц**. Медики звернули увагу на небезпечний резонанс черевної порожнини, що відбувається при частотах **4–8 Гц**. Інфразвук у межах частот **2–15 Гц** з інтенсивністю **105 дБ** на 10% призводить до сповільнення зорової рецепції, а з частотою **7 Гц** негативно діє на серце.

Ультразвук та його використання в медицині

Ультразвуковими (УЗ) хвилями, або ультразвуком, називаються акустичні хвилі з частотою **більшою від 20 кГц до 10⁹ Гц**.

Ультразвук одержують, використовуючи такі фізичні явища, як *зворотний п'єзоелектричний ефект (п'єзо ефект) та магнітострикція*. Сутність зворотного п'єзо ефекту полягає в тому, що п'єзоелектрики (речовини, для яких спостерігається п'єзоелектричний ефект, наприклад, кварц) при поміщенні в електричне поле деформуються (розтягуються або стискаються). Тому, якщо кристал п'єзоелектрика помістити у змінне електричне поле ультразвукової частоти, то поверхня кристала почне коливатися із цією частотою, збуджуючи в навколишньому середовищі ультразвукові хвилі. *Магнітострикція* – це зміна розмірів (розтягання або стискання) *феритів* у магнітному полі. Поміщаючи ферити у змінне магнітне поле УЗ-частоти, викликають коливання поверхонь феритів із цією же частотою, тобто генерацію в навколишньому середовищі ультразвукових хвиль.

У медицині ультразвук широко використовується для *діагностики та терапії*.

Ультразвукова діагностика (УЗД) є найбільш нешкідливим методом дослідження внутрішніх органів. Цей метод широко застосовується в різних напрямках медицини понад 40 років і не вимагає серйозної підготовки пацієнта. Методики УЗД базуються на відбиванні ультразвукових хвиль від зовнішніх та внутрішніх поверхонь різних органів людини. Комп'ютерна обробка одержуваних УЗ-сигналів дозволяє одержати на екрані зображення відбиваючих поверхонь. УЗД застосовуються для виявлення пухлин та інших патологічних змін органів, виявлення каменів у сечовивідній системі та жовчному міхурі, вимірювання розмірів тих або

інших органів або їхніх частин (камер серця, ниркової миски). Використання ефекту Доплера при УЗД дозволяє визначати швидкість плинину крові, вивчати роботу рухливих частин органів (наприклад, клапанів серця). Сонограми ультразвукової діагностики представлені на *рис. 1.40*.

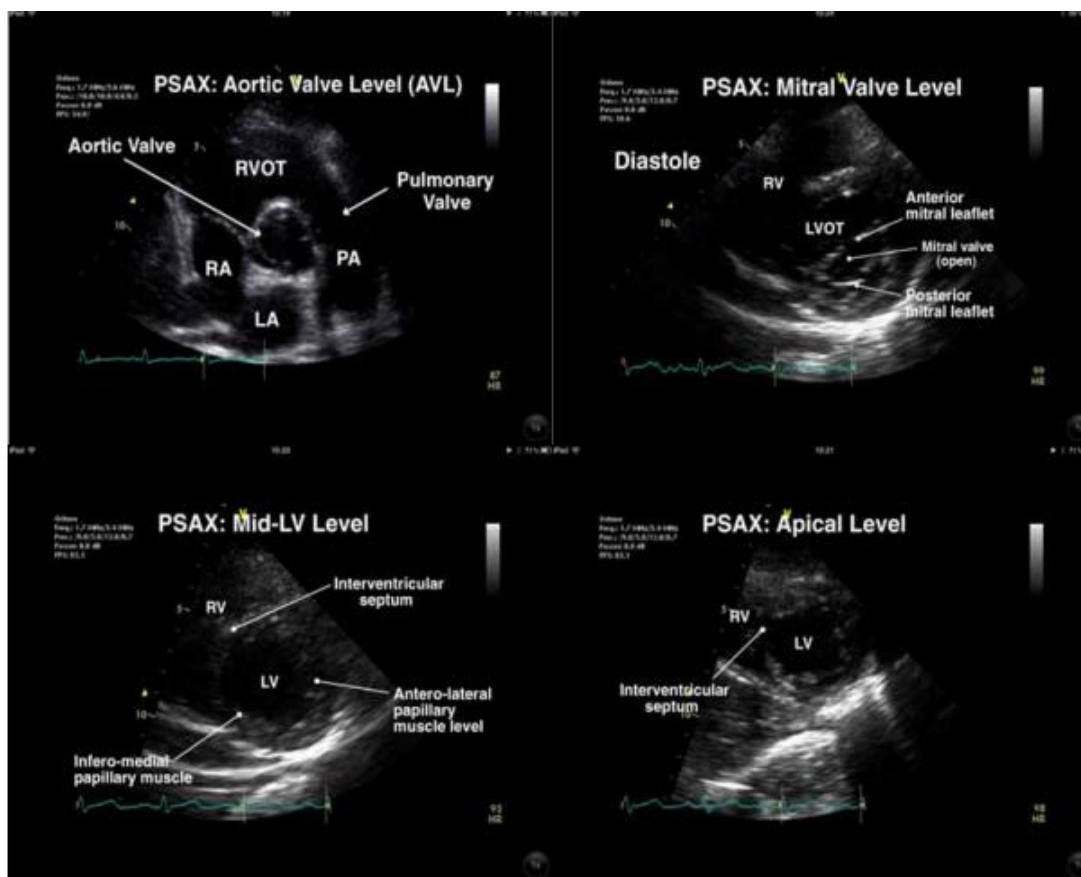


Рис. 1.40. Сонограми серця людини (УЗД)

Приклади сучасних ультразвукових діагностичних апаратів представлені на *рис. 1.41*.



Рис. 1.41. Сучасна ультразвукова діагностична апаратура

Застосування в медичній практиці ультразвукової діагностичної апаратури з інтенсивністю $0,05\text{--}0,1\text{ Вт/см}^2$ вважається нешкідливою для обстежуваного біологічного об'єкта. Ультразвук дозволяє диференціювати м'які тканини, що розрізняються за щільністю всього на $0,1\%$.

Перш ніж розглядати терапевтичне використання ультразвуку, перелічимо **ефекти, які виникають при проходженні УЗ-хвиль через біологічні тканини:**

- мікровібрації на клітинному та субклітинному рівнях;
- руйнування макромолекул;
- перебудова та ушкодження мембран, що призводить до зміни їхньої проникності;
- виділення тепла;

- руйнування клітин;
- утворення хімічно високоактивних іонів та вільних радикалів.

Ультразвукова терапія лежить в основі лікування і профілактики захворювань за допомогою ультразвуку. Ультразвук малої інтенсивності застосовують у стоматології, офтальмології та інших галузях медицини для мікромасажу тканинних структур, що викликає підвищення проникності клітинних мембран та активізацію процесів тканинного обміну.

У терапії переважно використовують ультразвук з інтенсивністю $1 \text{ BT}/\text{см}^2$ та частотою 800 кГц. До перспективних застосувань ультразвукової терапії можна віднести: вплив на біологічно активні точки (ультразвукова акупунктура); ультразвукову аутогемотерапію (вплив на кров людини); гемоліз еритроцитів; руйнівний вплив на мікроорганізми. Під час лікування головну роль відіграють теплова та механічна дія ультразвуку.

Ультразвук також застосовується для руйнування каменів жовчного міхура і сечовивідних шляхів (**ультразвукова літотрипсія**) (рис. 1.42).

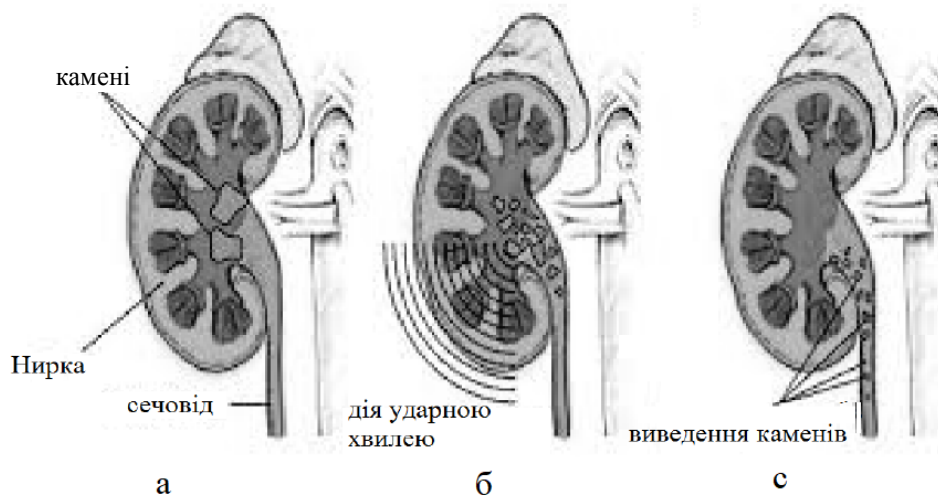


Рис. 1.42. Ультразвукова літотрипсія каменя ниркової миски

Бактерицидна дія ультразвукових хвиль дозволяє застосовувати ультразвукові інструменти для лікування гнійних ран.

Ультразвукова хірургія. Ультразвук великої інтенсивності здатний руйнувати тканини. Спеціальні ультразвукові інструменти застосовуються в хірургії, травматології та ортопедії. Їх використовують для розтину кісток і м'яких тканин. Такі інструменти також застосовуються для проведення відновлювальних і пластичних операцій.

Скальпель, на який подаються ультразвукові коливання, зручний для м'якого і тонкого препарування (рис. 1.43). Він забезпечує мінімальну травматичність операцій. Застосування ультразвукового скальпеля супроводжується меншою кровотечею. Цьому сприяє коагуляція кровоносних судин в місцях їх пошкодження під дією ультразвуку.

Ультразвукова пилка (рис. 1.43) може розпилювати кістки в будь-якому напрямку у важкодоступних місцях, де заважають м'які тканини і близькість кровоносних судин. Наскрізні отвори в кістках роблять ультразвуковими свердлами.

Серед можливого застосування ультразвуку в хірургії слід зазначити руйнування глибоких структур мозку людини (навіть через непошкоджений череп), вплив на пухлини; подразнення нервових структур; вибіркоче блокування больових відчуттів; хірургічні операції на органах зору.

Також слід зазначити, що згубна дія ультразвуку на мікроорганізми використовується для стерилізації різних середовищ.

Ультразвук використовується також у фармацевтичній промисловості для створення емульсій, суспензій, аерозолів, а також для гомогенізації тканин при витяганні з них біологічно активних речовин (ферменти, токсини, вітаміни та ін.).



Рис. 1.43. Ультразвукові прилади, що використовуються в хірургії

Тема 4. Біологічна термодинаміка

Термодинамічна система. Робота. Енергія

Термодинаміка вивчає взаємні перетворення різних видів енергії в макроскопічних системах, що пов'язані з передачею теплоти або (та) зі здійсненням роботи.

Термодинамічна система – сукупність макроскопічних тіл або будь-яке тіло (або частина тіла), що можуть взаємодіяти (обмінюватися енергією та речовиною) між собою та з іншими тілами (зовнішнім середовищем). Прикладами біологічних термодинамічних систем можуть служити клітина, серце, організм і т. д.

Види термодинамічних систем: ізольовані, закриті та відкриті.

Ізольовані системи не обмінюються з навколишнім середовищем ані енергією, ані речовиною. **Закриті** системи обмінюються з навколишнім середовищем енергією, але не обмінюються речовиною. **Відкриті** системи обмінюються з навколишнім середовищем і енергією, і речовиною (рис. 1.44).



Рис. 1.44. Види термодинамічних систем

Внутрішня енергія – це кінетична енергія теплового руху молекул системи та потенціальна енергія взаємодії молекул системи між собою.

Теплообмін, або **теплопередача** – це процес передачі теплоти системі (системою), не пов'язаний зі здійсненням системою роботи.

Способи теплообміну представлені на рис. 1.45.



Рис. 1.45. Зміна внутрішньої енергії при теплообміні

Для кількісної характеристики процесу теплообміну використовується поняття *кількості теплоти*.

Кількість теплоти – це кількість енергії, що передана системі (або віддана системою) при теплообміні. Енергія, передана при теплообміні, йде на зміни внутрішньої енергії системи. Тому говорять, що **кількість теплоти – це фізична величина, яка дорівнює зміні внутрішньої енергії системи при теплообміні**. Кількість теплоти, як і енергія, вимірюється у *джоулях (Дж)*. У термодинаміці часто використовується також позасистемна одиниця вимірювання кількості теплоти – *калорія (кал)*. Варто пам'ятати, що **1 кал = 4,2 Дж**.

Робота, яку здійснює система або яка здійснюється над системою, – є одним із способів передачі енергії. Біологічними системами здійснюються різні типи роботи: механічна, електрична, хімічна і т. д.

Перший закон термодинаміки: кількість теплоти, що передана системі, дорівнює сумі зміни внутрішньої енергії системи та роботи, що виконана системою проти зовнішніх сил.

Математично це відповідає такій формулі:

$$Q = \Delta U + A,$$

де Q – кількість теплоти, ΔU – зміна внутрішньої енергії; A – робота системи проти зовнішніх сил.

Ілюстрація першого закону термодинаміки представлена на *рис. 1.46*.



Рис. 1.46. Перший закон термодинаміки

Як зазначалося раніше, людський організм, який є відкритою системою, існує за рахунок споживання енергії, запасеної в їжі. У процесі складних біохімічних реакцій в організмі харчові речовини (насамперед, вуглеводи та жири), які мають великий запас внутрішньої енергії, перетворюються на речовини, які мають меншу внутрішню енергію (головним чином на воду та вуглекислий газ). Енергія, яка при цьому вивільнюється, витрачається організмом на виконання різних видів робіт та розсіюється у вигляді тепла. Так, вважається, що для нормального функціонування людського організму він повинен за добу споживати 2 300 ккал, з яких приблизно 600 ккал використовується для здійснення роботи, інші 1 700 ккал становлять втрати тепла (теплопровідність, теплове випромінювання, випаровування).

Кількість енергії, яку вивільнює організм при засвоєнні живильних речовин, не залежить від механізмів біохімічних реакцій, які протікають при цьому, що обумовлено *законом Гесса*.

Закон Гесса: тепловий ефект хімічного процесу, який розвивається через декілька проміжних стадій, не залежить від шляху перетворення, а визначається лише кінцевим та початковим станами хімічних систем.

Слушність закону Гесса підтверджується прямими вимірюваннями кількості теплоти, яку віддає організм людини за добу. Ця кількість дорівнює кількості енергії, що отримана організмом з поживних речовин за добу. Саме закон Гесса лежить в основі практичного визначення калорійності харчових продуктів.

В організмі людини енергія їжі витрачається на здійснення таких видів робіт:

– механічна робота – роботи з переміщення тіла або частин тіла проти механічних сил (механічна робота виконується м'язами при їхньому скороченні);

– хімічна робота – роботи, з синтезу високомолекулярних сполук із низькомолекулярних у ході біохімічних реакцій;

– осмотична робота – роботи з переносу різних речовин через мембрани клітин з ділянки меншої концентрації цих речовин до ділянки їхньої більшої концентрації;

– електрична робота – роботи з переносу іонів в електричному полі, що забезпечує низку електрофізіологічних процесів, які розглядатимуться в наступних розділах.

Для визначення енергетичної цінності поживних речовин використовується метод **калориметрії**.

Калориметр – прилад, який дозволяє виміряти кількість теплоти, що виділяється при їх спалюванні (рис. 1.47). За допомогою калориметрії встановлено, що при окисненні одного грама вуглеводів виділяється в середньому 4,1 ккал, білків – 4,1 ккал, жирів – 9,3 ккал енергії.



Рис. 1.47. Калориметр лабораторний С-200

У медицині для визначення витрат енергії організмом у процесі життєдіяльності використовуються методи прямої та непрямой калориметрії.

Суть методу *прямої калориметрії* полягає у визначенні енерговитрат організму шляхом точного урахування тепла, що виділяється, в різних умовах його існування. Дослідження проводиться в спеціальних камерах з подвійними стінками, між якими по системі трубок циркулює вода. Енергія, що виділяється людиною у вигляді тепла, визначається шляхом встановлення обсягу води, що протікає, і ступеня її нагрівання у процесі дослідження.

Експерименти, проведені методом *прямої калориметрії*, показали, що кількість енергії, яка надходить в організм з їжею, дорівнює кількості енергії, що виділяється у вигляді теплоти.

На сьогодні для визначення енерговитрат людини використовують *непряму калориметрію*. Для цього використовують прилади, які називаються *метаболіметрами* (рис. 1.48). Вони дозволяють вимірювати об'єм кисню, який споживає людина протягом дослідження. На підставі цього проводиться розрахунок витрат енергії, необхідної для забезпечення життєдіяльності.

Усі термодинамічні процеси підпорядковуються першому закону термодинаміки. Але не всі процеси, що є можливими з погляду першого закону термодинаміки, можуть спостерігатися на практиці. У термодинаміці процеси поділяють на *зворотні* та *незворотні*.



Рис. 1.48. Метаболіметр та його застосування

Зворотним називається такий процес, при якому система може самостійно (без витрат енергії ззовні) повернутися в початковий стан.

При **незворотних** процесах система може повернутися в початковий стан тільки за рахунок надходження енергії з навколишнього середовища.

Точно кажучи, всі термодинамічні процеси у природі є незворотними.

Спрямованість термодинамічних процесів визначається зміною ентропії системи (рис. 1.49).

Зміну ентропії можна обчислити за формулою:

$$dS = \frac{dQ}{T},$$

де S – ентропія, T – температура. Одиницею вимірювання ентропії є *джоуль на кельвін (Дж/К)*.



Рис. 1.49. Зміна ентропії в результаті перенесення теплоти

Другий закон термодинаміки (принцип неспадання ентропії): при незворотних процесах ентропія системи є величиною неспадною (або зростає, або залишається сталою):

$$dS \geq 0.$$

Інакше другий закон термодинаміки формулюють так: теплота сама по собі не може переходити від тіла з нижчою температурою до тіла з вищою температурою (*формулювання Клаузіуса*) (рис. 1.50).



Рис. 1.50. Передача теплоти згідно з другим законом термодинаміки

У статистичній фізиці показано, що ентропія системи дорівнює нулю, якщо температура цієї системи дорівнює абсолютному нулю. Цей висновок іноді називають третім законом термодинаміки.

Що стосується змісту ентропії, то він впливає з формули:

$$S = k \ln W,$$

де S – ентропія системи в деякому стані; W – термодинамічна ймовірність цього стану системи; k – стала Больцмана.

Неупорядковані стани системи є ймовірнішими, ніж упорядковані. Тому ентропія системи тим більша, чим більша неупорядкованість цієї системи. Іншими словами, **ентропія є мірою неупорядкованості системи**.

Оскільки процеси мають такий перебіг, що системи прагнуть перейти в імовірніший стан, а ймовірніші стани – це стани з більшою ентропією, стає зрозумілим і зміст другого закону термодинаміки. **Принцип неспадання ентропії – це наслідок прагнення системи перейти з менш імовірного стану в більш ймовірний.**

Для кожного стану системи характерні визначені значення внутрішньої енергії та ентропії. Тому внутрішня енергія та ентропія називаються функціями стану. У термодинаміці використовуються ще три функції стану системи, які називаються *термодинамічними потенціалами*: *ентальпія* (H), *вільна енергія Гіббса* (G) та *вільна енергія Гельмгольца* (F). Ці термодинамічні потенціали задаються формулами:

$$\begin{aligned} H &= U + PV, \\ G &= H - TS, \\ F &= U - TS, \end{aligned}$$

де P та V – тиск у системі та об'єм системи відповідно.

Останню формулу можна записати у такому вигляді:

$$U = F + TS.$$

У правій частині цієї формули перший доданок відповідає тій частині внутрішньої енергії, яка при термодинамічних процесах, пов'язаних зі зміною внутрішньої енергії, може бути використана для здійснення роботи. Другий же доданок відповідає переходу частини внутрішньої енергії в тепло, тобто цей доданок пов'язаний з тією частиною внутрішньої енергії, яка не може бути перетворена в роботу. Звідси можна зрозуміти, чому величину F називають вільною енергією, а величину TS іноді називають зв'язаною енергією.

Якщо система складається з молекул різних видів, то зміна термодинамічних потенціалів системи може відбуватися за рахунок зміни кількості молекул якого-небудь виду (наприклад, при хімічних реакціях). Тоді для кожної з речовин, що входять до складу системи, можна ввести поняття хімічного потенціалу (μ_i), де кожне зі значень індексу i відповідає одній з речовин, які складають систему. При цьому хімічний потенціал дорівнює зміні будь-якого термодинамічного потенціалу (H, U, G або F), який припадає на одну частинку i-ї речовини, при незмінній кількості частинок (n_j) інших речовин та сталих значеннях відповідних параметрів (S, V, T, P).

$$\mu_i = \left(\frac{\partial U}{\partial n_i} \right)_{S,V,n_j} = \left(\frac{\partial H}{\partial n_i} \right)_{S,P,n_j} = \left(\frac{\partial G}{\partial n_i} \right)_{T,P,n_j} = \left(\frac{\partial F}{\partial n_i} \right)_{T,V,n_j},$$

де n_i та n_j – кількість частинок i-ї та j-ї речовин відповідно, причому j-а речовина – це будь-яка інша, крім i-ї.

Різниця хімічних потенціалів у різних частинах розчинів може бути причиною такого явища, як *осмос*. Якщо є два розчини, розділені мембраною, яка пропускає молекули розчинника, але не пропускає молекули розчинених речовин, то молекули розчинника намагатимуться перейти через мембрану в той бік, де хімічний потенціал розчинника менший, тобто в ділянку концентрованішого розчину. Тиск, який треба докласти з боку більш концентрованого розчину, щоб запобігти переходу в цю ділянку молекул розчинника, називається *осмотичним тиском*.

Осмос відіграє важливу роль у багатьох біологічних процесах. Так, з осмосом пов'язане всмоктування води коріннями рослин. Поміщення кров'яних тілець у гіпотонічний розчин (розчин, концентрація солей у якому менша, аніж у плазмі крові) призводить до набрякання цих тілець, а при значній гіпотонічності – до розриву мембран та загибелі клітин. От чому винятково важливо, щоб будь-які розчини, які вливають у вену (або вводять взагалі в кровоносну систему), були ізотонічними, тобто відповідали плазмі крові за концентрацією солей. Неприятливим для клітин є й тривале перебування в гіпертонічних розчинах.

Організми, як і більшість біооб'єктів, є відкритими термодинамічними системами, опис яких є більш складним, ніж опис ізольованих та закритих систем. Такі системи досліджуються з використанням методів нерівноважної термодинаміки.

РОЗДІЛ 2 ЕЛЕКТРИЧНІ ЯВИЩА В БІОЛОГІЇ І МЕДИЦИНІ. СУЧАСНА ЕЛЕКТРОННА МЕДИЧНА АПАРАТУРА

Тема 1. Біофізика мембранних процесів

Вивчення електричних властивостей біологічних тканин, електричних явищ, пов'язаних з життєдіяльністю людини, неможливо без вивчення процесів транспорту речовин через клітинні мембрани.

Транспорт речовин крізь мембрани. Структури клітин

Поверхневі (плазматичні) мембрани – це структури завтовшки $l \approx 6\text{--}12$ нм. Їх поверхнева ємність $\approx 0,4\text{--}1,0$ мкФ/см²; напруга в стані спокою ≈ 75 мВ; напруга пробією $\approx 150\text{--}200$ мВ; напруженість електричного поля $\approx 10^6 \times (-10)^7$ В/м; поверхневий натяг $\approx 10^{-5}\text{--}10^{-3}$ Н/м; в'язкість $\approx 10^{-1}\text{--}10^{-2}$ Па \times с; оптичний показник заломлення $\approx 1,6$.

Крім поверхневої мембрани, яка відокремлює вміст клітини від зовнішнього середовища, клітина має й внутрішні мембрани, які покривають такі внутрішньоклітинні структури, як мітохондрії, ендоплазматичний ретикулум, апарат Гольджи, лізосоми та ін.

Плазматична мембрана забезпечує підтримку відносної автономності та постійності хімічного складу клітини й одночасно здійснює та регулює транспорт речовин із зовнішнього середовища в клітину й назад. Плазматична мембрана забезпечує також формування контактів між клітинами.

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

При пасивному транспорті речовин через мембрану клітина додатково не витрачає хімічну енергію. Він здійснюється за допомогою *дифузії* (зокрема такі її різновиди як *полегшена* та *обмінна дифузія*), а також *електродифузії* та *осмосу*.

Дифузія – це самовільний процес проникнення молекул в речовині з ділянки з більшою концентрацією в ділянку з меншою її концентрацією. На *рис. 2.1* зображено дифузію речовин в клітині.

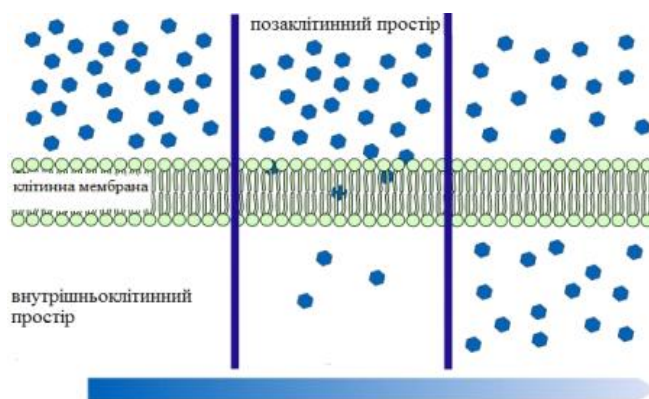


Рис. 2.1. Дифузія незаряджених молекул

Перенесення при цьому відбувається в результаті теплового руху молекул речовини.

Розподіл речовини в просторі визначає **градієнт концентрації**, який визначається за формулою:

$$\text{grad}C = \frac{C_1 - C_2}{l},$$

де C_1 і C_2 – концентрації з двох сторін мембрани; l – товщина мембрани.

Напрямок вектора градієнта концентрації збігається з напрямком її найбільшого зростання. Тому при дифузії напрямок перенесення речовини протилежний напрямку градієнта концентрації (*рис. 2.2*).

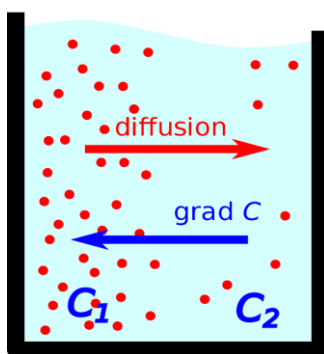


Рис. 2.2. Напрямок градієнта концентрації при дифузії

Математичний опис процесу дифузії було дано **Фіком**. Згідно з рівнянням Фіка, якщо концентрація речовини залежить тільки від однієї просторової координати (будемо вважати, що це координата x), то потік Φ дифундуючої речовини визначається виразом:

$$\Phi = \frac{dm}{dt} = -D \frac{dc}{dx} S,$$

де Φ – потік речовини, тобто кількість маси речовини, що перетинає одиничну площину за одиницю часу, $[\Phi] = \text{Вт}$; m – маса речовини; $\frac{dm}{dt}$ – швидкість перенесення речовини (точніше, маса речовини, яка переноситься за одиницю часу) через поверхню, перпендикулярну напрямку x ; S – площа цієї поверхні; c – концентрація речовини, що переноситься; $\frac{dc}{dx}$ – модуль градієнта концентрації; D – коефіцієнт пропорційності, який називається коефіцієнтом дифузії.

Вводимо позначення густини потоку речовини J , що знаходиться за формулою:

$$J = \frac{\Phi}{S}.$$

Одиниці виміру потоку речовини $[J] = \text{Вт}/\text{м}^2$.

Тоді, з урахуванням густини потоку речовини, рівняння Фіка можна записати у вигляді:

$$J = -D \frac{dc}{dx}.$$

У цілому **перенесення іонів (електродифузія)** описується рівнянням Нернста–Планка, що має вигляд:

$$J = -D \frac{dc}{dx} - cuZF \frac{d\varphi}{dx},$$

де u – рухомість іона; Z – його заряд, виражений в елементарних зарядах (тобто валентність); F – стала Фарадея; φ – потенціал електричного поля; $\frac{d\varphi}{dx}$ – модуль градієнта електричного потенціалу.

У разі відсутності градієнта концентрації перенос заряджених частинок (іонів) може відбуватися завдяки наявності градієнту електричного потенціалу $\frac{d\varphi}{dx}$ на мембрані.

Враховуючи, що рухомість іона дорівнює:

$$u = \frac{D}{RT},$$

де R – універсальна газова стала, а T – абсолютна температура, **рівняння Нернста–Планка** можна записати у вигляді:

$$J = -D \left(\frac{dc}{dx} + \frac{ZFc}{RT} \cdot \frac{d\varphi}{dx} \right).$$

Для опису явища електродифузії доцільно ввести поняття **електрохімічного потенціалу**. Рівняння Нернста–Планка, якщо виконати деякі елементарні перетворення, можна записати у вигляді:

$$J = -\frac{cD}{RT} \cdot \frac{d(\overline{\mu} = \mu_0 + RT \ln c + Fz\varphi + \mu_0)}{dx},$$

де μ_0 – хімічний потенціал розчинника, який є однаковим по обидва боки мембрани, внаслідок чого не залежить від координати, за якою виконується диференціювання.

Величина $\overline{\mu} = \mu_0 + RT \ln c + Fz\varphi$ є **електрохімічним потенціалом**, який визначає вільну енергію Гібса в розрахунку на один моль розчиненої речовини за наявності електричного поля. Доданок $RT \ln c$ визначає внесок розчиненої речовини (осмотичний внесок) в електрохімічний потенціал. Доданок $Fz\varphi$ характеризує внесок електричного поля.

Рівняння Теорелла, враховуючи означення електрохімічного потенціалу, можна записати у такому вигляді:

$$J = -\frac{cD}{RT} \cdot \frac{d\overline{\mu}}{dx}. \quad (2.1)$$

З цього рівняння (2.1) можна зробити висновок про те, що рушійною силою пасивного транспорту іонів є градієнт електрохімічного потенціалу. Рушійною ж силою пасивного транспорту незаряджених молекул є градієнт концентрації.

Активний транспорт

Активний транспорт речовин – це примусовий перенос молекул та іонів з ділянки малих концентрацій у ділянку високих концентрацій. Завдяки активному транспорту підтримуються концентраційні градієнти, які необхідні для нормального функціонування клітини. Задля здійснення цих процесів клітина витрачає енергію. Транспортні системи, що задіяні в активному транспорті, називають насосами, або АТФ-азами.

Виділяють такі основні системи активного транспорту:

- натрій-калієвий насос плазматичних мембран (Na^+/K^+ -насос),
- кальцієвий насос мембран саркоплазматичного ретикулуму (Ca^{2+} -насос),
- протонний насос мітохондрій та хлоропластів (H^+ -насос).

При роботі натрій-калієвого насоса (рис. 2.3) відбувається перенесення через плазматичну мембрану іонів натрію із клітини назовні та іонів калію ззовні в клітину. Зазвичай при одному циклі роботи насоса переносяться три іони натрію та два іони калію, хоча в штучно створених умовах це співвідношення може бути й іншим. Транспорт іонів натрію та калію через мембрану здійснюється складним інтегральним білком-переносником, гідролізуючим АТФ, за рахунок енергії якого й здійснюється робота Na^+/K^+ -насоса. Цей білок (фермент) називається транспортною АТФ-азою, або Na^+/K^+ -АТФ-азою. Перенесення іонів у цьому випадку обумовлене конформаційними змінами білка-переносника.

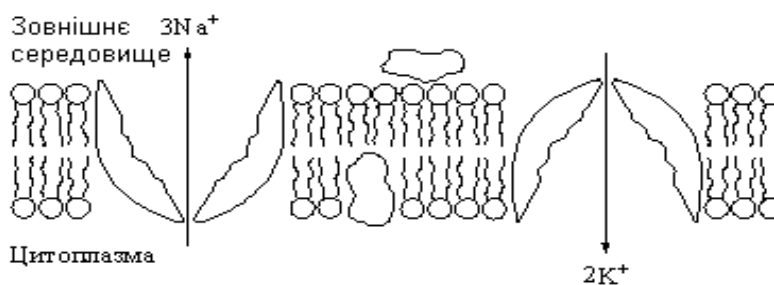


Рис. 2.3. Na^+/K^+ -насос

Перенесення іонів при роботі натрій-калієвого насоса спричиняє те, що концентрації натрію та калію всередині клітини та поза клітиною істотно розрізняються. Розрізняються внутрішньоклітинні та позаклітинні концентрації й деяких інших іонів, зокрема хлору. Така розбіжність внутрішніх та позаклітинних концентрацій різнозаряджених іонів є причиною існування електричної різниці потенціалів між зовнішньою та внутрішньою поверхнями плазматичної мембрани.

Як приклад, у *табл. 2.1* наведені дані про розподіл концентрації (с), вираженої в ммоль/л, основних іонів між цитоплазмою та зовнішнім середовищем для гігантського аксона кальмара.

Таблиця 2.1

Іон	Калій	Натрій	Хлор
c_i	329	78	104
c_o	22	462	286

Примітка. Тут і далі індекси «і» та «о» стосуються внутрішньоклітинного вмісту та позаклітинного середовища відповідно.

Зупинимося коротко на інших різновидах активного транспорту.

У кожному циклі роботи кальцієвого електрогенного іонного насоса транспортна Ca^{2+} -АТФ-аза за рахунок енергії гідролізу АТФ відкачує із клітини два іони кальцію. У кожному циклі роботи протонного насоса (H^+ -насос, або протонна помпа) через мембрану переносяться два протони. Види іонних насосів схематично зображені на *рис. 2.4*.

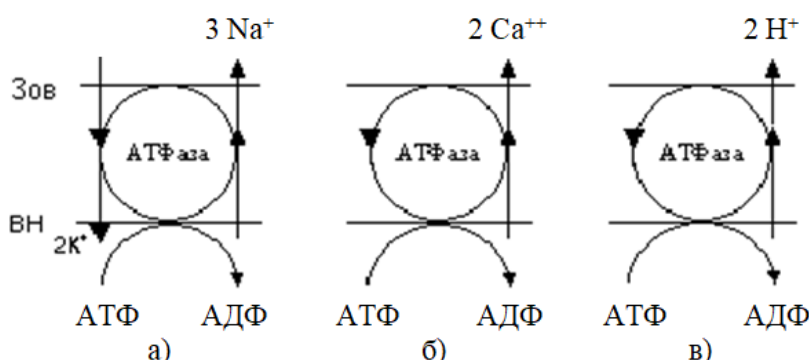


Рис. 2.4. Види іонних насосів:

- а) K^+/Na^+ -АТФ-аза в цитоплазматичних мембранах (Na^+/K^+ -насос);
 - б) Ca^{2+} -АТФ-аза (Ca^{2+} -насос);
 - в) H^+ -АТФ-аза в енергосполучених мембранах мітохондрій, хлоропластів (H^+ -насос, або протонна помпа);
- «зов» – зовнішня поверхня мембрани;
«вн» – внутрішня поверхня мембрани

Мембранні потенціали спокою та дії

У спокої внутрішнє середовище клітини заряджене негативно відносно позаклітинного середовища.

Різниця потенціалів між внутрішньою та зовнішньою сторонами мембрани називається **мембранним потенціалом**.

Мембранний потенціал у стані спокою клітини називається **потенціалом спокою**. У різних клітин різних організмів потенціал спокою може приймати різні значення, які лежать у діапазоні приблизно від (-50 мВ) до (-100 мВ).

У цей час найкращою моделлю, яка описує формування потенціалу спокою, є модель, яка передбачає, що в стаціонарному стані сума потоків основних іонів (K^+ , Na^+ , Cl^-) дорівнює нулю, тобто

$$\Phi_{\text{K}^+} + \Phi_{\text{Na}^+} - \Phi_{\text{Cl}^-} = 0. \quad (2.2)$$

Виходячи із рівняння (2.2) та використовуючи рівняння Нернста-Планка, можна отримати **формулу (рівняння) Гольдмана-Ходжкіна-Катца** для мембранного потенціалу спокою:

$$\varphi_m = \frac{RT}{F} \ln \frac{P_K [K^+]_o + P_{Na} [Na^+]_o + P_{Cl} [Cl^-]_i}{P_K [K^+]_i + P_{Na} [Na^+]_i + P_{Cl} [Cl^-]_o},$$

де φ_m – мембранний потенціал спокою; P_K , P_{Na} та P_{Cl} – проникності (коефіцієнти проникності) мембрани для іонів калію, натрію та хлору відповідно; $[K^+]$, $[Na^+]$ та $[Cl^-]$ – активні концентрації іонів калію, натрію та хлору.

У найпростішій моделі дифузії іонів через мембрану проникність мембрани дорівнює:

$$P = \frac{Dk}{\ell},$$

де k – коефіцієнт розподілу частинок речовини (іонів) між мембраною та навколишнім середовищем (зазвичай водна фаза); ℓ – товщина мембрани.

У стаціонарному стані проникності мембрани клітини для іонів калію, натрію і хлору можна зазначити у такому співвідношенні:

$$P_{K^+} : P_{Na^+} : P_{Cl^-} = 1:0,04:0,45.$$

Із цього співвідношення видно, що основну роль у формуванні потенціалу спокою відіграють іони калію.

Потенціал дії – це хвиля збудження, що переміщується по мембрані живої клітини у вигляді короткочасної зміни мембранного потенціалу на невеликій ділянці збудливої клітини (нейрона або кардіоміоцита), в результаті якої зовнішня поверхня цієї ділянки стає негативно зарядженою по відношенню до внутрішньої поверхні мембрани, а той час як у стані спокою вона заряджена позитивно.

У процесі генерації потенціалу дії (рис. 2.5) мембранний потенціал спочатку падає до нуля (**деполяризація** мембрани), потім стає позитивним (**реверсія** потенціалу – «овершут»), а потім повертається до первинного значення (**реполяризація** мембрани). Зазвичай після реполяризації настає досить тривала **гіперполяризація**, тобто деякий зсув мембранного потенціалу в негативний бік порівняно з первинним значенням.

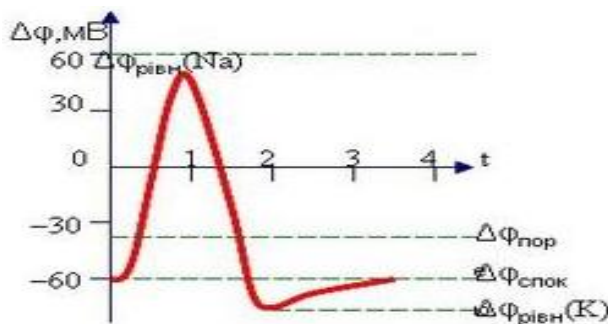


Рис. 2.5. Процес генерації потенціалу дії

Процес формування потенціалу дії пов'язаний зі значною та неодночасною зміною проникності мембрани для іонів натрію та калію. Спочатку після досягнення граничного значення відкриваються натрієві канали, і іони натрію масово входять усередину клітини. Це приводить до деполяризації, а потім і реверсії мембранного потенціалу. Потім відкриваються калієві канали, а натрієві закриваються. Відбувається масовий вихід іонів калію із клітини. Потім включається Na^+/K^+ -насос, що відновлює близькі до первинних концентрації натрію та калію. У результаті мембранний потенціал знову стає негативним, тобто відбувається реполяризація мембрани.

Відомо, що у стані спокою співвідношення максимальних коефіцієнтів проникності мембрани для K^+ , Na^+ та Cl^- становить:

$$P_{K^+} : P_{Na^+} : P_{Cl^-} = 1:0,04:0,45,$$

а в стані збудження:

$$P_{K^+} : P_{Na^+} : P_{Cl^-} = 1:20:0,45$$

(значення визначилися для аксона кальмара).

Генерація потенціалу дії на якійсь ділянці мембрани спричиняє на сусідніх ділянках мембрани такі зміни мембранного потенціалу, що він досягає при цьому граничного значення, що, у свою чергу, викликає на цій ділянці генерацію потенціалу дії. У результаті хвиля потенціалу дії поширюється по клітинній мембрані. У м'язовій клітині цей процес спричиняє її скорочення, у нервовій клітині поширення по мембрані хвилі потенціалу дії є передачею нервового імпульсу.

Тема 2. Поняття про електрографію органів і тканин. Електрокардіографія

Реєстрація різниць потенціалів між певними точками організму лежить в основі таких електрографічних діагностичних методик, як електрокардіографія (ЕКГ), електроміографія (ЕМГ), електроретинографія (ЕРГ), електроенцефалографія (ЕЕГ) та ін. Найвідомішою та найбільш розповсюдженою є методика електрокардіографії (ЕКГ).

В основі біофізичної інтерпретації електричних явищ, що пов'язані з роботою серця, лежить модель, яку запропонував В. Ейнтховен.

Теорія електрокардіографії В. Ейнтховена

Під час роботи серця через мембрани клітин міокарда протікають іонні струми, пов'язані з генерацією потенціалів дії. Ці струми утворюють складну, але скомпенсовану струмову систему. Тому, якщо вимірювати потенціали поля цієї системи струмів у точках, віддалених від серця на відстані, що значно більші за розміри серця, то можна вважати, що це поле створюється якимось струмовим диполем. Іншими словами, у зазначеному випадку серце можна вважати струмовим диполем.

Струмовий диполь – це система з двох точкових джерел струму (витоку та стоку), сили струмів яких рівні за модулем і які знаходяться на відстані ℓ один від одного. Характеристиками такого диполя є сили струму точкових джерел, плече диполя (вектор завдовжки ℓ , проведений від стоку до витоку), момент струмового диполя (дипольний момент), модуль якого (D) обчислюється за формулою:

$$\vec{D} = I \vec{\ell}.$$

Виходячи з відзначеної раніше аналогії між зарядовими та струмовими системами, для потенціалу поля, яке створюється струмовим диполем, можна записати

$$\varphi = \frac{I \ell \cos \theta}{4\pi \sigma r^2} = \frac{D \cos \theta}{4\pi \sigma r^2}.$$

У зв'язку з цим Ейнтховеном була запропонована концепція (модель) теорії електрокардіографії.

Основні постулати цієї моделі можна сформулювати так:

1. Серце є струмовим диполем. Збуджена ділянка міокарда заряджена негативно відносно незбудженої ділянки. Такий перерозподіл зарядів, як було показано вище, можна розглядати як струмовий диполь та характеризувати моментом струмового диполя (\vec{D}), який часто називають **інтегральним електричним вектором серця**.

2. Диполь знаходиться в однорідному ізотропному провідному середовищі, що з достатньою точністю виконується для тканин організму. Протягом серцевого циклу вектор дипольного струмового моменту серця (\vec{D}) змінюється за величиною та напрямком. Вважають, що його початок є нерухомим і знаходиться в синатріальному (синусному) вузлі серця. Кінець цього вектора протягом серцевого циклу описує складну просторову криву, проекція якої на фронтальну площину утворює за час серцевого циклу три петлі (рис. 2.6).

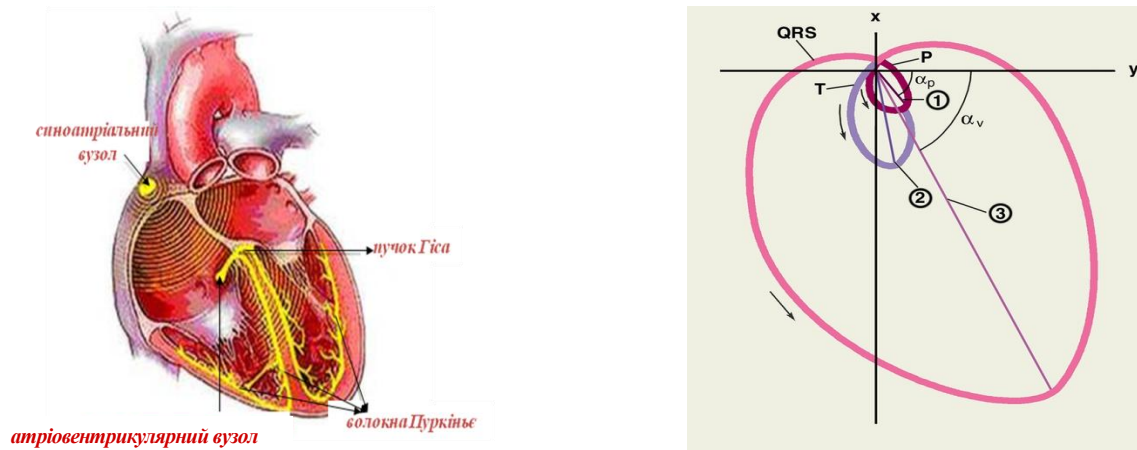


Рис. 2.6. Три петлі, утворені вектором дипольного моменту серця \vec{D} протягом серцевого циклу

Ейнтховен запропонував вимірювати електричні потенціали, що пов'язані з роботою серця та змінюються з часом, у таких трьох точках: кисть правої руки, кисть лівої руки, ліва стопа (точки А, В та С на рис. 2.7 відповідно).

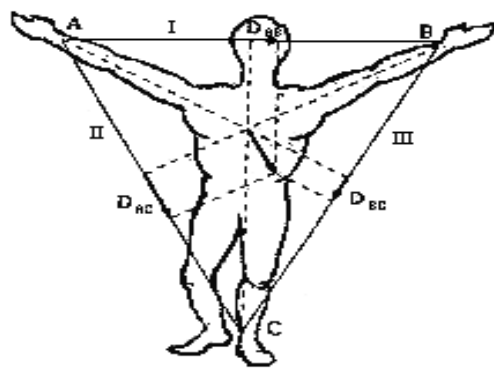


Рис. 2.7. Трикутник стандартних відведень

Таке розміщення точок реєстрації потенціалів обумовлене найпростішою моделлю електричної активності серця, яка розглядає серце як струмовий диполь, розташований у центрі правильного трикутника, вершинами якого є точки А, В та С. Цей трикутник називається **трикутником стандартних відведень** (рис. 2.7).

Електрокардіограма в першому (І) стандартному відведенні – це графік залежності різниці потенціалів U_{AB} між кистями правої (точка А) та лівої рук (точка В) від часу.

Електрокардіограма в (ІІ) стандартному відведенні – це графік залежності різниці потенціалів U_{AC} між кистю правої руки (точка А) та стопою лівої ноги (точка С) від часу.

Електрокардіограма в (ІІІ) стандартному відведенні – це графік залежності різниці потенціалів U_{BC} між кистю лівої руки (точка В) та стопою лівої ноги від часу.

У моделі Ейнтховена ці різниці потенціалів пропорційні величинам проєкцій вектора дипольного моменту (\vec{D}), який є емпіричною моделлю серця, на відповідні сторони трикутника відведень, тобто $U_{AB} : U_{BC} : U_{AC} = D_{AB} : D_{BC} : D_{AC}$.

Зазвичай найсильнішим є сигнал, який реєструється у другому стандартному відведенні.

Нормальна електрокардіограма, одержана в другому відведенні, має вигляд, показаний на рис. 2.8.

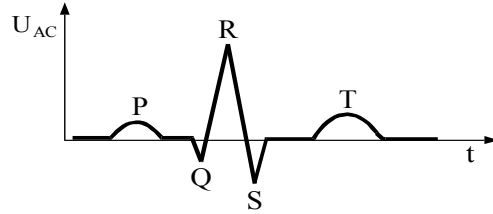


Рис. 2.8. Нормальна (модельна) електрокардіограма, одержана в ІІ стандартному відведенні

Як видно з цього рисунка, на кардіограмі можна виділити типові піки (зубці), які прийнято позначати буквами P, Q, R, S, T. Із трьох петель, що описує кінець вектора \vec{D} серця протягом серцевого циклу, з першою петлею пов'язують зубець P, з другою – систему зубців QRS, а з третьою – зубець T.

Зубець P відображає електричні процеси, які викликають систолу (скорочення) передсердь, тобто він відображає проходження хвилі потенціалу дії по м'язових волокнах передсердь.

Система зубців QRS обумовлена протіканням іонних струмів при генерації потенціалів дії в м'язових волокнах шлуночків, що є причиною їхньої систоли. Зазвичай максимальне значення різниці потенціалів, яке відповідає зубцю R у другому відведенні, становить величину **порядку 1 мВ**.

Зубець T спостерігається під час діастоли (розслаблення міокарда) і відображає процеси реполяризації (відновлення попередніх потенціалів) мембран клітин міокарда. Ці процеси головним чином пов'язані з іонними струмами, які протікають через мембрани м'язових волокон при роботі в цих волокнах натрій-калієвого насоса.

Вимірювання різниць потенціалів у стандартних відведеннях дозволяє фіксувати зміни з часом не самого вектора \vec{D} , а тільки його проекції на площину трикутника відведень. Для того, щоб зареєструвати складову вектора \vec{D} , перпендикулярну до площини трикутника стандартних відведень, необхідні додаткові електроди, розташовані поза цією площиною. Ці міркування є біофізичним обґрунтуванням використання грудних відведень (рис. 2.9), які в діагностичній практиці використовуються для уточнення характеру порушень роботи серця.

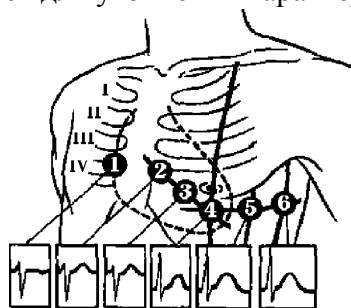


Рис. 2.9. Грудні відведення

Посилені відведення – це відведення, утворені шляхом з'єднання двох стандартних відведень, у результаті чого виникає так званий *індеферентний електрод*. Для реєстрації різниці потенціалів він з'єднується зі стандартним електродом, що залишився. Існує три можливих варіанта утворення індеферентних електродів, отже існує три посилені відведення (рис. 2.10).

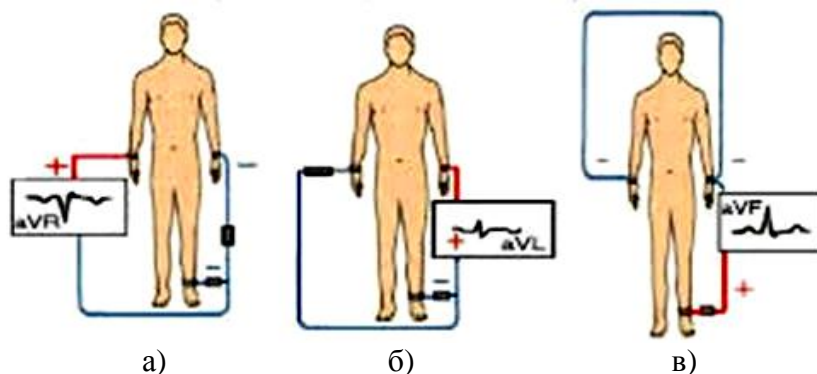


Рис. 2.10. Посилені однополюсні відведення від кінцівок (за Гольдбергером):

- а) aVR – відведення, утворене правою рукою та індеферентним електродом між лівою рукою та лівою ногою;
- б) aVL – відведення, утворене лівою рукою та індеферентним електродом між правою рукою та правою ногою;
- в) aVF – відведення, утворене лівою ногою та індеферентним електродом між правою та лівою рукою.

Електричним методом, другим за частотою використання в клінічній практиці, є **електроенцефалографія** (ЕЕГ) (рис. 2.11).

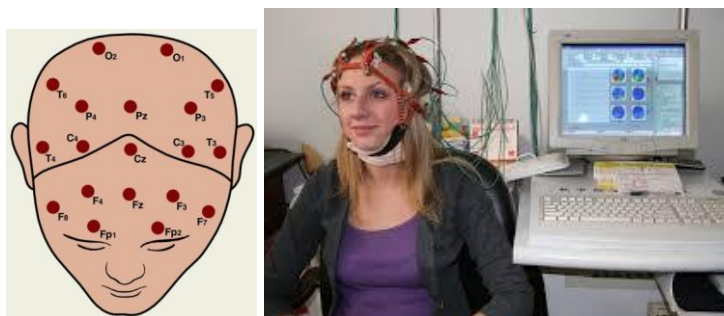


Рис. 2.11. Електроенцефалографія

При ЕЕГ за допомогою електродів, закріплених у різних точках на голові пацієнта (кількість й розташування точок визначаються метою дослідження), реєструють різниці потенціалів, що змінюються з часом, які відображають електричну активність клітин головного мозку. Електроенцефалографія застосовується з метою діагностики різних видів патології центральної нервової системи, зокрема, травм мозку, епілепсії, психічних розладів, порушення сну. Функціональна діагностика мозку може проводитися шляхом порівняння **електроенцефалограм** до й після прийняття пацієнтом певних лікарських препаратів.

Різниці потенціалів, що реєструються при ЕЕГ, у сотні разів слабкіші, ніж при електрокардіографії, та становлять величину в **декілька мікрвольт**. Тому реєстрація ЕЕГ є значно складнішим технічним завданням, ніж реєстрація ЕКГ.

Електроенцефалограма має вигляд складних регулярних коливань з різними частотами та амплітудами. Коливання, які відносяться до певних діапазонів частот, називаються **ритмами**. Зокрема, можуть спостерігатися такі ритми:

δ -ритм (0,5...3,5 Гц),

θ -ритм (3,5...8 Гц),

α -ритм (8...13 Гц),

β -ритм (13...35 Гц),

γ -ритм (більше 35 Гц).

Електроретинографія – метод реєстрації змін такого біоелектричного потенціалу сітківки ока, який утворюється в результаті впливу світла на око. Методика полягає в розміщенні на поверхні ока спеціального електроду, який через вимірювальний ланцюг пов'язаний з іншим електродом, розташованим на шкірі потилиці. У разі наявності у пацієнта захворювання сітківки електричний потенціал змінюється.

Електроміографія (ЕМГ) – це метод дослідження електричної активності м'язів, здійснюваний з метою діагностики уражень нервової системи, і складається з реєстрації біопотенціалів м'язів (зазвичай скелетних).

Електронеурографія (ЕНГ) – це метод дослідження якості проведення нервового імпульсу по нервових волокнах.

При спільному проведенні ЕМГ і ЕНГ діагностуються патології нейром'язового з'єднання (в синапсах) і деякі інші патології, наприклад, постполіомієлітний синдром.

Електрична активність шкіри (ЕАШ) проявляється у зміні електричного опору і потенціалів різних ділянок шкіри людини. Ці зміни пов'язані зі змінами вологості шкіри, зумовленими ступенем активності потових залоз. У свою чергу, зміни активності потових залоз шкіри людини пов'язані зі змінами його нервової активності, тобто зі змінами емоційного стану людини або (і) активністю її розумової діяльності. Дослідження явища ЕАШ показали: в стані сну опір шкіри підвищується, а при неспанні – знижується, причому тим більше, чим більше емоційне напруження людини, її розумова діяльність.

Тема 3. Електричні властивості біологічних тканин

Значна кількість діагностичних та терапевтичних методик, що використовуються в сучасній медицині, ґрунтується на ефектах, які виникають при впливі на тканини організму людини електричних струмів. Механізми дії цих струмів на тканини, а також явища, які спостерігаються при цьому, визначаються видом струму та електричними властивостями біологічних тканин.

Більшість біологічних тканин є **провідниками другого роду**, їм притаманна іонна провідність.

Важливою особливістю біологічних тканин є те, що вони мають ємнісні властивості. Внаслідок цього електричні властивості біологічних тканин для постійного струму відрізняються від таких для змінного струму. Через структури, що мають ємнісні властивості, тобто подібні до конденсаторів, постійний електричний струм не проходить взагалі, а змінний – проходить, причому тим краще, чим більшою є частота змінного струму.

При протіканні змінного струму через розчини електролітів фази напруги та сили струму співпадають і весь час відношення напруги до сили струму залишається сталим, тобто виконується звичайний закон Ома. Проте при протіканні змінного струму через такі електричні кола або середовища, що мають ємнісні властивості, фази напруги та сили струму не співпадають, внаслідок чого відношення напруги до сили струму не є сталим і змінюється за абсолютною величиною від нуля до нескінченності.

Говорять, що ті кола або середовища, в яких при протіканні змінного електричного струму фази напруги та сили струму співпадають, мають властивості активного опору, а ті, в яких ці фази відрізняються на $\pm \frac{\pi}{2}$, мають властивості реактивного опору. У загальному випадку різниця фаз напруги та сили струму може приймати різні значення, у діапазоні від $-\frac{\pi}{2}$ до $+\frac{\pi}{2}$. Це означає, що такі середовища (або електричні кола) мають як активну, так і реактивну складові опору. Ці складові прийнято позначати R та X відповідно.

У біологічних тканинах реактивний опір є лише ємнісним, він позначається X_C та обчислюється за формулою $X_C = \frac{1}{\omega C}$, де C – ємність конденсатора, ω – циклічна частота змінного струму.

Для постійного струму відношення напруги на кінцях деякої ділянки кола до сили струму в цій ділянці є сталою величиною, яка є опором цієї ділянки. У випадку протікання змінного струму через коло, що має як активну, так і реактивну складові, відношення напруги до сили струму змінюється з часом і не може вважатися опором. Тому для опису електричних процесів у таких колах використовується величина, що називається **повним опором**, або **імпедансом Z**.

Модуль імпедансу ділянки кола дорівнює відношенню амплітуди напруги на кінцях цієї ділянки до амплітуди сили струму в ній, тобто

$$|Z| = \frac{U_0}{I_0}.$$

Важливо зазначити, що для кола, у якому активна (R) та реактивна (X) складові опору увімкнуті послідовно, величина модуля імпедансу може бути обчислена за формулою:

$$|Z| = \sqrt{R^2 + X^2}.$$

Кут зсуву фаз – це різниця фаз між силою струму і напругою.

Імпеданс є високоінформативним показником, що характеризує функціональний стан біологічних тканин, причому важливу інформацію можна одержати, досліджуючи як величину модуля імпедансу, так і величину зсуву фаз.

Для біологічних тканин часто спостерігаються достатньо великі значення різниці фаз між силою струму і напругою. Це свідчить про те, що внесок ємнісного опору в повний опір біологічних об'єктів є значним.

Ємнісні властивості біологічних тканин пов'язані, насамперед, із клітинними мембранами, які, маючи діелектричні властивості, розділяють два провідні середовища (внутрішньоклітинний вміст та міжклітинне середовище), тобто є аналогами діелектричного шару в конденсаторах. Ємнісні властивості організму пов'язані також з тим, що є тканини, які погано проводять постійний струм, наприклад, суха шкіра.

Як теоретичні міркування, так і експериментальні дослідження визначають **спадний характер залежності модуля імпедансу біологічних тканин від частоти змінного струму**. Типовий вигляд графіків залежності модуля імпедансу від циклічної частоти струму показаний на *рис. 2.12*.

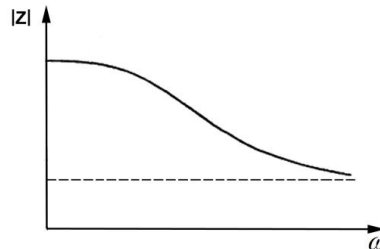


Рис. 2.12. Графік залежності модуля імпедансу від циклічної частоти струму

З цього рисунку видно, що при збільшенні частоти модуль імпедансу тканин зменшується, але не до нуля, а до деякого сталого значення. Зміна функціонального стану тканин змінює і графіки залежності $|Z|$ від ω , але спадний характер цієї залежності залишається.

Електричний еквівалент (*рис. 2.13*) біологічної тканини має вигляд:

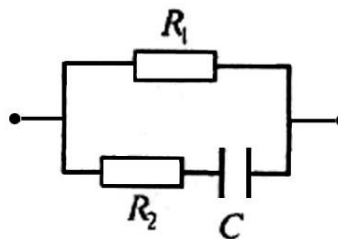


Рис. 2.13. Електричний еквівалент біологічної тканини (резистор R_1 – аналог міжклітинного середовища, резистор R_2 – аналог внутрішньоклітинного вмісту, а конденсатор C – аналог клітинних мембран).

При зміні фізіологічного стану та деяких патологічних процесах може змінюватись співвідношення між активною та реактивною складовими імпедансу тканин, що може використовуватись при діагностиці різних захворювань. Наприклад, при запаленні на перших стадіях спостерігається збільшення активного (омічного) опору тканин. Зворотний ефект спостерігається на ранніх стадіях онкологічних захворювань.

Для оцінки функціонального стану тканин при вимірюваннях імпедансу може обчислюватись так званий **коефіцієнт дисперсії (К)**, який дорівнює відношенню модуля імпедансу при низьких (10^2 – 10^4 Гц) частотах ($Z_{нч}$) до модуля імпедансу при високих (10^6 – 10^8 Гц) частотах ($Z_{вч}$):

$$K = \frac{Z_{нч}}{Z_{вч}}.$$

Функціональним критерієм є також частотна залежність тангенса кута зсуву фаз. Вона дає уявлення про зміни співвідношення між величинами активного і реактивного опорів.

Так, наприклад, як зазначалося раніше, при запаленні на перших стадіях спостерігається збільшення активного опору тканин. Цей ефект обумовлений тим, що струм низької частоти йде переважно через міжклітинну рідину, яка володіє суто омичним опором. При запаленні клітини набухають і переріз міжклітинних ділянок зменшується, що й призводить до підвищення омичного опору. Ємнісний опір при цьому практично не змінюється, оскільки не змінюється структура клітин. Відомо також, що за незмінного ємнісного опору збільшення

омічного опору свідчить про набухання клітин, а зменшення омичного опору, навпаки, свідчить про зменшення об'єму клітин. Протилежний ефект збільшення ємнісного опору по відношенню до активного спостерігається на ранніх стадіях онкологічних захворювань і пояснюється перетворенням нормальних клітин на ракові, що супроводжується появою молодих клітин, ємнісний опір яких вище за ємнісний опір старих клітин.

Тема 4. Магнітні явища. Елементи магнітобіології

Магнітне поле – це вид матерії, який породжується зарядженими тілами, що рухаються, (електричними струмами) або змінним електричним полем та проявляється дією на заряджені тіла, що рухаються (електричні струми).

Спрямований (упорядкований) рух електричних частинок – це електричний струм. Виходячи з визначення магнітного поля, зрозуміло, що на провідник зі струмом, поміщений у магнітне поле, з боку цього поля діє сила (сила Ампера). Для прямолінійної ділянки провідника зі струмом ця сила прямо пропорційна величинам сили струму та довжини ділянки провідника. Вона також залежить від орієнтації провідника в магнітному полі. При певному положенні прямолінійної ділянки провідника зі струмом сила, яка діє на нього з боку магнітного поля, має максимальне значення (F_{max}). Відношення цієї сили до добутку сили струму (I) в ділянці провідника на довжину (ℓ) цього провідника залежить тільки від властивостей поля і є характеристикою цього поля. Така характеристика називається **індукцією магнітного поля, або магнітною індукцією (B)**:

$$B = \frac{F_{max}}{I\ell}.$$

Магнітна індукція вимірюється в **теслах (Тл)**. Магнітна індукція – це векторна величина. За останньою формулою визначається значення модуля магнітної індукції. Напрямок вектора магнітної індукції, напрямку сили струму в ділянці провідника та напрямку сили Ампера пов'язані між собою правилом лівої руки, відомим зі шкільного курсу фізики. Вектор \vec{B} завжди перпендикулярний до вектора сили Ампера.

Для характеристики просторового розподілу магнітного поля використовується поняття ліній магнітної індукції.

Лінія магнітної індукції – це лінія, по дотичній до якої в кожній її точці спрямований вектор магнітної індукції (рис. 2.14).



Рис. 2.14. Ілюстрація силових ліній магнітного поля

При довільній орієнтації прямолінійної ділянки провідника зі струмом відносно ліній магнітної індукції **сила Ампера (F_A)** обчислюється за формулою:

$$F_A = IB\ell \sin \alpha,$$

де α – кут між напрямком вектора \vec{B} та напрямком протікання струму в провіднику.

Якщо в магнітне поле поміщений плоский контур, яким протікає електричний струм, то сили Ампера, які діють на різні ділянки контуру, спрямовані по-різному. Однак загальна сила Ампера, яка діє на контур зі струмом з боку однорідного магнітного поля, дорівнює нулю.

Якщо вектор \vec{B} не перпендикулярний до площини контуру, то сили Ампера, які діють на різні ділянки контуру, не лежать у його площині та створюють обертаючі моменти, які обумовлюють орієнтуючу дію магнітного поля на цей контур зі струмом. Величина обертаючого моменту залежить від орієнтації площини контуру стосовно ліній магнітної індукції та досягає максимального значення в тому випадку, якщо вектор \vec{B} лежить у площині контуру. Тому поняття магнітної індукції може вводитися з використанням не максимальної сили, яка діє на ділянку провідника зі струмом у магнітному полі, а з використанням максимального обертаючого моменту (M_{\max}), який діє на плоский контур зі струмом. У цьому випадку:

$$B = \frac{M_{\max}}{IS},$$

де S – площа поверхні, обмеженої контуром.

Величину IS називають **магнітним моментом (\vec{p})**, тобто $\vec{p} = IS$. Точніше, $|\vec{p}| = IS$, оскільки магнітний момент є векторною величиною, причому вектор \vec{p} спрямований уздовж нормалі до поверхні, обмеженої контуром. Одиниця виміру магнітного моменту називається ампер-квадратний метр ($A \times m^2$). У зв'язку зі сказаним вище останню формулу правильніше записувати у такому вигляді:

$$|\vec{B}| = \frac{|\vec{M}_{\max}|}{|\vec{p}|}.$$

Сила, що діє з боку магнітного поля на окрему заряджену частинку, що рухається в магнітному полі, називається силою Лоренца (F_L). **Сила Лоренца** обчислюється за формулою:

$$F_L = qvB \sin \alpha,$$

де q – заряд частинки, що рухається; v – швидкість її руху; α – кут між напрямком вектора швидкості частинки та напрямком вектора \vec{B} .

Напрямок сили Лоренца визначається за правилом лівої руки.

При розміщенні речовини в магнітному полі індукції B_0 магнітна індукція всередині цієї речовини (B), взагалі кажучи, відрізняється від B_0 . Магнітні властивості речовини характеризують за допомогою величини, яка називається **магнітною проникністю (μ)**. За визначенням:

$$\mu = \frac{B}{B_0},$$

тобто, **магнітна проникність показує, у скільки разів індукція магнітного поля в речовині відрізняється від індукції магнітного поля у вакуумі.**

Залежно від значень величини μ усі речовини поділяються на діамагнетики, парамагнетики та феромагнетики. У діамагнетиків $\mu < 1$, у парамагнетиків $\mu > 1$, а у феромагнетиків $\mu \gg 1$.

Зазначимо, що до діамагнетиків відноситься вода, водень, азот та взагалі більшість компонентів органічних сполук. Парамагнітні властивості, наприклад, мають гемоглобін, а отже, і еритроцити, у яких він знаходиться.

Якщо говорити про феромагнетики, то важливо зазначити, що феромагнітні властивості мають не окремі атоми або молекули, а кристали або сукупності кристалів деяких речовин (залізо, нікель, кобальт та деякі сплави). Більше того, феромагнітні властивості притаманні цим речовинам не за будь-яких температур. При нагріванні феромагнетиків до деякої температури (різної у різних феромагнетиків) вони втрачають феромагнітні властивості та перетворюються на парамагнетики. Ця температура називається **температурою Кюрі**, або **точкою Кюрі**.

Феромагнетики можуть намагнічуватися в магнітному полі та зберігати намагнічений стан після їхнього видалення з поля, яке намагнічує. Цими властивостями феромагнетиків обумовлене широке використання їх у техніці. Зокрема, феромагнетики використовують для виготовлення значної частини сучасних носіїв інформації.

Механічні сили, які діють на феромагнітні тіла та постійні магніти, що поміщені в магнітне поле, знаходять різноманітні застосування в медицині. Так, магнітні поля використовують для виправлення грудної клітки у дітей за допомогою спеціальних пристроїв; магнітні заглушки застосовують для запобігання виділень зі штучного зовнішнього свища ободової кишки; за допомогою магнітного поля проводять видалення феромагнітних порошин та ошуків із ока або металевих предметів зі шлунка та ін.

Виходячи з визначення магнітної проникності, можна зробити висновок, що величина $\frac{B}{\mu}$ не залежить від властивостей речовини, поміщеної в магнітне поле, та є величиною, яка характеризує тільки магнітне поле. Це є підґрунтям для введення поряд з магнітною індукцією ще однієї фізичної величини, яка є характеристикою магнітного поля, – **напруженості магнітного поля** (\vec{H}). За визначенням:

$$\vec{H} = \frac{\vec{B}}{\mu_0 \mu},$$

де μ_0 – магнітна стала ($\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7}$ Гн/м). Одиницею виміру напруженості магнітного поля є ампер на метр (А/м).

Як зазначалося вище, магнітне поле породжують заряджені частинки, що рухаються (електричні струми). Формула, яка дозволяє розрахувати напруженість (dH) магнітного поля, створеного в деякій точці невеликою (точніше, нескінченно малою) ділянкою провідника завдовжки $d\ell$, якою протікає електричний струм, називається **законом Біо–Савара–Лапласа** і має вигляд:

$$dH = \frac{Id\ell \sin \alpha}{4\pi r^2},$$

де I – сила струму в ділянці провідника; r – відстань від цієї ділянки провідника до точки, у якій визначається напруженість магнітного поля; α – кут між напрямком струму в ділянці провідника та вектором, проведеним від цієї ділянки до точки, у якій розраховується величина H .

Як зазначалося вище, змінне магнітне поле породжує електричне поле. Це поле, діючи на заряджені частинки в провідниках, створює (індукує) в провідниках електричний струм (індукційний струм). **Поява індукційних струмів у провідниках, які поміщені у змінне магнітне поле або які рухаються в постійному магнітному полі, називається явищем електромагнітної індукції.** Для кількісного опису цього явища вводиться поняття магнітного потоку. **Магнітний потік (Φ) через деяку плоску поверхню дорівнює добутку модуля вектора магнітної індукції (B) на площу (S) цієї поверхні та на косинус кута (α) між напрямком вектора \vec{B} та напрямком нормалі до поверхні, тобто**

$$\Phi = BS \cos \alpha.$$

Магнітний потік вимірюється у **веберах** (Wb).

Якщо відбувається зміна магнітного потоку через поверхню, що обмежена провідним контуром, то в цьому контурі виникає електрорушійна сила (ЕРС), яка породжує індукційний струм. При цьому закон електромагнітної індукції має вигляд:

$$\varepsilon_i = - \frac{\Delta \Phi}{\Delta t},$$

де ε_i – електрорушійна сила (ЕРС) індукції; $\Delta \Phi$ – зміна магнітного потоку через поверхню, обмежену контуром, за час Δt . Знак «-» у правій частині останньої формули обумовлений відомим зі шкільного курсу фізики правилом Ленца, яке визначає напрямок індукційного струму.

Якщо через провідний контур протікає електричний струм, то цей струм створює магнітне поле, причому лінії магнітної індукції цього поля пронизують поверхню, обмежену контуром. У цьому випадку явище електромагнітної індукції може проявлятися в тому, що зміна магнітного потоку через поверхню, обмежену контуром, приводить до виникнення ЕРС, яка перешкоджає зміні сили струму в контурі. Цей окремий випадок явища електромаг-

нітної індукції називається самоіндукцією. Таким чином, **самоіндукція – це виникнення ЕРС індукції в контурі при такій зміні магнітного потоку через поверхню, обмежену контуром, що викликана зміною сили струму в контурі**. Виникаючу при самоіндукції ЕРС називають ЕРС самоіндукції.

Величина магнітного потоку (Φ), що створюється електричним струмом у контурі, через поверхню, обмежену цим контуром, прямо пропорційна силі струму (I). Тому можна записати:

$$\Phi = LI,$$

де L – деякий коефіцієнт пропорційності, який називається індуктивністю контуру. Індуктивність вимірюється в **генрі (Гн)**.

ЕРС самоіндукції (ε_{is}) обчислюється за формулою:

$$\varepsilon_{is} = -L \frac{\Delta I}{\Delta t}.$$

Унаслідок явища електромагнітної індукції в суцільних провідних середовищах (наприклад, розчинах електролітів, біологічних тканинах), які знаходяться в магнітному полі, можуть виникати замкнуті індукційні струми (**вихрові струми**, або **струми Фуко**). Вихрові струми утворюються при переміщенні провідного тіла в магнітному полі або при зміні з часом індукції магнітного поля, у яке поміщене таке тіло. Сила вихрових струмів залежить від електричного опору тіла, а отже, від його питомого опору та розмірів. Зрозуміло, величини цих струмів залежать і від швидкості зміни індукції магнітного поля. У фізіотерапії вихрові електричні струми використовуються для нагрівання окремих частин тіла людини, про що докладніше розповідатиметься у наступному підрозділі.

Проблема взаємодії магнітних полів і біооб'єктів містить у собі два аспекти, які одержали відповідно до прийнятої термінології різні назви (визначення), а саме:

- вивчення впливу на біологічні системи магнітних полів відносять до «магнітобіології»;
- галузь досліджень, пов'язаних з вивченням магнітних полів, створюваних самими організмами, називають «біомагнетизмом».

Розглядаючи питання магнітобіології, почнемо з того, що тканини людського організму значною мірою діамагнітні, подібно воді. Однак в організмі є й парамагнітні речовини, молекули та іони. Починаючи з 60-х років минулого сторіччя, потік інформації про вплив природних магнітних полів на біологічні об'єкти швидко збільшувався. Незважаючи на це, первинний механізм впливу магнітного поля на біологічні об'єкти остаточно не з'ясований.

Очевидно, первинними у всіх випадках є фізичні або фізико-хімічні процеси, серед яких найважливішими вважаються такі:

- а) орієнтація молекул у магнітному полі;
- б) зміна концентрацій молекул та іонів у неоднорідному магнітному полі;
- в) дія магнітного поля (сила Лоренца) на іони, які переміщуються разом з біологічною рідиною, що приводить до зміни траєкторій їхнього руху;
- г) перерозподіл зарядів у потоці, що спричиняє появу електричного поля (ефект Холла);
- д) чисто магнітні взаємодії феромагнітних речовин, які містяться в клітинах, з магнітним полем.

Вважається, що в магнітних полях відбувається зміна швидкості дифузії речовин у тканинах, швидкості та напрямку протікання ряду біохімічних реакцій, зміна структури води та ряд інших ефектів на субклітинному рівні. Існують дані як про стимуляцію, так і про пригнічення деяких процесів життєдіяльності в організмі внаслідок впливу магнітного поля. Лікувальний вплив на організм постійним або низькочастотним змінним магнітним полем називається **магнітотерапією** (рис. 2.15).

У 1975 р. спочатку в мікроорганізмах, а потім й в організмах різних представників тваринного світу, включаючи людину, була виявлена феромагнітна речовина – магнетит (Fe_3O_4) та доведена її біогенна природа. Це обумовило якісно новий рівень досліджень, пов'язаних з вивченням механізмів впливу магнітних полів на біооб'єкти, а також механізмів виникнення

магнітних полів у біосистемах. Створюється враження, що в багатьох організмів є своя «магнітна стрілка» у вигляді частинок магнетиту, завдяки чому вони можуть орієнтуватися в магнітному полі Землі.



Рис. 2.15. Методика магнітотерапії

Дослідження в цій галузі неможливі без знання основ геомагнетизму – науки про магнітне поле Землі. На цей час уже відомо, що геомагнітне поле дозволяє магніточутливим організмам не тільки орієнтуватися по сторонах світу, але й одержувати іншу важливу інформацію. Добові та інші коливання магнітного поля містять інформацію про географічну широту, пору року та добу, а локальні магнітні аномалії, особливо океанічні, можуть бути орієнтирами на шляхах міграції тварин. Магнітне поле Землі зображено на *рис. 2.16*.



Рис. 2.16. Магнітне поле Землі

Серед різних збурювань магнітосфери найсильніший вплив на магнітне поле поблизу земної поверхні чинять магнітні бурі, які відбуваються внаслідок спалахів на Сонці (сонячної активності). Вони обрушують на верхні шари атмосфери потоки заряджених частинок високих енергій. Найбільша інтенсивність бурі триває від 2 до 12 год. При цьому зміни напруженості магнітного поля поблизу земної поверхні досягають 5 % від звичайних значень напруженості. Незважаючи на, здавалося б, малі зміни величини напруженості магнітного поля, магнітні бурі, як установлено, впливають на організми, на фізіологію та поведінку людини. Відомо, що випадки госпіталізації у зв'язку з інфарктом міокарда, дорожньо-транспортні пригоди та аварії літаків, які відбулися з вини пілотів, виявляють стійку кореляцію з рівнем магнітної активності.

Наразі накопичено багато різних експериментальних даних про вплив магнітних полів на різні біологічні об'єкти. Так, є відомості про такі ефекти: загибель дрозофіл у неоднорідному магнітному полі, морфологічні зміни у тварин і рослин після перебування в постійному магнітному полі, орієнтація рослин і тварин у магнітному полі, вплив магнітного поля на нервову систему, зміни характеристик крові людини, поліпшення регенерації кісткової тканини

при впливі слабких магнітних полів. Крім того, одержані дані про магніторецепцію різних тварин та людини й про зв'язок цього явища з магніторецепторами, які діють завдяки наявності в клітинах біогенних магнітних матеріалів.

Переходячи до **біомагнетизму**, почнемо з того, що індукція геомагнітного поля на поверхні Землі змінюється в межах приблизно від $2,4 \times 10^{-5}$ до $6,8 \times 10^{-5}$ Тл. За лабораторними стандартами це поле досить слабе. З іншого боку, дослідники (1980 р.), вимірюючи індукцію магнітного поля, пов'язаного з генерацією потенціалів дії в ізолюваному сідничному нерві жаби-бика, одержали значення $B = 1,2 \times 10^{-10}$ Тл. Таким чином, щоб виявити зовнішні поля біологічних систем, останні повинні перевищувати рівень «магнітного шуму» у самій біосистемі.

Спочатку «біомагнетизмом» називали діагностичний напрямок у медико-біологічних дослідженнях, пов'язаний з реєстрацією надслабких магнітних полів, які породжуються біо-струмами. У деяких випадках індукцію таких полів вдається виміряти. Найбільш вражаючі результати тут досягнуті в галузі нейромагнетизму та кардіомагнетизму. Так, наприклад, на основі реєстрації часової залежності індукції магнітного поля серця (біострумів серця) створений діагностичний метод – **магнітокардіографія** (рис. 2.17).



Рис. 2.17. Магнітокардіографія

Оскільки магнітна індукція пропорційна силі струму, а сила струму за законом Ома пропорційна різниці потенціалів (біопотенціалів), то, загалом, магнітокардіограма несе ту ж інформацію, що й електрокардіограма. Однак магнітокардіограма може реєструватися безконтактним способом і на деякій відстані від біологічного об'єкта – джерела поля. У цьому її істотна перевага порівняно з методом ЕКГ. Розвиток магнітографії органів зв'язаний з технічними можливостями виміру досить слабких полів. Перспективи цих даних методик пов'язані зі створенням сквідів – високочутливих магнітометрів з надпровідними квантовими інтерферометричними датчиками.

Дослідження останніх років показали, що розмежовувати два напрямки "магнітобіологію" та "біомагнетизм" не зовсім коректно, тому що вони мають загальну природу, як це було показано при вивченні магніторецепції. Можливо, незабаром ми станемо свідками створення загальної теорії впливу магнітних полів на біооб'єкти, що буде основою нового якісного стрибка в створенні нових як терапевтичних, так і діагностичних методик.

Тема 5. Дія електричних струмів та електромагнітних полів на біологічні об'єкти

Механізм дії електричного струму на тканини залежить від того, який це струм. З урахуванням характеристик струмів і пов'язаних із цими струмами ефектів, прийнято окремо розглядати впливи на тканини *постійного*, *імпульсного* та *змінного* струмів.

Постійний електричний струм

Основний механізм дії постійного струму на тканини – зміна (порівняно зі звичайними значеннями) концентрацій іонів у різних частинах тканин (рис. 2.18).

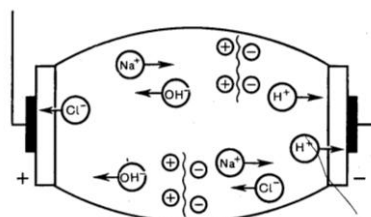


Рис. 2.18. Зміна концентрацій іонів у різних частинах тканин під дією постійного струму

Відзначимо, що при протіканні в тканинах постійного електричного струму сила струму може істотно зменшуватися з часом, незважаючи на незмінність прикладеної напруги. Це явище пов'язане з тим, що внаслідок зміщення іонів та зміни їхніх концентрацій у різних частинах тканин в останніх виникає створене цими іонами поле, яке частково компенсує зовнішнє поле, тобто виникає ЕРС поляризації тканин, яка зменшує силу струму в них.

На використанні постійного електричного струму засновані такі терапевтичні методики, як **гальванізація та лікарський електрофорез**.

Гальванізацію проводять при напрузі 60...80 В. При цьому густина струму не повинна перевищувати 1 А/м². Для підведення струму до пацієнта використовуються електроди, зазвичай з листового свинцю або станіолу. Між шкірою пацієнта та електродами розташовують гідрофільні прокладки, змочені водою або фізіологічним розчином. Застосування прокладок знижує опір шкіри (завдяки її зволоженню), поліпшує електричний контакт між електродами та тілом людини, а головне – дозволяє уникнути припікальної дії на шкіру пацієнта продуктів електролізу хлористого натрію, які виділяються на електродах (на катоді при цьому утворюються луи, на аноді – кислоти).

Зміни в тканинах концентрацій різних іонів при протіканні постійного електричного струму викликають відповідні реакції організму, зокрема, **стимулюють кровообіг та лімфообіг, метаболічні процеси в клітинах**. Крім того, відзначимо **підвищення збудливості нервових та м'язових клітин під катодом та її зниження під анодом**. Зменшення збудливості нервових клітин під анодом створює, зокрема, ефект місцевої аналгезії (знеболювання). Гальванізація може проводитися при лікуванні деяких нервових захворювань, бронхіальної астми та ін. (рис. 2.19).

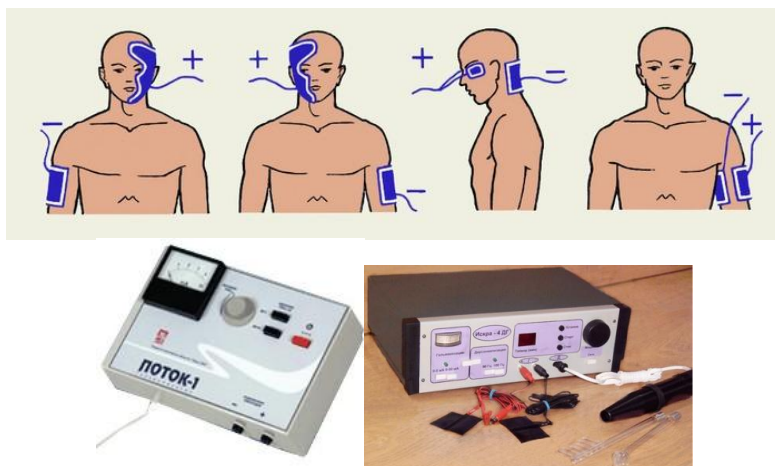


Рис. 2.19. Гальванізація: методика та сучасна медична апаратура

Лікарський електрофорез (електрофорез лікарських речовин) – це метод уведення лікарських речовин через шкіру або слизові оболонки при підведенні до цих тканин постійного струму. Лікарський електрофорез проводиться в такий самий спосіб та за допомогою того самого апарата, що й гальванізація, але одна з гідрофільних прокладок змочується не водою, а розчином необхідної лікарської речовини. Електрофоретичне введення препаратів може використовуватися тоді, коли ліки, розчиняючись у воді, утворюють іони. При цьому аніони вводять пацієнтові, змочуючи лікарським розчином прокладку під катодом, а катіони – під анодом.

Електрофоретичний спосіб уведення препаратів має ряд переваг перед іншими способами. Електрофорез не є травматичним, забезпечує локальний вплив у потрібному місці, ліки вводяться в іонній формі, яка звичайно й забезпечує терапевтичний ефект, а головне – препарат при електрофоретичному введенні накопичується в підшкірній клітковині, звідки він повільно вимивається, чим забезпечується тривалий безперервний вплив препарату на патологічне вогнище (рис. 2.20).

Електрофорез може використовуватися також з діагностичною метою, наприклад, для розділення та виявлення білкових фракцій плазми крові, що є досить інформативним при діагностиці ряду захворювань.



Рис. 2.20. Лікарський електрофорез

Говорячи про явища, пов'язані з постійними струмами, згадаємо явище **гальванізму** в порожнині рота, яке може спостерігатися, якщо якісь стоматологічні конструкції в порожнині рота виготовлені з різних металів. При цьому під впливом електролітів (слина, компоненти харчових продуктів) між металевими конструкціями виникає ЕРС, яка породжує протікання невеликих гальванічних струмів. Ці струми поступово призводять до корозії металів, погіршуючи якість зроблених з них конструкцій.

Імпульсний електричний струм

Говорячи про імпульсні струми, звичайно мають на увазі струми, що періодично, але не гармонічно (не синусоїдально), залежать від часу. Разом з тим, у медицині можуть використовуватися й поодинокі імпульси електричного струму (електричні імпульси), тобто струми, які змінюються з часом, тривалість протікання яких невелика.

Електричні імпульси можуть мати різну форму (різну залежність напруги або сили струму від часу). Так, можуть використовуватися прямокутні, трикутні, трапецієподібні та інші імпульси (рис. 2.21). Різноманітність форм імпульсів перешкоджає введенню універсальних, загальних для всіх форм імпульсів характеристик імпульсних струмів.

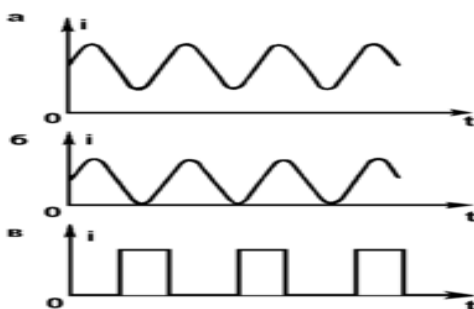


Рис. 2.21. Імпульсні електричні струми з різними формами імпульсів

Характеристики імпульсів: амплітуда, тривалість, крутість фронту.

Фронт імпульсу – це ділянка імпульсу, яка відповідає наростанню напруги або сили струму (передній фронт), або ділянка, яка відповідає їхньому спаданню (задній фронт, або зріз) (рис. 2.21).

Амплітуда – це максимальне значення модуля напруги або сили струму (U_{\max} або I_{\max} відповідно).

Тривалість імпульсу (τ) – це тривалість проміжку часу, протягом якого напруга або сила струму перевищує значення $0,1 \cdot U_{\max}$ або $0,1 \cdot I_{\max}$ відповідно.

Крутість фронту (s) розраховується за формулою:

$$s = \frac{0,8 \cdot U_{\max}}{\tau_{\phi}}$$

де τ_{δ} – тривалість проміжку часу наростання модуля напруги від $0,1 \times U_{\max}$ до $0,9 \times U_{\max}$ (для заднього фронту – спадання від $0,9 \times U_{\max}$ до $0,1 \times U_{\max}$) (рис. 2.22).

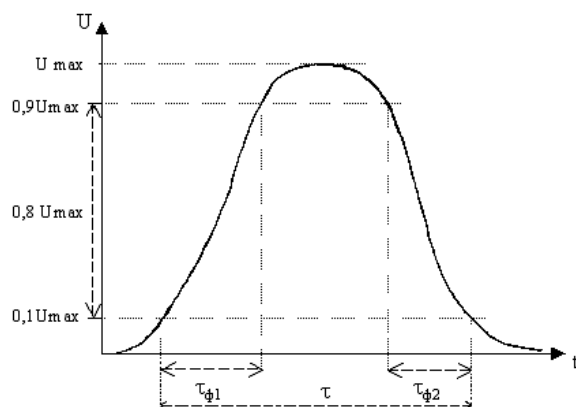


Рис. 2.22. Графік залежності напруги від часу

Імпульсні струми також характеризуються періодом повторення імпульсів (T) та частотою імпульсів (ν), де $\nu = 1/T$.

При впливі імпульсного струму на тканину швидка зміна потенціалу в міжклітинній рідині може спричинити зниження мембранного потенціалу клітини до величини, при якій на мембрані клітини починається процес генерації потенціалу дії. Таким чином, **основним механізмом дії імпульсних струмів на біологічні об'єкти є подразнення збудливих тканин (до збудливих тканин відносять м'язову, нервову та залозисту).**

Подразнювальна дія імпульсного струму залежить від його амплітуди та частоти, крутості й тривалості імпульсів.

Пороговий струм (i_n) – це мінімальна сила імпульсного струму, при якій спостерігається відповідна реакція (подразнення) тканин.

Закон Дюбуа–Реймона: подразнювальна дія електричного струму прямо пропорційна швидкості наростання (спадання) сили струму. Таким чином, подразнювальна дія струму прямо пропорційна величині похідної сили струму за часом. Оскільки швидкість наростання сили струму в імпульсі визначається крутістю фронту, можна вважати, що **подразнювальна дія імпульсного струму прямо пропорційна крутості імпульсу.**

При збільшенні тривалості імпульсу його подразнювальна дія на збудливі тканини наростає, тобто зменшується величина порогового струму. На цьому заснована методика електродіагностики – вивчення збудливих властивостей тканин шляхом визначення залежності величини порогового струму від тривалості імпульсу при подразненні тканини **одиначними прямокутними імпульсами.** Ця залежність (її графік показаний на рис. 2.23) описується **рівнянням** (іноді говорять, законом або формулою) **Хорвега–Вейса–Лапіка:**

$$i_r = \frac{a}{\tau} + b,$$

де **a** та **b** – деякі сталі.

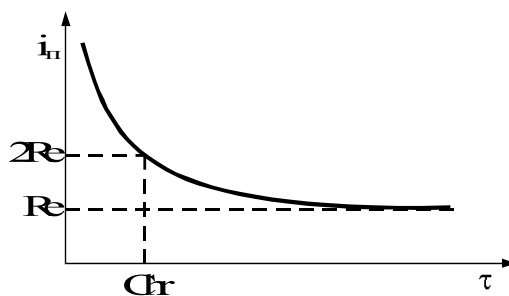


Рис. 2.23. Графік залежності порогового струму i_r від тривалості імпульсу τ

Реобаза (Re) дорівнює границі, до якої прямує пороговий струм, коли тривалість імпульсу прямує до нескінченності, тобто

$$Re = \lim_{\tau \rightarrow \infty} i_{п}.$$

Іноді реобазу визначають як значення порогового струму, що рееструється при таких тривалостях імпульсу, при яких граничний струм перестає залежати від тривалості імпульсу.

Для характеристики збудливих властивостей тканин поряд з реобазою використовують таку величину, як **хронаксія (Chr)**. **Хронаксія – це така тривалість імпульсу, при якій пороговий струм дорівнює подвоєній реобазі.**

Значення параметрів a та b у рівнянні Хорвега–Вейса–Лапіка пов'язані зі значеннями реобазу та хронаксії. Використовуючи визначення реобазу та хронаксії, легко показати, що $b = Re$, а $a = Re \cdot Chr$. Отже, рівняння Хорвега–Вейса–Лапіка може бути записане у вигляді:

$$i_{п} = Re \left(\frac{Chr}{\tau} + 1 \right).$$

Для збудливих тканин характерні певні значення реобазу та хронаксії. При різних патологічних станах ці параметри змінюються. Так, зменшення реобазу за незмінної хронаксії характерне для початку запальних процесів. Некротичні зміни в тканинах супроводжуються підвищенням реобазу та зменшенням хронаксії.

У стоматології електродіагностика використовується як **електроодонтодіагностика**, тобто визначення електрозбудженості нервових рецепторів пульпи. Для здорових зубів характерні значення порогового струму, які лежать у межах 2...10 мкА. Підвищена чутливість, при якій $i_{п} < 2$ мкА, характерна для початкової стадії пародонтозу, гіперстезії твердих тканин зуба, новоутворень щелепи. Зниження чутливості може свідчити про карієс ($i_{п} = 20...25$ мкА), ураження пульпи ($i_{п} = 30...100$ мкА), періодонтит ($i_{п} > 200$ мкА).

На використанні імпульсних струмів базуються такі терапевтичні методики, як **кардіостимуляція, дефібриляція, електрогімнастика м'язів, електросон**.

Кардіостимуляція. У нормі імпульси, які викликають скорочення серця, виробляються синусним (синатріальним) вузлом, який називається водієм ритму, та через провідну систему надходять на м'яз міокарда.

Якщо синусний вузол не виконує свою функцію або порушена робота провідної системи, необхідним є зовнішній водій ритму. Як зовнішній водій ритму зазвичай використовується **кардіостимулятор (електростимулятор)**, який носять або імплантують та який є генератором електричних імпульсів із частотою 1...1,2 Гц та тривалістю 0,8...3 мс (рис. 2.24).

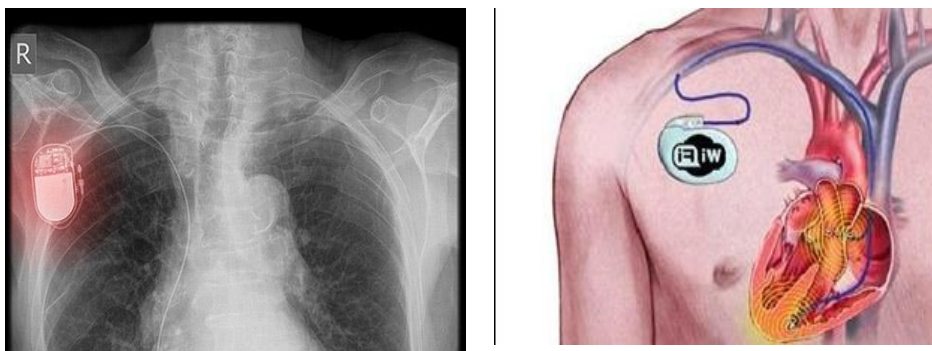


Рис. 2.24. Кардіостимуляція

Дефібриляція. Дефібрилятори застосовують при зупинці серця або у разі виникнення фібриляції шлуночків серця, тобто неупорядкованих скороченнях окремих м'язових волокон внаслідок їхнього збудження один одним. Дефібрилятор виробляє одиночні електричні імпульси (розряди) високої напруги, які викликають швидке сильне скорочення серцевого м'яза, що найчастіше приводить до відновлення нормальних скорочень серця. Зазвичай використовується напруга в декілька кіловольт (до 8 кВ), причому у випадку невдалої спроби "запустити" серце при наступних спробах збільшують напругу розряду (рис. 2.25).

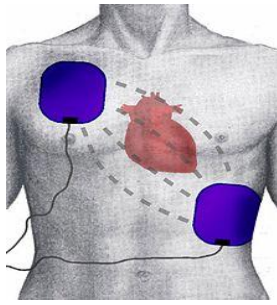


Рис. 2.25. Методика та сучасна апаратура, що використовуються при дефібриляції

Електрогімнастика м'язів підтримує м'язовий тонус, поліпшує кровообіг та обмін речовин в уражених м'язах або в м'язах з порушеною іннервацією, підтримує їхню скорочувальну здатність. Для електрогімнастики використовують імпульсний струм з імпульсами трикутної форми тривалістю 1...1,5 мс та частотою 100 Гц або імпульси експоненціальної форми тривалістю 3...60 мс та частотою 8...80 Гц (рис. 2.26).



Рис. 2.26. Електрогімнастика м'язів

Електросон – це метод гальмування центральної нервової системи імпульсним струмом з імпульсами прямокутної форми, тривалість яких 0,1...1 мс, а частотою слідування – 5...150 Гц (рис. 2.27).

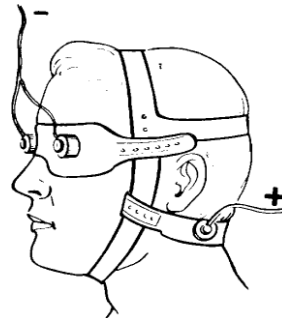


Рис. 2.27. Електросон

Змінний електричний струм

Змінний струм характеризується напругою, силою струму, амплітудним та діючим значеннями цих величин, частотою (а також пов'язаними з частотою величинами – циклічною частотою та періодом), фазою.

Залежно від частоти змінного струму можуть спостерігатися різні механізми дії струму на тканини.

При низьких частотах змінний струм, як і імпульсний, здійснює на збудливі тканини подразнювальну дію.

При високих частотах, коли зміщення заряджених частинок у тканинах невеликі, переважає тепловий ефект, тобто виділення в тканинах теплоти внаслідок протікання струму.

Залежність порогового струму від частоти визначається **законом Нернста**, відповідно до якого в діапазоні частот від 100 до 3 000 Гц пороговий струм пропорційний кореню квад-

ратному з частоти струму (тобто $i_n = k_1 \sqrt{v}$), а в діапазоні частот від 50 до 300 кГц пороговий струм пропорційний частоті струму (тобто $i_n = k_2 v$, де k_1 та k_2 – деякі сталі). У випадку змінного струму порогове значення струму називають також **порогом відчутного струму**.

Подразнювальна дія змінного струму на організм характеризується також **порогом невідпускаючого струму**. Якщо людина торкається рукою провідника, який перебуває під напругою, може відбутися скорочення м'язів, яке викликає захоплення рукою цього провідника. Мінімальне значення сили струму, при якому людина не може самостійно розтиснути руку та звільнитися від провідника, що є джерелом цього струму, називають порогом невідпускаючого струму.

Реографія, або **імпеданс-плетизмографія** – діагностична методика, яка використовує змінний струм з частотою у декілька десятків кГц, але з амплітудою сили струму, меншою за порогове значення.

При реографії найчастіше використовується змінний струм частотою 30 кГц. Оскільки при цьому використовуються сили струму, амплітуди яких менші за граничне значення, то такі струми не викликають подразнення збудливих тканин.

При реографії головного мозку одержують **реоенцефалограми**, при реографії серця – **реокардіограми** (рис. 2.28). При реографії можна також проводити дослідження магістральних судин легенів, печінки та кінцівок, а в стоматології – судин пародонта та слизової оболонки порожнини рота.

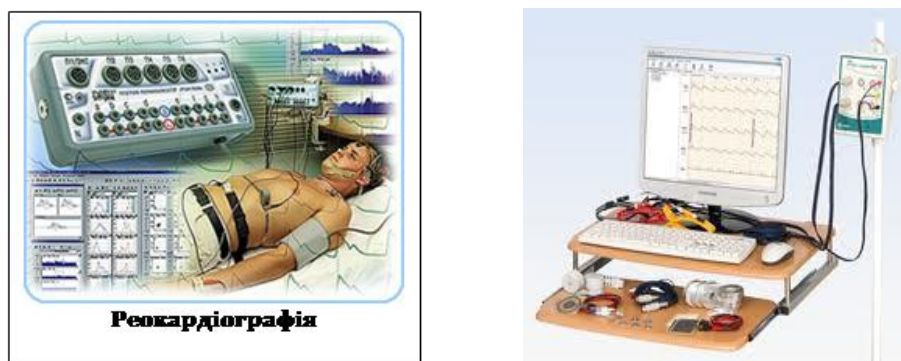


Рис. 2.28. Сучасний комп'ютерний реокардіограф

Діатермія. Виділення тепла, яке відбувається в тканинах при протіканні через них змінного струму високої частоти, лежить в основі діатермії.

При **терапевтичній діатермії** раніше використовували змінний струм частотою близько 1 МГц та силою струму 1...1,5 А. Зараз цю методику не використовують.

При **електрохірургії** використовується струм із частотою порядку 10 МГц. Застосовуються два електроди: один з великою площею контакту з тілом пацієнта, інший – з малою площею поверхні (гострий електрод). У місці дотику тіла гострим електродом утворюється висока густина струму та розвивається висока питома теплова потужність. Унаслідок цього при діатермокоагуляції ($j = 6...10 \text{ mA/mm}^2$) відбувається "заварювання" кровоносних судин.

При **діатермотомії** ($j \approx 40 \text{ mA/mm}^2$) гострий електрод виконує роль електроножа (електроскальпеля), який, пропалюючи тканину, розсікає її (рис. 2.29). Діатермотомія зручна для хірурга тим, що метод практично безкровний, тому що одночасно з розсіченням тканини відбувається заварювання розсічених судин. Однак такі розрізи гояться значно гірше, ніж зроблені звичайним скальпелем.



Рис. 2.29. Сучасна апаратура, що використовується при діатермотомії

При **місцевій дарсонвалізації** на пацієнта впливають змінним струмом частотою 100...400 кГц, але підводиться він до пацієнта не безупинно, а імпульсами із частотою 50 Гц. При цьому використовуються напруги порядку 10 кВ. Особливістю методики є те, що струм підводиться до пацієнта за допомогою електрода, який має дуже великий опір (зазвичай це або пустотілий, або заповнений графітом скляний електрод). Коли такий електрод наближається до шкіри пацієнта, між ним і шкірою проскакує іскорка, тобто з'являється струм (рис. 2.30). Однак при протіканні струму на скляному електроді падає велика напруга, що приводить до різкого зменшення напруги між шкірою та електродом. Розряд (іскорка) гасне, струм припиняється, і між шкірою та електродом знову виникає велика напруга. Це знову породжує наступний розряд тощо. Місцева дарсонвалізація створює місцеву подразнювальну дію на нервові закінчення в шкірі, що стимулює кровообіг у ділянках шкіри, які підпадають під вплив, та викликає ряд інших корисних реакцій.



Рис. 2.30. Місцева дарсонвалізація

Дія електромагнітних полів на біологічні тканини

Електричні струми в тканинах можна збуджувати й без використання електродів. При розміщенні тканин (частин тіла) у змінному електромагнітному полі в них виникають змінні струми. Прогрівання тканин за допомогою наведених змінним полем струмів лежить в основі таких методик, як **індуктотермія**, **УВЧ-терапія** та **НВЧ-терапія**. Остання має різновиди: **МКХ-терапія** (яка іноді називається **СМХ-терапією**) та **ДЦХ-терапія**.

При **індуктотермії** на тканини пацієнта впливають змінним магнітним полем, частота коливань якого знаходиться в межах 10...15 МГц. Стандартний апарат для індуктотермії створює поле, яке змінюється з частотою 13,56 МГц. Змінне магнітне поле індукує в тканинах вихрові електричні струми, внаслідок протікання яких виділяється тепло та відбувається прогрівання тканин.

Магнітне поле при індуктотермії створюється за допомогою котушки (індуктора), яка зазвичай є спіралью змотаним проводом, яким протікає змінний електричний струм відповідної частоти (рис. 2.31). Для прогрівання тканин кінцівки її найчастіше обмотують проводом так, що утворюється котушка, всередині якої перебуває кінцівка.



Рис. 2.31. Індуктотермія

При **УВЧ-терапії** (**УВЧ** – **ультрависокі частоти**) на тканини пацієнта впливають змінним електричним полем УВЧ-діапазону електромагнітних хвиль (30...300 МГц). УВЧ-поле створює в тканинах пацієнта електричні струми (точніше, коливання заряджених частинок) тієї ж частоти, з якої змінюється УВЧ-поле. Струми, що виникають, нагрівають тка-

нини (органи) пацієнта, причому змінні електромагнітні поля УВЧ сильніше нагрівають ті тканини, які мають меншу електропровідність (рис. 2.32). Слід пам'ятати, що електропровідність тканин для змінного струму відрізняється від їхньої електропровідності для постійного струму, причому чим вища частота струму, тим більші ці відмінності.



Рис. 2.32. УВЧ-терапія

При **НВЧ-терапії** (НВЧ – надвисокі частоти) для прогрівання тканин пацієнта на них впливають електромагнітними хвилями із частотами, які лежать у діапазоні 300 МГц – 30 ГГц. Зазвичай при цьому використовуються апарати, які виробляють електромагнітні хвилі з такими стандартними значеннями довжин хвиль: при ДЦХ-терапії (ДЦХ – дециметрові хвилі) – 65,2 см ($\nu = 460$ МГц), а при МКХ-терапії (мікрохвильової терапії) – 12,6 см ($\nu = 2375$ МГц) (рис. 2.33).

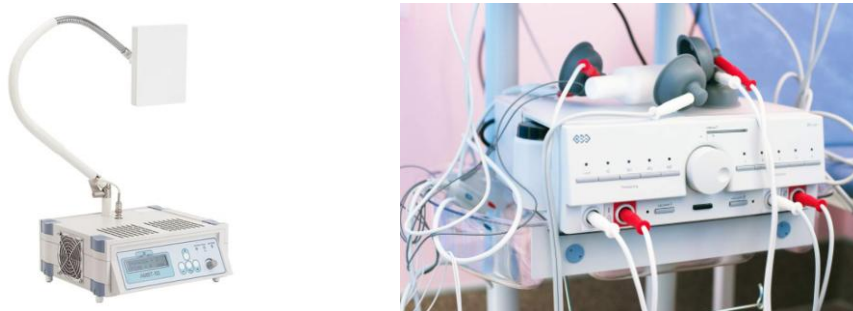


Рис. 2.33. Сучасна апаратура, що використовується при НВЧ-терапії

ДЦХ- та МКХ-терапія розрізняються глибиною проникнення випромінювання в тканини організму. Під час ДЦХ-терапії глибина проникнення сягає 9 см, а під час МКХ-терапії – становить 3–5 см. При НВЧ-терапії добре прогриваються м'язові тканини та кров.

Важливо підкреслити, що вплив високочастотних електромагнітних коливань на організм не зводиться тільки до теплового ефекту. Вплив електромагнітного випромінювання на організм спостерігається також за таких інтенсивностей випромінювання, за яких тепловий ефект не є значущим. Механізми впливу електромагнітних випромінювань на організм вивчені все ще недостатньо. Зрозуміло, що біологічна дія випромінювання проявляється на різних рівнях, а саме: субклітинному (молекулярному), клітинному, тканинному, органному, організаційному, популяційному, видовому, біоценотичному, глобальному.

Результатом несприятливого впливу електромагнітних випромінювань радіочастотного діапазону можуть бути як прямі патологічні явища (захворювання органів або порушення діяльності систем організму), так і ослаблення захисно-приспосувальних реакцій організму. Вважається доведеним негативний вплив електромагнітних випромінювань досить високої інтенсивності на серцево-судинну, центральну нервову, ендокринну, кровотворну та деякі інші системи організму. Вплив змінних електромагнітних полів (ЕМП) може призводити до запаморочень, підвищеної стомлюваності, дратівливості, ослаблення пам'яті, розладу сну, загальної слабкості та інших негативних наслідків. Під час тривалого впливу електромагнітних полів навіть невисокої інтенсивності настають виражені зміни в корі великих півкуль головного мозку.

Дія постійного електричного поля на тканини спричиняє поляризацію діелектриків та появу у провідних тканинах струмів, які викликають зміщення іонів та зміну їхніх концентрацій у різних ділянках тканин, причому зміщення іонів відбувається доти, поки створене ними електричне поле не компенсує вплив зовнішнього поля.

Використовуються такі методики, як **електростатичний душ** (або **франклінізація**) (рис. 2.34) та **аероіотерапія**.

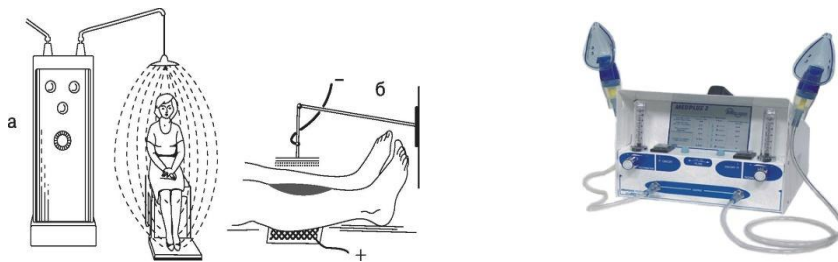


Рис. 2.34. Електростатичний душ

При цьому пацієнта поміщають у сильне електростатичне поле (використовують напругу до 50 кВ), у якому відбувається часткова іонізація повітря. При цьому з'являються аероіони, а також продукти іонізації повітря – озон та окисли азоту, які подразнюють рецептори шкіри та слизової оболонки верхніх дихальних шляхів. Усе це спричиняє зміну функціонального стану центральної нервової системи, яка виражається в активізації гальмівних процесів, поліпшенні самопочуття, нормалізації сну та ін.

Тема 6. Основи медичної електроніки

Електроніка – це галузь науки та техніки, яка вивчає та застосовує роботу електровакuumних, іонних та напівпровідникових пристроїв.

Медична електроніка – це розділ електроніки, у якому розглядаються особливості застосування електронних систем для розв'язання медико-біологічних завдань, а також будова відповідної апаратури.

Три основні групи задач, які розв'язуються за допомогою медичних електронних апаратів:

- зняття та реєстрація медико-біологічної інформації;
- дія на організм будь-якими фізичними факторами в лікувальних цілях;
- переробка та зберігання медико-біологічної інформації.

Види медичної апаратури:

- контрольна-діагностична;
- терапевтична (іноді кажуть фізіотерапевтична, або електротерапевтична);
- кібернетичні електронні пристрої.

Контрольно-діагностична апаратура призначена для зняття, передачі та реєстрації інформації, яка відображає процеси, що відбуваються в організмі людини, у навколишньому середовищі, у різних конструкціях медичного призначення. Склад таких апаратів у загальному випадку показаний на рис. 2.35, де ПЗ – це пристрій зняття; Під – підсилювач; П – передавач; Пр – приймач; ПВ та ПР – пристрій відображення та пристрій реєстрації відповідно.

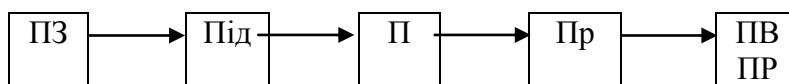


Рис. 2.35. Блок-схема контрольної-діагностичної апаратури

Пристрій зняття є обов'язковою складовою частиною контрольної-діагностичних апаратів (КДА). Зазвичай отриманий сигнал на виході пристрою зняття слабкий, та його подальшому використанню повинне передувати підсилення. Тому підсилювач є майже обов'язковим блоком КДА. Іноді виникає необхідність передачі підсиленого сигналу. У цьому випадку до складу КДА входять передавач та приймач сигналу. Перетворення сигналу у форму, зручну для сприйняття користувачем, здійснюється за допомогою обов'язково присутнього в складі КДА або пристрою відображення інформації, або пристрою реєстрації.

Робота всіх цих блоків вимагає витрат енергії, тому, як правило, до складу КДА входить також джерело живлення (рис. 2.36).



Рис. 2.36. Сучасний вигляд контрольно-діагностичної апаратури

Терапевтична апаратура призначена для дозованого впливу на організм людини різними фізичними факторами з метою лікування.

Різноманіття видів та способів впливу на організм визначає й різноманіття схем побудови електронних терапевтичних апаратів. Загальнообов'язковими для електронних пристроїв цього класу є тільки джерело живлення, генератор, який виробляє необхідний фізіотерапевтичний вплив, та контрольно-вимірювальний пристрій, який забезпечує можливість контролю рівня впливу на пацієнта (рис. 2.37).



Рис. 2.37. Терапевтична апаратура

Кібернетичні електронні пристрої призначені для переробки, зберігання та автоматичного аналізу медико-біологічної інформації, для керування процесами життєдіяльності та для автоматичного регулювання стану навколишнього середовища (рис. 2.38).

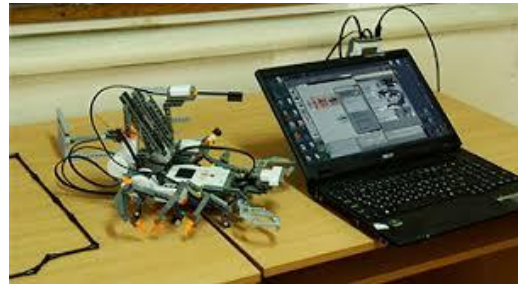


Рис. 2.38. Кібернетичні електронні пристрої

Як правило, складовою частиною таких пристроїв є комп'ютер або спеціалізований мікропроцесор.

У цей час широка комп'ютеризація електронних пристроїв призводить до того, що багато контрольно-діагностичних пристроїв, а іноді й терапевтичних, є одночасно й кібернетичними. З'являються вже й пристрої, які виконують функції як КДА, так одночасно і терапевтичних та кібернетичних пристроїв.

Будь-який медичний електронний апарат, насамперед, повинен не шкодити пацієнтові. Тому при вивченні всіх класів електронних приладів та апаратів винятково важливими є питання **електробезпеки** під час роботи з цими пристроями та їхньої **надійності**.

Кажучи про **електробезпеку** при роботі з медичними електронними пристроями, необхідно виділити два основних аспекти цієї проблеми, які пов'язані з двома головними можливими причинами небезпеки для пацієнта або персоналу під час роботи з цими пристроями. Такими причинами є так званий "**пробій на корпус**" та **струми витоку**.

Пробій на корпус – це порушення захисної ізоляції струмонесучих частин електронного пристрою, яке призводить до виникнення електричного контакту між цими частинами та корпусом пристрою. У цьому випадку контакт пацієнта або персоналу з корпусом приладу може призвести до електротравми або навіть загибелі людини.

Найчастіше живлення електронних апаратів здійснюється від мережі змінного струму. До розеток мережі змінного струму від ліній електропередачі підводять один з лінійних проводів (у лінії електропередач три лінійних проводи) та нейтральний провід. Лінійний провід у просторіччі часто називають «фаза», а нейтральний – «нуль». Досить частим та небезпечним варіантом пробою на корпус є порушення ізоляції, яке призводить до появи електричного контакту між лінійним проводом та корпусом апарата.

Метод, який найчастіше використовується для боротьби з небезпекою ураження при пробі на корпус, є **заземлення корпусу** приладу або апарата. При цьому корпус приладу за допомогою провідника з малим опором (зазвичай **не більше 4 Ом**) з'єднується із землею. Якщо для передачі електроенергії використовується не схема передачі зі штучно заземленим нейтральним проводом, то заземлення корпусу приладу приводить до такого перерозподілу напруги в колі протікання струму від корпусу до нейтрального проводу, при якому напруга між корпусом та землею (тобто напруга, яка створює струм через людину, що контактує з корпусом приладу) виявляється невеликою (порядку декількох вольт), та не є небезпечною для життя або здоров'я людини.

Разом з тим захисне заземлення не завжди здатне забезпечити роботу з медичними електронними пристроями. По-перше, якщо людина знаходиться в приміщенні, у якому розташована велика кількість різних приладів та апаратів (наприклад, кабінети фізіотерапії або функціональної діагностики та ін.), то існує небезпека одночасного контакту людини з двома приладами, в одного з яких відбувся пробій на корпус, а в іншого виник електричний контакт між корпусом та нейтральним проводом. У цій ситуації людина опиняється в ролі електричної ділянки кола, що увімкнена між точками з різницею потенціалів у кілька сотень вольт (найчастіше – 220 В), що надзвичайно небезпечно. По-друге, якщо використовується схема передачі електроенергії із заземленою нейтраллю, то захисне заземлення, хоча й перерозподіляє напругу в колі протікання струму, але зменшує її недостатньо, і напруга на людині при контакті з корпусом приладу у випадку пробою на корпус може виявитися величиною порядку 100 В. Правда, при цьому, на вході приладу виникає великий струм, і це повинно призводити до згоряння запобіжника, а отже, відключення приладу від мережі, але таке відключення може відбутися не відразу, і людина встигне постраждати. Тому для забезпечення вищого ступеня захищеності пацієнтів та персоналу від ушкодження електричним струмом використовується такий метод, як **занулення корпусу** апарату, при якому корпус апарату з'єднується провідником малого опору з нейтральним проводом. У цьому випадку при пробі на корпус у колі виникає струм силою в сотні ампер, що практично миттєво приводить до відключення апарату від мережі (внаслідок згоряння запобіжника або виходу з ладу якихось частин електропроводки).

Струми витоку. Наявність струмів витоку пов'язана з тим, що для змінного струму провідність будь-якої, навіть найкращої ізоляції не дорівнює нулю. Оскільки між струмонесучими частинами апарата та його корпусом існують ємнісні зв'язки, на корпусі завжди є невелика змінна напруга, з якою пов'язані завжди існуючі невеликі струми витоку. У більшості випадків впливом на організм цих струмів можна знехтувати, але в деяких випадках (наприклад, під час операцій на відкритому серці або головному мозку) струми витоку необхідно враховувати.

За величиною припустимого струму витоку електронні пристрої поділяються на чотири класи, з позначками Н, В, ВF та CF.

Клас Н відповідає пристроям з нормальним ступенем захисту, тобто з таким же ступенем електрозахисту, як і у звичайних побутових електроприладів. У цьому випадку величина сили струму витоку (I_v) не перевищує 0,25 мА.

Клас В – це пристрої з підвищеним ступенем захисту. У цих пристроїв $I_v \leq 0,1$ мА.

Клас ВF – це пристрої з підвищеним ступенем захисту та з ізолюваною робочою частиною (відомий приклад – апарат для НВЧ-терапії).

Клас CF – пристрої з найвищим ступенем захисту та ізольованою робочою частиною ($I_b \leq 10$ мкА). Тільки пристрої такого класу допускаються до застосування під час роботи на відкритому серці.

Надійність електронного пристрою – це його здатність працювати безвідмовно.

Відмова пристрою відбувається внаслідок різних непередбачених причин та є випадковою подією. Тому надійність електронних медичних апаратів описують в термінах теорії ймовірностей, а однією з найважливіших характеристик надійності є **ймовірність безвідмовної роботи** електронного пристрою. Ймовірність безвідмовної роботи $P(t)$ залежить від часу та обчислюється за формулою:

$$P(t) = \frac{N(t)}{N_0},$$

де N_0 – вихідне (у початковий момент часу) число справних приладів або апаратів, а $N(t)$ – число справних приладів або апаратів у момент часу t .

Величина $P(t)$ з часом зменшується.

Для характеристики швидкості зміни з часом числа справних електронних пристроїв вводять таку величину, як **інтенсивність відмов** (λ), яка дорівнює взятому зі знаком «мінус» відношенню швидкості виходу з ладу електронних пристроїв до кількості працюючих пристроїв, тобто

$$\lambda = -\frac{dN}{Ndt}.$$

Знак "мінус" останній формулі обумовлений тим, що кількість працюючих пристроїв з часом зменшується, тобто величина $\frac{dN}{dt}$ є від'ємною.

Крива залежності інтенсивності відмов від часу має три характерні ділянки (відділені на рисунку одна від одної пунктирними прямими) (рис. 2.39).

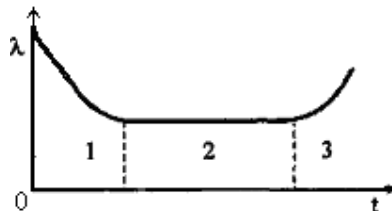


Рис. 2.39. Залежність інтенсивності відмов λ від часу t

На першій ділянці величина λ велика, але зменшується з часом. Ця ділянка відповідає виходу з ладу приладів, початково виготовлених з якими-небудь дефектами (ділянка прироблення). На другій ділянці інтенсивність відмов невелика й не змінюється з часом – це ділянка нормальної роботи. На третій ділянці λ з часом збільшується. Це ділянка старіння апаратури, виходу з ладу приладів, які виробили свій ресурс.

Зв'язок між ймовірністю безвідмовної роботи та інтенсивністю відмов встановлюють для ділянки нормальної роботи електронних пристроїв:

$$N(t) = N_0 e^{-\lambda t},$$

звідки

$$P(t) = e^{-\lambda t}.$$

Отже, ймовірність безвідмовної роботи експоненціально зменшується з часом.

Класи медичних електронних пристроїв за критерієм надійності:

A – вироби, відмова яких є безпосередньою загрозою для життя пацієнта або персоналу (наприклад, системи життєзабезпечення). Для таких виробів на час експлуатації до профілактичного обслуговування або протягом встановленого терміну служби повинна виконуватися умова $P \geq 0,99$.

Б – вироби, відмова яких викликає спотворення інформації про стан організму або навколишнього середовища, яке або не становить безпосередньої небезпеки для життя пацієнта, або становить небезпеку, але за умови можливості негайної заміни таких виробів справними. Для виробів цього класу на час експлуатації до профілактичного обслуговування або протягом встановленого терміну служби повинна виконуватися умова $P \geq 0,8$.

В – вироби, відмова яких знижує ефективність або затримує лікувально-діагностичний процес у некритичних ситуаціях. Для таких пристроїв середній термін роботи до відмови повинен удвічі перевищувати або період до профілактичного ремонту, або гарантійний строк експлуатації.

Метрологія – це наука про вимірювання, тобто про те, як проводити вимірювання, як правильно обробляти результати вимірювань, як забезпечувати вірогідність результатів вимірювань.

Медична метрологія – галузь метрології, у якій розглядаються особливості вимірювань у медицині, а також відповідного засобу вимірювань.

При вимірюваннях необхідно, щоб результати вимірювань відповідали певній точності та були однаковими, якщо вимірюються ідентичні величини, незалежно від того, здійснюються вимірювання в той же чи різний час, в одному або різних місцях.

Для забезпечення необхідної точності та єдності вимірювань існує особлива державна **метрологічна служба**. До числа її найважливіших завдань входять як розв'язання наукових проблем, пов'язаних з метрологією, й розробка відповідної документації (ДСТУ, нормативи та ін.), так й організація регулярної перевірки всіх використовуваних засобів вимірювань. При перевірці засобів вимірювань з метою встановлення їхньої придатності до застосування визначаються похибки цих засобів вимірювань.

Для перевірки використовують **еталони й зразкові засоби вимірювань**.

Еталон – це засіб вимірювань (або комплекс засобів вимірювань), що забезпечує відтворення та зберігання узаконеної одиниці фізичної величини.

За допомогою еталонів перевіряються зразкові засоби вимірювань.

Зразкові засоби вимірювань – це ті засоби, що застосовуються для перевірки робочих засобів вимірювань.

Розглянемо тепер найважливіші частини медичних електронних приладів й апаратів. Як самостійні пристрої або частини складніших пристроїв у медицині часто використовуються згадувані вище пристрої зняття інформації, підсилювачі, генератори, пристрої відображення та реєстрації інформації.

На цей час люди вміють працювати (перетворювати, зберігати, передавати на відстані, підсилювати) із сигналами в електричній формі, тому, якщо вихідний сигнал неелектричний, його спочатку перетворюють на електричну форму.

Пристрої зняття медико-біологічної інформації поділяють на **електроди** (пристрої зняття електричних сигналів) та **датчики** (пристрої, які перетворюють неелектричний сигнал на електричний).

Електроди звичайно є металевими провідниками спеціальної форми, які пов'язують електронний пристрій з біологічною системою (рис. 2.40).

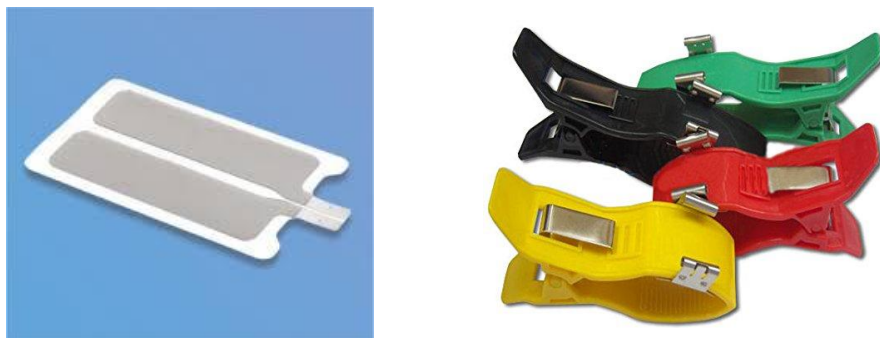


Рис. 2.40. Сучасні електроди

Залежно від призначення вони можуть мати різну форму, розміри, способи кріплення до тіла. Кажучи про основні вимоги до електродів, відзначимо, що вони повинні:

- швидко фіксуватися та зніматися;
- мати високу стабільність електричних параметрів;
- бути міцними;
- не створювати перешкод;
- не подразнювати тканину;
- забезпечувати мінімізацію втрат корисної інформації;
- допускати багаторазове використання;
- мати не занадто високу вартість.

Які з цих вимог повинні виконуватися в першу чергу, визначається сферою застосування електродів, причому в різних випадках можуть висуватися прямо протилежні вимоги.

Поряд з металевими електродами, у мікроелектродній практиці використовують скляні мікроелектроди, заповнені провідним розчином, що мають діаметр вістря порядку 0,5 мкм. Такі електроди дозволяють проколювати мембрану клітини й проводити внутрішньоклітинні дослідження.

Датчики є більш різноманітними, ніж електроди. Існують різні класифікації датчиків. Так, датчики поділяють на **енергетичні** та **біокерувальні**. Енергетичні датчики самі виробляють той сигнал, який, змінюючись при взаємодії з об'єктом дослідження, потім приймається цим же датчиком (рис. 2.41).



Рис. 2.41. Датчики

Біокерувальні датчики приймають сигнал, який приходить від об'єкта дослідження й має зовнішнє відносно датчика походження. Біокерувальні датчики підрозділяють на **генераторні** та **параметричні**. Генераторні датчики генерують ЕРС (електрорушійну силу), величина якої залежить від рівня сигналу, який знімається. Параметричні датчики внаслідок впливу зовнішнього сигналу змінюють свої параметри (опір, ємність або ін.), для виявлення чого необхідне зовнішнє стосовно датчика джерело постійного або змінного струму.

Датчики можуть класифікуватися за фізичною величиною, що характеризує вхідний сигнал, наприклад, фотодатчики, термодатчики, датчики тиску, тензодатчики та ін.

Можлива класифікація датчиків на основі фізичних явищ, що лежать в основі їхньої роботи. Наприклад, в основі роботи п'єзоелектричних датчиків лежить п'єзоелектричний ефект.

Може використовуватися класифікація датчиків за параметром, який змінюється під впливом зовнішнього сигналу. Так, наприклад, для виміру тиску можуть використовуватися резистивні, ємнісні та індуктивні датчики.

Нехай $x(t)$ – залежність вхідного сигналу датчика від часу, а $y(t)$ – залежність вихідного сигналу від часу. Функція $y = f(x)$ називається **функцією перетворення датчика**. Похідна функції перетворення за величиною x називається **чутливістю датчика** (z), тобто

$$z = \frac{dy}{dx} = \frac{df(x)}{dx}.$$

При практичному використанні датчиків необхідно враховувати можливі недоліки датчиків, серед яких у першу чергу відзначимо **інерційність**, температурну залежність, **гістерезис**, можливість зворотного впливу датчика на досліджуваний об'єкт.

Інерційність датчиків проявляється в тих випадках, коли при швидких змінах вхідного сигналу вихідний сигнал не встигає змінюватися за тим же законом, що й вхідний. У результаті на виході датчика утворюється якийсь усереднений "згладжений" сигнал, який відрізняється від вхідного за своєю залежністю від часу тим більше, чим швидше змінюється вхідний сигнал.

На цей час більшість датчиків є напівпровідниковими. Електричні властивості напівпровідників дуже сильно залежать від температури, тому й вихідний сигнал датчика залежить від його температури. При вимірюваннях температури це є позитивною якістю. Якщо ж датчик використовується для вимірювання не температури, а будь-якої іншої фізичної величини, то температурна залежність властивостей датчика є його недоліком, з яким треба боротися. З цією метою використовують таблиці виправлень, які враховують фактор температури, або здійснюють термостабілізацію вимірювань, тобто здійснюють вимірювання при певній сталій температурі.

Гістерезис – це залежність сигналу на виході датчика від передісторії зміни сигналу на вході датчика. Датчик ніби пам'ятає свій попередній стан, і це позначається на рівні вихідного сигналу. Так, при однаковому рівні вхідного сигналу величина вихідного сигналу буде залежати від того, як досягнуто цього рівня: при наростанні вхідного сигналу або ж при його убаванні.

Датчик може впливати на досліджуваний об'єкт, змінюючи його характеристики й тим самим змінювати величину вхідного сигналу.

Говорячи про пристрої зняття в цілому, можна зазначити наступні загальні вимоги до них. Пристрої зняття повинні:

- забезпечувати одержання стійкого інформативного сигналу;
- у найменшому можливому ступені спотворювати вхідний сигнал;
- мати максимальну завадозахищеність;
- забезпечувати можливість зручного розміщення в необхідному для вимірювань місці;
- не створювати побічної подразнювальної дії на організм;
- допускати можливість стерилізації й багаторазового використання.

Підсилювачі – це пристрої, які підсилюють вхідні електричні сигнали за рахунок енергії стороннього джерела. Підсилювачі електричних сигналів поділяють на **підсилювачі змінного струму** й **підсилювачі постійного струму**. Така класифікація не цілком точно відображає особливості сигналів, що посилюються. Насправді підсилювачі змінного струму – це підсилювачі сигналів, які швидко змінюються, а підсилювачі постійного струму – це підсилювачі сигналів, які змінюються повільно.

Для характеристики підсилювача використовується така величина, як **коефіцієнт підсилення (к)**. Для підсилювачів змінного струму коефіцієнт підсилення дорівнює

$$k = \frac{U_{0\text{вих}}}{U_{0\text{вх}}},$$

де $U_{0\text{вих}}$ й $U_{0\text{вх}}$ – амплітуди вихідного й вхідного сигналів відповідно.

Для підсилювачів постійного струму коефіцієнт підсилення дорівнює

$$k = \frac{\Delta U_{\text{вих}}}{\Delta U_{\text{вх}}},$$

де $\Delta U_{\text{вих}}$ – зміна сигналу на виході підсилювача, яка відбувається внаслідок зміни вхідного сигналу на $\Delta U_{\text{вх}}$.

Амплітудна характеристика підсилювача – це залежність амплітуди вихідного сигналу від амплітуди вхідного сигналу (рис. 2.42).

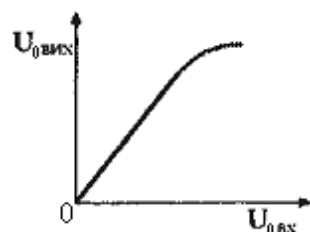


Рис. 2.42. Амплітудна характеристика підсилювача

В ідеалі графік цієї характеристики повинен бути лінією, яка проходить через початок координат, причому чим більший кут утворить ця лінія з віссю абсцис, тим більший коефіцієнт підсилення, тобто тим кращим є підсилювач. Однак у реальних підсилювачів амплітудна характеристика залишається лінійною тільки в певному діапазоні величин вхідного сигналу (при не дуже великих величинах вхідного сигналу).

Якщо при роботі підсилювача використовується й нелінійна ділянка амплітудної характеристики підсилювача, то відбуваються нелінійні, або амплітудні, спотворення сигналу.

Амплітудно-частотна характеристика підсилювача – це залежність коефіцієнта підсилення підсилювача змінного струму від частоти вхідного сигналу. В ідеального підсилювача графік амплітудно-частотної характеристики – це пряма лінія, паралельна осі абсцис (рис. 2.43). У реальних підсилювачів приблизно такою амплітудно-частотна характеристика є тільки в певному діапазоні частот. За межами цього діапазону відбувається зниження коефіцієнта підсилення.

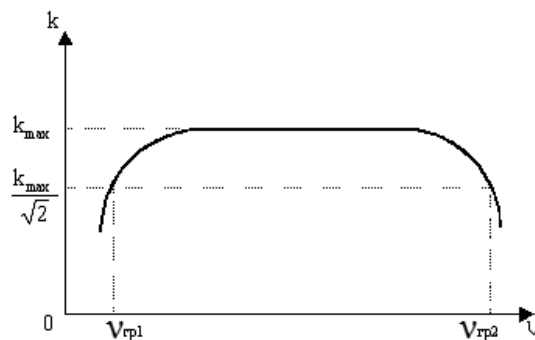


Рис. 2.43. Амплітудно-частотна характеристика підсилювача

Унаслідок відмінності амплітудно-частотних характеристик реальних підсилювачів від ідеального вигляду виникають частотні, або лінійні, спотворення сигналу на виході підсилювача. Щоб сигнал підсилювався без істотних спотворень, він повинен містити тільки ті частоти, які лежать у межах так званої **смуги пропускання підсилювача**.

Границі смуги пропускання визначаються в такий спосіб: спочатку знаходять максимальне значення коефіцієнта підсилення підсилювача k_{\max} , а потім визначають частоти, для яких

$k = \frac{k_{\max}}{\sqrt{2}} \approx 0,7 \cdot k_{\max}$; на рис. 2.43 частоти $\nu_{\text{гр1}}$ й $\nu_{\text{гр2}}$ – граничні частоти смуги пропус-

кання. Діапазон частот від $\nu_{\text{гр1}}$ до $\nu_{\text{гр2}}$ – це і є смуга пропускання підсилювача. Цей параметр має важливе практичне значення: так, для підсилення звуку достатня смуга пропускання 20 Гц...20 кГц, а для підсилення сигналів ЕКГ досить усього 1...100 Гц.

Підсилення сигналів, які повільно змінюються, є завданням технічно складнішим, ніж підсилення сигналів, які швидко змінюються, тому підсилювачі постійного струму конструктивно складніші за підсилювачі змінного струму. У медицині підсилювачі постійного струму використовуються для підсилення різного роду біопотенціалів, які найчастіше дуже слабкі. Це приводить до необхідності створювати підсилювачі постійного струму з великими коефіцієнтами підсилення (порядку $10^5 \dots 10^6$). Домогтися стійкої роботи підсилювачів постійного струму з великими значеннями коефіцієнта підсилення складно, чим визначається й складність конструкції таких підсилювачів. Зазначимо тільки, що такі підсилювачі – це підсилювачі з глибоким **негативним зворотним зв'язком**. Про наявність зворотного зв'язку кажуть, якщо частина вихідного сигналу передається на вхід підсилювача. Якщо при цьому сигнал, який приходить по колу зворотного зв'язку, такий, що перешкоджає зміні вхідного сигналу, кажуть про негативний зворотний зв'язок.

Генератор – це пристрій, який перетворює енергію джерел живлення (зазвичай – джерел постійної напруги) в енергію електромагнітних коливань різної форми. Генератори містять підсилювальні елементи, які мають позитивний зворотний зв'язок між виходом і входом. Звичайно генератори – це автоколивальні системи.

Генератори поділяють на **генератори синусоїдальних (гармонічних) коливань** (рис. 2.44) та **імпульсні (релаксаційні) генератори**. Крім того, генератори класифікують за діапазонами частот та потужностей, що генеруються.



Рис. 2.44. Види генераторів

У медицині найчастіше використовуються генератори, які входять до складу фізіотерапевтичних апаратів, електронних стимуляторів та контрольно-діагностичних апаратів з енергетичними датчиками.

Пристрої відображення та пристрої реєстрації перетворюють електричний сигнал у форму, зручну для сприйняття людиною (стрілочні прилади, монітори, індикатори на рідких кристалах та ін.). Пристрої відображення дають миттєве значення сигналу. При зміні вхідного сигналу змінюються й показання пристрою відображення, причому його попередні показання втрачаються. Прикладом пристроїв відображення є стрілочні прилади, індикатори. Пристрої реєстрації записують на якомусь носії не тільки миттєве значення сигналу, але і його передісторію. Так, відхилення пера самозаписувача відображає величину сигналу в момент реєстрації, але на стрічці залишається й графічне зображення залежності сигналу, що реєструється, від часу.

Як пристрої відображення або реєстрації нині все ширше використовуються монітори.

РОЗДІЛ 3 ОПТИКА

Тема 1. Основи геометричної оптики

Оптика – це розділ фізики, що вивчає закономірності оптичного випромінювання, його поширення та взаємодію з речовиною.

Оптичне випромінювання – це електромагнітні хвилі оптичного діапазону з довжиною хвилі (λ) від 10 нм до 400 мкм (рис. 3.1).

До оптичного випромінювання відносяться такі діапазони:

- ультрафіолетове випромінювання (УФ), $\Delta\lambda = 10 \text{ нм} - 380 \text{ нм}$;
- видиме світло, $\Delta\lambda = 380 \text{ нм} - 760 \text{ нм}$;
- інфрачервоне (ІЧ) випромінювання, $\Delta\lambda = 760 \text{ нм} - 400 \text{ мкм}$.

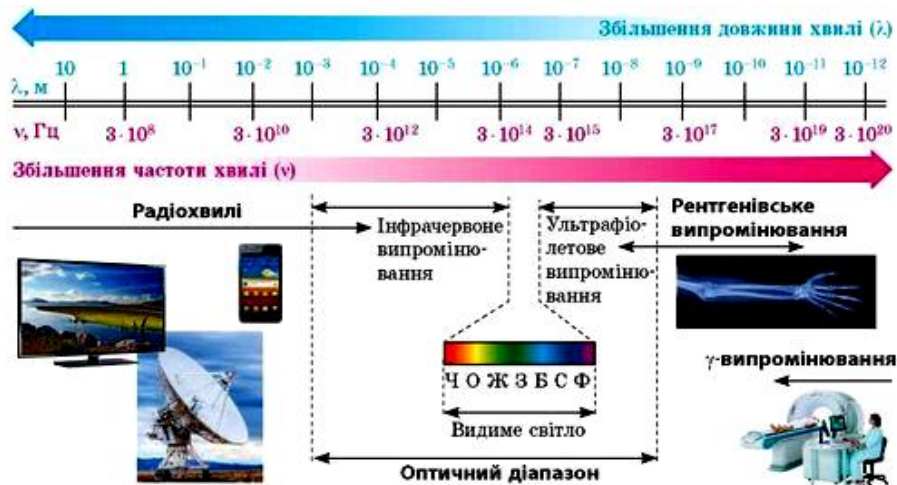


Рис. 3.1. Шкала електромагнітних хвиль

Видиме світло – це поперечні електромагнітні хвилі з довжиною від 380 до 760 нм, що сприймаються оком людини та викликають відчуття кольору.

Геометрична оптика – це розділ оптики, в якому вивчають закони поширення світла на підставі знань про світлові промені як лінії, уздовж яких поширюється енергія світлової хвилі. Підходи геометричної оптики можна застосовувати тоді, коли не виявляється хвильова природа світла і, отже, можна нехтувати явищами інтерференції та дифракції світла.

Закон відбивання світла: промінь падаючий, промінь відбитий і перпендикуляр до межі поділу середовищ, поставлений в точці падіння променя, лежать в одній площині; кут падіння (α) дорівнює куту відбивання (β), $\alpha = \beta$ (рис. 3.2).

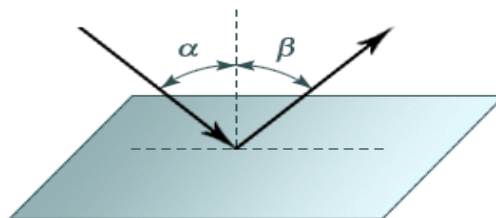


Рис. 3.2. Закон відбивання світла

Закон заломлення світла: промінь падаючий, промінь заломлений і перпендикуляр до межі поділу середовищ, поставлений у точці падіння променя, лежать в одній площині; відношення синуса кута падіння до синуса кута заломлення є величиною сталою для двох середовищ та яку називають **відносним показником заломлення** ($n_{2,1}$) (рис. 3.3):

$$n_{2,1} = \frac{\sin \alpha}{\sin \gamma} = \frac{n_2}{n_1} = \frac{v_1}{v_2},$$

де α – кут падіння та кут відбивання; γ – кут заломлення; n_1 – абсолютний показник заломлення першого середовища; n_2 – абсолютний показник заломлення другого середовища; v_1 – швидкість світла в першому середовищі; v_2 – швидкість світла в другому середовищі.

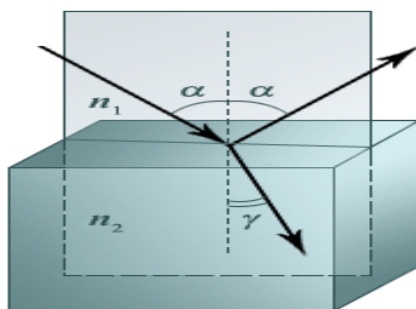


Рис. 3.3. Закон заломлення світла

Абсолютний показник заломлення середовища (n) – показує, у скільки разів швидкість світла у вакуумі (c) більша, ніж в цьому середовищі: $n = \frac{c}{v}$.

При переході світла з одного середовища в інше змінюються його швидкість (v) поширення та довжина хвилі (λ), але частота (ν) світла не змінюється.

Граничний кут заломлення ($\gamma_{гр}$). Якщо світло падає з середовища з меншим показником заломлення в середовище з більшим показником заломлення ($n_2 > n_1$), то кут заломлення менший за кут падіння ($\gamma < \alpha$). Оскільки (α) не може бути більший за 90° ($\alpha \leq 90^\circ$), то кут заломлення (γ) не може бути більший за деяке граничне значення:

$$\sin \gamma_{гр} = \frac{n_1}{n_2}.$$

Якщо перше середовище є повітрям ($n_{повітря} \approx 1$), то $\sin \gamma_{гр} \approx \frac{1}{n_2}$, де n_2 – абсолютний показник заломлення другого середовища.

Явище повного внутрішнього відбивання (ПВВ): за певних умов світло не переходить з оптично більш густішого середовища в оптично менш густіше, повністю відбиваючись від межі поділу цих середовищ (рис. 3.4).

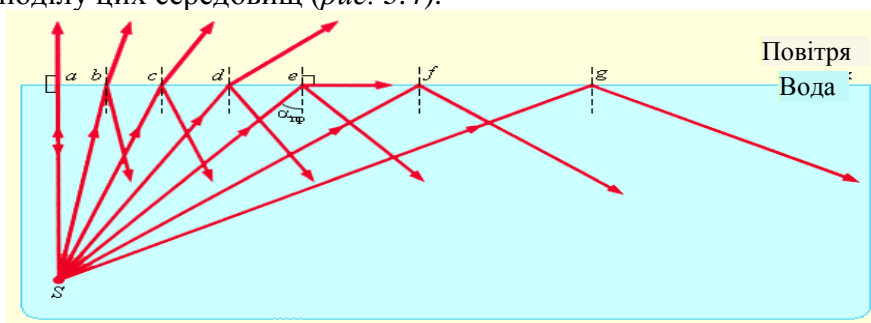


Рис. 3.4. Явище повного внутрішнього відбивання

Умови спостереження явища ПВВ:

1) світло падає на межу поділу двох середовищ з боку оптично густішого середовища (середовища, яке має більший показник заломлення), $n_1 > n_2$;

2) $\alpha > \alpha_{гр}$, $\sin \alpha_{гр} = \frac{n_2}{n_1}$, де α – кут падіння світла, $\alpha_{гр}$ – граничний кут ПВВ.

Отже, якщо світло падає під більшим кутом ніж $\alpha_{гр}$, то воно не переходить у друге (інше) середовище. Якщо світло падає на межу поділу з повітрям, то $n_2 \approx 1$ та $\sin \alpha_{гр} \approx \frac{1}{n_1}$.

Залежність граничних кутів ПВВ та заломлення світла від показників заломлення середовищ дозволяє за значеннями цих кутів визначати показники заломлення рідин. Такі вимірювання проводяться за допомогою рефрактометра (рис. 3.5). Рефрактометр дозволяє вимірювати показники як прозорих, так і непрозорих рідин.



Рис. 3.5. Рефрактометр

Явище ПВВ лежить в основі роботи світловодів.

Світловод – довге гнучке волокно з прозорого матеріалу, покрите речовиною з меншою густиною, ніж саме волокно, яке забезпечує спрямовану передачу світла, у тому числі по криволінійній траєкторії на великі відстані (рис. 3.6).

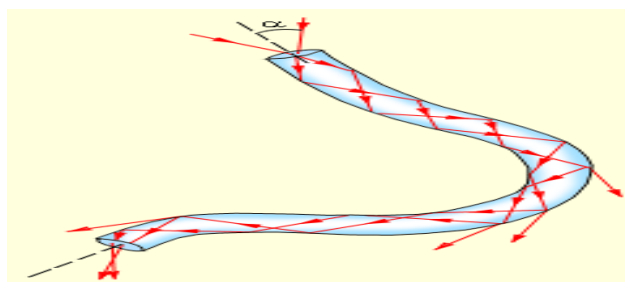


Рис. 3.6. Світловод

Галузь техніки, що використовує світловоди, називається **волоконною оптикою** (в медицині – це ендоскопи, лапароскопи).

Ендоскоп – це прилад (рис. 3.7), у якому використовуються пучки паралельних тонких скляних волокон, оболонка яких має показник заломлення, менший, ніж у скла, чим і обумовлюється явище повного відбивання від бічної поверхні волокна світла, що розповсюджується уздовж волокна. Зазвичай один з таких пучків волокон використовується для передачі світла у досліджувані частини тіла пацієнта, а інший – для одержання зображення, яке створюється при освітленні досліджуваних об'єктів світлом, що прийшло першим пучком.

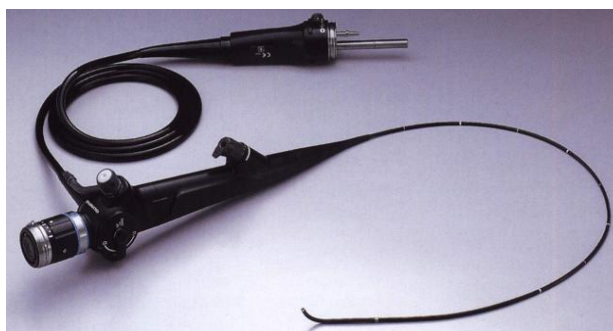


Рис. 3.7. Ендоскоп

Ендоскопія – медичний метод спостереження змін всередині тіла та обстеження внутрішніх органів людини за допомогою медичного приладу – ендоскопа, без порушення цілісності шкірних покривів та слизових оболонок.

Фіброгастроуденоскопія – ендоскопічне дослідження стравоходу, порожнини шлунка і дванадцятипалої кишки (рис. 3.8).

Бронхоскопія – ендоскопічне дослідження бронхів за допомогою ригідних (прямих) бронхоскопів або гнучких бронхофіброскопів. Цей методи високоінформативний при вивченні стану внутрішньої поверхні часткових, сегментних і субсегментних бронхів, визначенні прямих і непрямих ознак ураження легенів (рис. 3.9).



Рис. 3.8. Фіброгастроуденоскопія



Рис. 3.9. Бронхоскопія

Лапароскоп – це медичний жорсткий ендоскоп, призначений для проведення лапароскопічних діагностичних і операційних маніпуляцій на органах черевної порожнини (рис. 3.10) Найбільш поширені лапароскопи з зовнішнім робочим діаметром 5 та 10 мм. Лапароскопічні операції (рис. 3.11) на внутрішніх органах проводять через невеликі (зазвичай 0,5–1,5 см) отвори, тоді як при традиційній хірургії потрібні великі розрізи.



Рис. 3.10. Лапароскопи



Рис. 3.11. Лапароскопічна операція

Тема 2. Біофізика зору людини

Око (очне яблуко) має не зовсім правильну кулясту форму з розмірами в середньому 23–24 мм (рис. 3.12).

Стінки ока складаються з трьох концентрично розташованих оболонок: зовнішньої, середньої і внутрішньої.

Зовнішньою оболонкою ока є склера, або білкова оболонка. Передня частина склери називається рогівкою. Рогівка прозора, має більшу кривизну та міцність, ніж решта частини склери. Її оптична сила приблизно дорівнює $D = 40$ дптр, показник заломлення $n \approx 1,38$.

Волога передньої і задньої камер – це рідина з показником заломлення світла $n \approx 1,33$. Передня камера ока розташована відразу за рогівкою. Задня камера ока відокремлена від передньої камери райдужкою, але рідина в них циркулює загальна, проникаючи через зіницю.

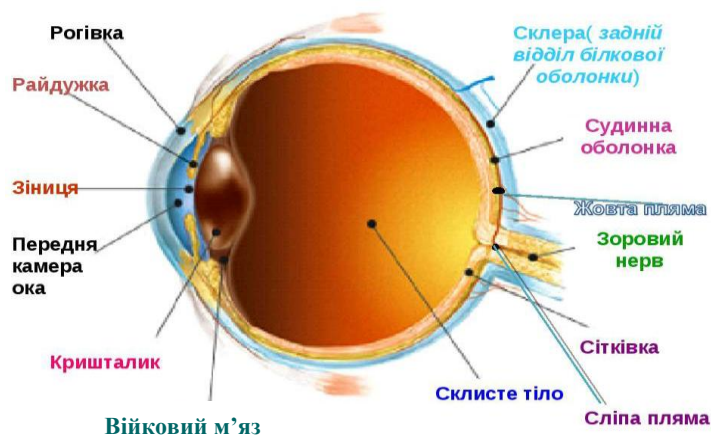


Рис. 3.12. Будова ока людини

Середня оболонка ока – це судинна оболонка, яка у своїй передній частині переходить у райдужну оболонку, що визначає колір очей людини. У центрі райдужної оболонки знаходиться невеликий отвір – зіниця. Через зіницю світло потрапляє всередину ока. Кількість світла, що потрапляє в око, регулюється діаметром зіниці (від 2–3 мм при яскравому світлі до 7–8 мм у сутінках).

За зіницею знаходиться **кришталік** – це прозоре еластичне утворення, що є двоопуклою (збірною) лінзою. Заломлює промені світла у бік сітківки.

Оптична сила кришталіка: D (у спокої) = 20 дптр, D (при акомодатії) = 30 дптр, показник заломлення $n = 1,44$.

Скловидна рідина (склисте тіло) – це прозора желеподібна речовина, що заповнює простір очного яблука між кришталіком та сітківкою; займає приблизно $2/3$ об'єму очного яблука. Оптична сила скловидної рідини: $D = 1$ дптр, показник заломлення $n = 1,336$. Вона підтримує форму очного яблука. Увесь вміст ока знаходиться під тиском, що перевищує тиск навколишнього середовища на 18–20 мм рт. ст. Цей тиск називається внутрішньоочним тиском (ВОТ). При миганні ВОТ збільшується на 5 мм рт. ст., при примружуванні – на 26 мм рт. ст.

Світлопровідну систему ока людини формують: рогівка, волога передньої та задньої камер, кришталік, скловидна рідина. Світлопровідна система ока формує на сітківці **дійсне, перевернене та зменшене зображення предмета**, що розглядається (рис. 3.13). При цьому мозок людини «перевертає» перевернене зображення та воно сприймається як пряме.

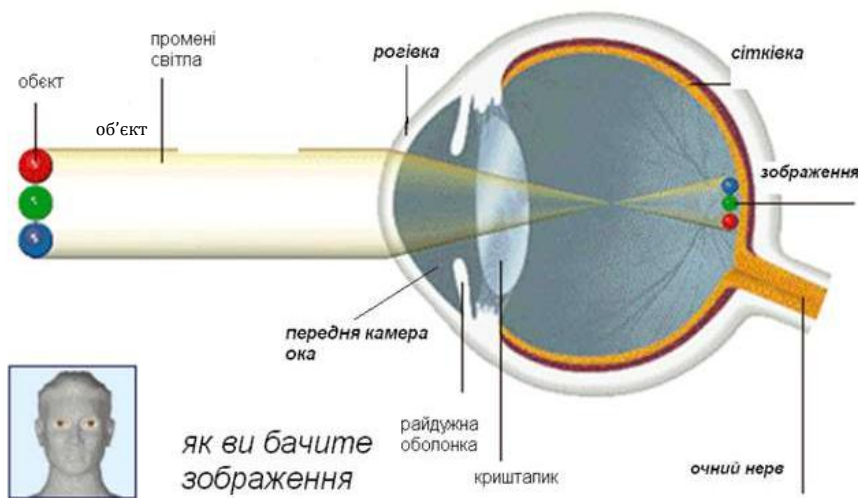
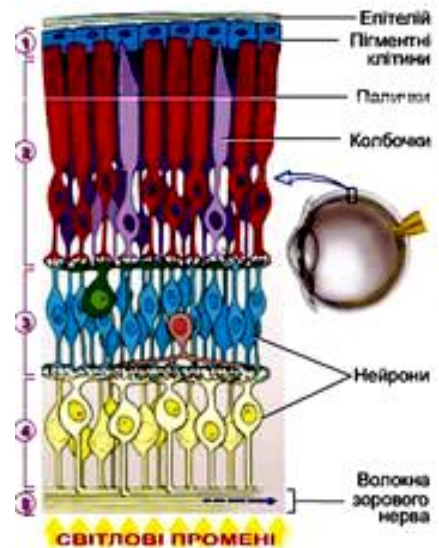


Рис. 3.13. Механізм роботи оптичної системи ока людини

Внутрішня оболонка ока – це сітківка, її ще називають ретиною. Вона розміщена за судинною оболонкою всередині ока. На сітківці знаходяться зорові рецептори (**палички та колбочки**) (рис. 3.14).

Світлоприймаюча система ока – це сітківка. Кількість колбочок – 7 млн, паличок – 130 млн. Розподіл паличок та колбочок на сітківці нерівномірний: колбочки розміщені в основному в центрі сітківки (в «жовтій плямі»), палички – в основному на периферії сітківки. Немає зорових рецепторів тільки в «сліпій плямі». Колбочки забезпечують здатність ока розрізняти кольори, палички – ні. Світлочутливість колбочок – невисока (вимагають для своєї роботи яскравого денного світла), паличок – висока (можуть працювати навіть в сутінках).



Іл. 115. Будова сітківки ока

Рис. 3.14. Внутрішня оболонка ока людини (сітківка)

Максимум загальної чутливості колбочок припадає на довжину хвилі $\lambda = 555$ нм (жовто-зелений колір), паличок на довжину хвилі $\lambda = 510$ нм (сіро-блакитний колір). Колбочки утворюють апарат хроматичного (кольорового) денного, центрального зору. Палички утворюють апарат ахроматичного (некольорового) сутінкового, периферичного зору.

Здатність людини розрізняти кольори пояснюється так: на сітківці є три групи колбочок, максимум чутливості яких відповідає: $\lambda_{\text{max}} = 445$ нм (синій колір), $\lambda_{\text{max}} = 535$ нм (зелений колір), $\lambda_{\text{max}} = 570$ нм (червоний колір). Те, який колір сприйматиметься мозком людини, залежить від ступеня збудження кожної з груп колбочок (рис. 3.15).

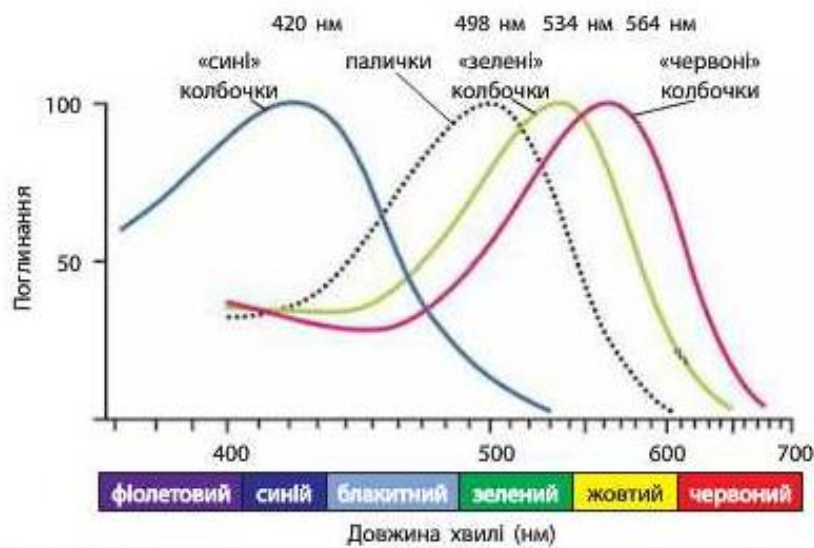


Рис. 3.15. Здатність людини розрізняти кольори

Зоровий нерв входить в очне яблуко через задню стінку; розгалужуючись він переходить в самий внутрішній шар сітківки. У місці входження зорового нерва знаходиться нечутлива до світла **сліпа пляма**. ділянки

У середині сітківки, трохи ближче до скроневої ділянки, лежить чутлива до світла **жовта пляма (макула)** – це скупчення лише колбочок, центральна частина якої має діаметр близько 0,4 мм.

Головна оптична вісь ока проходить через геометричні центри рогівки, зіниці й кришталіка.

Лінія, що проходить через оптичний центр кришталіка й центр жовтої плями, називається **зоровою віссю**. Зорова вісь утворює з головною оптичною віссю ока кут приблизно в 5° (тобто 5 градусів).

Адаптація – це здатність ока пристосовуватися до бачення при різних яскравостях світла. При цьому відбуваються такі процеси: зміна діаметра зіниці від 2 до 8 мм; зміна концентрації світлочутливої речовини, що міститься в зорових рецепторах, розщеплення якої викликає збудження цих рецепторів; екранування колбочок і паличок темним пігментом, що знаходиться в судинній оболонці та здатен у процесі адаптації переміщатися в напрямку скловидної рідини.

У спрощеній моделі ока людини (око за Вербицьким) око розглядається як одна збірна лінза (рис. 3.16).

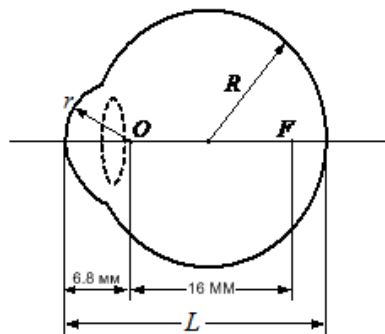


Рис. 3.16. Око за Вербицьким

Тут $R = 10,2$ мм, $r = 6,8$ мм; довжина ока вздовж вісі дорівнює $L = 23,4$ мм. Головний фокус F знаходиться від оптичного центру ока (O) на відстані 16 мм. Показник заломлення лінзи, якою моделюється око, дорівнює 1,4, її оптична сила дорівнює 64 дптр.

Оптичний центр ока знаходиться на відстані 7,2 мм від рогівки, тобто на відстані приблизно 17 мм від сітківки.

Акомодація – це процес пристосування ока до чіткого бачення різновіддалених предметів за допомогою зміни кривизни та оптичної сили кришталіка (рис. 3.17). При розгляданні близьких предметів м'язи ока напружуються, кришталік округляється та збільшує свою оптичну силу (D) від 20 до 30 дптр. Внаслідок чого оптична сила ока може зростати до 73 дптр.

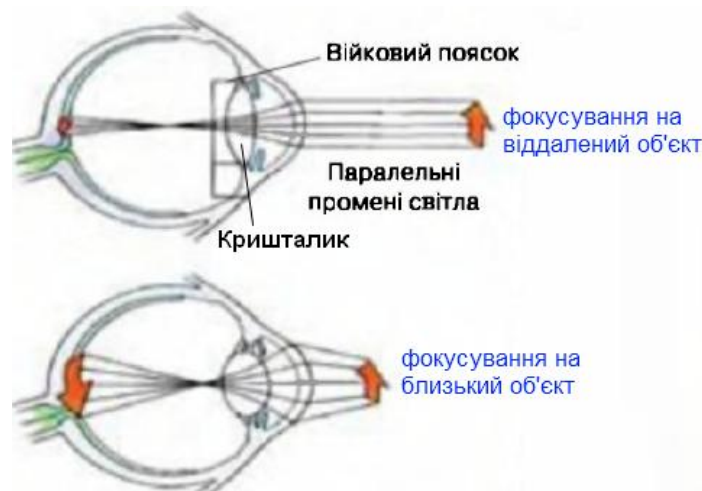


Рис. 3.17. Акомодація ока людини

Загальна оптична сила ока людини:

$$D (\text{ока в спокої}) = D (\text{рогівка}) + D (\text{кришт.}) + D (\text{волог., скл. тіла}) = 40 + 20 + 3 = 63 \text{ дптр.}$$

$$D (\text{ока при акомодатії}) = D (\text{рогівка}) + D (\text{кришт.}) + D (\text{волог., скл. тіла}) = 40 + 30 + 3 = 73 \text{ дптр.}$$

Відстань найкращого зору (d_0) в нормі дорівнює 25 см. Якщо предмет розташований на відстані $d > 25$ см, то акомодация не потрібна.

Ближня точка ока (або ближня точка ясного бачення) – це найменша відстань від ока до предмета, при якому ще можливо отримати його чітке зображення на сітківці.

Розмір зображення предмета на сітківці визначається кутом зору. **Кут зору (φ)** – це кут, утворений променями, що йдуть від країв предмета та проходять через оптичний центр ока (рис. 3.18). Око може побачити предмет, якщо кут зору не менший деякого мінімального значення, оскільки для того, щоб дві точки предмета розрізнялися оком як дві різні точки, необхідно, щоб промені від цих точок потрапляли на дві різні колбочки. Найменший кут зору (у нормі) $\varphi_{\min} = 1'$ (тобто 1 хв).

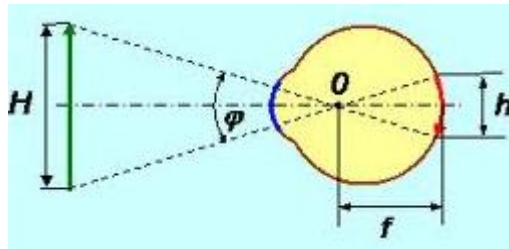


Рис. 3.18. Кут зору людини

Межа розрізнення ока (z) – це мінімальна відстань між двома точками предмета, які можуть бути розрізнені оком. Кут зору в $1'$ відповідає двом точкам, що віддалені одна від одної на $z = 70$ мкм та знаходяться на відстані найкращого зору від ока ($d_0 = 25$ см).

Тому відстань в 70 мкм вважають за межу розрізнення ока та розмір зображення на сітківці в цьому випадку дорівнює 5 мкм, що відповідає середній відстані між двома колбочками на сітківці. Тому якщо зображення двох точок на сітківці займе лінію коротше 5 мкм, то ці точки не розрізняються, тобто око їх не розрізняє.

Здатність ока розрізнити (бачити як окремі) різні точки предмета називають **роздільною здатністю ока**. Роздільна здатність ока тим більша, чим менша його межа розрізнення (z), тобто чим менше найменший кут зору (φ_{\min}). У медицині для характеристики роздільної здатності ока використовують таке поняття, як гострота зору.

Гострота зору (Г.З.) у нормі дорівнює:

$$\text{Г.З.} = \varphi_{\min} (\text{у нормі}) / \varphi_{\min} (\text{пацієнта}) = 1 / 1 = 1.$$

У загальному випадку: $\text{Г.З.} = 1 / \varphi_{\min} (\text{пацієнта})$.

Наприклад, якщо $\varphi_{\min} (\text{пацієнта}) = 4'$, то $\text{Г.З.} = 1/4 = 0,25$.

Недоліки світлопровідної системи ока: міопія, гіперметропія, астигматизм.

При міопії (короткозорості) зображення предмета, що розглядається (зазвичай віддаленого предмета), формується не на сітківці, а перед нею (рис. 3.19). Причиною міопії, яка зустрічається найчастіше, є витягнута (видовжена) форма очного яблука. Рідше зустрічається рефракційна міопія, пов'язана з надмірною заломлюючою здатністю (кривизною) різних елементів світлопровідної системи ока. Для корекції міопії необхідно зменшити оптичну силу ока. Це досягається шляхом використання розсіювальних лінз (скельця окулярів, контактні лінзи).

Гіперметропія (далекозорість) зображення предмета, що розглядається (зазвичай предмета, розташованого близько до ока), формується не на сітківці, а за нею (рис. 3.20). Причиною старечої далекозорості, яка зустрічається найчастіше, є втрата кришталиком еластичності. У цьому випадку при напруженні ока кришталік або не стає округлішим (як це відбувається при нормальній акомодации), або округляється недостатньою мірою й процес акомодации порушується. Іноді зустрічається також гіперметропія, пов'язана з укороченою (сплюснутою) формою очного яблука. Для корекції гіперметропії необхідно збільшити оптичну силу ока. Це досягається шляхом використання збірних лінз.

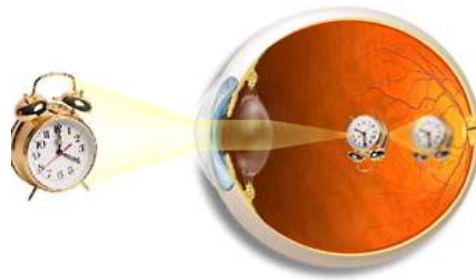


Рис. 3.19. Формування зображення при міопії

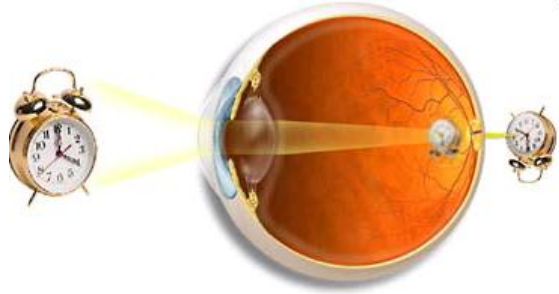


Рис. 3.20. Формування зображення при гіперметропії

При **астигматизмі** кривизна заломлюючих поверхонь ока неоднакова в різних меридіанних площинах, наприклад, у вертикальній і горизонтальній. У результаті промені, що падають на око в різних площинах, фокусуються по-різному, й на сітківці утворюється розмите зображення (рис. 3.21).

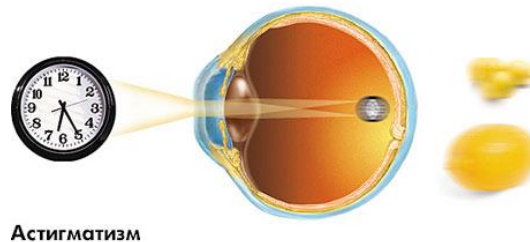


Рис. 3.21. Формування зображення при астигматизмі

Для корекції астигматизму використовують циліндричні лінзи, що мають кривизну тільки в одній з меридіанних площин і тим самим забезпечують однаковість заломлення променів, що падають на око в різних площинах. Відзначимо, що астигматизм порівняно легко коригується при простому астигматизмі, тобто тоді, коли площини максимальної і мінімальної кривизни взаємно перпендикулярні. Якщо ж ці площини не перпендикулярні, то говорять про косий астигматизм й підібрати лінзи для корекції зору в цьому випадку значно складніше.

Недоліки світлосприймальної системи ока:

Дальтонізм – це неспроможність людини розрізняти кольори, найчастіше – червоний і зелений. Причиною є порушення роботи однієї з груп колбочок.

Тема 3. Оптична мікроскопія

Основною частиною оптичного мікроскопа є його тубус, у якому розміщено дві збірні лінзи – об'єктив та окуляр. Об'єктив дає збільшене, перевернене, дійсне зображення (A_1B_1). Окуляр дає збільшене (вторинно), пряме, уявне зображення (A_2B_2). **Зображення об'єкта (AB), що вивчається, в мікроскопі в цілому є уявним, збільшеним, переверненим (A_2B_2) (рис. 3.22).**

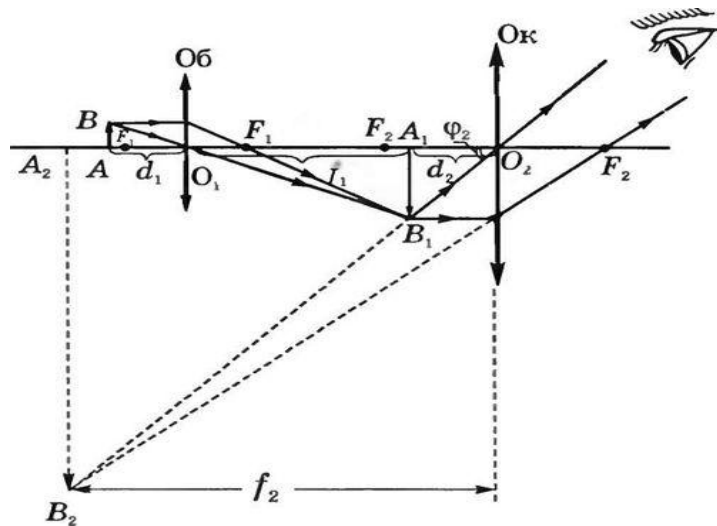


Рис. 3.22. Побудова зображення предмета, що розглядається людиною в оптичному мікроскопі
Кутове збільшення (Γ) оптичної системи (рис. 3.23) обчислюється за формулою

$$\Gamma = \frac{\beta_1}{\beta_2},$$

де β_1 – кут зору, під яким видно зображення предмета в оптичній системі; β_2 – кут зору, під яким видно предмет, що знаходиться на відстані найкращого зору ($d_0 = 25$ см).

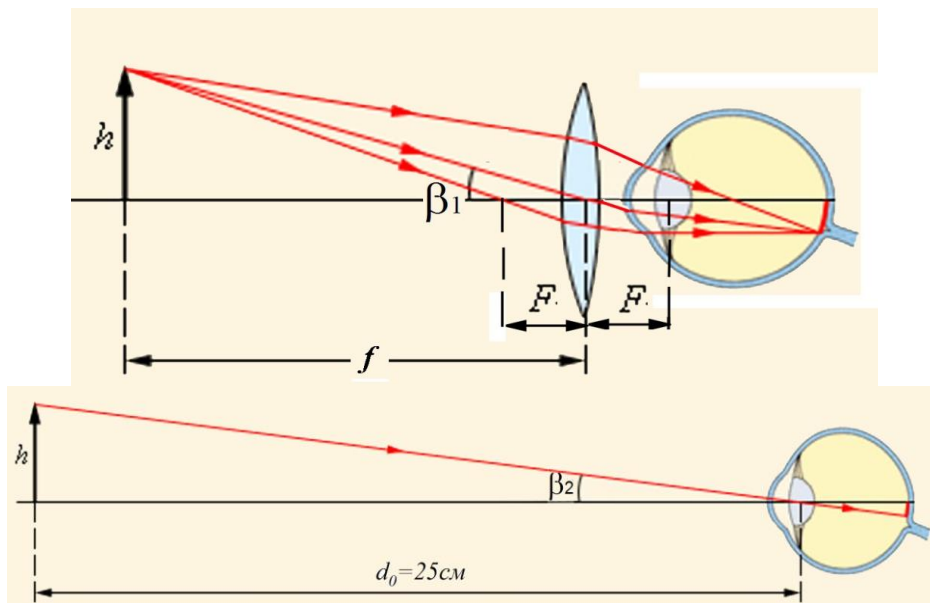


Рис. 3.23. Кутове збільшення оптичної системи в мікроскопі

Збільшення об'єктива ($\Gamma_{об}$) та окуляра мікроскопа ($\Gamma_{ок}$) обчислюються за формулами:

$$\Gamma_{об} = \frac{\Delta}{F_{об}} \quad \text{та} \quad \Gamma_{ок} = \frac{d_0}{F_{ок}},$$

де Δ – **оптична довжина тубуса мікроскопа** (відстань від заднього фокуса об'єктива до переднього фокуса окуляра); d_0 – відстань найкращого зору (25 см); $F_{об}$ та $F_{ок}$ – фокусні відстані об'єктива та окуляра відповідно.

Збільшення мікроскопа (Γ) обчислюється за формулами:

$$\Gamma = \Gamma_{об} \cdot \Gamma_{ок} \quad \text{та} \quad \Gamma = \frac{\Delta \cdot a_0}{F_{об} \cdot F_{ок}}.$$

Формула для збільшення мікроскопа одержана на основі законів геометричної оптики. Тому вона не може застосовуватися при вивченні об'єктів, розміри яких близькі до довжини хвилі. Таким чином, існують мінімальні розміри предметів, які можна розглянути в мікроскоп (існує межа розрізнення мікроскопа). **Межа розрізнення мікроскопа (z)** – це мінімальна відстань між двома точками, які видно в мікроскопі як дві різні точки.

При нормальному падінні променів на об'єкт, що розглядається за допомогою мікроскопа, межа розрізнення мікроскопа (z) обчислюється за формулою:

$$z = \frac{\lambda}{n \cdot \sin(u/2)} = \frac{\lambda}{A},$$

де λ – довжина хвилі світла у вакуумі; n – показник заломлення середовища, що знаходиться між об'єктом і об'єктивом (найчастіше це рідина, яка називається імерсійною рідиною, або імерсійним середовищем); u – **апертурний кут**, або **кутова апертура** (кут між променями, що йдуть від об'єкта; що вивчається, до протилежних країв об'єктиву).

Величина $A = n \cdot \sin(u/2)$ називається **числовою апертурою**.

При похилому падінні променів на об'єкт, що розглядається за допомогою мікроскопа, межа розрізнення мікроскопа (z) обчислюється за формулою:

$$z = \frac{0,5 \cdot \lambda}{n \cdot \sin(u/2)} \quad \text{або} \quad z = \frac{0,5 \cdot \lambda}{A}.$$

Використання похилого падіння променів на об'єкт збільшує роздільну здатність мікроскопа (зменшує межу розрізнення) у два рази.

Оптичний мікроскоп не можна використовувати для спостереження об'єктів, розміри яких менші за межу розрізнення мікроскопа. У зв'язку з цим обчислюють **корисне збільшення мікроскопа (Γ_k)**:

$$\Gamma_k = \frac{z'}{z},$$

де z' – мінімальний розмір предмета, розміщеного на відстані найкращого зору від ока, при якому зберігається зручна розпізнаваність предмета оком.

Вважають, що найменший кут зору, який відповідає умові зручної розпізнаваності, дорівнює 2–4'. Це відповідає величині $z' = 140$ мкм – 280 мкм.

Для $\lambda = 555$ нм та $A = 1,43$ (числова апертура об'єктива з масляною імерсією):

$$\begin{aligned} 500 A < \Gamma_k < 1000 A \\ 715 < \Gamma_k < 1430 \end{aligned}$$

Зменшити межу розрізнення мікроскопа можна:

- збільшуючи числову апертуру (A),
- зменшуючи довжину хвилі (λ) світла.

1. Для збільшення числової апертури (A) використовують імерсійну рідину, оскільки вона має більший показник заломлення, ніж повітря. Як імерсійну рідину найчастіше використовують кедрову олію ($n = 1,515$).

При використанні «сухого» об'єктиву (без імерсійної рідини) промені, які йдуть від об'єкту до периферичних ділянок об'єктива, повністю відбиваються на межі покривного скла з повітрям і не потрапляють до об'єктива. Це призводить до зменшення величини кутової апертури (u) й до збільшення величини межі розрізнення (z) (рис. 3.24).

Перевагою імерсійного об'єктива також є більша яскравість зображення, що пов'язано з попаданням в об'єктив у цьому випадку ширшого пучка променів, ніж у разі «сухого об'єктива» (рис. 3.25).

2. Для зменшення довжини хвилі (λ) світла, яким освітлюють об'єкт, використовують ультрафіолетове випромінювання ($\lambda < 380$ нм).

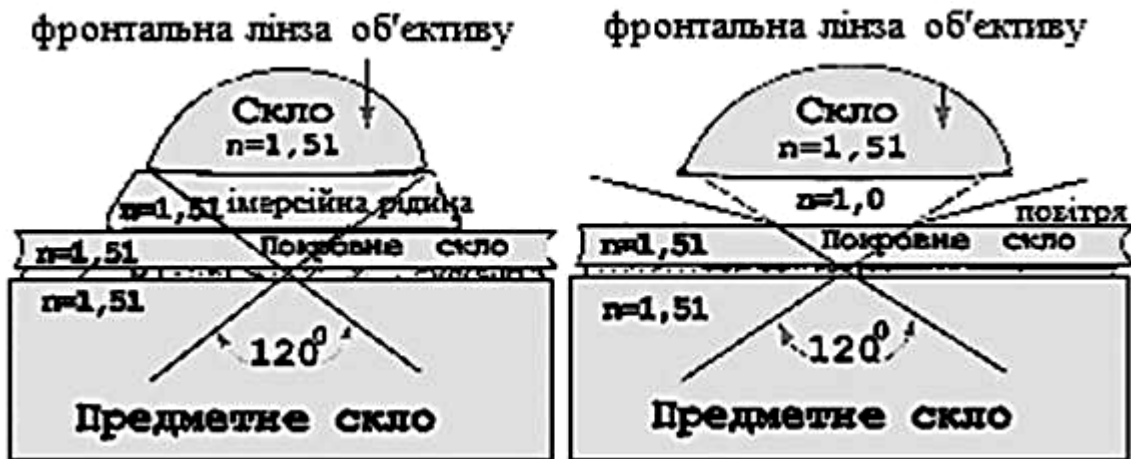


Рис. 3.24. Хід променів в оптичному мікроскопі

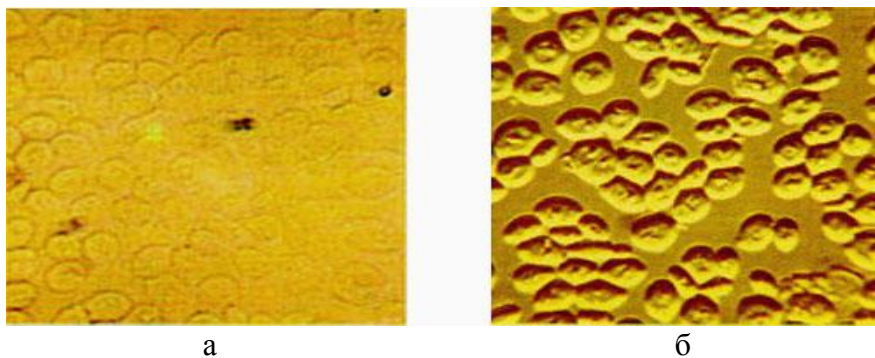


Рис. 3.25. Зображення дріжджів, що отримані в звичайному оптичному мікроскопі при використанні «сухого об'єктива» (а) та в оптичному мікроскопі з імерсійною рідиною (б)

Око людини не сприймає світло з довжиною хвилі, меншою за 380 нм. Крім того, звичайне скло, що використовується для створення лінз у мікроскопах, непрозоре для ультрафіолетового випромінювання. Названі перешкоди долаються шляхом використання в **ультрафіолетовому мікроскопі** (рис. 3.26) кварцової оптики (кварц прозорий для ультрафіолету) та створення спеціальних пристроїв, що перетворюють зображення, отримане в ультрафіолетовому світлі, на зображення, що сприймається людським зором (фотопластини, люмінесцентні екрани, електронно-оптичні перетворювачі). Для створення ультрафіолетового випромінювання, що освітлює об'єкт, зазвичай використовують ртутні лампи.

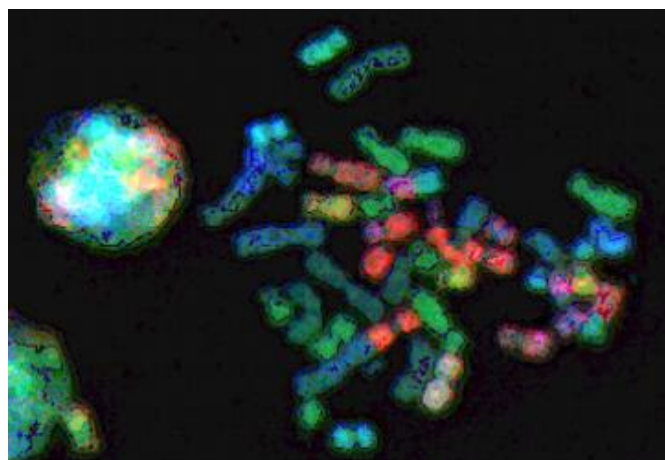


Рис. 3.26. Зображення бактерій, що отримане за допомогою ультрафіолетового мікроскопа

Нині найвищу роздільну здатність має електронний мікроскоп (про який докладніше розповідатиметься далі).

До спеціальних методів мікроскопії відносять: поляризаційну мікроскопію, люмінесцентну мікроскопію, метод темного поля, метод фазового контрасту, методи мікропроекції та мікрофотографії тощо.

Тема 4. Основи хвильової оптики

Хвильова оптика є одним з розділів фізичної оптики, що вивчає сукупність явищ, у яких виявляється хвильова природа світла, зокрема таких явищ, як інтерференція світла, дифракція світла, поляризація світла тощо.

На відміну від геометричної, хвильова оптика дає можливість розглядати процеси поширення світла не тільки в тих випадках, коли розміри систем, що формують або розсіюють світлові пучки, набагато більші за довжини хвиль, але й при будь-якому співвідношенні між ними.

Інтерференція світла

Інтерференція хвиль – це таке складання в просторі двох або декількох когерентних хвиль, при якому в різних точках простору відбувається посилення або послаблення амплітуди результуючої хвилі.

Хвилі є **когерентними**, якщо вони мають однакову частоту та стали з часом різницю фаз. Для когерентних хвиль (і лише для них) може спостерігатися явище інтерференції.

Умови максимуму та мінімуму амплітуди результуючої хвилі при інтерференції можуть бути записані відповідно у вигляді:

$$\delta = 2k \cdot \frac{\lambda}{2} = k\lambda \quad \text{та} \quad \delta = (2k + 1) \frac{\lambda}{2},$$

де $k = 0; \pm 1; \pm 2; \dots$; λ – довжина хвилі; δ – оптична різниця ходу.

Таким чином, при **інтерференції максимуми** спостерігаються в тих точках, для яких оптична різниця ходу (δ) дорівнює парному числу ($2k$) довжини напівхвилі ($\frac{\lambda}{2}$), **мінімуми** – в точках, для яких оптична різниця ходу (δ) дорівнює непарному числу ($2k + 1$) довжини напівхвилі ($\frac{\lambda}{2}$).

Явище інтерференції світла використовується для поліпшення якості оптичних приладів (просвітлення оптики), а саме: в оптичних мікроскопах, в інтерференційних мікроскопах, лазерній техніці тощо. Також за допомогою інтерферометра (вимірювальний прилад з дуже високою точністю) можна контролювати якість питної води, вимірювати коефіцієнти лінійного розширення твердих тіл тощо.

Дифракція світла

Дифракція світла – це відхилення світла від прямолінійного поширення під час огинання світловими хвилями країв перешкод або отворів, розміри яких порівняні з довжиною хвилі.

Хвильовою поверхнею (поверхнею рівної фази) називають поверхню, утворену точками, у яких фаза хвилі в цей момент часу однакова.

Згідно з **принципом Гюйгенса–Френеля** (рис. 3.27), кожна точка хвильової поверхні є джерелом вторинних хвиль, а подальші хвильові поверхні утворюються як результат інтерференції цих вторинних хвиль.

Найяскравіші ділянки світлих смуг (**дифракційні максимуми**) задовольняють умові:

$$a \sin \varphi = (2m + 1) \frac{\lambda}{2},$$

де a – ширина щілини; φ – кут відхилення при дифракції тих променів, що формують максимум; λ – довжина хвилі світла; m – ціле число ($0; \pm 1; \pm 2; \dots$).

Найменш освітлені ділянки темних смуг (**дифракційні мінімуми**) задовольняють умові:

$$a \sin \varphi = m\lambda,$$

де φ – кут відхилення при дифракції тих променів, що формують мінімум.

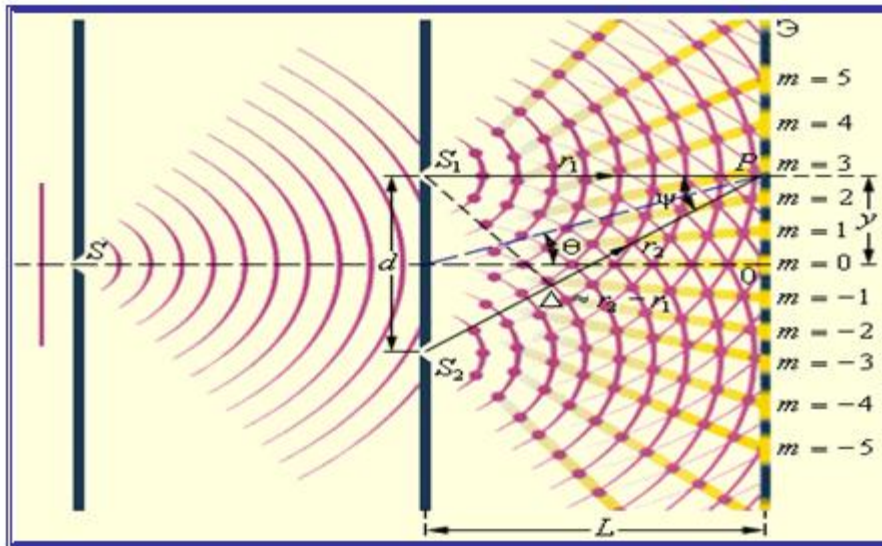


Рис. 3.27. Принцип Гюйгенса–Френеля

Смуга, що відповідає $m = 0$ (центральный максимум) є найскравішою, а освітленість бічних смуг (максимумів) зменшується від центрального максимуму до периферії.

Для збільшення інтенсивності та чіткішого розділення кольорів використовують дифракційну решітку.

Дифракційна решітка (рис. 3.28) є рядом прозорих паралельних ділянок однакової ширини (a), що розділені між собою непрозорими проміжками однакової ширини (b).

Сума $a + b = d$ називається **періодом**, або **сталю дифракційної решітки**.

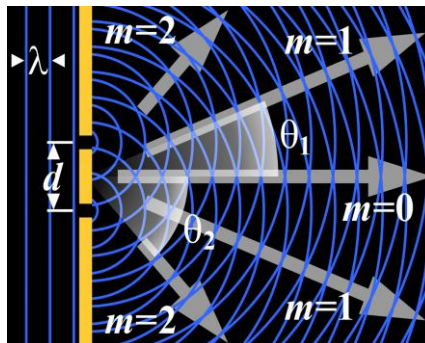


Рис. 3.28. Проходження електромагнітних хвиль через дифракційну решітку

Тому умова головних максимумів дифракційної решітки має вигляд:

$$d \sin \varphi = \lambda m ,$$

де $m = 0; \pm 1; \pm 2 \dots$

Основними характеристиками дифракційної решітки щодо якості одержаних спектрів є кутова дисперсія та роздільна здатність.

Кутова дисперсія ($\frac{d\varphi}{d\lambda}$), що характеризує кутову ширину спектра для цієї довжини хвилі λ , дорівнює:

$$\frac{d\varphi}{d\lambda} = \frac{m}{d \cdot \cos \varphi} = \frac{m}{\sqrt{d^2 - m^2 \lambda^2}} .$$

Роздільна здатність (R) дорівнює відношенню довжини хвилі λ до найменшого інтервалу довжин хвиль $\Delta\lambda$, який ще може розділити решітка:

$$R = \frac{\lambda}{\Delta\lambda} = mN .$$

Явище дифракції світла використовується для дослідження спектрального складу рентгенівських променів (рентгенівська спектроскопія), для вивчення структури кристалів (рентгеноструктурний аналіз), у двофокусних мікроскопах. Дифракційну решітку використовують в спектральних приладах, як оптичні датчики лінійних та кутових переміщень поляризаторів та фільтрів інфрачервоного випромінювання, в інтерферометрах тощо.

Цікавим та важливим методом, що ґрунтується на явищах інтерференції та дифракції світла, є голографія (рис. 3.29).



Рис. 3.29. Голографія

Голографія – це спосіб запису та відновлення інтерференційної картини, яка утворена хвилями, одна з яких відбита предметом, що освітлюється джерелом світла (предметна хвиля), а інша йде безпосередньо від джерела світла (опорна хвиля). Ці хвилі є когерентними. Зареєстрована інтерференційна картина називається голограмою. Голограма, освітлена опорною хвилею, створює таку ж картину, яку створювала при записі предметна хвиля.

Голографія використовується як метод інтроскопії (візуальне спостереження об'єктів, явищ і процесів в оптично непрозорих тілах та середовищах, а також в умовах поганої видимості), в голографічних гастроскопах, голографічних мікроскопах тощо. Отримавши голограму в ультразвукових механічних хвилях, її можна буде відновити видимим світлом (ультразвукова голографія). У майбутньому цей метод може використовуватись в медицині для діагностики захворювань внутрішніх органів людини. Враховуючи надзвичайну інформативність цього методу та істотно меншу шкоду ультразвуку порівняно з рентгенівським випромінюванням, можна чекати, що в майбутньому ультразвукова голографічна інтроскопія замінить традиційну рентгенодіагностику.

Голографічний гастроскоп (рис. 3.30). У ньому опорний та предметний пучки лазерного випромінювання передаються до голівки приладу по двох волоконних світловодах; одержана голограма фіксується на мікроплівці. При відновленні об'ємне зображення стінок порожнини спостерігається поза тілом.



Рис. 3.30. Голографічний гастроскоп

Тема 5. Поляризація світла

Світло, як й інші електромагнітні хвилі – це поперечні хвилі. Це означає, що напрями коливань вектора напруженості електричного поля (\vec{E}) та вектора індукції магнітного поля (\vec{B}) перпендикулярні напрямі поширення хвилі (вектору швидкості \vec{c} , де $c = 3 \cdot 10^8$ м/с), причому напрями коливань векторів \vec{E} та \vec{B} також взаємно перпендикулярні (рис. 3.31).

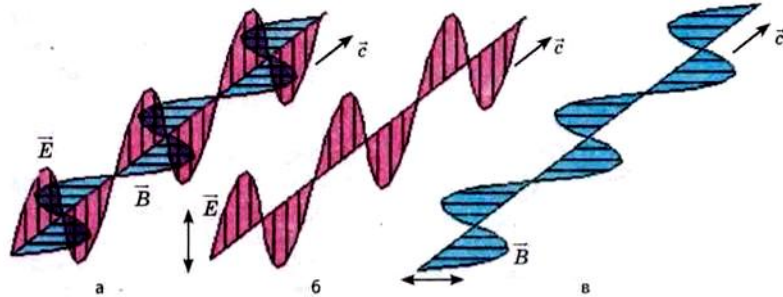


Рис. 3.31. Світлова хвиля від окремого атома (а).

Площини коливань вектора \vec{E} (б) та вектора \vec{B} (в) є фіксованими

Природне світло – це таке світло, в якому амплітуди коливань вектора \vec{E} у всіх напрямках, перпендикулярних напрямі поширення світла, майже однакові (рис. 3.32).

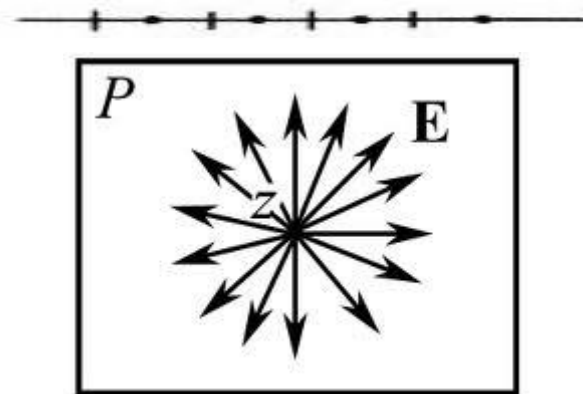


Рис. 3.32. Природне світло

Поляризоване світло (повністю поляризоване, або плоскополяризоване) – це світло, в якому коливання вектора \vec{E} відбуваються точно вздовж однієї прямої, перпендикулярної до напрямі поширення хвилі (рис. 3.33).

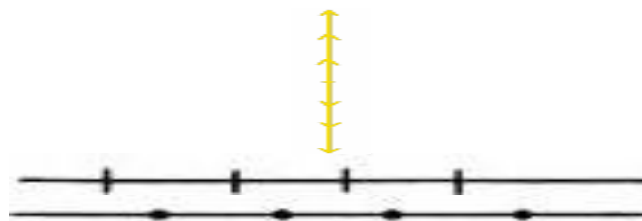


Рис. 3.33. Поляризоване світло

Площина поляризації світла – це площина, утворена напрямом коливання вектора \vec{E} та напрямом поширення хвилі.

Елементарним випромінювачем поляризованого світла є окремих атом.

Частково поляризоване світло – це світло, в якому коливання вектора \vec{E} відбуваються в різних напрямках, перпендикулярних напрямі поширення світла, але амплітуда коливань в одних напрямках помітно відрізняється від амплітуди коливань в інших напрямках (рис. 3.34).

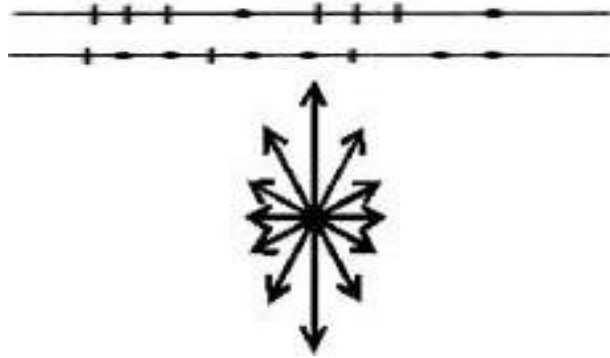


Рис. 3.34. Частково поляризоване світло

Способи отримання поляризованого світла:

- за допомогою поляризатора (пристрій, в якому з природного світла виділяють поляризоване світло);
- при падінні світла на межу поділу двох прозорих діелектричних середовищ;
- при явищі «подвійного променезаломлення» в оптично анізотропному середовищі.

Поляризація світла – це перетворення природного світла на повністю або частково поляризоване (рис. 3.35, 3.36).

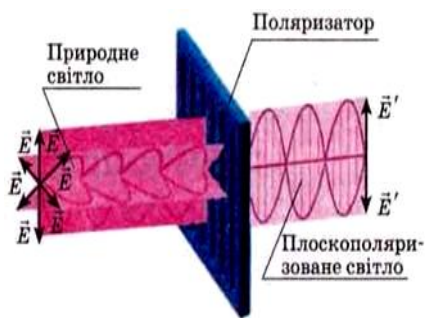


Рис. 3.35. Поляризація природного світла за допомогою поляризатора

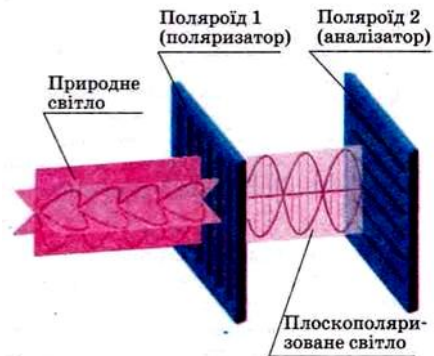


Рис. 3.36. Поляризація природного світла за допомогою поляризатора та аналізатора

Якщо на поляризатор падає природне світло інтенсивністю (I_0), то **інтенсивність поляризованого світла, що вийшло із поляризатора (I)**, удвічі менша за інтенсивність падаючого на поляризатор світла:

$$I = \frac{I_0}{2}.$$

Аналізатор – це поляризатор, який використовується для аналізу поляризованого світла.

Площини, в яких поляризують світло поляризатор і аналізатор називаються їх **головними площинами**.

Закон Малюса:

$$I_a = \frac{I_0}{2} \cdot \cos^2 \varphi = I_p \cdot \cos^2 \varphi,$$

де I_a – інтенсивність світла, що вийшло з аналізатора; I_p – інтенсивність світла, падаючого на аналізатор (що вийшло з першого поляризатора); I_0 – інтенсивність природного світла, падаючого на поляризатор, φ – кут між головними площинами поляризатора та аналізатора. Якщо $\varphi = 0$, то $I_a = I_p$, а якщо $\varphi = 90^\circ$, то $I_a = 0$ (рис. 3.37).

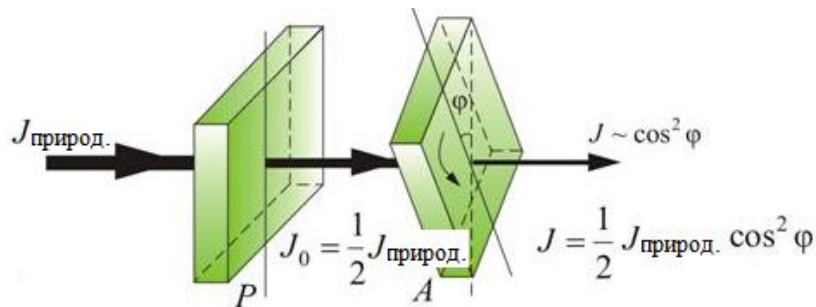


Рис. 3.37. Закон Малюса

При падінні світла на межу поділу двох діелектриків утворюються відбитий та заломлений промені.

У загальному випадку обидва промені є частково поляризованими.

Якщо падаюче світло природне, то заломлений промінь поляризований в площині падіння, а відбитий – у площині, перпендикулярній площині падіння (рис. 3.38).

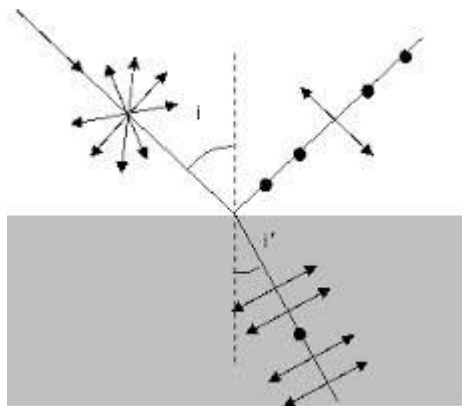


Рис. 3.38. Поляризація світла при його падінні на межу поділу двох прозорих діелектричних середовищ

Закон Брюстера:

$$\operatorname{tg} \alpha_B = n_{2,1} = \frac{n_2}{n_1} = \frac{v_1}{v_2},$$

де α_B – кут падіння світла (кут Брюстера); v_1 – швидкість світла в першому середовищі; v_2 – швидкість світла в другому середовищі; $n_{2,1}$ – показник заломлення другого середовища відносно першого.

Якщо виконується закон Брюстера, то відбитий промінь є повністю поляризованим, а заломлений – частково, хоча ступінь поляризації його при цьому максимальна (рис. 3.39).

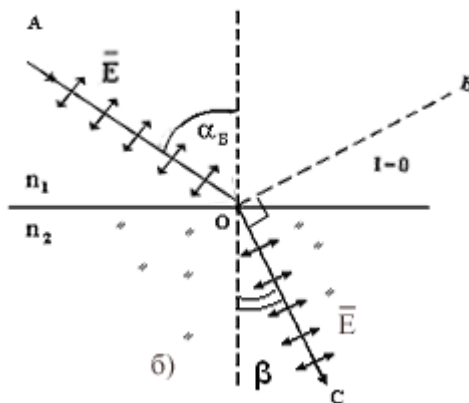


Рис. 3.39. Закон Брюстера

Стопа Столетова – це набір тонких прозорих пластин (використовують для збільшення ступеня поляризації заломленого променя) (рис. 3.40).

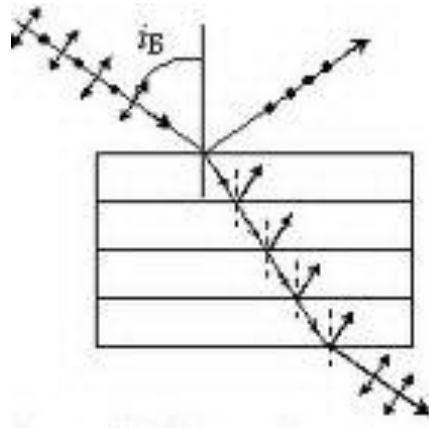


Рис. 3.40. Стопа Столетова

На кожній з граней кожної з пластин відбувається часткова поляризація заломленого променя, внаслідок чого ступінь поляризації світла збільшується й на виході із стопи світло є вже майже повністю поляризованим.

Подвійне променезаломлення – це явище, що спостерігається в оптично анізотропних середовищах (середовищах, оптичні властивості яких залежать від напрямку поширення світла в них) (рис. 3.41).

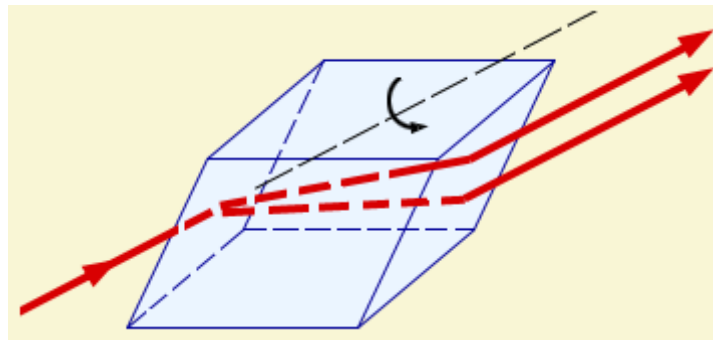


Рис. 3.41. Явище подвійного променезаломлення в оптично анізотропному середовищі

Якщо промінь природного світла падає на оптично анізотропний кристал, то в результаті заломлення світла в загальному випадку утворюються два промені – **звичайний (ординарний) та незвичайний (екстраординарний)**. Для звичайного променя виконується закон заломлення світла, для незвичайного променя він порушується.

Прикладом оптично анізотропних середовищ є кристали, наприклад, ісландський шпат, турмалін, герпатит.

Оптична вісь кристала – це напрям, у якому швидкість поширення світла екстремальна (тобто або максимальна, або мінімальна). Подвійне променезаломлення не спостерігається, якщо промінь поширюється вздовж оптичної осі.

Головна оптична площина кристала утворюється падаючим променем і оптичною віссю кристала, що проходить через точку падіння променя.

Обидва промені (звичайний і незвичайний) повністю поляризовані: незвичайний промінь поляризований у головній оптичній площині кристала, а звичайний – у площині, яка перпендикулярна до головної.

Швидкості поширення звичайного променя (v_o) та незвичайного променя (v_e) в оптично анізотропному середовищі різні, тому різні й показники заломлення середовища для цих променів (рис. 3.42).

Якщо $v_o > v_e$, то кристал називається **позитивним**.

Якщо $v_o < v_e$, то кристал називається **негативним**.

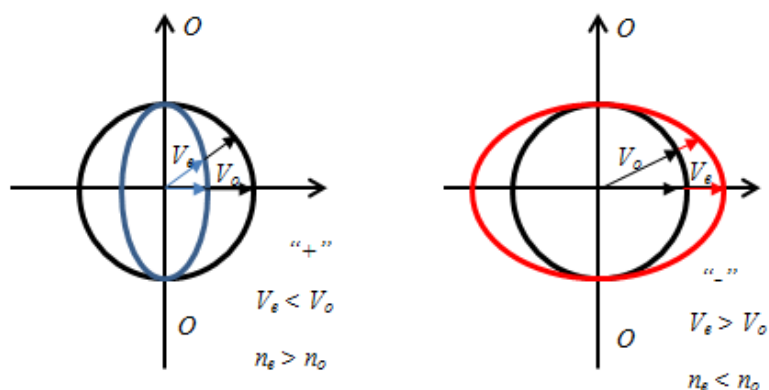


Рис. 3.42. Швидкість поширення звичайного та незвичайного променів

Подвійне променезаломлення може спостерігатися й у середовищах, які в звичайних умовах є оптично ізотропними, якщо ці середовища піддати деформуючій дії. Ступінь оптичної анізотропії, що виникає при цьому, тим більший, чим більші ті механічні напружки в цих середовищах, які викликані їхньою деформацією.

Дихроїзм – це явище, при якому в кристалах з подвійним променезаломленням один з променів поглинається значно сильніше за інший. У результаті при достатній товщині кристала з нього виходить тільки один повністю поляризований промінь. Такі кристали можуть використовуватися як поляризатори світла.

Призма Ніколя (або Ніколь) – використовується для одержання незабарвленого поляризованого світла (рис. 3.43).

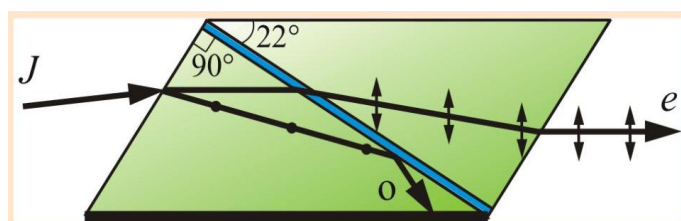


Рис. 3.43. Призма Ніколя

Призма Ніколя виготовляється з ісландського шпату та складається з двох частин, грані яких склеєні канадським бальзамом. Показник заломлення канадського бальзаму ($n = 1,55$); показник заломлення ісландського шпату для незвичайного променя ($n_e = 1,49$); показник заломлення ісландського шпату для звичайного променя ($n_o = 1,66$): $n_e < n < n_o$.

Призма побудована так, що кут падіння звичайного променя, позначеного на рисунку (рис. 3.42) літерою (o), на межу поділу ісландський шпат – канадський бальзам більший за кут повного внутрішнього відбивання. У результаті незвичайний промінь, позначений на рисунку літерою (e), проходить через склеєні грані призми і виходить з неї, а звичайний промінь зазнає повного відбивання на межі поділу шпату з канадським бальзамом, а потім поглинається зачорненою бічною гранню призми. Таким чином, з **призми Ніколя виходить тільки повністю поляризований незвичайний промінь**. Недоліком призми Ніколя є її порівняно невеликі розміри, що не дозволяє працювати із широкими пучками світла.

Оптично активні речовини – це речовини, які здатні обернути площину поляризації світла (рис. 3.44).



Рис. 3.44. Поворот площин поляризації світла оптично активною речовиною

Кут повороту ($\Delta\varphi$) площини поляризації поляризованого світла прямо пропорційний довжині шляху (ℓ), пройденого світлом в оптично активній речовині:

$$\Delta\varphi = \alpha_0 \ell ,$$

де α_0 – називають **стала обертання** (залежить від температури речовини та від довжини хвилі світла).

Обертальна дисперсія – це явище залежності сталої обертання (α_0) та кута повороту ($\Delta\varphi$) площини поляризації від довжини хвилі світла (λ).

Оптичну активність мають як деякі кристалічні речовини (наприклад, кварц), так і деякі рідини (наприклад, скипидар), а також деякі гази (наприклад, пари камфори).

Розчини оптично активних речовин (наприклад, цукру) в неактивних розчинниках (наприклад, у воді) також оптично активні.

Оптична активність речовин пов'язана з асиметричністю будови молекул цих речовин або їх кристалічних решіток (у кристалів). При цьому залежно від особливостей будови молекул (решіток) оптично активні речовини можуть бути або правообертаючими, або лівообертаючими, тобто можуть обертати площину поляризації світла, що проходить через них, або за годинниковою стрілкою, або проти годинникової стрілки (якщо дивитися назустріч світловому променю).

Закон Біо. Кут повороту ($\Delta\varphi$) площини поляризації світла шаром такого розчину залежить від його концентрації:

$$\Delta\varphi = [\alpha_0] \cdot c \ell ,$$

де c – концентрація оптично активної речовини в розчині; $[\alpha_0]$ – **питоме обертання** (визначається природою речовини, залежить від довжини хвилі, температури розчину та властивостей розчинника).

Залежність величини $[\alpha_0]$ від довжини хвилі світла (λ) має вигляд:

$$[\alpha_0] \sim 1/\lambda^2 .$$

Поляриметрія (або **цукрометрія**) – це метод визначення концентрації оптично активних речовин у розчинах.

В основі поляриметрії лежить залежність кута повороту площини поляризації світла розчином оптично активної речовини від концентрації цієї речовини.

Поляриметр (або **цукрометр**) – це прилад, який використовується при поляриметрії (рис. 3.45, 3.46).



Рис. 3.45. Поляриметр (або цукрометр)



Рис. 3.46. Схема поляриметра (або цукрометра)

Молекули найважливіших біохімічних сполук (білків, цукрів, нуклеїнових кислот тощо) асиметричні, унаслідок чого ці речовини (та їх розчини) мають оптичну активність. При цьому для всіх названих речовин можуть існувати і правообертаючі, і лівообертаючі молекули, але їх біологічна значущість для людини істотно різна.

Суміш, у якій концентрації лівообертаючих і правообертаючих молекул однакові, називається **рацемічною**.

Поляризаційний мікроскоп. На явищі поляризації світла заснована робота поляризаційного мікроскопа, який відрізняється від звичайного тим, що до його складу входять поляризатор і аналізатор (рис. 3.47, 3.48).

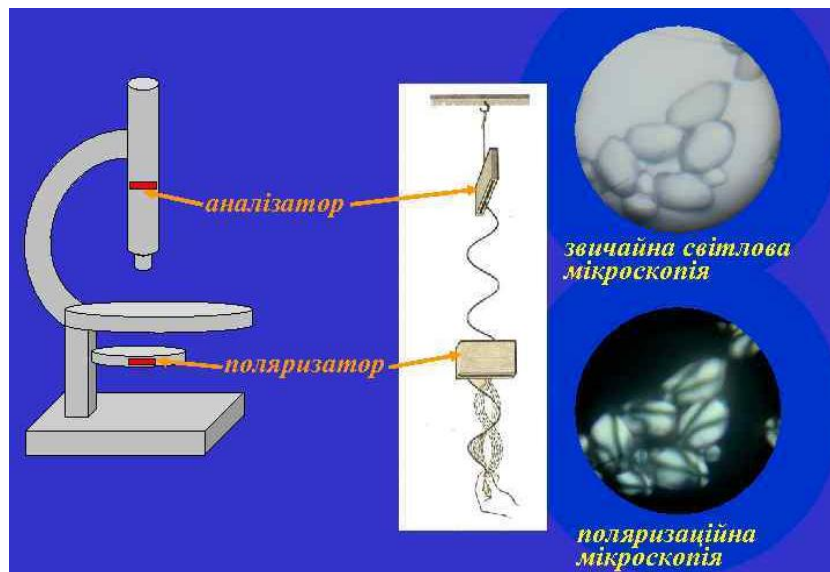


Рис. 3.47. Поляризаційна мікроскопія

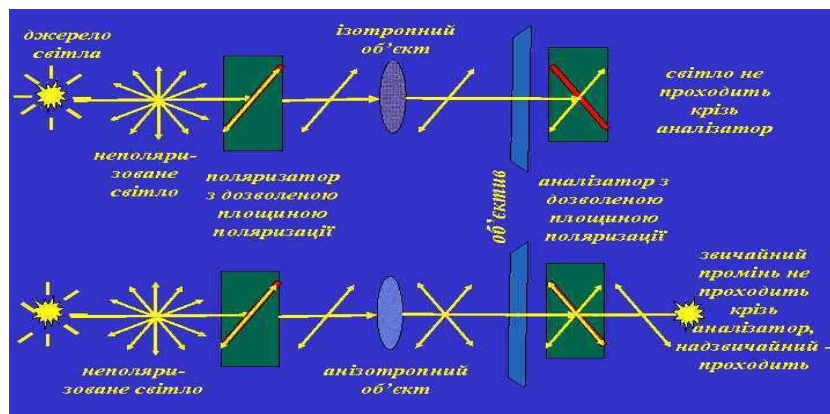


Рис. 3.48. Схема поляризаційного мікроскопа

Поляризаційний мікроскоп використовується тільки для вивчення структур, що мають оптичну анізотропію. До таких в людському організмі належать, наприклад, м'язова, кісткова та нервова тканини.

Метод фотопружності – це метод вивчення розподілу механічної напруги в моделях різних анатомічних складових людського тіла (кістках) або стоматологічних конструкціях за допомогою поляризованого світла.

Моделі виготовляють із прозорих оптично ізотропних речовин. При деформаціях ці речовини стають оптично анізотропними, причому ступінь анізотропії тим більший, чим більша механічна напруга, що виникає в моделі при деформації. Унаслідок подвійного променезаломлення виникають два когерентні промені (звичайний та незвичайний).

Після проходження поляризатора, площина поляризації якого не перпендикулярна площинам поляризації звичайного та незвичайного променів, ці промені інтерферують.

Різниця ходу променів, а отже, й колір (довжина хвилі) світла, для якого при інтерференції виконується умова максимуму, залежить від величини механічної напруги в тих або інших елементах моделі. У результаті по картині кольорових смуг та плям, що спостерігається, можна робити висновок про ступінь напруженості тих або інших елементів моделі (рис. 3.49).

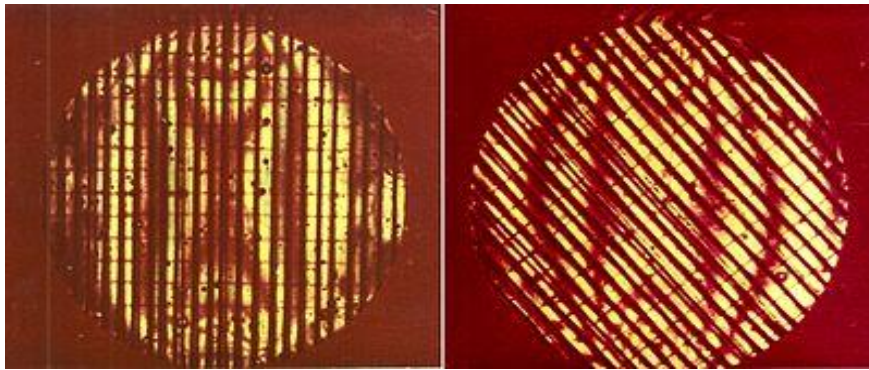


Рис. 3.49. Зображення, отримане при використанні методу фотопружності

Властивостям рідкокристалічних екранів притаманна певна властивість – вони дають поляризоване світло. Завдяки цьому, використовуючи тонкі смужки плівочок-поляризаторів, можна створювати парні та непарні ряди пікселів, що мають різний напрямок поляризації. Лінзи окулярів є поляризаторами, в яких площини поляризації повернуті так, що крізь одну лінзу видно парні ряди, а крізь іншу – непарні. Таким чином створюються зображення, які видно окремо лівим оком і правим оком. Мозок людини зіставляє два зображення і «бачить» його об'ємним (рис. 3.50).

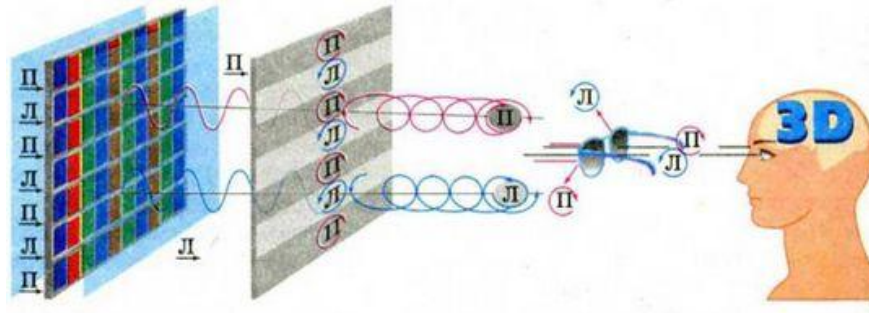


Рис. 3.50. Отримання зображення у 3D форматі

Спеціальні поляризаційні окуляри використовують під час перегляду стереофільмів у кінотеатрах.

Тема 6. Взаємодія світла з речовиною

Поглинання світла

Поглинанням світла називають зменшення інтенсивності світла при проходженні через речовину внаслідок перетворення енергії світла в інші види енергії (рис. 3.51, 3.52).

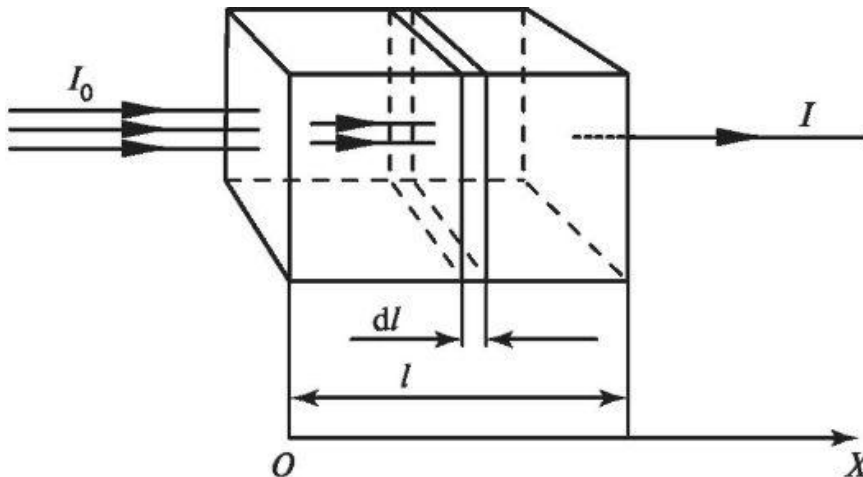


Рис. 3.51. Поглинання світла речовиною: I_0 – це інтенсивність падаючого на речовину світла; I – це інтенсивність світла, що пройшло через шар речовини товщиною l

Під час поглинання світла речовиною фотон цілком передає всю свою енергію частинкам речовини.

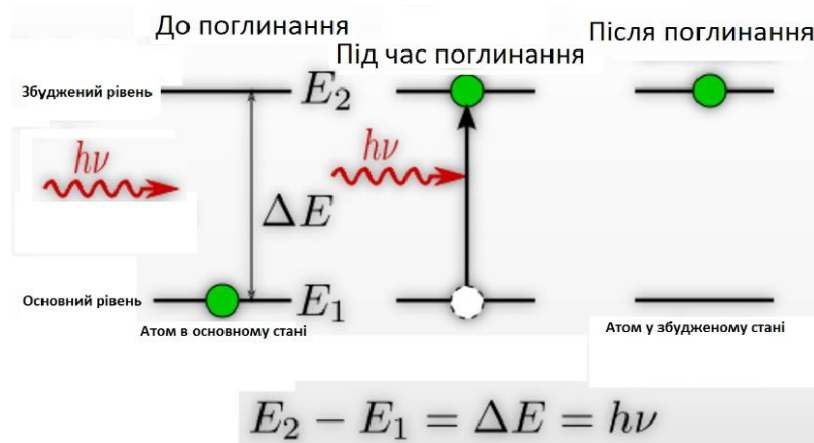


Рис. 3.52. Поглинання світла речовиною:

h – стала Планка ($h = 6,625 \cdot 10^{-34}$ Дж · с); E_1 – енергія атома у основному (не збудженому) стані;
 E_2 – енергія атома у збудженому стані; ν – частота світла

Поглинання світла речовиною описується **законом Бугера**:

$$I = I_0 e^{-k \ell},$$

де I – інтенсивність світла, що пройшло через шар речовини товщиною ℓ ; I_0 – інтенсивність падаючого на цю речовину світла; k – **натуральний монохроматичний показник поглинання** (чисельно дорівнює величині, що зворотна відстані, яку повинне пройти світло в цій речовині, щоб його інтенсивність зменшилася в e ($\approx 2,7$) разів).

Якщо світло поглинається речовиною, розчиненою в деякому розчиннику, причому поглинанням світла розчинником можна знехтувати, то інтенсивність світла, що пройшло через розчин, залежить від концентрації розчиненої речовини. Ця залежність для розбавлених (не дуже концентрованих) розчинів називається **законом Бугера–Ламберта–Бера**:

$$I = I_0 e^{-\chi' c \ell},$$

де c – молярна концентрація розчину, а χ' – натуральний монохроматичний молярний показник поглинання.

Закон Бугера–Ламберта–Бера часто записується у вигляді:

$$I = I_0 \cdot 10^{-\chi \ell},$$

де χ – молярний монохроматичний показник поглинання.

Очевидно, що $\chi = \chi' \lg e \approx 0,43 \chi'$.

Для характеристики поглинання світла речовиною використовуються такі величини, як **коефіцієнт пропускання** (τ) та **оптична густина розчину** (D):

$$\tau = \frac{I}{I_0}, \text{ та } D = \lg\left(\frac{1}{\tau}\right) = \lg\left(\frac{I_0}{I}\right) = \chi c \ell.$$

Звідси випливає, що **закон Бугера–Ламберта–Бера** також можна записати у вигляді:

$$I = I_0 \cdot 10^{-D}.$$

Оптична густина розчину, як і показники поглинання, залежить від довжини хвилі світла. Залежності показників поглинання речовини або оптичної густини розчину речовини від довжини хвилі світла **називаються спектрами поглинання цієї речовини**.

Методика визначення концентрації розчинів речовин, що поглинають світло, шляхом вимірювання оптичних густин цих розчинів називається **концентраційною колориметрією**, а прилад, який використовується при цьому – **фотоелектроколориметром** (рис. 3.53).



Рис. 3.53. Фотоелектроколориметр

Розсіяння світла

Явище розсіяння світла полягає в тому, що при проходженні через речовину частина світлових хвиль змінює напрям поширення. Причиною розсіювання світла при поширенні в будь-якому середовищі є наявність у цьому середовищі оптичних неоднорідностей, тобто ділянок середовища, які відрізняються за величиною показника заломлення.

Розрізняють два види розсіяння:

- розсіяння в мутних середовищах;
- молекулярне розсіяння.

Розсіяння в мутних середовищах (іноді кажуть – в дисперсійних середовищах) – це розсіяння на дрібних чужорідних частинках в однорідній прозорій речовині (наприклад, дим, туман тощо). Розсіяння в мутних середовищах називають також **явищем Тіндаля**.

Молекулярне розсіяння відбувається через те, що в прозорому середовищі через хаотичність руху частинок, що утворюють його, весь час виникають і зникають ділянки, в яких густина (від якої залежить показник заломлення середовища) більша або менша за середню густину речовини.

Розсіяння світла описується формулою, аналогічною закону Бугера:

$$I = I_0 \cdot 10^{-m\ell},$$

де m – монохроматичний показник розсіяння.

Показник розсіяння світла залежить від довжини хвилі, причому, чим менша довжина хвилі світла, тим сильніше воно розсіюється. У результаті при розсіянні білого світла найсильніше розсіюються блакитні, сині та фіолетові промені, а найкраще проходять, не розсіюючись, оранжеві та червоні. Саме тому небо вдень має блакитний колір, а сонце при заході – червоний.

Залежність інтенсивності розсіяного світла від довжини хвилі цього світла називається **законом Релея**. Релей встановив, що під час розсіяння світла в мутному середовищі на частинках, менших за розміром, ніж $0,2\lambda$; де λ – довжина хвилі світла, що розсіюється, а також при молекулярному розсіянні, інтенсивність розсіяного світла обернено пропорційна четвертому ступеню довжини хвилі:

$$I_{\text{розс}} = \frac{\text{const}}{\lambda^4}.$$

Визначення показників, що характеризують розсіяння світла, називається **нефелометрією**, а вимірювальні прилади, які при цьому використовуються, – **нефелометрами** (рис. 3.54).

Явище розсіяння світла використовується в мікроскопії комбінаційного розсіяння, а саме, в нових типах мікроскопів. За допомогою відмінностей у спектрах комбінаційного розсіяння світла, можна відрізнити «здорові» клітини від «хворих» та встановлювати мікроскопі-

чну природу хвороби. Також це явище використовується в Раман-спектроскопії, яка дозволяє ідентифікувати гази вдихуваного та видихуваного повітря і вимірювати їхню концентрацію.



Рис. 3.54. Нефелометр

Дисперсія світла

Дисперсією світла називають залежність показника заломлення (n) речовини від частоти (ν) або довжини хвилі (λ) світла. Причиною існування цієї залежності є те, що під дією світлової хвилі виникають вимушені коливання електронів в атомах речовини, що спричиняє випромінювання цими атомами вторинних хвиль. Ці вторинні хвилі, що складаються з первинною хвилею, утворюють результуючу хвилю. Відмінність фаз первинної хвилі та вторинних хвиль приводить до того, що швидкість поширення результуючої хвилі відрізняється від швидкості первинної хвилі у вакуумі. Амплітуда вимушених коливань електронів в атомах речовини тим більша, чим ближче частота світлової хвилі до власної частоти коливань електронів в атомі. Тому швидкість світла в речовині залежить від частоти світла, а отже, і від його довжини хвилі. На графіку залежності (n) від (λ) (рис. 3.55) чергуються ділянки, у яких із зростанням довжини хвилі світла показник заломлення зменшується ($\frac{dn}{d\lambda} < 0$), та ділянки, у яких із зростанням довжини хвилі показник заломлення зростає ($\frac{dn}{d\lambda} > 0$). Перші ділянки – це ділянки **нормальної дисперсії**, другі – ділянки **аномальної дисперсії**. Для ділянок аномальної дисперсії характерне інтенсивне поглинання світла речовиною.

$$D = -\frac{2b}{\lambda^3}.$$

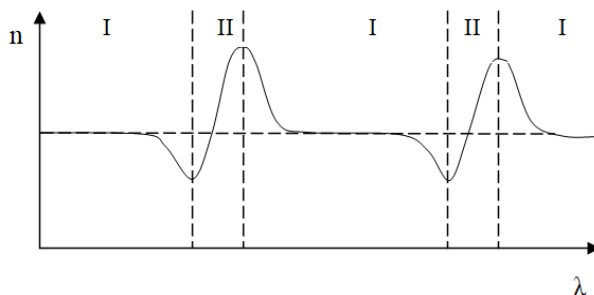


Рис. 3.55. Нормальна та аномальна дисперсія

У ділянках нормальної дисперсії для опису залежності показника заломлення речовини від довжини хвилі світла може використовуватися формула:

$$n = a + \frac{b}{\lambda^2}.$$

Для опису явища дисперсії світла використовують таку величину (характеристику) як **дисперсія речовини (D)**:

$$D = \frac{dn}{d\lambda} .$$

Для ділянок нормальної дисперсії дисперсія речовини (**D**) дорівнює:

Залежність показника заломлення речовини від довжини хвилі світла приводить до того, що біле світло, заломлюючись на межі поділу середовищ, розкладається в спектр, тобто поділяється на промені з різною довжиною хвилі (різного кольору) (рис. 3.56).

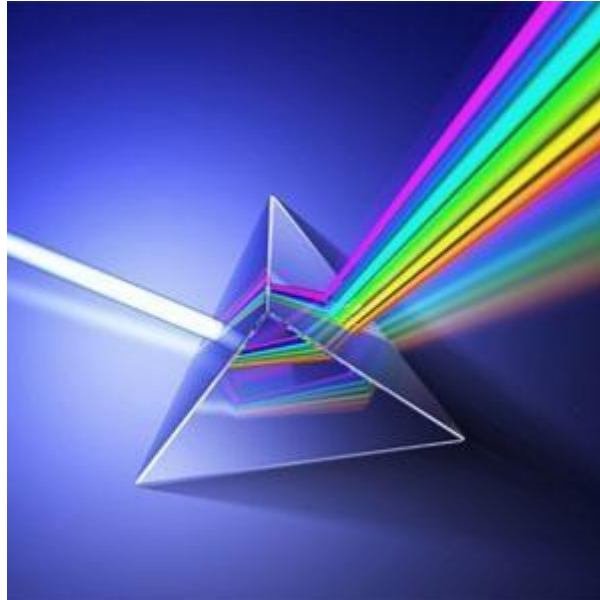


Рис. 3.56. Дисперсія світла

Явище дисперсії лежить в основі роботи призмових спектральних приладів: спектроскопів і спектрографів, які служать для отримання та спостереження спектрів.

РОЗДІЛ 4 МЕДИКО-БІОЛОГІЧНІ АСПЕКТИ АТОМНОЇ ТА ЯДЕРНОЇ ФІЗИКИ

Тема 1. Основні поняття та закони квантової фізики. Теплове випромінювання тіл та його характеристики

Квантовою механікою називають сучасну теорію фізичних явищ і процесів, що відбуваються в мікросвіті.

Під **мікросвітом** розуміють сукупність об'єктів, що мають розміри порядку $10^{-10} \dots 10^{-15}$ м (елементарні частинки, ядра, атоми, молекули).

В основі сучасної квантової механіки лежать уявлення про те, що:

1) будь-яка мікрочастинка має хвильові властивості та характеризується **хвильовою функцією** (ψ), яка є функцією координат частинки та часу;

2) в атомах усі характеристики мікрочастинки можуть набувати не яких завгодно значень, а тільки тих, які задовольняють деяким співвідношенням.

Хвильова функція має такий сенс: квадрат модуля хвильової функції мікрочастинки при певних значеннях координат та часу пропорційний імовірності знайти частинку в точці з цими координатами та в цей момент часу.

Наприклад, хвильова функція вільної частинки, що рухається вздовж осі x , має вигляд:

$$\psi(x, t) = A \cos \left[2\pi \left(\frac{vt - x}{\lambda} \right) \right],$$

де t – час; A – деяка стала; v – швидкість мікрочастинки; λ – довжина хвилі, що обчислюється за формулою де Бройля:

$$\lambda = \frac{h}{p},$$

де h – стала Планка; p – імпульс частинки.

Співвідношення невизначеностей Гейзенберга: для мікрочастинки неможливе абсолютно точно одночасне визначення координати та проекції імпульсу на цю координату, причому

$$\Delta x \cdot \Delta p_x \approx h / 2\pi,$$

де Δx – точність визначення координати частинки; Δp_x – точність визначення проекції її імпульсу на цю координату.

Співвідношення невизначеностей записують у вигляді:

$$\Delta E \cdot \Delta t \approx h / 2\pi,$$

де ΔE – невизначеність енергії при часі її вимірювання Δt .

Залежності хвильових функцій електронів в атомах від координат і часу можна отримати, розв'язуючи **рівняння Шредінгера**. Найпростіше це рівняння розв'язується для систем мікрочастинок, що знаходяться в стаціонарних станах. Стан називається стаціонарним, якщо вирази, що описують сили, які діють на мікрочастинки, не залежать від часу. Наприклад, стаціонарне рівняння Шредінгера для мікрочастинки в одновимірному випадку (ψ залежить тільки від однієї координати – x) має вигляд:

$$\frac{d^2 \psi}{dx^2} + \frac{8\pi m}{h^2} (E - W(x)) \psi = 0,$$

де E – повна енергія частинки; $W(x)$ – її потенціальна енергія; m – маса частинки.

Найпростішою атомною системою є атом водню.

Враховуючи сферичну симетрію системи, при розв'язанні рівняння Шредінгера використовуються сферичні координати – r , θ та φ .

Унаслідок сферичної симетрії системи величина W залежить лише від відстані (r) між електроном та ядром атома, причому

$$W(r) = -\frac{e^2}{4\pi\epsilon_0 r},$$

де e – елементарний заряд; ϵ_0 – електрична стала.

Розділяючи змінні, можна розв'язати рівняння Шредінгера для атома водню.

Виявляється, що рівняння Шредінгера для електрона в атомі водню можна розв'язати тільки при деяких певних значеннях (*власних значеннях*), яким відповідають певні вирази для хвильової функції (*власні функції*).

Власні функції, що одержують при розв'язанні рівняння Шредінгера для атома водню, містять три цілочисельні параметри (числа). Їх прийнято позначати буквами n , l та m і називати **квантовими числами**.

Число n – головне квантове число – визначає енергію електрона в атомі, а також середню відстань від електрона до ядра. Число n – це також номер рівня (оболонки), якому належить електрон. Це число може приймати значення $n=1, 2, 3 \dots$

Власні значення енергії електрона в атомі водню обчислюються за формулою:

$$E_n = -\frac{m_e e^4}{8\epsilon_0^2 h^2 n^2}.$$

Число l – орбітальне квантове число – визначає можливі значення орбітального моменту імпульсу електрона (L) при його русі відносно ядра. Ця залежність задається формулою:

$$L = \frac{h}{2\pi} \sqrt{l(l+1)},$$

при цьому різним значенням числа l відповідають різні види залежності хвильової функції від відстані між електроном і ядром, тобто різні види (форми) орбіталей (s, p, d, f – орбіталі).

Число $l = 0, 1, 2 \dots, n-1$.

Число m – магнітне квантове число – визначає величину проекції орбітального моменту імпульсу електрона на заданий напрям у просторі. Назва "магнітне" пов'язана з тим, що, коли атом помістити в магнітне поле, то в станах, які відповідають різним значенням числа m , атомна система має різну енергію. При цьому різниця енергій станів пропорційна різниці значень числа m в них. Число $m = 0, \pm 1, \pm 2 \dots, \pm l$. Якщо вищезгаданий заданий напрям – це напрям осі z , то

$$L_z = \frac{mh}{2\pi},$$

де L_z – проекція орбітального моменту імпульсу електрона на напрям осі z .

Деякі явища, наприклад, аномальний ефект Зеемана, можна пояснити тільки в тому випадку, якщо припустити, що квантується (може набувати лише дискретних значень) не тільки орбітальний момент імпульсу електрона, але й власний момент імпульсу електрона. Це обумовлює необхідність введення четвертого квантового числа s .

Число s – спінове квантове число – визначає величину проекції власного моменту імпульсу частинки на заданий напрям. Для електрона, протона й нейтрона число $s = \pm 1/2$.

Зв'язок зазначеної проекції власного моменту імпульсу електрона (L_s) зі спіновим числом описується формулою:

$$L_s = \frac{sh}{2\pi}.$$

Для електронів в атомі завжди виконується **принцип Паулі: в атомі не може бути двох електронів, що мають однакові значення всіх чотирьох квантових чисел**.

Правило відбору. В атомі з достатньо високою ймовірністю можуть відбуватися переходи не між будь-якими стаціонарними станами, а тільки між певними станами, причому ймовірні (дозволені) переходи визначаються так званими *правилами відбору*. Зокрема, при переходах

квантові числа ℓ та m можуть змінюватися за модулем тільки на одиницю. Одночасно зі зміною числа s не можуть змінюватися значення інших квантових чисел. Це не означає, що переходи, які не підкоряються правилам відбору, взагалі неможливі. Просто вони дуже малоймовірні.

Теплове випромінювання тіл та його характеристики. Будь-яке тіло, абсолютна температура якого вища за нуль, створює теплове випромінювання, що є електромагнітними хвилями. Будь-яке тіло здатне поглинати теплове випромінювання інших тіл. **Опис законів випромінювання та поглинання тілами теплового випромінювання** потребує введення деяких понять.

Якщо теплове випромінювання створюється якоюсь поверхнею, то фізична величина, що визначається відношенням потоку випромінювання, що виходить від малої ділянки поверхні, до площі цієї ділянки, називається **енергетичною світністю (R)**, тобто

$$R = \frac{d\Phi_e}{dS},$$

де $d\Phi_e$ – потік випромінювання, що виходить від ділянки поверхні, що випромінює, площею dS . Енергетична світність вимірюється у ватах на квадратний метр (Вт/м^2) і є, по суті, інтенсивністю випромінювання, що створюється поверхнею.

Теплове випромінювання має неперервний спектр. Для того, щоб охарактеризувати розподіл інтенсивності за довжинами хвиль у спектрі теплового випромінювання вводиться поняття **спектральної щільності енергетичної світності (r)**, причому

$$r = \frac{dR}{d\lambda}, \quad (4.1)$$

де dR – енергетична світність пов'язана з випромінюванням, довжина хвилі якого лежить в діапазоні від λ до $\lambda + d\lambda$. Спектральна щільність енергетичної світності вимірюється у ватах на кубічний метр (Вт/м^3).

З формули (4.1) виходить, що

$$R = \int_0^{\infty} r d\lambda.$$

Залежність спектральної щільності енергетичної світності тіла (r) від довжини хвилі випромінювання (λ) називають **спектром теплового випромінювання цього тіла**.

Теплове випромінювання має **неперервний спектр**.

Здатність тіла поглинати теплове випромінювання характеризується величиною, що визначається відношенням поглиненого потоку випромінювання до падаючого потоку випромінювання та називається **коефіцієнтом поглинання (α)**, причому

$$\alpha = \frac{\Phi_{\text{погл}}}{\Phi_{\text{пад}}},$$

де $\Phi_{\text{пад}}$ – падаючий потік теплового випромінювання, а $\Phi_{\text{погл}}$ – поглинений потік випромінювання.

Оскільки здатність тіла поглинати випромінювання залежить від довжини хвилі цього випромінювання, для характеристики поглинаючої здатності тіла слід використовувати **монохроматичний коефіцієнт поглинання (α_λ)**, що дорівнює

$$\alpha_\lambda = \frac{d\Phi_{\text{погл}}}{d\Phi_{\text{пад}}},$$

де $d\Phi_{\text{пад}}$ та $d\Phi_{\text{погл}}$ – потік теплового випромінювання, що падає на тіло, та потік теплового випромінювання, що поглинається цим тілом, відповідно, причому ці потоки відносяться до діапазону довжин хвиль, від λ до $\lambda + d\lambda$.

Оскільки $0 \leq d\Phi_{\text{погл}} \leq d\Phi_{\text{пад}}$, значення монохроматичного коефіцієнта поглинання лежить в діапазоні від **0** до **1**.

Чорне тіло – це тіло, коефіцієнт поглинання якого не залежить від довжини хвилі випромінювання і дорівнює **одиниці** ($\alpha_{\lambda} = 1$). Чорне тіло поглинає все випромінювання, що падає на нього.

Сіре тіло – тіло, коефіцієнт поглинання якого не залежить від довжини хвилі випромінювання і є **меншим за одиницю** ($\alpha_{\lambda} < 1$).

Точніше кажучи, сірих тіл не існує, але деякі тіла для певних діапазонів довжин хвиль можна вважати сірими. Так, людське тіло вважається сірим для інфрачервоного випромінювання. При цьому його коефіцієнт поглинання приблизно дорівнює **0,9**.

Закон Кірхгофа: при однаковій температурі відношення спектральної щільності енергетичної світності до монохроматичного коефіцієнта поглинання однакове для всіх тіл, у тому числі, й для чорних, тобто

$$\frac{r_1}{\alpha_{\lambda 1}} = \frac{r_2}{\alpha_{\lambda 2}} = \frac{r_3}{\alpha_{\lambda 3}} = \dots = \frac{\varepsilon}{1},$$

де індекси 1, 2, 3 ... відповідають першому, другому, третьому і ... тілам, а ε – спектральна щільність енергетичної світності чорного тіла.

Закон Кірхгофа для чорного тіла записується у вигляді:

$$r = \alpha_{\lambda} \varepsilon.$$

З останньої формули виходить, що якщо відомі спектр випромінювання чорного тіла (тобто залежність $\varepsilon = f(\lambda)$) та залежність монохроматичного коефіцієнта поглинання тіла від довжини хвилі, то можна визначити спектр випромінювання цього тіла, тобто знайти залежність спектральної щільності енергетичної світності від довжини хвилі випромінювання.

Формулу, що відповідає експериментальним даним про залежність спектральної щільності енергетичної світності чорного тіла від довжини хвилі (частоти) випромінювання, теоретично одержано Планком.

Формула Планка має вигляд:

$$\varepsilon = \frac{2\pi \cdot hc^2}{\lambda^5} \cdot (e^{\frac{hc}{kT\lambda}} - 1)^{-1}, \quad (4.2)$$

де h – стала Планка; c – швидкість світла у вакуумі; k – стала Больцмана; T – абсолютна температура; λ – довжина хвилі випромінювання.

Графік залежності ε від λ , що визначається формулою (4.2), показаний на *рис. 4.1*.

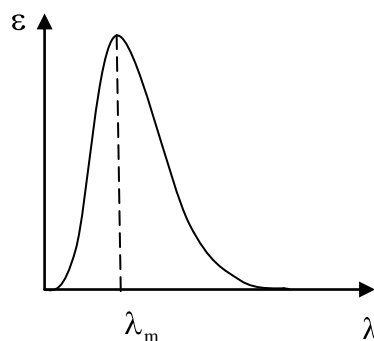


Рис. 4.1. Графік залежності спектральної щільності енергетичної світності (ε) від довжини хвилі випромінювання (λ)

Використовуючи формулу Планка, спектральну щільність енергетичної світності чорного тіла можна обчислити за формулою:

$$R = \int_0^{\infty} \varepsilon \cdot d\lambda.$$

Закон Стефана–Больцмана представляє залежність енергетичної світності чорного тіла від температури та має вигляд:

$$R = \sigma \cdot T^4,$$

де σ – *стала Стефана–Больцмана*, що дорівнює $\sigma \approx 5,67 \cdot 10^{-8}$ Вт/(м² · К⁴).

Закон Стефана–Больцмана: енергетична світність чорного тіла пропорційна четвертому ступеню його абсолютної температури.

Довжина хвилі (λ_m), що відповідає максимуму спектральної щільності енергетичної світності чорного тіла, може бути визначена за **законом Віна:**

$$\lambda_m = \frac{b}{T},$$

де b – деяка стала. Цей вираз називають *законом зсуву Віна*, а стала (b) в цьому виразі називається *сталою Віна*. Стала Віна дорівнює $b \approx 0,29 \cdot 10^{-2}$ м · К. Відзначимо, що закон Віна виконується і для сірих тіл.

Із закону Віна виходить, що довжина хвилі, яка відповідає максимуму спектра теплового випромінювання тіла, однозначно визначається температурою тіла. Таким чином, вимірюючи значення λ_m , можна визначити температуру тіла. Такий спосіб визначення температури тіл називається *оптичною пірометрією*.

Випромінювання Сонця. Медико-біологічні аспекти дії теплового випромінювання на біологічні об'єкти. Сонце – джерело потужного теплового випромінювання. Спектр сонячного випромінювання на межі земної атмосфери при найвищому стоянні Сонця близький до спектра чорного тіла. Максимум спектральної щільності енергетичної світності Сонця спостерігається при довжині хвилі $\lambda = 470$ нм, що відповідає температурі поверхні Сонця **6100 К**. Максимум спектральної щільності енергетичної світності у спектрі сонячного випромінювання на поверхні Землі внаслідок розсіювання світла атмосферою спостерігається при довжині хвилі $\lambda = 555$ нм.

Дозовану сонячну радіацію застосовують як *сонцелікування (геліотерапія)*, а також як засіб гартування організму.

Інтенсивність прямої сонячної радіації вимірюють *актинометром*. Принцип його дії базується на використанні нагрівання зачорнених поверхонь тіл від сонячної радіації.

Розглянемо медико-біологічні аспекти дії **інфрачервоного та ультрафіолетового випромінювання** на біологічні об'єкти.

Електромагнітне випромінювання у спектральному діапазоні довжин хвиль **від 0,76 мкм до 1 мм** називають **інфрачервоним (ІЧ)**. Діапазон ІЧ-хвиль поділяється на короткохвильовий, середньохвильовий та довгохвильовий з довжинами хвиль 0,76 ... 1,4 мкм, 1,4 ... 3 мкм та 3 ... 1000 мкм відповідно.

Лікувальні властивості інфрачервоного випромінювання зумовлені його тепловою дією. Найефективнішим є короткохвильове ІЧ-випромінювання, що є близьким до видимого світла.

ІЧ-випромінювання проникає у тіло приблизно на 20 мм, тому більше прогріваються поверхневі шари. Нагрівання активує діяльності терморегулюючої системи, що призводить до посилення кровопостачання опроміненого місця, та, як наслідок, до сприятливого лікувального ефекту.

У медицині використовують штучні джерела теплового випромінювання: лампи розжарювання (*солюкс*) та інфрачервоні випромінювачі (*інфраруж*) (рис. 4.2).



Рис. 4.2. Лампи ІЧ-випромінювання

Електромагнітне випромінювання у спектральному діапазоні довжин хвиль **від 400 до 10 нм** називають **ультрафіолетовим (УФ)**.

У діапазоні нижче 200 нм УФ-випромінювання сильно поглинається всіма тілами, у тому числі і тонкими шарами повітря, тому особливого інтересу для медицини не мають. Іншу частину УФ-спектра умовно ділять на три ділянки: А (400–315 нм), В (315–280 нм) та С (280–200 нм).

Головне застосування УФ-випромінювання в медицині пов'язано з його специфічним біологічним впливом, яке обумовлено фотохімічними процесами.

Ультрафіолет (в ділянці В і С) фотохімічним шляхом утворює вітамін D з його провітаміну. Ці ж ділянки УФ-випромінювання є причиною почервоніння шкіри (еритема), яке залежно від дози випромінювання може призвести навіть до опіків.

Ділянка А ультрафіолету грає важливу роль в утворенні пігменту, який надає коричневого забарвлення шкірі. УФ при надмірному впливі може бути причиною кон'юнктивіту (ділянка С) і раку (ділянка В).

Ультрафіолет має також бактерицидну дію. Ця властивість використовується для запобігання поширенню інфекційних захворювань та стерилізації приміщення, в якому проводяться мікробіологічні роботи.

Джерелом УФ-випромінювання, яке застосовується для лікувальних і профілактичних цілей, є спеціальні лампи (рис. 4.3): ртутно-кварцові, бактерицидні та ін.



Рис. 4.3. Бактерицидна УФ лампа

Тепловіддача організму. Термографія

Температура тіла здорової людини змінюється мало внаслідок балансу процесів теплоутворення та тепловіддачі.

Тепловіддача здійснюється шляхом:

- тепловипромінювання;
- конвекції (рух та переміщення нагрітих тілом шарів повітря);
- теплопередачі (віддача тепла речовиною, безпосередньо дотичною до поверхні тіла);
- випаровування води з поверхні шкіри і з легенів.

У стані спокою при температурі повітря 20 °С оголена людина в нормі віддає шляхом випромінювання приблизно 66 % теплоти, шляхом конвекції – 15 %, шляхом випаровування – 19 %.

Температура внутрішніх органів у людини в нормі складає 37–38 °С. У різних частинах тіла температура неоднакова та залежить від розташування органа, ступеня кровопостачання, функціональної активності, температури зовнішнього середовища. На *рис. 4.4* представлений розподіл температур на поверхні тіла людини в нормі.

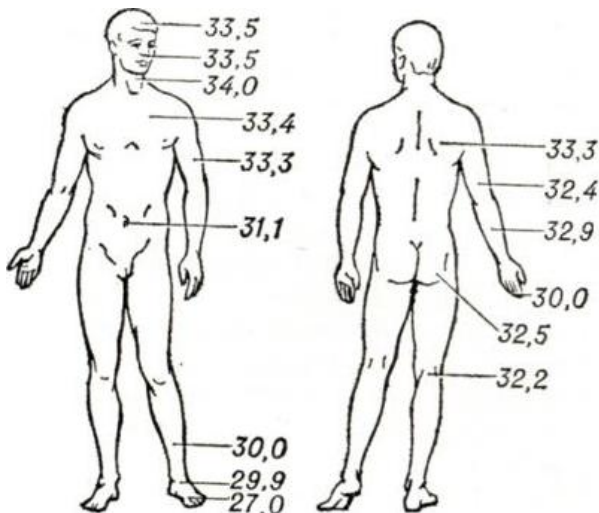


Рис. 4.4. Розподіл температур на поверхні тіла людини в нормі

Поверхня тіла людини випромінює потік теплового випромінювання в ділянці інфрачервоної (ІЧ) частини спектра в діапазоні довжин хвиль від 3 до 20 мкм з максимумом випромінювання при $\lambda_m = 9,5$ мкм (за температури поверхні шкіри 32 °С).

Медицина термографія – метод реєстрації природного теплового випромінювання тіла людини в невидимій інфрачервоній ділянці електромагнітного спектра.

Розподіл потоку теплового випромінювання людини, що випускається тілом в інфрачервоному діапазоні, є таким: на ділянку довжин хвиль 0,8–5 мкм припадає всього 1 % потоку випромінювання, 5–9 мкм – 20 %, 9–16 мкм – 38 % та від 16 мкм і вище – 41 %.

Діагностичні методики, що пов'язані з реєстрацією теплового випромінювання, що створюється пацієнтом:

- *термоскопія* – візуалізація теплового поля на екрані електронно-променевої трубки;
- *термографія* – реєстрація теплового поля на фотоплівці або електрохімічному папері;
- *термометрія* – дистанційне вимірювання температури тіла людини.

Для здорової людини характерний симетричний розподіл температури по поверхні тіла. Будь-яке захворювання або травма супроводжується різними змінами кровопостачання, обмінних процесів, а отже приводить до зміни місцевої температури в зоні обстеження та створює асиметрію тепловипромінювання. У результаті на фоні звичних контурів посилюється або слабшає яскравість ділянки тіла з наявністю патологічного процесу. Ці зміни реєструються за допомогою тепловізора та відбиваються на термограмі (*рис. 4.5*).

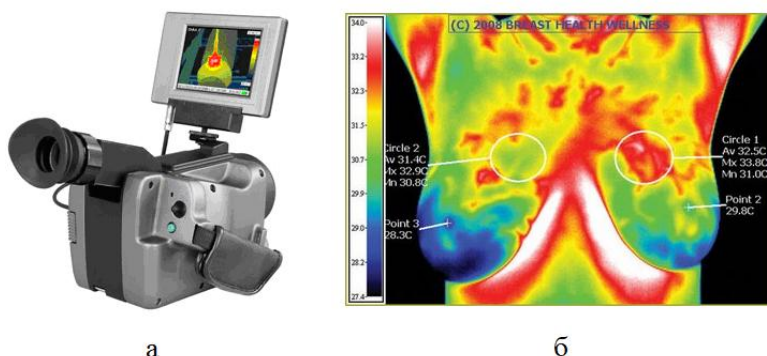


Рис. 4.5. Тепловізор (а) та термограма (б)

Термодіагностика (термографія, тепlobачення) заснована на порівнянні величин температури симетричних ділянок поверхні тіла людини та порівняння характеру розподілу теплових полів на термотопограмі із стандартним їх розподілом, характерним для здорової людини тієї ж статі та тієї ж маси тіла.

Апаратура для комп'ютерної термодіагностики складається з тепловізора та пристроїв візуалізації і управління, які забезпечують формування термозображення, його обробку, зберігання тощо (рис. 4.6).



Рис. 4.6. Апаратура для комп'ютерної термодіагностики

Застосовувати ІЧ-термографії корисно у випадках, якщо наявні: уроджені аномалії, судинні пухлини; місцеві розлади кровообігу (травми, тромбоз, склероз судин); зміни тону судин; порушення венозного кровотоку (застій тощо); локальні зміни теплопродукції (запальні вогнища, пухлини тощо); зміни теплопровідності тканин (набряк, ущільнення тканин тощо).

Тепlobачення, як діагностичний метод, має ряд важливих переваг. Тепlobачення – метод безкровний та безболісний.

Крім того, діагностичні можливості можуть бути розширені завдяки активній термографії (зняття термотопограм шкіри людини під впливом різних дій: холодних та теплових, функціональних, фармакологічних, гіпербаричної оксигенації, електромагнітного поля НВЧ, опромінювання лазером або ультразвуком, акупунктури, електростимуляції, припікання, акупресури тощо).

Тема 2. Спектроскопія в медико-біологічних дослідженнях. Люмінесценція

Спектроскопія займається визначенням якісного та кількісного складу речовин, вивчення будови молекул, що складають цю речовину, на основі вивчення *спектрів поглинання* (адсорбційна спектроскопія) та *спектрів випромінювання* (емісійна спектроскопія) речовин, що вивчаються (рис. 4.7).

Спектр розігрітої хмари водню



Спектр твердого тіла крізь холодну хмару водню



Спектр твердого тіла



Рис. 4.7. Приклади спектрів речовин

Спектр випромінювання – це залежність величини, що характеризує енергію електромагнітних хвиль, що випромінюються речовиною при певному значенні довжини хвилі (або в певному діапазоні значень довжин хвиль), від довжини хвилі.

Спектр поглинання – це залежність величини, що характеризує енергію електромагнітних хвиль, що поглинаються речовиною при певному значенні довжини хвилі (або в певному діапазоні значень довжин хвиль), від довжини хвилі.

Емісійна спектроскопія заснована на вивченні емісійних спектрів (спектрів випускання або випромінювання) елементів речовини, що аналізується.

Абсорбційна спектроскопія заснована на вивченні спектрів поглинання досліджуваної речовини. Розрізняють дослідження в ультрафіолетовій, видимій та інфрачервоній ділянках спектра.

Емісійна та адсорбційна спектроскопія в УФ та видимій частинах спектра використовується для визначення концентрацій речовин, ідентифікації атомів і молекул речовини, визначення структурних параметрів молекул, вивчення хімічних реакцій тощо. Наприклад, процеси денатурації ДНК і білків спричиняють зміни їхніх УФ адсорбційних спектрів.

В ІЧ та МКХ частинах спектра використовується адсорбційна спектроскопія. Такі дослідження дозволяють проводити кількісний та якісний аналіз речовин, що вивчаються, отримувати інформацію про структуру й просторову будову біологічно важливих макромолекул, вивчати механізми біохімічних реакцій і взаємодії між молекулами. При цьому, зокрема, можна ідентифікувати біологічно активні ділянки макромолекул, вивчити фармакокінетику лікарських препаратів, виявляти речовини, що свідчать про перебіг тих або інших патологічних процесів, проводити аналіз складу окремих частин клітин.

Дослідження поглинання світла різними речовинами здійснюють за допомогою *спектрофотометрів* (рис. 4.8).



Рис.4.8. Спектрофотометр

Принцип роботи спектрофотометра (рис. 4.9) полягає у вимірюванні інтенсивностей світла, що пройшло через розчинник, а також через розчин речовини у тому самому розчиннику. Різниця цих інтенсивностей дає змогу зробити висновок про ступінь поглинання світла розчиненою речовиною. Для одержання спектра ця операція повторюється для багатьох довжин хвиль.

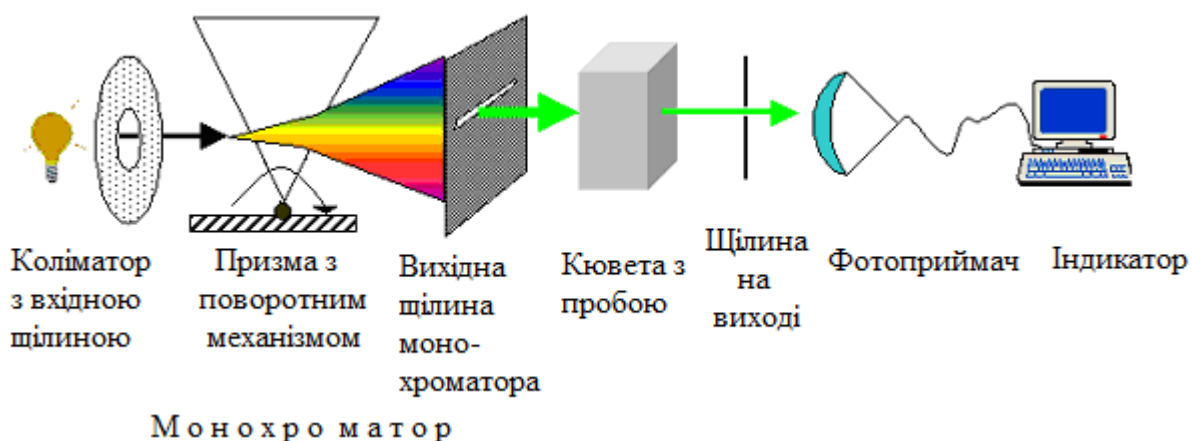


Рис. 4.9. Принцип роботи спектрофотометра

Важливу медико-біологічну інформацію можна отримати, вивчаючи спектри *люмінесценції* різних речовин.

Люмінесценція – це випромінювання тіла (надлишкове над тепловим) за даної температури, тривалість якого значно перевищує період випромінюваних світлових хвиль (рис. 4.10).



Рис. 4.10. Приклади люмінесценції в живій природі

Залежно від причин, що викликають люмінесценцію, розрізняють фото-, іоно-, катодо-, радіо-, хемілюмінесценцію та деякі інші види.

Причиною фотолюмінесценції є поглинання атомом кванта світла (або УФ-випромінювання), унаслідок чого електрон переходить на вищий енергетичний рівень.

Для люмінесценції характерне **післясвітіння** – випромінювання кванта світла збудженим атомом відбувається через певний (іноді досить великий) час після збудження.

Флюоресценція – це вид люмінесценції, що має наступний механізм післясвітіння: після збудження (перехід з рівня 1 на рівень 2 (рис. 4.11, а) атом не одразу переходить до основного незбудженого стану. Спочатку відбувається перехід електрона на нижчий рівень (з рівня 2 на рівень 3) без випромінювання фотона, а потім — перехід з рівня 3 на початковий рівень 1 з випромінюванням кванта світла (рис. 4.11, а).

Тривалість післясвітіння при флюоресценції складає величину близько 10^{-8} с.

Фосфоресценція – це вид люмінесценції, що має інший механізм післясвітіння: рівень 3 такий, що перехід електрона з цього рівня на рівень 1 не відбувається (такий перехід заборонений правилами відбору). У цьому випадку електрон досить довго може знаходитися у стані 3, і такий стан називається **метастабільним**. Повернення на рівень 1 відбувається тільки в результаті попереднього переходу електрона (рис. 4.11, б) з рівня 3 на рівень 4 (цей перехід здійснюється за рахунок енергії теплового руху молекул), а потім вже електрон з випромінюванням кванта світла повертається в стан 1 (перехід, дозволений правилами відбору).

Тривалість післясвітіння при фосфоресценції складає величину близько 10^3 с.

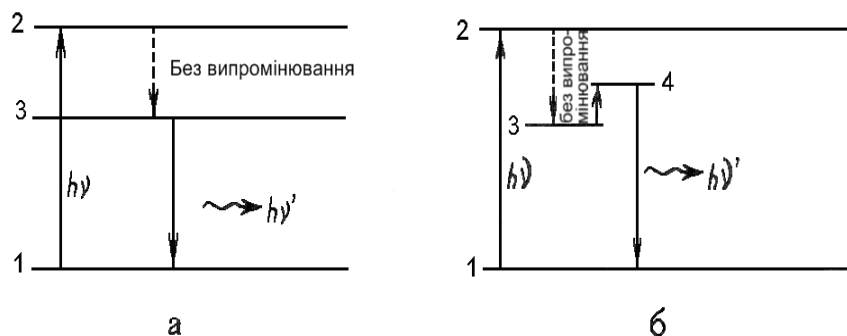


Рис. 4.11. Етапи механізму післясвітіння:
а) для флюоресценції; б) для фосфоресценції

Закон Стокса. Оскільки рівень, з якого відбувається повернення електрона на рівень 1 (рівень 3 – при флюоресценції та рівень 4 – при фосфоресценції) має меншу енергію, ніж рівень 2, то при фотолюмінесценції зазвичай виконуються співвідношення:

$$\nu > \nu', \lambda < \lambda',$$

де ν і λ – частота та довжина хвилі світла, що викликало люмінесценцію, а ν' і λ' – частота та довжина хвилі світла, що випромінюється при люмінесценції.

Ці співвідношення відображають суть **закону Стокса**: спектр фотолюмінесценції зміщений у бік довгих хвиль відносно спектра випромінювання, що спричинило цю люмінесценцію (рис. 4.12).

Іноді трапляються відхилення від закону Стокса (*антистоксівська люмінесценція*), які пов'язані з тим, що випромінювання, яке викликає люмінесценцію, переводить на вищий рівень електрон, який до цього моменту вже знаходився у збудженому стані (рис. 4.13).

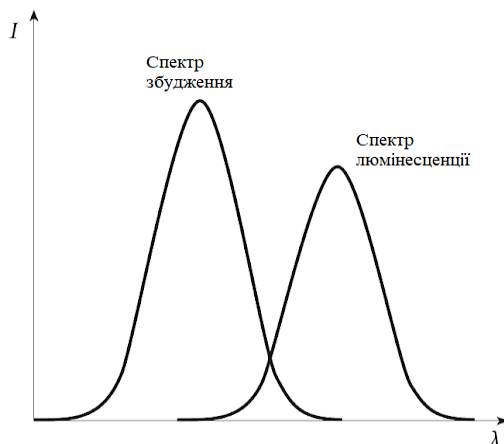


Рис. 4.12. Спектри збудження (поглинання) та люмінесценції

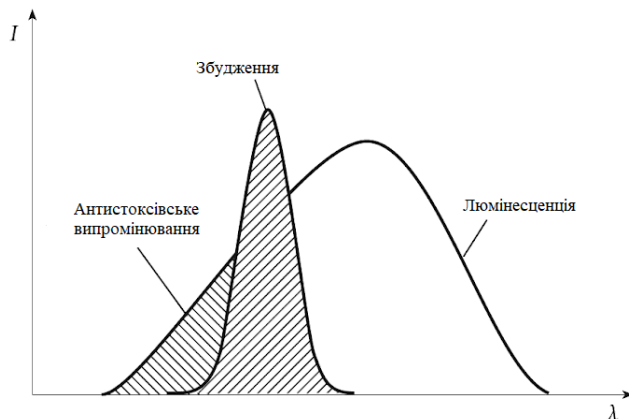


Рис. 4.13. Антистоксівська люмінесценція

Люмінесцентний аналіз. Флюоресценція характерна для ряду біологічно важливих молекул, наприклад, білків. Вивчаючи спектри люмінесценції цих молекул, можна отримати інформацію про конформації молекул, механізми зв'язування комплексів, взаємодії молекул з розчинником та іншими молекулами, що містяться в розчині, про перетворення молекул під час хімічних реакцій, а також про значення різних параметрів, що характеризують структуру молекул.

Вивчення спектрів речовин, що зв'язуються з мембранами клітин (флюоресцентні мітки) дозволяє вивчати конформаційні переходи в мембранах та їх компонентах.

Люмінесцентний аналіз використовується також в гігієні травлення (продукти, що псуються, дають характерні спектри люмінесценції), діагностиці деяких захворювань, зокрема, грибкових.

Люмінесцентний аналіз мікроскопічних об'єктів проводять за допомогою спеціальних люмінесцентних мікроскопів, у яких на відміну від звичайних джерел світла, як правило, використовуються ртутні лампи, у спектрі яких наявні УФ-промені. Крім того, використовуються два світлофільтри, один з яких розміщується перед конденсором та виділяє випромінювання, що спричиняє люмінесценцію, а інший знаходиться між об'єктивом і окуляром та виділяє люмінесцентне випромінювання.

На основі явища фотолюмінесценції створені джерела "денного" світла, тобто світла за спектральними характеристиками ближчого до денного, ніж світло, що створюється лампами розжарювання.

Тема 3. Індуковане випромінювання. Лазери

Процеси випромінювання електромагнітних хвиль при переходах атомів з одних стаціонарних станів до інших лежать в основі роботи **лазерів** – пристроїв, що створюють *індуковане випромінювання*.

Якщо при взаємодії фотона з атомом енергія фотона дорівнює різниці енергій будь-яких стаціонарних станів цього атома, то в результаті такої взаємодії атом може перейти з одного стану в інший.

Якщо атом знаходився у стані з меншою енергією, то при цьому відбувається *поглинання фотона* та перехід атома у стан з більшою енергією.

Якщо ж атом знаходився у стані з більшою енергією, то в результаті взаємодії він перейде в стан з меншою енергією, що приведе до *випромінювання атомом фотона*.

Таке випромінювання, спричинене взаємодією збудженого атома з фотоном, називається **індукованим випромінюванням**. При індукованому випромінюванні відбувається збільшення числа фотонів, тобто посилення світла.

При індукованому випромінюванні частота, фаза, поляризація та напрям руху фотона, що випускається, співпадають з відповідно частотою, фазою, поляризацією та напрямом фотона, що індукував це випромінювання.

Індуковане випромінювання, що отримується за допомогою лазерів, має ряд унікальних та в практичному відношенні дуже важливих властивостей. **Лазери** можуть створювати пучки світла з дуже малим кутом розбіжності. Лазер є джерелом строго монохроматичних та когерентних хвиль.

Зазвичай спостерігається так звана **больцманівська заселеність** енергетичних рівнів, за якої кількість атомів, що знаходяться в стані з більшою енергією (у збудженому стані), менша за кількість атомів, що знаходяться у стані з меншою енергією (у незбудженому стані). При больцманівській заселеності поглинання світла у речовині переважає над випромінюванням.

Щоб індуковане випромінювання переважало над поглинанням світла необхідно, щоб кількість атомів, які знаходяться в стані з більшою енергією, перевищувала кількість атомів, що знаходяться в стані з меншою енергією (за наявності такої ситуації говорять про *інверсну заселеність* рівнів). У різних видах лазерів інверсна заселеність рівнів досягається різними способами.

Розглянемо механізм виникнення індукованого випромінювання у гелій-неоновому лазері.

У гелій-неоновому лазері індуковане випромінювання створюють атоми неону. Енергія одного зі збуджених станів атомів гелію співпадає з енергією одного зі збуджених станів атомів неону (*стан 3 на рис. 4.14*).

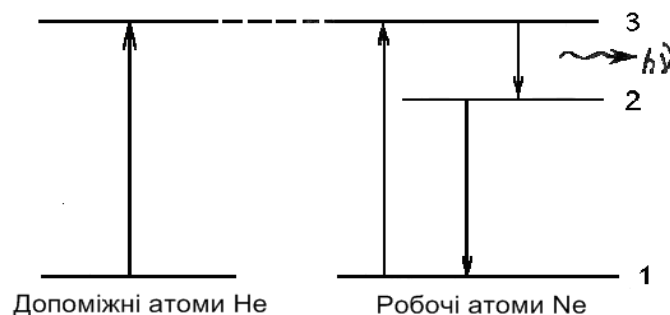


Рис. 4.14. Виникнення індукованого випромінювання у гелій-неоновому лазері

У газовій суміші, що заповнює гелій-неоновий лазер, гелію істотно більше, ніж неону. При пропусканні через газову суміш електричного розряду атоми гелію переходять до збудженого стану. Частина цих атомів взаємодіє з атомами неону. При такій взаємодії атоми неону переходять до збудженого стану 3, а атоми гелію повертаються до незбудженого стану. Тим самим виникає велика кількість атомів неону, що знаходяться в стані 3 (створюється висока заселеність рівня 3). Із стану 3 атоми неону можуть переходити, випромінюючи фотони, до стану 2, а потім – до стану 1. Розмір газорозрядної трубки лазера підбирається так, щоб при зіткненні з її стінками атоми неону віддавали енергію, переходячи зі стану 2 до стану 1. Унаслідок

цього кількість атомів неону, що знаходяться в стані 2, невелика, тобто у такий спосіб забезпечується "розвантаження" рівня 2 та створюється стаціонарна інверсна заселеність рівнів 2 та 3. Перші самовільні переходи атомів неону зі стану 3 до стану 2 породжують фотони, які потім, взаємодіючи з іншими атомами неону, що знаходяться в стані 3, спричиняють випромінювання цими атомами фотонів. У результаті інтенсивність індукованого випромінювання наростає.

Звичайно речовина, у якій генерується лазерне випромінювання, має форму довгого вузького циліндра, у торцях якого розміщуються дзеркала (хоча би одне з них напівпрозоре). Це приводить до того, що лазери випромінюють світло точно вздовж осі циліндра, оскільки фотони, що рухаються в інших напрямках, залишають речовину, не спричинивши великої кількості індукованих переходів, тоді як фотони, що рухаються вздовж осі циліндра, багато разів відбиваються від дзеркал та призводять до все нових й нових переходів атомів з випромінюванням фотонів уздовж осі циліндра.

Характеристики лазерного випромінювання

Лазерному випромінюванню притаманні такі характеристики:

1. *Інтенсивність* – повний потік енергії випромінювання, який проходить за одиницю часу через одиничну площу у напрямку нормалі до неї і розрахований на одиницю тілесного кута. Висока інтенсивність лазерного випромінювання пов'язана зі здатністю лазера концентрувати світлову енергію у просторі. Інтервал інтенсивності сучасних потужних лазерів становить $10^6 - 10^9 \text{ Вт/см}^2$.

2. *Монохроматичність* – здатність лазера випромінювати на одній певній і постійній частоті. Ширина лазерної лінії може становити 0,1–1 нм; отже монохроматичність становитиме $\Delta\nu/\nu = 10^{-12} - 10^{-13}$.

3. Лазерне випромінювання *когерентне*, тобто в різних точках простору в один і той же час або в одній і тій же точці, але в різний момент часу світлові хвилі скоординовані між собою. Когерентність зумовлює високу спрямованість потоку лазерного випромінювання. Кут розходження променів менший від 0,01 хв, що дає змогу сфокусувати лазерне випромінювання практично в точку.

4. При фокусуванні лазерного випромінювання можна створити надзвичайно високу густину його випромінювання. Лазер з енергією 100 Дж дає такі спалахи як електрична лампочка з потужністю 100 Вт при свіченні 1 с. За допомогою лазера можна отримати густину енергії випромінювання $\approx 10^{15} \text{ Вт/м}^2$ (для порівняння, густина енергії випромінювання Сонця $\approx 7 \cdot 10^7 \text{ Вт/м}^2$).

Біологічна дія лазерного випромінювання

Біологічна дія лазерного випромінювання на живий організм проявляється через певні структурні, функціональні та біохімічні зміни. Результат дії залежить від характеристик випромінювання та властивостей тканин організму (поглинаючої здатності, теплопровідності, питомої теплоти пароутворення та ін.). Під час взаємодії лазерного випромінювання з тканинами організму частина його енергії поглинається, а частина – відбивається. Характерною особливістю лазерного випромінювання є його вибіркова дія на різні органи і системи. Усі компоненти організму (ферменти, гормони, вітаміни, пігменти) мають лише їм властиві характеристики поглинання лазерного випромінювання. Під його впливом відбуваються зміни лише у тих середовищах, де воно поглинається, а ступінь поглинання залежить від оптичних властивостей середовища.

Внаслідок поглинання лазерного випромінювання тканинами організму енергія випромінювання перетворюється на інші види енергії (внутрішню, енергію фотохімічних процесів, енергію електронних переходів), причому більша частина енергії випромінювання перетворюється у внутрішню енергію. Під час підвищення температури від 37 до 60 °С у тканинах не відбуваються структурні зміни.

При значному підвищенні температури (більше 60 °С) внаслідок термічного ефекту відбувається руйнування ферментів, коагуляція білків, утворення тромбів у венах, а при достатній інтенсивності опромінення тканини руйнуються, що використовують в лазерній хірургії.

У результаті взаємодії лазерного випромінювання з біологічною тканиною утворюються вільні радикали, які мають велику хімічну активність. Вважають, що радикали є хімічною основою зміни спадковості, їх накопичення спостерігається при патологіях, а також зумовлює біологічне старіння організму.

Типи лазерів. Застосування лазерів у медицині

Нині лазери знаходять чимале застосування в різних сферах нашого життя і, зокрема, у медицині (рис. 4.15).



Рис. 4.15. Застосування лазерів у медицині

Серед застосувань лазерів у медицині відзначимо:

- діагностичні методи, пов'язані з використанням волоконної оптики та застосуванням лазерного випромінювання для ендоскопічного вивчення внутрішніх органів;
- лазерна хірургія, зокрема, офтальмокоагуляція, при якій лазерне випромінювання використовується для приварювання сітківки, що відшарувалася; створення мікроотворів в очних оболонках для забезпечення відтоку рідини при глаукомі тощо;
- лазерна терапія з використанням низькоінтенсивного лазерного випромінювання (НІЛВ).

Терапія з використанням НІЛВ викликає у відповідь такі реакції організму, як активація метаболізму та підвищення функціональної активності клітин, стимуляція репаративних процесів, активація мікроциркуляції крові та підвищення рівня трофічного забезпечення тканин. Укажемо також на протизапальну, анальгезуючу, імуностимулюючу та рефлексогенну дії НІЛВ.

Також лазери успішно застосовуються в онкології, стоматології, урології, гінекології, нейрохірургії.

Основні типи лазерів, що використовуються в медицині, представлені на рис. 4.16.



Рис. 4.16. Типи лазерів

Залежно від характеристик будь-який лазер знаходить застосування в тій чи іншій галузі медицини.

Аргоновий лазер (рис. 4.17) застосовується в офтальмології, оскільки довжина хвилі його випромінювання знаходиться в синьо-зеленій ділянці спектра, добре пропускається і фокусується оком і використовується для дії на сітківку.

Nd:YAG-лазер відзначається глибоким проникненням випромінювання в тканину і застосовується для нагрівання, коагуляції тканини, руйнівної дії на злоякісні пухлини. Цей тип лазера широко застосовується в косметології (наприклад, неодимовий лазер (рис. 4.18)), для видалення татуювань різного кольору і глибини залягання в шкірі.



Рис. 4.17. Аргоновий лазер



Рис. 4.18. Неодимовий лазер

Довжина хвилі випромінювання напівпровідникового AlGaAs-лазера знаходиться в ділянці терапевтичного вікна і саме тому лазер використовують для неінвазивного моніторингу глюкози в крові у хворих на діабет.

Висока потужність та здатність генерувати інфрачервоне випромінювання обумовило широке застосування CO₂-лазера в хірургії (рис. 4.19).



Рис. 4.19. застосування лазерів в хірургії

Лазери на барвниках та вільних електронах здатні плавно перестроювати частоту генерації в широких межах, що суттєво з точки зору спектроскопічних досліджень. Ультрафіолетове випромінювання ексимерних лазерів здатне руйнувати молекулярні зв'язки і саме завдяки цьому знайшло своє застосування в офтальмологічних операціях.

Тема 4. Магнітний резонанс. Електронний мікроскоп

Важливе місце в наукових й медичних дослідженнях займають методики *електронного парамагнітного резонансу* (ЕПР) і *ядерного магнітного резонансу* (ЯМР).

Найчастіше магнітний резонанс спостерігається при переходах між станами, що відрізняються значенням спінового квантового числа. Такі стани мають різну енергію в тому випадку, якщо атоми, на яких спостерігається резонанс, поміщені в магнітне поле. Поглинання енергії спостерігається тільки при виконанні певного співвідношення між індукцією магнітного поля та частотою випромінювання, внаслідок чого і виникла назва "магнітний резонанс".

Парамагнітний резонанс (ЕПР) ґрунтується на поглинанні енергії електромагнітних випромінювань електронами атомів при переходах між стаціонарними станами, що відрізняються орієнтаціями магнітного моменту електрона (в електронній оболонці атома).

Електронний парамагнітний резонанс спостерігається для систем зі спіновим числом, яке не дорівнює нулю, що зазвичай пов'язане з наявністю в атомній системі неспареного електрона. Прикладами таких систем є атоми деяких елементів (наприклад, марганець) та вільні радикали, що утворюються в результаті деяких фізичних процесів або хімічних реакцій.

Електронний парамагнітний резонанс спостерігається при виконанні резонансного співвідношення:

$$h\nu = g\mu_B B,$$

де ν – частота електромагнітного випромінювання, що викликає електронні переходи; g – коефіцієнт пропорційності, який називається g -фактором; B – індукція магнітного поля, у якому спостерігається резонанс; μ_B – магнетон Бора, який дорівнює:

$$\mu_B = \frac{eh}{4\pi m_e}.$$

На практиці при реєстрації ЕПР фіксують частоту електромагнітного випромінювання і, змінюючи з певною швидкістю магнітну індукцію, визначають інтенсивність того випромінювання, що поглинене речовиною. З технічних причин зазвичай реєструють не саму інтенсивність, а похідну інтенсивності за магнітною індукцією, отримуючи при цьому спектр ЕПР.

Пристрої, що дозволяють зареєструвати такі спектри, називаються ЕПР-спектрометрами (рис. 4.20).

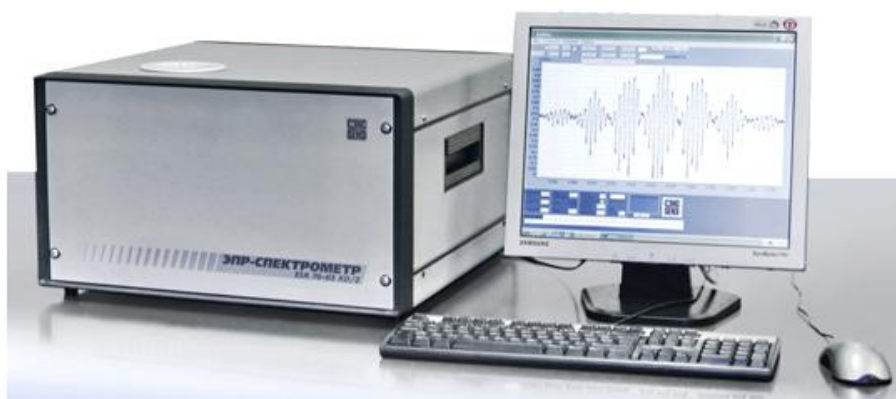


Рис. 4.20. Малогабаритний автоматизований спектрометр електронного парамагнітного резонансу

Спектри ЕПР несуть інформацію, яка дозволяє виявляти і досліджувати вільні радикали, що виникають у живих організмах. Це, у свою чергу, дозволяє вирішувати питання:

- первинних та вторинних механізмів радіаційно-хімічних процесів при променевому ураженні клітин;
- різних типів біохімічних реакцій, пов'язаних з процесами клітинного дихання;
- процесів біосинтезу;
- ролі вільних радикалів при різних патологічних процесах, зокрема, при онкологічних захворюваннях.

У санітарно-гігієнічних дослідженнях спектри ЕПР використовуються для виявлення вільних радикалів та визначення їхньої концентрації в повітрі, воді, продуктах харчування тощо.

Нині широко розповсюджені методики дослідження, які пов'язані з використанням "спінових міток" та "спінових зондів".

Спінові мітки – це штучно введені в систему, що вивчається, парамагнітні утворення (наприклад, молекули), на яких може спостерігатися ЕПР. Ці утворення приєднуються до досліджуваних структур хімічними зв'язками.

Спінові зонди – це також штучно введені в систему парамагнітні утворення, на яких може спостерігатися ЕПР. Ці утворення розподіляються в об'єкті, що вивчається, без утворення з ним хімічних зв'язків.

Ця група методик дозволяє вивчати розміщення різних груп атомів у біологічно важливих молекулах, взаємодії цих груп, природу та орієнтацію хімічних зв'язків, а також визначити різні властивості елементів багатьох важливих біоструктур.

Ядерний магнітний резонанс ґрунтується на поглинанні енергії електромагнітних випромінювань ядрами атомів при переходах між стаціонарними станами, що відрізняються орієнтаціями магнітного моменту ядра атома.

Ядерний магнітний резонанс можна спостерігати у речовин, ядра яких мають відмінний від нуля магнітний момент, тобто характеризуються відмінним від нуля значенням спінового квантового числа (наприклад, H, P, N, ^{13}C , ^{17}O та ін.).

Поміщені в магнітне поле такі ядра можуть, переходячи зі стану з меншою енергією у стан з більшою енергією, поглинати енергію електромагнітного випромінювання при виконанні **резонансної умови**:

$$\nu = \frac{\gamma B}{2\pi},$$

де ν – частота електромагнітного випромінювання, при якій спостерігається ЯМР; γ – коефіцієнт, який називається *гіромагнітним відношенням*.

Поздовжня, або спін-решіткова релаксація – зворотний перехід ядер даного типу (ядер, на яких спостерігається резонанс) зі збудженого стану в незбуджений, що відбувається внаслідок взаємодії з атомами навколишньої речовини. Характеризується часом T_1 – час спін-решіткової релаксації.

Поперечна, або спін-спінова релаксація – зворотний перехід ядер даного типу (ядер, на яких спостерігається резонанс) із збудженого стану в незбуджений, що відбувається за рахунок взаємодії з іншими ядрами даного типу. Характеризується часом T_2 – час спін-спінової релаксації.

Величини T_1 і T_2 досить інформативні при вивченні стану молекул, до яких входять ядра, на яких спостерігається резонанс.

Поблизу ядер знаходяться електрони, що частково екранують внаслідок свого руху ядра від зовнішнього магнітного поля. Тому індукція магнітного поля поблизу ядра відрізняється від індукції магнітного поля, у яке поміщена речовина. У різних хімічних сполуках ступінь екранування ядра електронами може бути різним.

При цьому резонансне співвідношення має вигляд:

$$\nu = \frac{\gamma}{2\pi} (1 - \sigma) B,$$

де σ – константа екранування. Значення цієї константи залежить від того, до складу якої молекули входить ядро, на якому спостерігається резонанс. При спостереженні ЯМР зазвичай фіксують величину магнітної індукції (B) та добиваються резонансу, змінюючи частоту електромагнітного випромінювання. Резонансна частота для тих самих ядер у молекулах різних хімічних сполук буде різною внаслідок відмінності значень величини σ . Ці відмінності резонансних частот однакових ядер у різних хімічних сполуках називаються *хімічним зсувом*.

Інтенсивність сигналу при резонансному поглинанні електромагнітного випромінювання прямо пропорційна кількості поглинаючих ядер.

У біологічних та медичних дослідженнях найчастіше використовують протонний магнітний резонанс, тобто ядрами, на яких спостерігається резонанс, є ядра водню.

За допомогою методу ЯМР вивчають будову молекул білків, нуклеїнових кислот, інших біологічно активних молекул, а також динаміку взаємодії цих молекул.

Важливу інформацію дає вимірювання значень T_1 і T_2 для різних тканин. Для всіх тканин значення часу релаксації істотно менші, ніж у чистій воді. Ці величини змінюються з віком. Цікаво, що в тканинах злоякісних пухлин час релаксації помітно більші, ніж в нормальних тканинах. Більш того, підвищення значень T_1 і T_2 (але менше, ніж при раку) спостерігається у тканинах в передраковому стані.

Із медичних застосувань ЯМР найбільше значення має **ЯМР-інтроскопія** (в медицині частіше використовують назву **магнітно-резонансна томографія (МРТ)**) – це метод дослідження внутрішніх органів і тканин, з використанням явища ядерного магнітного резонансу.

При ЯМР-інтроскопії одержують зображення внутрішніх перерізів тіла (рис. 4.21).



Рис. 4.21. ЯМР-інтроскопія

Роздільна здатність методу становить частки міліметра. Ідея методу полягає в тому, що об'єкт, який вивчається (наприклад, людина), розміщується в магнітному полі, яке створюється декількома магнітами. Один з магнітів створює однорідне поле у всій досліджуваній ділянці. Інший (інші) магніт створює додаткове поле таким чином, що резонансне співвідношення між індукцією поля та частотою випромінювання, необхідне для поглинання ядрами водню енергії випромінювання, виконується тільки в деякому тонкому плоскому шарі. Змінюючи індукцію цього додаткового поля, реєструють сигнал ЯМР при різних положеннях та орієнтаціях шару, у якому виконується резонансне співвідношення. Потім, спеціальним чином обробляючи результати вимірювань, розраховують характеристики резонансу (інтенсивність, час релаксації) для кожної точки (точніше – невеликої ділянки) внутрішнього перерізу об'єкта, що вивчається. Існують різні модифікації методу ЯМР-інтроскопії, що дозволяють дещо поліпшити ті або інші характеристики методу (площу перерізу, що вивчається, роздільну здатність, час дослідження тощо).

Від рентгенівської комп'ютерної томографії (РКТ) метод відрізняється відсутністю шкідливих променевих навантажень. Роздільна здатність методів схожа, хоча у ЯМР-інтроскопії дещо вища. Практика застосування ЯМР-інтроскопії показала, що при деяких захворюваннях, зокрема при багатьох неонкологічних захворюваннях, інформативність методу вища, ніж інформативність РКТ.

Магнітно-резонансна томографія дозволяє:

- Визначати дифузію молекул води в біологічних тканинах (метод дифузійної МРТ (рис. 4.22), що дозволяє діагностувати інсульти та інші неврологічні порушення.

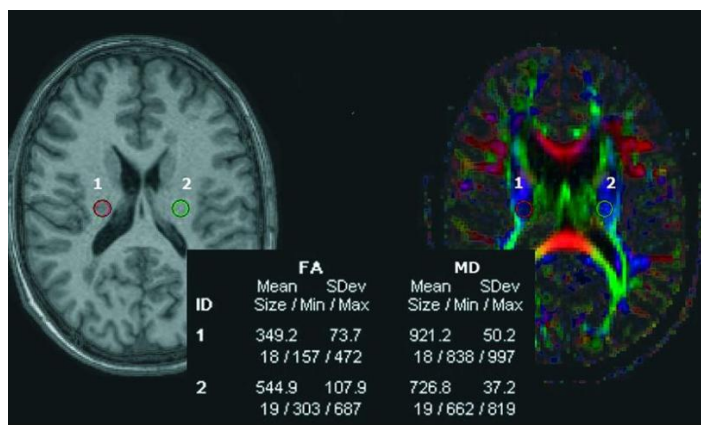


Рис. 4.22. Томограма головного мозку людини (дифузійна МРТ)

- Оцінити проходження крові через судини різних тканин організму, зокрема тканин мозку і печінки (метод МР-перфузії). Метод дозволяє визначити ступінь ішемії головного мозку (рис. 4.23) та інших органів, зокрема, порушення кровотоку через утворення циротичних вузлів при цирозі печінки.

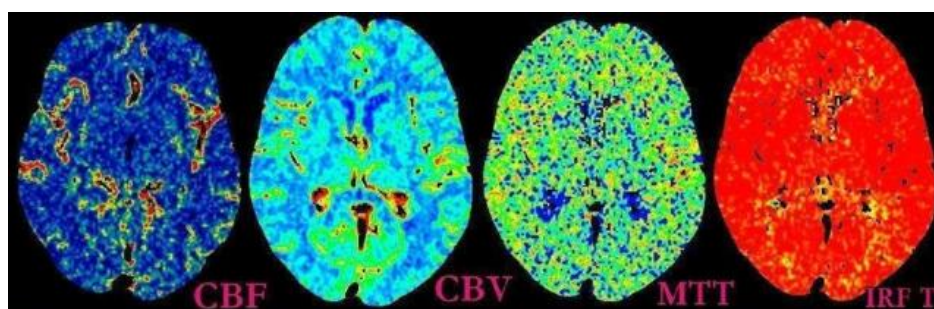


Рис. 4.23. Томограма головного мозку людини (МР – перфузія)

- Виявити біохімічні зміни тканин при різних захворюваннях (МР- спектроскопія (рис. 4.24). МР-спектри відображають процеси метаболізму. Порушення метаболізму виникають до появи клінічних проявів захворювання, тому на основі отриманих даних можна діагностувати захворювання на ранніх етапах розвитку.

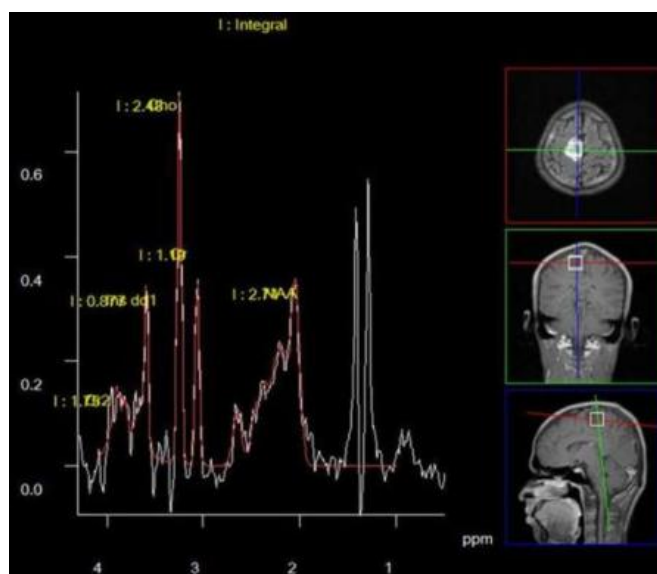


Рис. 4.24. Спектрограма головного мозку (МР-спектроскопія)

- Отримати зображення кровоносних судин (МР-ангіографія (рис. 4.25)). Метод дозволяє оцінювати як анатомічні, так і функціональні особливості кровотоку. Метод ґрунтується на відмінності сигналу рухомої тканини (крові) від сигналу оточуючих нерухомих тканин, що дозволяє отримувати зображення судин без застосування будь-яких рентгеноконтрастних засобів.

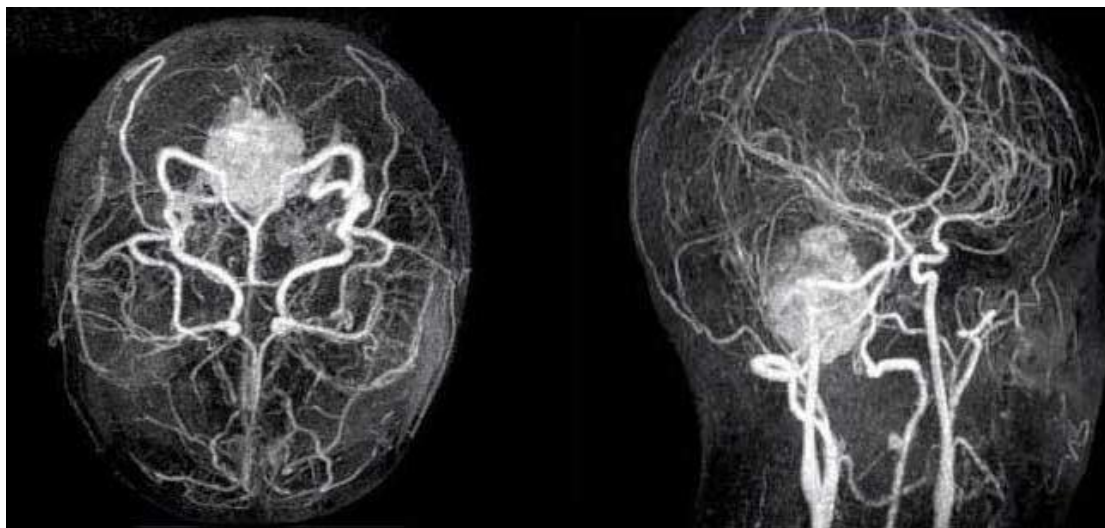


Рис. 4.25. Ангіограма судин головного мозку (МР-ангіографія)

- Досліджувати кору головного мозку (функціональна МРТ (рис. 4.26)), що дозволяє визначити для кожного пацієнта індивідуальне розташування та особливості функціонування ділянок мозку, які відповідають за рух, мову, зір, пам'ять та інші функції.

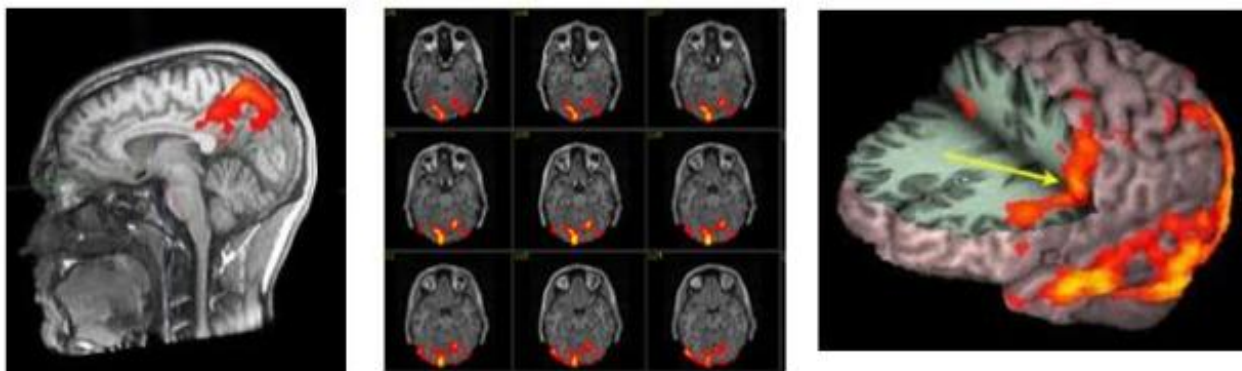


Рис. 4.26. Томограма головного мозку (функціональна МРТ)

Суть методу полягає в тому, що при роботі певних ділянок мозку в них посилюється кровотік. У процесі проведення функціональної МРТ пацієнту пропонують виконати певні завдання, потім реєструють ділянки з посиленням кровотоку та накладають їхнє зображення на звичайну МРТ головного мозку.

Електронний мікроскоп. Одна з основних концепцій квантової фізики – корпускулярно-хвильовий дуалізм матерії – стала теоретичною основою створення такого пристрою, як електронний мікроскоп (рис. 4.27).

Електрон, як і будь-яка мікрочастинка, що рухається, проявляє хвильові властивості, причому, чим більша швидкість (а отже, і енергія) електрона, тим менша його довжина хвилі. Якщо електрон прискорювався, пройшовши в електричному полі між точками з різницею потенціалів $U = 50 \text{ кВ}$, то його довжина хвилі дорівнює $\lambda = 5,5 \cdot 10^{-12} \text{ м}$, що приблизно в сто тисяч разів менше довжини хвилі видимого світла. Тому, використовуючи замість світлових променів прискорені електрони, можна одержати прилад з роздільною здатністю, що значно перевищує роздільну здатність світлового мікроскопа.



Рис. 4.27. Електронний мікроскоп

Для електронного мікроскопа теоретично досяжна **межа розрізнення (z)** може бути обчислена за формулою:

$$z = \frac{0,5h}{\sqrt{2emU} \sin(u/2)},$$

де h – стала Планка; e – елементарний заряд; m – маса електрона; u – кутова апертура. Реально **межа розрізнення** в найкращих електронних мікроскопах складає величину близько **50...100 нм**.

При електронній мікроскопії об'єкт, що вивчається, опромінюється пучком електронів, які випромінюються катодом мікроскопа. Прискорення електронів та створення електронного пучка забезпечується електронною гарматою, що містить анод та фокусуєчий електрод. Необхідна форма пучка забезпечується роботою електронних лінз, що є системами електродів та конденсорів, а також котушок зі струмом. При взаємодії з об'єктом, що вивчається, частина електронів розсіюється. Електрони, що пройшли через зразок, утворюють зображення або на спеціальній фотопластинці, або на катодолюмінесцюючому екрані.

Для електронної мікроскопії потрібна спеціальна дуже складна підготовка зразків. Зразки повинні бути дуже тонкими, спеціальним чином зафіксованими. Знаходячись в електронному мікроскопі зразки перебувають у вакуумі. Найчастіше перебування у вакуумі та особлива підготовка до дослідження пошкоджують структуру об'єктів, які вивчаються, що примушує з певною обережністю ставитись до результатів електронної мікроскопії. Разом з тим, електронна мікроскопія дає унікальну інформацію про внутрішню будову клітин та їхніх органодів, яку неможливо сьогодні отримати будь-яким іншим методом.

РОЗДІЛ 5 РАДІАЦІЙНА ФІЗИКА

Тема 1. Рентгенівське випромінювання та його використання в медицині

Іонізуючі випромінювання – це випромінювання, дія яких на речовину призводить до іонізації атомів цієї речовини.

Іонізація атома – це процес перетворення електрично нейтральних атомів на негативні іони (шляхом захоплення одного або декілька електронів) чи у позитивні іони (шляхом відриву одного або декілька електронів).

Види іонізуючих випромінювань: альфа-, бета-, гамма- та рентгенівське випромінювання, потоки нейтронів та протонів (рис. 5.1).



Рис. 5.1. Види іонізуючих випромінювань

З усіх видів іонізуючих випромінювань у медицині найбільше застосовується рентгенівське.

Рентгенівське випромінювання – це електромагнітні хвилі з діапазоном довжин хвиль від **80 до 10^{-5} нм**. На довгохвильовій ділянці цього діапазону рентгенівське випромінювання межує з ультрафіолетовим випромінюванням, на короткохвильовій ділянці – з гамма-випромінюванням.

Гамма-випромінювання – це електромагнітні хвилі з довжиною хвилі, що менша за 10^{-5} нм.

Механізми виникнення рентгенівське випромінювання і гамма-випромінювання різні. Рентгенівське випромінювання пов'язане з гальмуванням електронів у рентгенівських трубках або з електронними переходами в атомах. Гамма-випромінювання виникає при внутрішньоядерних процесах.

За механізмом виникнення рентгенівські випромінювання підрозділяють на *гальмівне* та *характеристичне*.

Гальмівне рентгенівське випромінювання отримують в рентгенівських трубках (рис. 5.7) при різкому гальмуванні електронів, які рухаються з великими швидкостями. Гальмування електронів відбувається при їх зіткненні з електронними оболонками атомів анода (*антикатода*) рентгенівської трубки.

Гальмівне рентгенівське випромінювання має безперервний спектр, який у випадках різної напруги (U_1 та U_2) між анодом і катодом трубки показаний на рис. 5.2.

Спектр випромінювання (для цього випадку) – це залежність спектральної щільності потоку випромінювання $\left(\frac{d\Phi}{d\lambda}\right)$ від довжини хвилі (λ) випромінювання.

На цьому рисунку $U_1 > U_2$. З рисунка також видно, що спектр гальмівного випромінювання обмежений з боку малих значень довжин хвиль величиною λ_{\min} та має максимум при довжині хвилі, яка позначена λ_m , причому $\lambda_{\min 1} < \lambda_{\min 2}$ та $\lambda_{m1} < \lambda_{m2}$, тобто зі збільшенням напруги спектр гальмівного випромінювання (його короткохвильова межа й максимум) зміщується у бік менших довжин хвиль.

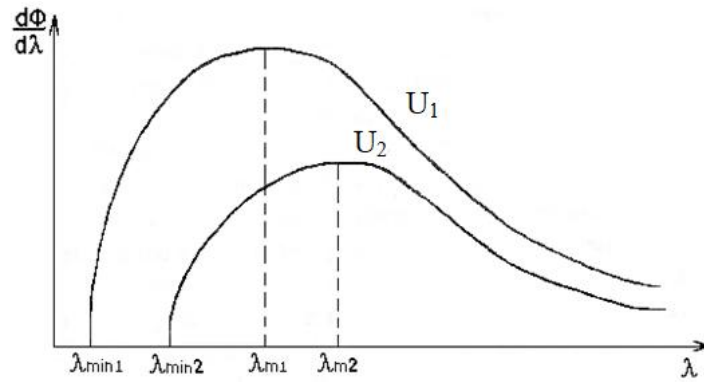


Рис. 5.2. Спектри безперервного гальмівного рентгенівського випромінювання для різних напруг між катодом і анодом рентгенівської трубки

Зазначені властивості спектра гальмівного рентгенівського випромінювання пов'язані з тим, що при зіткненні з анодом кінетична енергія електронів частково переходить в енергію квантів рентгенівського випромінювання.

Енергія електрона перед його зіткненням з анодом трубки дорівнює (якщо нехтувати початковою енергією електрона при емісії) **робіті** (**A**) електричного поля при переміщенні електрона від катода до анода:

$$A = eU,$$

де e – елементарний заряд; U – напруга між катодом та анодом.

Тому енергія (**E**) рентгенівського кванта, що утворюється ($E = h\nu = \frac{hc}{\lambda}$, де h – стала Планка; ν – частота фотона рентгенівського випромінювання; c – швидкість фотона рентгенівського випромінювання), повинна задовольняти умові:

$$E \leq A, \text{ тобто } \frac{hc}{\lambda} \leq eU, \text{ звідки } \lambda \geq \frac{hc}{eU}.$$

З останньої нерівності видно, що в спектрі гальмівного рентгенівського випромінювання дійсно можуть бути наявні всі довжини хвиль, якщо вони більші або дорівнюють λ_{\min} , де $\lambda_{\min} = \frac{hc}{eU}$. Можна показати, що $\lambda_{\max} \approx \frac{3}{2}\lambda_{\min}$.

Характеристичне рентгенівське випромінювання створюють атоми елементів з достатньо великими порядковими номерами (**Z**). Випромінювання виникає при переходах електронів в оболонках цих атомів з одного з верхніх рівнів на один з найнижчих (рис. 5.3).

При таких переходах різниця енергій рівнів велика та довжина хвилі виникаючого фотона належить діапазону довжин хвиль рентгенівського випромінювання. Оскільки будова нижніх рівнів усіх важких атомів подібна, схожими є й спектри характеристичного рентгенівського випромінювання різних важких атомів.

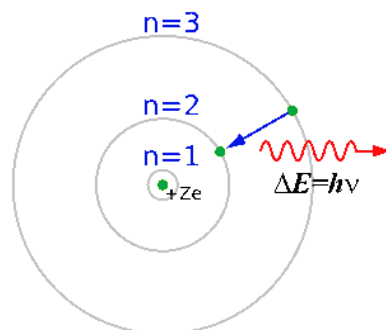


Рис. 5.3. Виникнення характеристичного рентгенівського випромінювання

Спектри **характеристичного рентгенівського випромінювання** є лінійчатими та підкоряються **закону Мозлі**:

$$\sqrt{\nu} = A(Z - B),$$

де ν – частота, що відповідає лінії характеристичного рентгенівського випромінювання, яке виникає при переході атома з порядковим номером Z з n -го стаціонарного стану в k -ий; A і B – константи, значення яких визначаються значеннями чисел n і k .

При проходженні рентгенівського випромінювання через речовину потік **випромінювання (Φ)** послаблюється.

Якщо рентгенівське випромінювання монохроматичне, то процес послаблення потоку випромінювання речовиною описується **законом Бугера**:

$$\Phi = \Phi_0 \cdot e^{-\mu \ell},$$

де Φ_0 – потік випромінювання, що падає на речовину; Φ – потік випромінювання, що пройшло через шар речовини товщиною ℓ та не змінило напрямку розповсюдження; μ – **лінійний коефіцієнт послаблення** рентгенівського випромінювання.

Послаблення потоку рентгенівського випромінювання речовиною відбувається внаслідок взаємодії випромінювання з електронними оболонками атомів речовини.

Три механізми взаємодії рентгенівського випромінювання: *когерентне розсіювання, некогерентне розсіювання* (яке називається також *ефектом Комптона*, або *комтонівським розсіюванням*) та *фотоефект*.

Когерентне розсіювання (рис. 5.4) спостерігається у випадку, якщо енергія кванта ($h\nu$) рентгенівського випромінювання менша за енергію іонізації атома (тобто енергії, яку необхідно витратити, щоб відірвати від атома електрон):

$$h\nu < W_i,$$

де h – стала Планка; ν – частота фотона рентгенівського випромінювання; λ – довжина хвилі рентгенівського випромінювання; W_i – енергія зв'язку електрона i -го рівня в атомі.



Рис. 5.4. Схема когерентного розсіювання

Когерентне розсіювання характерне для довгохвильового рентгенівського випромінювання. При когерентному розсіюванні змінюється напрямок розповсюдження рентгенівського випромінювання без поглинання енергії випромінювання речовиною, а отже, без зміни довжини хвилі та частоти фотона рентгенівського випромінювання.

Причиною **некогерентного розсіювання** (рис. 5.5) квантів рентгенівського випромінювання є їх взаємодія з електронами зовнішніх оболонок атомів, тобто з тими електронами, які зв'язані з ядром слабкіше, ніж електрони внутрішніх оболонок. При такій взаємодії електрон відривається від атома (відбувається іонізація атома) і набуває кінетичної енергії. На здійснення роботи по відриву електрона та наданню йому кінетичної енергії витрачається частина енергії кванта рентгенівського випромінювання. Внаслідок цього утворюється квант випромінювання з меншою енергією (з більшою довжиною хвилі), який рухається в напрямку, що відрізняється від напрямку руху початкового кванта, тобто відбувається розсіювання випромінювання. Саме тому, що довжина хвилі розсіюваного випромінювання відрізняється від довжини хвилі початкового випромінювання, такий вид розсіювання і називається некогерентним. Електрони, які відриваються від атомів при ефекті Комптона, називаються *електронами віддачі*.

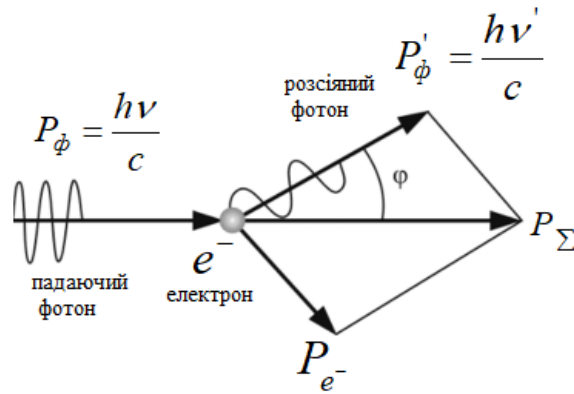


Рис. 5.5. Схема некогерентного розсіювання (ефект Комптона)

Закон збереження енергії при некогерентному розсіюванні має вигляд:

$$h\nu = W_i + \frac{mv^2}{2} + h\nu' \quad \text{або} \quad \frac{hc}{\lambda} = W_i + \frac{mv^2}{2} + \frac{hc}{\lambda'}$$

де h – стала Планка; ν – частота кванта рентгенівського випромінювання, ν' – частота кванта комптонівського розсіювання; λ – довжина хвилі кванта рентгенівського випромінювання; λ' – довжина хвилі кванта комптонівського розсіювання; W_i – енергія зв'язку електрона i -го рівня в атомі; $\frac{mv^2}{2}$ – кінетична енергія електрона віддачі.

При цьому виконуються співвідношення:

$$\nu > \nu' \quad \text{та} \quad \lambda < \lambda'.$$

При **внутрішньому фотоефекті** (рис. 5.6) кванти рентгенівського випромінювання взаємодіють з електронами внутрішніх оболонок атомів. При цьому також відбувається виривання електрона з атома (іонізація атома). Але, оскільки електрони внутрішніх оболонок сильніше зв'язані з ядром, ніж електрони зовнішніх оболонок, на виривання електрона з атома витрачається вся енергія рентгенівського кванта, тобто відбувається не розсіювання, а поглинання випромінювання.

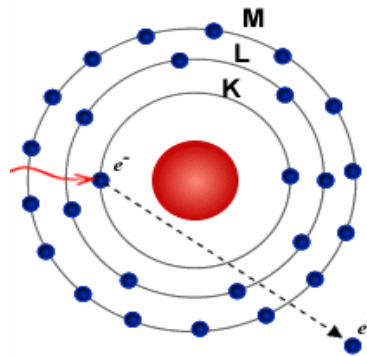


Рис. 5.6. Схема внутрішнього фотоефекта

Закон збереження енергії при внутрішньому фотоефекті має вигляд:

$$h\nu = W_i + \frac{mv^2}{2} \quad \text{або} \quad \frac{hc}{\lambda} = W_i + \frac{mv^2}{2}$$

де h – стала Планка; ν – частота кванта рентгенівського випромінювання; λ – довжина хвилі кванта рентгенівського випромінювання; W_i – енергія зв'язку електрона i -го рівня в атомі, $\frac{mv^2}{2}$ – кінетична енергія вирваного електрона.

У загальному випадку при взаємодії рентгенівського випромінювання з речовиною можуть спостерігатися всі три ефекти, що роблять свій внесок до сумарного значення **коефіцієнта послаблення**. Тому можна записати:

$$\mu = \mu_k + \mu_n + \mu_f,$$

де μ_k , μ_n та μ_f , – компоненти сумарного μ , обумовлені когерентним розсіюванням, некогерентним розсіюванням та внутрішнім фотоефектом відповідно.

Загальне послаблення потоку рентгенівського випромінювання речовиною обумовлене процесами розсіювання випромінювання і процесами, що приводять до поглинання енергії випромінювання речовиною. Тому вираження для μ частіше записують у вигляді:

$$\mu = \tau + \sigma,$$

де τ та σ – компоненти μ , пов'язані з поглинанням випромінювання та розсіюванням випромінювання відповідно.

Дослідження показують, що величина (τ) пропорційна густині речовини (ρ), четвертому ступеню (Z (порядкового номера елемента)) та третьому ступеню довжини хвилі випромінювання:

$$\tau \sim \rho, Z^4, \lambda^3.$$

Для м'якого випромінювання (довгохвильового) залежність (τ) від (Z) максимальна і пропорційна четвертому ступеню величини (Z). При зменшенні довжини хвилі показник ступеня при (Z) зменшується. Величина (τ) має складну залежність від довжини хвилі випромінювання.

Враховуючи, що лінійний коефіцієнт послаблення пропорційний густині речовини, для характеристики здатності речовини послабляти потік рентгенівського випромінювання часто використовують **масовий коефіцієнт послаблення** (μ_m), який дорівнює:

$$\mu_m = \frac{\mu}{\rho}.$$

Сильна залежність здатності речовини поглинати рентгенівське випромінювання від величини порядкового номера елемента Z лежить в основі **рентгенодіагностики**.

При проходженні рентгенівського випромінювання через тіло людини різні тканини істотно по-різному поглинають випромінювання, що пов'язане з їх різним хімічним складом. Так, кісткова тканина, що містить атоми кальцію і фосфору (величини Z дорівнюють 20 і 15 відповідно) в десятки разів сильніше поглинає рентгенівське випромінювання, ніж м'які тканини, у яких переважають вуглець, кисень та водень (величини Z дорівнюють 6, 8 та 1 відповідно). Тому при просвічуванні людського тіла рентгенівськими променями потік випромінювання, проходячи через м'які тканини, поглинається мало, а кістки при такому просвічуванні поглинають значно більшу частину падаючого випромінювання.

Для реалізації різних методик, пов'язаних з використанням рентгенівського випромінювання, потрібні **рентгенівські апарати**, що створюють випромінювання необхідної *інтенсивності* та *жорсткості*. Кажучи про рентгенівське випромінювання, м'яким вважають випромінювання з більшою довжиною хвилі, а жорстким – з меншою довжиною хвилі.

Основною частиною рентгенівського апарату є **рентгенівська трубка** (рис. 5.7).

Рентгенівська трубка зазвичай є скляною посудиною, з якої відкачане повітря, та містяться два електроди – катод і антикатод (анод). Катод нагрівається електричним струмом й внаслідок *термоелектронної емісії* є джерелом електронів. Термоелектрони, прискорені електричним полем між антикатодом і катодом, ударяються об антикатод, що породжує гальмівне рентгенівське випромінювання.

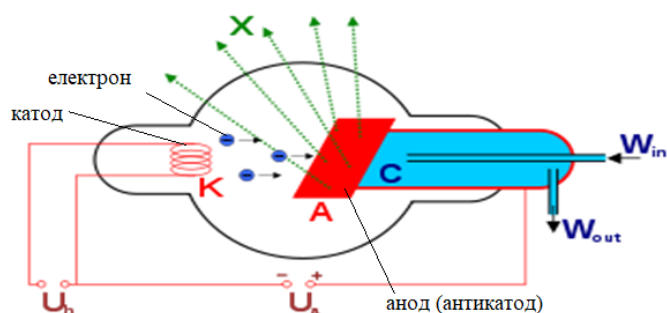


Рис. 5.7. Рентгенівська трубка

Потік рентгенівського випромінювання, що генерується трубкою, може бути обчислений за формулою:

$$\Phi = kIU^2Z, \quad (5.1)$$

де k – коефіцієнт пропорційності; I – сила струму в трубці; U – напруга між антикатодом і катодом; Z – порядковий номер елемента, з якого виготовлений антикатод (точніше, та ділянка антикатада, об якій ударяються електрони).

Напруга, що створюється між антикатодом і катодом, складає величину від **60 до 120 кВ**. Змінюючи величину цієї напруги, можна одержувати необхідну жорсткість випромінювання (рис. 5.8). При великих значеннях U генерується жорсткіше випромінювання, при менших значеннях – м'якше.

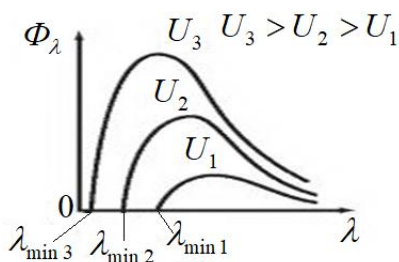


Рис. 5.8. Спектр рентгенівського випромінювання, що генерується рентгенівською трубкою при різних напругах між катодом і анодом

Як видно з формули (5.1), зміна напруги приводить й до зміни величини потоку випромінювання. Разом з тим рентгенівський апарат повинен дозволяти змінювати величину Φ , не змінюючи жорсткості випромінювання, тобто без зміни величини U . Тому зміна потоку випромінювання досягається в трубці шляхом зміни сили струму в ній, що, у свою чергу, досягається шляхом зміни температури катода (рис. 5.9), а отже, і кількості електронів, що випускаються ним за одиницю часу.

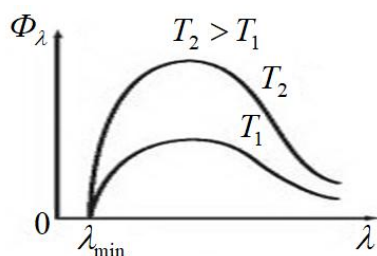


Рис. 5.9. Спектр рентгенівського випромінювання, що генерується рентгенівською трубкою при різній температурі катода

З формули (5.1) також випливає, що антикатод слід виготовляти з матеріалів з якомога більшим значенням (Z) (рис. 5.10). Проте це не єдина вимога до матеріалу антикатада. При бомбардуванні електронами антикатада в енергію рентгенівського випромінювання перетворюється тільки **1–2 %** енергії електронів, решта енергії електронів йде на нагрів антикатада.

Тому частина антикатада, яка бомбардується електронами й називається дзеркальцем антикатада, нагрівається до високої температури і повинна виготовлятися з тугоплавких матеріалів.

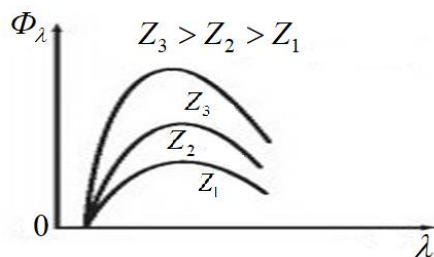


Рис. 5.10. Спектр рентгенівського випромінювання, що генерується рентгенівською трубкою при різних матеріалах дзеркальця анода

Сильне розігрівання антикатада призводить до того, що в потужних рентгенівських апаратах доводиться вживати заходів до його охолодження. З цією метою в деяких трубках використовують антикатоди, що обертаються, а в інших – антикатоди, всередині яких зроблені канали для циркуляції тепловідвідної рідини.

Живлення рентгенівських трубок повинне здійснюватися постійним струмом, оскільки електрони в трубці мають летіти від катода до антикатада, але не навпаки. Проте в не дуже потужних рентгенівських апаратах трубка живиться змінним струмом. Це можливо тому, що тільки нагрітий катод є джерелом електронів, і трубка внаслідок цього сама виконує роль випрямляча струму. Разом з тим в дуже потужних апаратах антикатод може розігріватися до таких температур, при яких відбувається термоелектронна емісія. Тому для живлення потужних рентгенівських трубок використовують постійний струм, який отримується за допомогою спеціальних випрямлячів.

В медицині рентгенівське випромінювання використовується для діагностики та терапії. Один з найінформативніших методів діагностики внутрішніх органів та систем є **рентгенівська комп'ютерна томографія (РКТ)**.

Суть методу. Через ділянку тонкого плоского шару людського тіла пропускають тонкий промінь рентгенівського випромінювання і реєструють величину потоку, що пройшов через цю ділянку. Посилаючи промінь через різні ділянки шару в різних напрямках можна при чималій кількості вимірювань розрахувати величину поглинання випромінювання в кожній невеликій ділянці шару, що вивчається. Величина поглинання випромінювання в кожній з ділянок залежить від її властивостей (густини, порядкового номера елементів, що входять у речовину ділянки). Якщо результати розрахунку вивести на екран монітора у вигляді двовимірної картини, де ділянки шару, які відрізняються за величиною поглинання випромінювання, розрізняються на моніторі за яскравістю зображення або за кольором, то виходить наочне зображення внутрішньої будови вибраного шару організму. Застосовуючи цю методику для декількох шарів, можна отримувати пошарові зображення будови різних органів. Найінформативнішим є метод РКТ при виявленні злоякісних пухлин. Роздільна здатність сучасних комп'ютерних томографів дозволяє виявляти пухлини розміром в декілька міліметрів.

На *рис. 5.11* представлений сучасний рентгенівський апарат.



Рис. 5.11. Сучасний рентгенівський апарат

У ряді методик рентгенодіагностики використовуються контрастні речовини, які добре поглинають рентгенівські промені. Так, при дослідженнях шлунково-кишкового тракту порожнина шлунка, а потім і кишечник заповнюються сульфатом барію.

Метод діагностичної ангіографії. Ангіографія є однією зі складних сучасних методик рентгенологічного дослідження при захворюваннях органів кровообігу.

На *рис. 5.12* представлений сучасний ангіографічний комплекс «AXIOM Artis MP».



Рис. 5.12. Ангіографічний комплекс «AXIOM Artis MP»

Кожне ангіографічне дослідження складається з двох етапів: 1) хірургічний, який полягає у введенні в судинне русло голки або катетера для введення контрастної речовини; 2) рентгенологічний, під час якого фіксується на рентгенограмах проходження контрастної речовини (йоду) по досліджуваній ділянці судинної системи. На *рис. 5.13* наведено приклад діагностичного зображення артерій при ангіографічному дослідженні.



Рис. 5.13. Ангіограма аневризми лівої ниркової артерії

Контрастні речовини високої питомої ваги, що затримують рентгенівські промені і створюють тінь досліджуваної судини більш інтенсивно, ніж оточуючі її тканини.

Введення контрастної речовини здійснюється за допомогою спеціального автоматичного інжектора (шприц-інжектор).

Ангіографія дає можливість: більш точно оцінити стан кровотоку по судинах в проксимальному і дистальному його відділах; планувати ендovasкулярні операції; проводити терапевтичне тромболітичне лікування.

Спіральна рентгенівська комп'ютерна томографія (СКТ) – високоінформативний метод дослідження всіх органів і систем організму.

На *рис. 5.14* представлений спіральний рентгенівський комп'ютерний томограф «Somatom Emotion».



Рис. 5.14. Спіральний комп'ютерний томограф «Somatom Emotion»

Цей томограф дозволяє проводити дослідження органів і систем організму за короткий час (до 1 хв), з високою роздільною здатністю, можливістю проведення дво- і тривимірної реконструкції. Апарат дає можливість провести сканування з товщиною зрізу до 1 мм, з подальшою реконструкцією до 0,1 мм, що дозволяє в найдрібніших деталях досліджувати тонкі структури. Наявність спеціальних програм забезпечує сканування з мінімальним променевим навантаженням. Томограма сечового міхура людини та топограма ділянки таза людини, отриманих за допомогою томографа «Somatom Emotion» представлені, відповідно, на *рис. 5.15* та *5.16*.

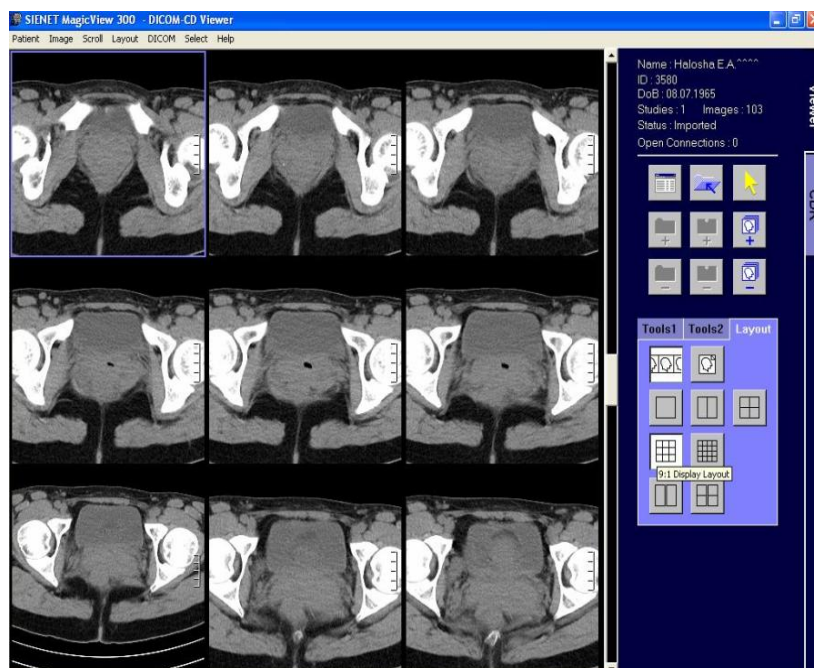


Рис. 5.15. Томограма сечового міхура людини

Рентгенотерапія – дія рентгенівського випромінювання на тканини в лікувальних цілях, що є окремим випадком променевої терапії.

Рентгенівське випромінювання несприятливо впливає на живі тканини. Тому з метою зменшення цього впливу розроблені методики, що дозволяють отримувати зображення при малих потоках випромінювання, наприклад, методики, які використовують електронно-оптичні перетворювачі.

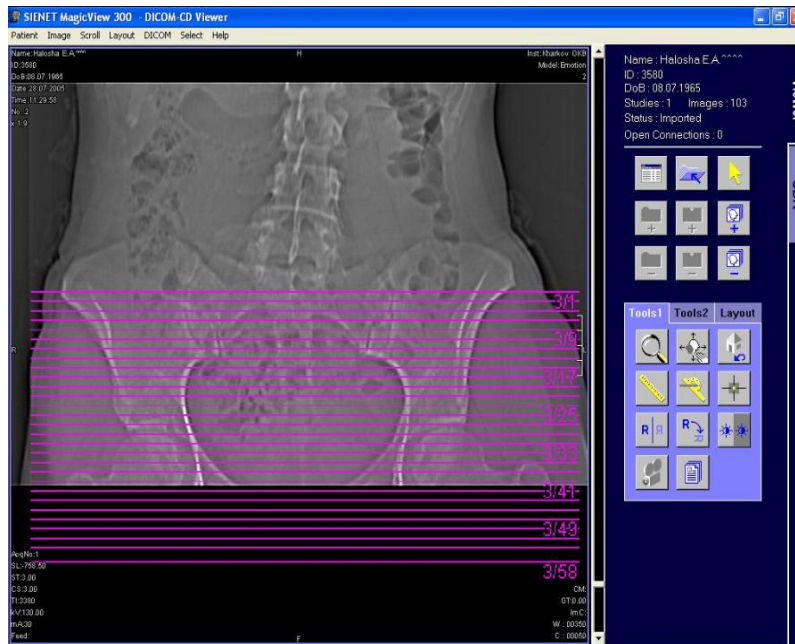


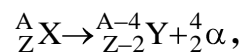
Рис. 5.16. Топограма ділянки таза людини

Тема 2. Радіоактивний розпад ядер атомів. Взаємодія іонізуючих випромінювань з речовиною

Іонізуючі випромінювання, за винятком рентгенівського, найчастіше утворюються внаслідок **радіоактивного розпаду ядер атомів**.

Радіоактивність – це самовільний розпад нестійких ядер з утворенням інших ядер та випусканням елементарних частинок. Найчастіше спостерігаються α - і β -розпад ядер.

Рівняння α -розпаду має вигляд:



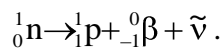
де Y – ядро, що утворилося при α -розпаді ядра X .

При α -розпаді виникає також γ -випромінювання.

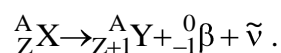
Існує три види β -розпаду:

- електронний (β^- -розпад);
- позитронний (β^+ -розпад);
- е-захват (К-захват).

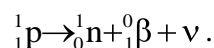
1. При β^- -розпаді електрон утворюється внаслідок внутрішньоядерного перетворення нейтрона на протон:



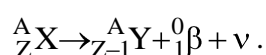
Рівняння β^- -розпаду має вигляд:



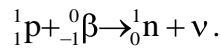
2. При β^+ -розпаді позитрон утворюється внаслідок внутрішньоядерного перетворення протона на нейтрон:



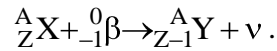
Рівняння β^+ -розпаду має вигляд:



3. При е-захваті відбувається захоплення атомним ядром одного з внутрішніх електронів цього ж атома, у результаті чого протон ядра перетворюється на нейтрон:



Рівняння е-захвату має вигляд:



При всіх видах β -розпаду може виникати рентгенівське або γ -випромінювання.

Радіоактивним розпадом є також самовільний поділ ядер.

Закон радіоактивного розпаду. При радіоактивному розпаді речовини число атомів (N), що не розпалися, цієї речовини зменшується з часом (t) за експоненціальним законом:

$$N = N_0 e^{-\lambda t},$$

де N_0 – початкове (при $t = 0$) число атомів радіоактивної речовини; λ – стала розпаду (стала для цієї речовини).

Закон радіоактивного розпаду часто записують і у іншому вигляді:

$$N = N_0 \cdot 2^{-\frac{t}{T}},$$

де T – **період піврозпаду речовини** – час, за який кількість радіоактивних атомів зменшується у 2 рази (рис. 5.17, 5.18).

Період піврозпаду речовини обернено пропорційний сталій розпаду цієї речовини:

$$T = \frac{\ln 2}{\lambda} \approx \frac{0,7}{\lambda}.$$

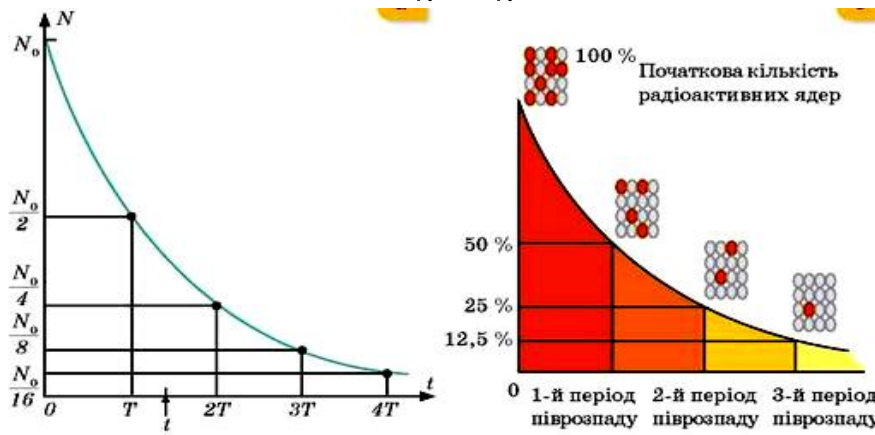


Рис. 5.17. Період піврозпаду радіоактивних ядер

Радіонуклід	Період піврозпаду $T_{1/2}$
Йод-131	8 діб
Карбон-14	5700 років
Кобальт-60	5,3 року
Плутоній-239	24 тис. років
Радій-226	1600 років
Радон-220	56 с
Радон-222	3,8 доби
Уран-235	0,7 млрд років
Уран-238	4,5 млрд років
Цезій-137	30 років

Рис. 5.18. Період піврозпаду деяких радіонуклідів

Інтенсивність іонізуючих випромінювань, що утворюються при радіоактивному розпаді, прямо пропорційна швидкості розпаду атомів, тобто числу атомів, які розпадаються за одиницю часу.

Активність речовини (A) характеризує швидкість розпаду радіоактивної речовини:

$$A = -\frac{dN}{dt}.$$

Активність речовини змінюється з часом за законом:

$$A = \lambda \cdot N = \lambda \cdot N_0 e^{-\lambda t}.$$

Системною одиницею вимірювання активності речовини є **бекерель (Бк)**.

Активність речовини дорівнює одному бекерелю, якщо за одну секунду розпадається ядро одного атома речовини.

З практичної точки зору, бекерель надто мала одиниця вимірювання, тому активність радіоактивних препаратів частіше вимірюють в мегабекерелях (МБк). Позасистемні одиниці вимірювання активності: кюрі (Ки), резерфорд (Рд).

$$1 \text{ Ки} = 3,7 \cdot 10^{10} \text{ Бк};$$

$$1 \text{ Рд} = 1 \text{ МБк} = 10^6 \text{ Бк}.$$

Взаємодія іонізуючих випромінювань з речовиною

Механізми іонізації атомів речовини у різних видів іонізуючих випромінювань різні.

Заряджені корпускулярні випромінювання. Основним механізмом іонізації речовини під дією заряджених корпускулярних випромінювань, зокрема, α - та β^- -випромінювань, є іонізаційне гальмування (рис. 5.19).

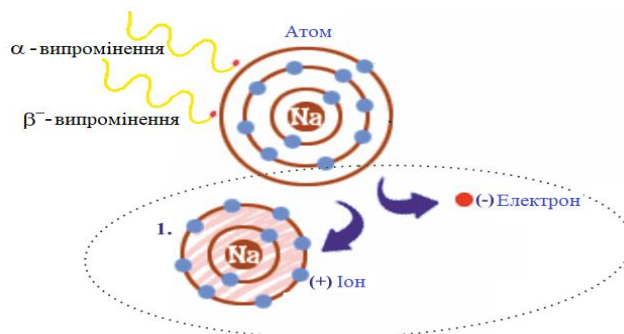


Рис. 5.19. Механізм іонізаційного гальмування

При русі заряджених α - та β^- -частинок в речовині відбувається електрична взаємодія цих частинок з електронами, що входять в електронні оболонки атомів.

Взаємодія α -частинки з речовиною завершується тим, що, віднявши два електрони в атомів речовини, вона перетворюється на нейтральний атом гелію, а речовина іонізується.

При цьому електрони вириваються або виштовхуються з атомів, які перетворюються при цьому на позитивно заряджені іони, а частинки, втрачаючи енергію на іонізацію атомів, гальмуються.

Вирвані β^- -частинки, загальмувавшись до теплових швидкостей руху частинок, можуть захоплюватися іншими атомами, внаслідок чого утворюються негативні іони (рис. 5.20).

Також для β^- -частинок разом є можливість виникнення гальмівного рентгенівського випромінювання при різкому гальмуванні частинок у процесі їх проходження через речовину. При достатній енергії рентгенівських фотонів вони також спричиняють іонізацію речовини.

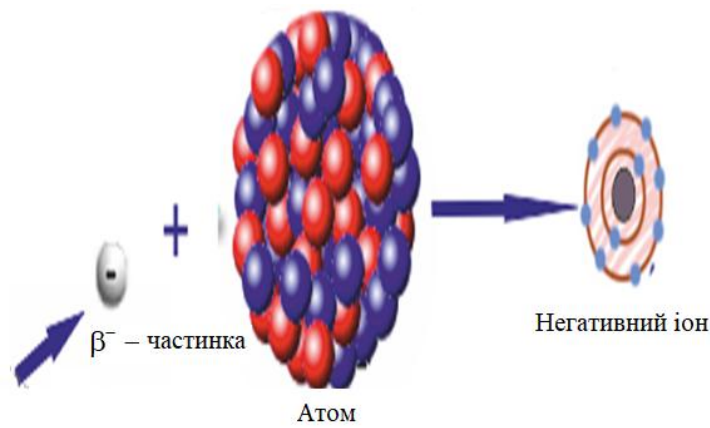


Рис. 5.20. Механізм утворення негативних іонів

Специфічним є механізм взаємодії β^+ -частинок з речовиною. β^+ -частинки (позитрони) взаємодіють з електронами атомів. Реакція взаємодії позитронів з електронами називається **реакцією анігіляції** (рис. 5.21).

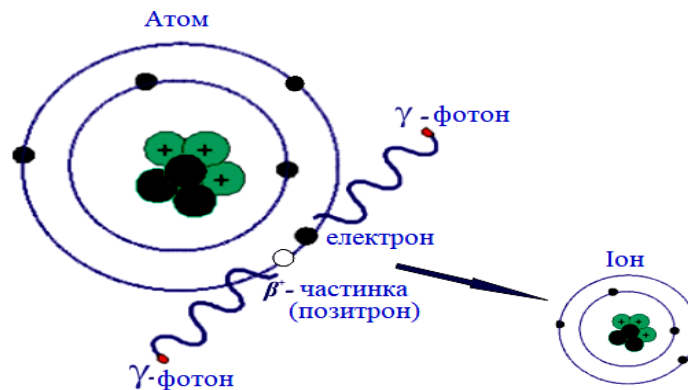
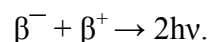


Рис. 5.21. Реакція анігіляції

При реакції анігіляції позитрон й електрон зникають, а на їх місці утворюються декілька (зазвичай два) γ -фотонів:



Зникнення електрона з оболонки атома перетворює цей атом на іон. Крім того, γ -випромінювання, яке при цьому утворюється, взаємодіючи з речовиною, також викликає її іонізацію.

Нейтрони безпосередньо не викликають іонізацію речовини, але, вступаючи у взаємодію з ядрами атомів речовини, породжують випромінювання, які безпосередньо іонізують речовину.

У результаті взаємодії нейтронів з ядрами відбувається або розсіяння нейтронів, або їх захоплення ядрами.

При розсіянні частина кінетичної енергії нейтрона передається ядру. Якщо ядро легке, воно при такій взаємодії може набути значної швидкості. Ядра віддачі, що утворилися у такий спосіб, мають кінетичну енергію достатню для іонізації речовини за механізмом іонізаційного гальмування.

При захопленні нейтрона ядро переходить у збуджений стан, найчастіше нестійкий. В останньому випадку відбувається радіоактивний розпад ядра, найчастіше або у формі β^- -розпаду, або у формі поділу ядра, хоча можуть відбуватися і реакції з виділенням протонів або α -частинок.

У багатьох випадках при взаємодії нейтронів з ядрами атомів утворюються і гамма-випромінювання.

Величини, що характеризують взаємодію потоків заряджених частинок з речовиною:

- лінійна щільність іонізації,
- лінійна гальмівна здатність,
- середній лінійний пробіг.

Лінійна щільність іонізації (i) – це відношення числа іонів одного знака (n), утворених частинкою на шляху довжиною (ℓ), до довжини цього шляху.

Оскільки при проходженні частинок через речовину величина i змінюється (тобто залежить від ℓ), для обчислення цієї величини точнішим вважається використання формули:

$$i = \frac{dn}{d\ell}.$$

Лінійна гальмівна здатність (S) – це відношення енергії (E), що втрачається частинкою при проходженні шляху (ℓ), до довжини цього шляху.

Оскільки величина (S) також змінюється при проходженні частинкою через речовину, для обчислення лінійної гальмівної здатності точнішим вважається використання формули:

$$S = \frac{dE}{d\ell}.$$

Середній лінійний пробіг частинки – це середня відстань, яку проходить частинка в речовині доти, поки її швидкість не знизиться до значення швидкості теплового руху частинок.

Важкі заряджені частинки мають характерну залежність лінійної щільності іонізації (i) від відстані (x), пройдені в речовині (рис. 5.22). Ділянка високих значень величини (i) називається **піком Брега**.

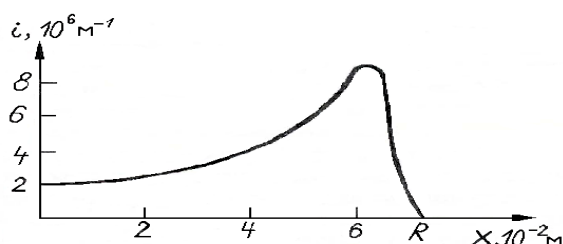


Рис. 5.22. Залежність лінійної щільності іонізації від відстані, пройдені частинками в речовині

Такий характер залежності між величинами (i) та (x) обумовлений тим, що при великих швидкостях частинки настільки швидко пролітають мимо атомів, що майже не іонізують їх, тобто створюють невисоку лінійну щільність іонізації.

Гамма-випромінювання.

При взаємодії γ -випромінювання з речовиною спостерігаються такі **основні механізми взаємодії цього випромінювання:**

- внутрішній фотоефект;
- некогерентне розсіяння (ефект Комптона);
- утворення електрон-позитронних пар;
- фотоядерні реакції.

Перші два механізми розглянуто раніше в цьому розділі.

Утворення електрон-позитронних пар спостерігається тільки при достатньо великих енергіях γ -квантів (не менше 1,2 МеВ, але зазвичай більше 2 МеВ) (рис. 5.23). При цьому γ -фотон зникає, а на його місці утворюються електрон і позитрон. Електрон, що утворився, може приєднуватися до нейтрального атома, перетворюючи його на негативний іон, а позитрон – вступати в розглянуту вище реакцію анігіляції.

МеВ (мегаелектронвольт) – це одиниця вимірювання енергії:

$$1 \text{ МеВ} = 1,6 \cdot 10^{-13} \text{ Дж.}$$

При поглинанні γ -кванта ядро отримує надлишок енергії без зміни свого нуклонного складу, а ядро з надлишком енергії є складовим ядром. Але якщо передана ядру енергія перевищує енергію зв'язку нуклона в ядрі, то розпад складеного ядра відбувається найчастіше з випусканням нуклонів, в основному нейтронів. Такий розпад веде до фотоядерних реакцій.

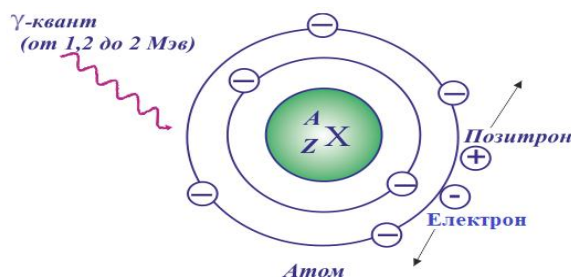


Рис. 5.23. Утворення електрон-позитронних пар

Фотоядерні реакції – це ядерні реакції, що відбуваються при поглинанні γ -квантів ядрами атомів. Явище випускання ядрами нуклонів при цій реакції називається **ядерним фотоелементом** (рис. 5.24).

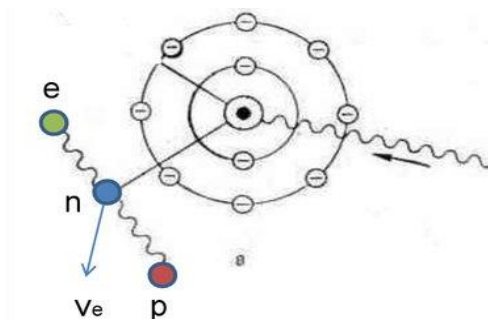


Рис. 5.24. Ядерний фотоелемент

Окремо розглядаються вторинні механізми іонізації речовини при взаємодії γ -випромінювання з речовиною.

Так, при **внутрішньому фотоелементі** вирваний електрон може приєднуватися до іншого атома, утворюючи негативний іон; на нижній енергетичний рівень, що звільнився в атомі, може переходити електрон з верхнього рівня, внаслідок чого може утворюватися рентгенівський фотон, який, взаємодіючи з речовиною, також створює іонізацію.

При **некогерентному розсіянні** іонізацію викликають як розсіяні кванти, так і електрони віддачі. При достатній енергії вони можуть іонізувати речовину за механізмом іонізаційного гальмування, а при різкому гальмуванні в речовині – породжувати гальмівне рентгенівське випромінювання, що іонізує речовину.

При **утворенні електрон-позитронних пар** електрони можуть мати достатньо велику енергію та іонізувати речовину завдяки тим же механізмам, що й електрони віддачі, які утворюються при Комптон-ефекті. Вторинні ефекти, які спостерігаються при анігіляції позитрона, що утворився, розглянуті вище.

Послаблення потоку монохроматичного γ -випромінювання при проходженні через речовину відбувається відповідно до **закону Бугера**:

$$\Phi = \Phi_0 e^{-\mu \ell},$$

де величина (μ) може бути представлена у вигляді:

$$\mu = \mu_{\text{ф}} + \mu_{\text{н}} + \mu_{\text{п}},$$

де $\mu_{\text{ф}}$, $\mu_{\text{н}}$ та $\mu_{\text{п}}$ – складові загального коефіцієнта послаблення (μ), обумовлені фотоелементом, некогерентним розсіянням та утворенням електрон-позитронних пар відповідно (рис. 5.25).

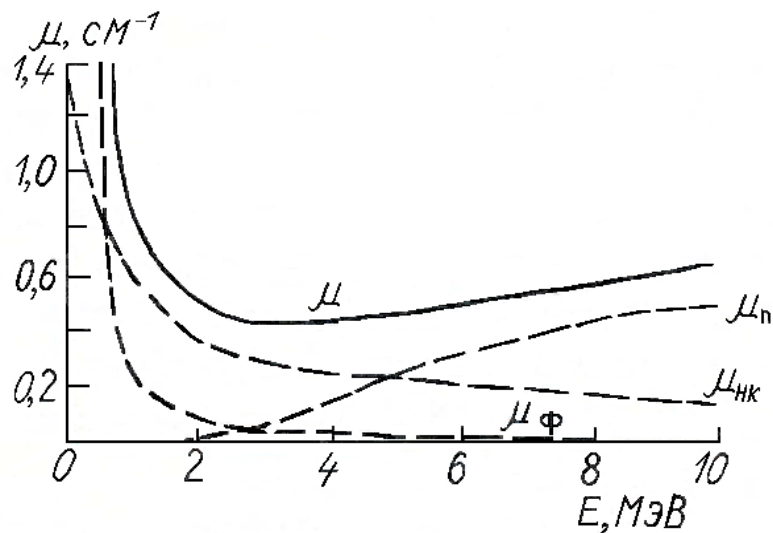


Рис. 5.25. Залежність загального коефіцієнта послаблення потоку монохроматичного γ -випромінювання від енергії γ -фотонів

Проникна здатність випромінювань. Високу проникну здатність мають нейтронне, γ - та рентгенівське випромінювання. Заряджені частинки мають значно меншу проникну здатність.

Чим більша проникна здатність випромінювання, тим менша його іонізуюча здатність і навпаки.

Особливості дії іонізуючих випромінювань на біологічні організми:

– значний біологічний ефект створюється дуже малими з енергетичної точки зору дозами іонізуючих випромінювань;

– дії іонізуючих випромінювань на біологічні об'єкти властивий латентний (прихований) період, тобто наслідки опромінювання біологічних об'єктів найчастіше виявляються через деякий час після опромінювання;

– різні тканини організму, різні клітини, різні частини клітин відрізняються за чутливістю до іонізуючих випромінювань; найчутливішими до опромінювання є тканини, у яких відбувається активний поділ клітин; найнебезпечнішою для життєдіяльності клітин є дія іонізуючих випромінювань на ядро, точніше, пошкодження випромінюваннями генетичного апарату клітини;

– пошкодження генетичного апарату клітин позначається на стані не тільки тих організмів, які опромінювалися, але часто проявляється й в подальших поколіннях.

Негативний характер впливу іонізуючих випромінювань на біооб'єкти обумовлює актуальність задачі захисту від таких випромінювань.

Методи (фактори) захисту від іонізуючого випромінювання:

1. **Захист часом.** Чим менший час контакту з джерелом іонізуючого випромінювання, тим менша отримана доза опромінення.

2. **Захист відстанню.** Чим далі об'єкт, що опромінюється, від джерела іонізуючого випромінювання, тим менша отримана доза. Залежність є обернено квадратичною, оскільки від джерела промені йдуть радіально і розподіляються по сфері, площа якої пропорційна квадрату відстані.

3. **Захист матеріалом** базується на різній здатності речовин поглинати різні види іонізуючого випромінювання (рис. 5.26). Альфа-промені може затримати тонкий захисний бар'єр, наприклад, аркуш паперу. Високоенергетичні бета-промені може затримати пластинка алюмінію товщиною в декілька міліметрів. Гамма-промені та рентгенівське випромінювання здатні проникати глибоко в речовину або проходити крізь товсті бар'єри. У цьому випадку захисні бар'єри виготовляють з матеріалів з достатньо великою густиною (цегла, бетон, барібетон). Якщо потрібен компактний захист, використовується свинець або інші важкі елементи. Нейтрони краще поглинаються екранами, які містять багато водню – вода, парафін тощо.

Чорнобильська аварія поставила низку нових проблем, які обумовили розвиток нових напрямів досліджень, а саме: вивчення біологічної дії випромінювань у малих дозах і віддалених наслідків опромінення; дослідження комбінованої дії широкого спектра радіонуклідів з хімічними забруднювачами середовища; пошук нових засобів захисту від хронічного опромінення.

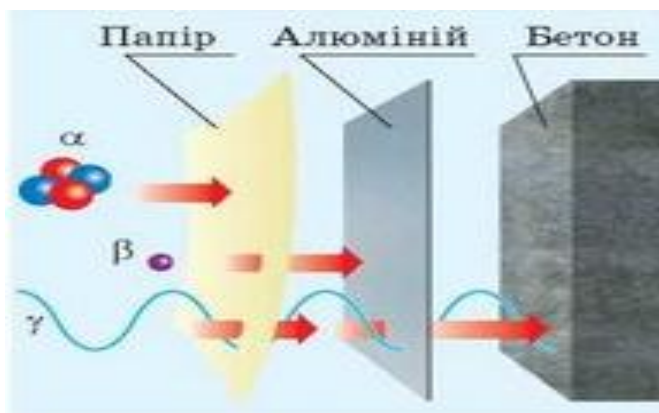


Рис. 5.26. Захист матеріалом від іонізуючого випромінювання

Тема 3. Дозиметрія іонізуючих випромінювань.

Детектори та дозиметри. Променева діагностика та променева терапія

Для вивчення та опису радіобіологічних ефектів необхідне введення кількісних характеристик дії іонізуючих випромінювань на біологічні об'єкти (доз), а також розробка методів і створення апаратів, що дозволяють ці характеристики визначати. Розв'язання цих задач є предметом такої галузі науки і техніки, як **дозиметрія**.

Радіобіологічний ефект іонізуючих випромінювань тим більший, чим більша енергія випромінювання, поглиненого речовиною.

Поглинена доза (або доза випромінювання) (D) – це величина, що дорівнює відношенню енергії випромінювання (E), поглиненого речовиною об'єкта, до маси (m):

$$D = \frac{E}{m}.$$

У СІ поглинена доза вимірюється в **греях (Гр)**. При дозі випромінювання в 1 Гр 1 кг речовини поглинає 1 Дж енергії іонізуючого випромінювання.

Позасистемна одиниця дози випромінювання – **рад. 1 Гр = 100 рад.**

Потужність поглиненої дози (або потужність дози випромінювання) – це величина, що дорівнює відношенню дози до часу, за який вона одержана:

$$\dot{D} = \frac{D}{t}.$$

У СІ потужність поглиненої дози вимірюється в **грей за секунду (Гр/с)**, в позасистемній одиниці – **рад за секунду (рад/с)**.

Практично виміряти поглинену дозу складно. Тому дозу випромінювання, поглинену тілом, оцінюють, вимірюючи ступінь іонізації випромінюванням повітря, що оточує тіло. Характеристикою іонізації рентгенівським або γ -випромінюванням повітря є експозиційна доза.

Експозиційна доза (X) – це відношення заряду (q) іонів одного знака, що утворилися в повітрі під дією рентгенівського або γ -випромінювання, до маси (m) цього повітря:

$$X = \frac{q}{m}.$$

У СІ експозиційна доза вимірюється в **кулон на кілограм (Кл/кг)**, в позасистемній одиниці – **рентген (Р)**.

Один рентген – це доза рентгенівського або γ -випромінювання, під дією якої при повній іонізації в 1 см^3 повітря, що знаходиться за нормальних умов (за температури 0°C та тиску 760 мм рт. ст.), утворюються $2,08 \cdot 10^9$ пар іонів кожного знака. Кажучи про повну іонізацію, мають на увазі, що враховуються іони, які утворилися не тільки завдяки первинним, але й усім механізмам іонізації.

$$1\text{Р} = 2,58 \cdot 10^{-4} \text{ Кл/кг.}$$

Потужність експозиційної дози (\dot{X}):

$$\dot{X} = \frac{X}{t}.$$

У СІ потужність експозиційної дози вимірюється в **ампер на кілограм (А/кг)**, в поза-системній одиниці – **рентген за секунду (Р/с)**.

Поглинену дозу (D) виявляють як добуток виміряного значення експозиційної дози (X) на деякий коефіцієнт (f), величина якого залежить від властивостей опромінюваної речовини, а також від енергії фотонів:

$$D = fX.$$

Якщо поглинену дозу виражати в радах, а експозиційну – в рентгенах, то значення коефіцієнта f для води та м'яких тканин організму вважають рівним одиниці ($f = 1$); для кісткової тканини значення коефіцієнта (f) зменшується від 4,5 до 1 зі зростанням енергії фотонів.

Радіобіологічний ефект іонізуючих випромінювань при визначеній дозі випромінювання залежить від виду випромінювання. Так, повільні (теплові) нейтрони ефективніші за фотонне (рентгенівське та гамма) випромінювання в 3 рази, а α -випромінювання – у 20 разів.

Еквівалентна доза (H) використовується для характеристики радіобіологічного ефекту, що створюється різними видами випромінювання.

Біологічний ефект, що створюється випромінюванням, при певній еквівалентній дозі не залежить від виду випромінювання і повністю визначається величиною дози.

Еквівалентна доза (H) прямо пропорційна дозі випромінювання:

$$H = kD,$$

де **k** – коефіцієнт якості (або відносна біологічна ефективність (ВБЕ)).

У СІ еквівалентна доза вимірюється в **зівертах (Зв)**, в позасистемній одиниці – **бер**. $1 \text{ Зв} = 100 \text{ бер}$.

Гранично допустима доза (ГДД) використовується для гігієнічного нормування променевих навантажень на людину.

ГДД – це найбільше значення індивідуальної еквівалентної річної дози, яка при рівномірній дії протягом 50 років не приведе до змін здоров'я людини.

При професійному опромінюванні (за рік) ГДД = 50 мЗв (5 бер).

Для населення (за рік) ГДД = 5 мЗв (0,5 бер).

Еквівалентна доза використовується при значеннях, менших ніж 10 ГДД (50 бер).

При дозах опромінювання більших, ніж 10 ГДД (50 бер), слід враховувати те, що при великих дозах відносна біологічна ефективність уже не є сталою, та залежить від величини (D).

Ефективна еквівалентна доза (H_E) використовується для оцінки віддалених наслідків опромінювання, що мають імовірнісний (стохастичний) характер та враховує різну радіочутливість різних тканин:

$H_E = \sum_{i=1}^n w_i \cdot H_{ti}$, де H_{ti} – середнє значення еквівалентної дози для i-ї

тканини (органа), w_i – ваговий коефіцієнт, що враховує внесок i-ї тканини (органа) в загальну радіочутливість організму (в інтегральний радіобіологічний ефект при опромінюванні).

Ваговий коефіцієнт (w), що характеризує відношення стохастичного ризику для тканини до загального стохастичного ризику при рівномірному опромінюванні всього тіла, показаний на рис. 5.27.

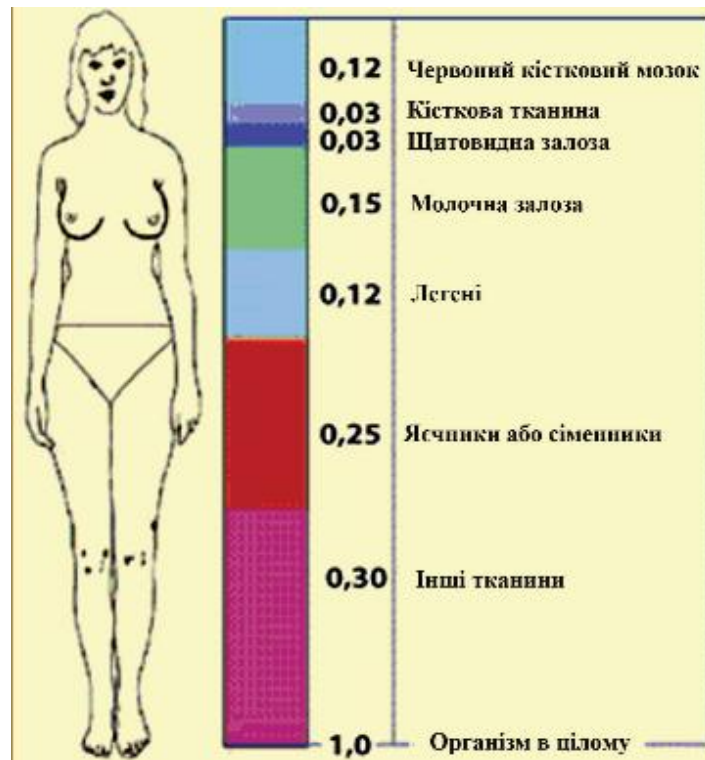


Рис. 5.27. Значення коефіцієнта (w) для різних органів

До організму людини іонізуючі випромінювання потрапляють різними шляхами (рис. 5.28).

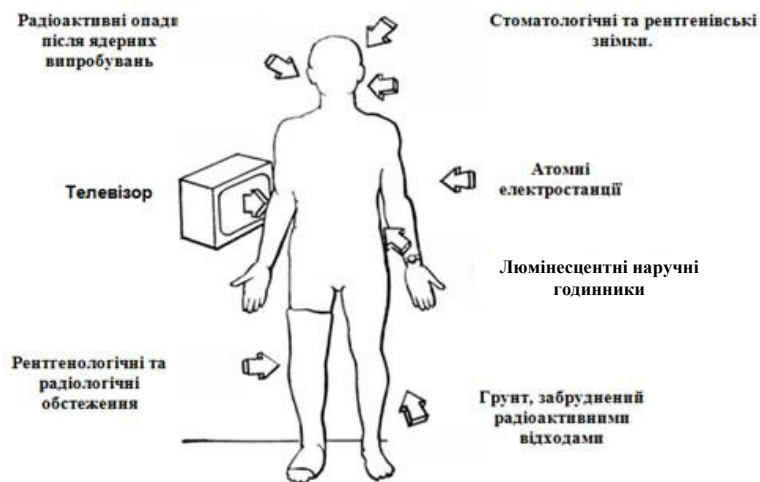


Рис. 5.28. Зовнішнє та контактне опромінювання людини

Внутрішнє опромінювання людини. Це опромінювання виникає, коли джерела іонізуючих випромінювань потрапляють всередину організму при диханні, з їжею або водою, при пошкодженні шкірних покривів.

Внутрішнє опромінювання має ряд особливостей:

- збільшується час опромінювання тканин організму, оскільки опромінювання продовжується протягом усього часу знаходження радіоактивної речовини в організмі;
- доза випромінювання для внутрішніх органів зростає внаслідок малої відстані між органами (тканинами) та джерелами випромінювання;
- при внутрішньому опромінюванні винятково небезпечними стають види опромінювання, практично безпечні при зовнішньому опромінюванні, наприклад, α -випромінювання, яке повністю затримується шкірою при зовнішньому опромінюванні;
- більшість радіоактивних речовин розподіляються в організмі нерівномірно, що підсилює локальне опромінювання окремих органів.

Як норми радіаційної безпеки при внутрішньому опроміненні людини використовуються:

- межа річного надходження (ГРН) радіоактивних речовин в організм людини;
- граничний допустимий вміст (ГДВ) випромінювачів у критичних органах;
- гранично допустимі концентрації (ГДК) радіоактивних речовин у повітрі, воді, харчових продуктах.

Локалізація розподілу в організмі людини радіоактивних речовин наведена на *рис. 5.29*.

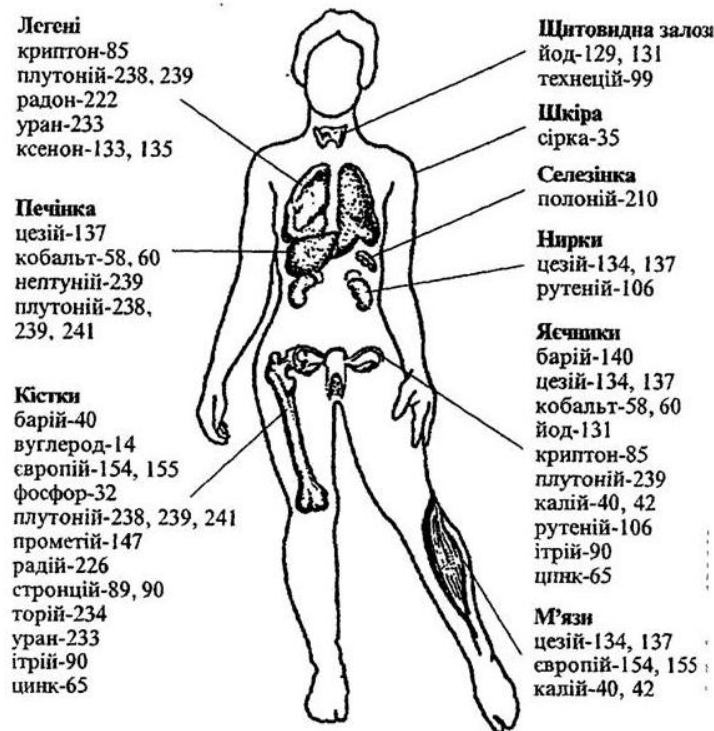


Рис. 5.29. Локалізація розподілу в організмі людини радіоактивних речовин

Природні джерела іонізуючих випромінювань створюють деякий рівень випромінювань, що постійно впливає на всі організми на Землі. Цей рівень називається **природним радіаційним фоном**. Діяльність людини призводить до зростання величини цього фону.

Середня загальна еквівалентна доза опромінення (*рис. 5.30*) від природних джерел радіації (за рік) становить:

$$H = 2 \text{ мЗв (0,2 бер)}.$$



Рис. 5.30. Середня загальна еквівалентна доза опромінення від природних джерел радіації (за рік)

Дія іонізуючих випромінювань може призводити до загибелі організму. Для характеристики організмів за критерієм ймовірності летального ефекту вводять такі величини, як мінімальна летальна доза та ЛД₅₀.

Мінімальна летальна доза від γ -випромінювання за умов опромінювання всього організму становить для людини величину близько **600 бер.**

LD₅₀ – це величина дози випромінювання, при якій гине 50 % опромінених організмів. Для людини при опромінюванні γ -випромінюванням величина **LD₅₀ = 2,5–3,5 Гр.**

Для виявлення іонізуючих випромінювань, визначення їхніх характеристик, вимірювання доз випромінювань використовується детектори іонізуючих випромінювань та дозиметри.

Детектори іонізуючих випромінювань використовуються для реєстрації цих випромінювань, а також для вимірювання їхніх деяких характеристик (наприклад, енергії та швидкості частинок, відношення їхнього заряду до маси та ін.).

До детекторів відносяться камера Вільсона, бульбашкова камера, лічильник Гейгера, товстошарові фотопластини тощо.

Дозиметрами називають пристрої для вимірювання доз іонізуючих випромінювань або величин, пов'язаних з дозами. Залежно від фізичного явища, яке лежить в основі дії дозиметра, розрізняють іонізаційні, люмінесцентні, напівпровідникові та фотодозиметри.

Променева діагностика

Іонізуючі випромінювання широко застосовуються в медицині. Можна звернути увагу на діагностичне і терапевтичне застосування цих випромінювань в медицині, а також використання в наукових дослідженнях.

Радіонуклідна діагностика. Застосування іонізуючих випромінювань лежить в основі радіонуклідної діагностики, у якій розрізняють динамічні та статичні методи. Нагадаємо, що поняття "нукліди" еквівалентно поняттю "атомні ядра", а радіонукліди – це радіоактивні атоми.

Під час **динамічної радіонуклідної діагностики (динамічної сцинтиграфії)** пацієнту вводиться (зазвичай внутрішньовенно в кров) **радіофармпрепарат (РФП)** – речовина, яка міститься яким-небудь радіонуклідом (*рис. 5.31*). Найчастіше використовуються речовини, тропні певному органу, тобто такі, що специфічно накопичуються або виводяться цим органом. Досліджуваний орган при радіонуклідній діагностиці обов'язково повинен бути хоча б в обмеженому ступені функціонально активним (не функціонуючий орган не накопичує РФП).

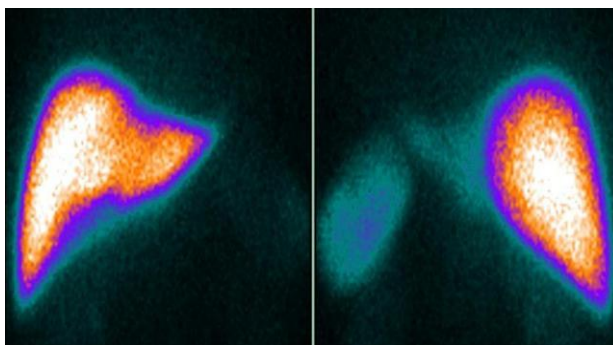


Рис. 5.31. Сцинтиграма печінки людини

Над цим органом розміщують детектор, що дозволяє вимірювати величину потоку випромінювання, створеного РФП, який знаходиться в досліджуваному органі. Реєструючи залежність потоку випромінювання від часу, отримують інформацію, яка є важливою для функціональної діагностики органа, що вивчається. Таким чином, динамічні методи – це, в основному, методи функціональної діагностики.

Під час **статичної радіонуклідної діагностики (статичної сцинтиграфії)** зазвичай вивчають просторовий розподіл РФП в досліджуваному органі. Особливості накопичення або розподілу РФП в органі відображають насамперед порушення його структури, тобто морфологічні зміни.

Статична сцинтиграфія реалізується за допомогою гамма-камери з детектором, що обертається навколо тіла пацієнта (*рис. 5.32*). При цьому формується пошарове зображення органа, що відображає пошаровий розподіл РФП (*рис. 5.33*).



Рис. 5.32. Гамма-камера з детектором

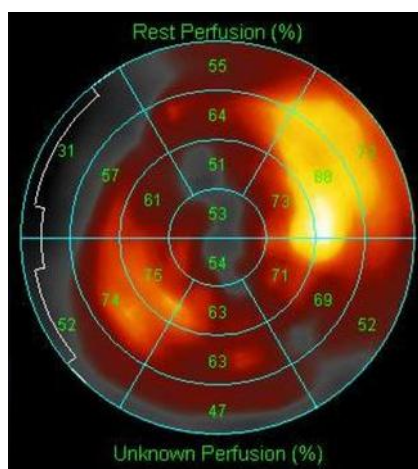


Рис. 5.33. 2D-зображення пошарового розподілу РФП при скінтиграфії

Однофотонна емісійна комп'ютерна томографія (ОФЕКТ) – метод радіонуклідної діагностики, принцип якого полягає в одержанні серії двовимірних скінтиграм при програмно керованому обертанні одного чи декількох детекторів томографа навколо осі тіла пацієнта. При цьому застосовуються РФП, що містяться радіоізотопами, ядра яких при кожному акті радіоактивного розпаду випускають тільки один гамма-квант (фотон). ОФЕКТ застосовується в кардіології, неврології, урології, в пульмонології, для діагностики пухлин головного мозку, при скінтиграфії раку молочної залози, захворювань печінки і скінтиграфії скелета. Ця технологія дозволяє формувати 3D-зображення (рис. 5.34), на відміну від скінтиграфії, що використовує той же принцип створення гамма-фотонів, але яка створює лише двовірну проекцію.

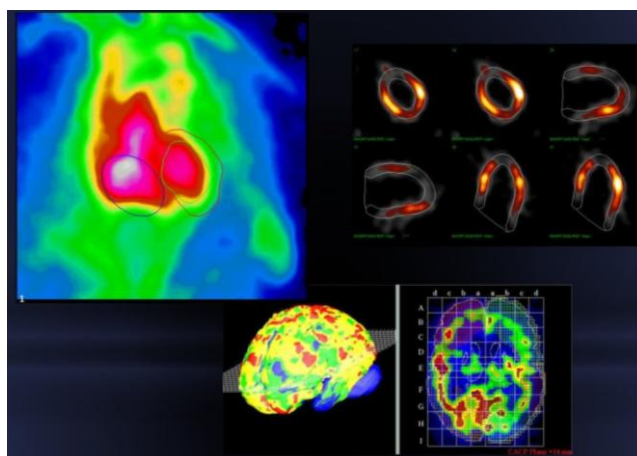


Рис. 5.34. 3D-зображення при ОФЕКТ

Позитронно-емісійна томографія (ПЕТ)

На цей час методи візуалізації, а саме рентгенівська комп'ютерна (РКТ) та магнітно-резонансна томографія (МРТ), є анатомічними методами діагностики, порівняно із позитронно-емісійною томографією (ПЕТ), яка дає можливість скласти уявлення про функціональний стан тканини на рівні клітинного метаболізму (метаболічна активність) і у такий спосіб визначити характер патологічного процесу (запальний, злоякісний, доброякісний). Точність РКТ-діагностики не перевищує 50–70 %, у той час як ПЕТ має точність до 80–95 %.

Діагностична цінність ПЕТ-КТ-діагностики також полягає у можливості виявлення пухлинних новоутворень при повній відсутності клінічних ознак. Таким чином, ПЕТ-КТ – це метод візуалізації в ядерній медицині, який дозволяє отримати 3D-зображення біохімічних процесів, що відбуваються в тканинах організму людини (рис. 5.36). Метод базується на реєстрації пари гамма-квантів, які виникають при анігіляції позитронів. У свою чергу, позитрони виникають при позитронному бета-розпаді радіонукліда, що входить до складу РФП, який застосовується при проведенні ПЕТ-КТ.

Використання РФП, які належать до різних класів біологічно активних сполук, робить ПЕТ-КТ досить універсальним інструментом сучасної медицини. На рис. 5.35 представлений сучасний позитронно-емісійний томограф.



Рис. 5.35. Позитронно-емісійний томограф (ПЕТ)

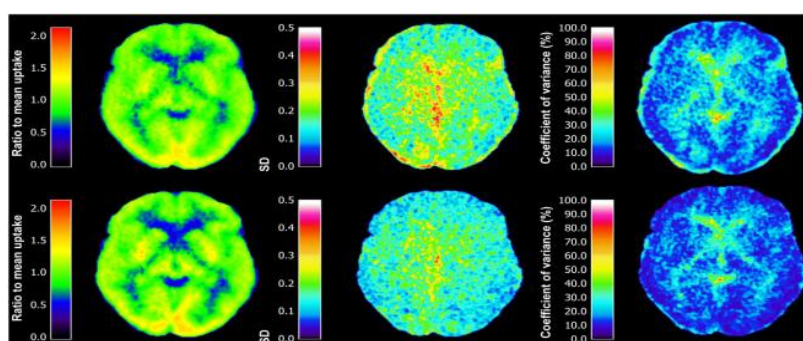


Рис. 5.36. Томограма головного мозку людини з метіоніном при ПЕТ-КТ

Променева терапія

Променева терапія – це лікування найчастіше пухлинних захворювань за допомогою іонізуючого випромінювання.

Залежно від ступеня реакції пухлин на променеву терапію, їх поділяють на **радіочутливі** і **радіорезистентні**. Найбільш чутливими до іонізуючої радіації є тканини з високим мітотичним індексом – гермінативна, кровотворна тканини, найменш чутливими – нервові клітини, які не діляться. На радіочутливість впливає гістологічний тип, характер росту пух-

лини, розмір і тривалість існування. Також вона неоднакова у різні фази клітинного циклу. Найбільш високу чутливість клітини мають у післясинтетичній фазі та фазі мітозу, найбільш резистентні – у фазі синтезу. Найбільш радіочутливі пухлини, що походять з тканини, яка характеризується високим темпом поділу клітин, з низьким ступенем їх диференціації, з екзофітним темпом росту і добре окиснені. Більш стійкі до променевого впливу є високодиференційовані, великі, тривало існуючі пухлини з великою кількістю стійких до опромінення аноксичних клітин. Пухлинні клітини пошкоджуються раніше, ніж здорові, завдяки недосконалості їхньої структури і функціональних особливостей.

Променеву терапію проводять з різним розподілом дози опромінення в часі:

1. Одноразове опромінення (наприклад протонна гіпофізектомія – один сеанс).
2. Безперервне опромінення – при внутрішньотканинному, внутрішньопорожнинному і аплікаційному методах променевої терапії.
3. Фракціоноване опромінення – сумарна доза ділиться на окремі фракції і підводиться за короткий проміжок часу (1–5 хв.).

Методи променевої терапії:

1. Дистанційні – вплив, при якому джерело випромінювання знаходиться на відстані від опромінюваної поверхні.
2. Контактні – вплив, при якому джерело випромінювання знаходиться на поверхні або в безпосередній близькості від осередку, або в порожнині чи тканині патологічного утворення.
3. Поєднані – поєднання одного із способів дистанційного та контактного опромінення.

При променевої терапії застосовуються:

1. Рентгенівське випромінювання: джерело – рентгенівська трубка рентгенотерапевтичних апаратів (близькофокусних і дистанційних);
2. Гальмівне випромінювання високої енергії: джерело – лінійні прискорювачі електронів і циклічні прискорювачі (бетатрони).
3. Гамма-випромінювання: джерело – радіонукліди ^{60}Co , ^{137}Cs , ^{252}Cf , ^{192}Ir .
4. Електронний пучок високої енергії, що генерується такими ж прискорювачами електронів, як і при отриманні гальмівного випромінювання.
5. Протонне опромінення: використовують протонні пучки, що отримуються на великих фізичних прискорювачах.

Найефективнішим на сьогодні є застосування важких заряджених частинок. Це пов'язано з тим, що наявність характерного для цих частинок піку Брега в залежності лінійної щільності іонізації від глибини проникнення частинок у речовину, призводить до того, що ураження клітин відбувається в основному на певній глибині. Підбираючи належним чином цю глибину шляхом зміни початкової енергії частинок, можна добитися того, щоб при опромінюванні знищувалися головним чином клітини пухлини і майже не страждали клітини тканин, які оточують пухлину. Найкращий ефект при цьому одержують, використовуючи прискорені негативні π^- -мезони.

Нині при променевої терапії застосовуються сучасні апарати для **радіохірургічного лікування**, які здійснюють прицільне опромінення малих мішеней за допомогою спеціальних стереотаскичних пристроїв з використанням точних оптичних направляючих систем для тривимірної радіотерапії. До таких пристроїв належать Кібер-Ніж та Гамма-Ніж (рис. 5.37, 5.38).



Рис. 5.37. Кібер-Ніж

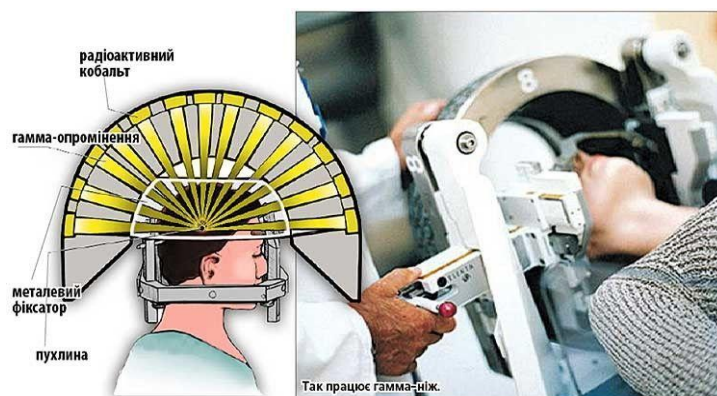


Рис. 5.38. Гамма-Ніж

Сучасним методом радіотерапії є **брахітерапія** – контактна променева терапія. При брахітерапії джерело випромінювання (^{226}Ra , ^{192}Ir , ^{125}I , ^{137}Cs , ^{60}Co) вводиться в порожнисті органи методом послідовного введення ендостатів і джерел випромінювання. У ендостат надходить закрите джерело випромінювання – це радіонукліди, укладені в оболонку-фільтр, що мають форму циліндрів, голок, коротких стрижнів або кульок (рис. 5.39, 5.40).

У брахітерапії для лікування раку передміхрової залози, печінки і підшлункової залози використовують радіоактивні мікроджерела і наноструктуровані мікросфери. Традиційними мікроджерелами є титанові капсули, що містять всередині радіоактивний ізотоп ^{125}I .

Перевага методу брахітерапії полягає в можливості підведення максимальних доз променевої терапії безпосередньо до осередку пухлини при мінімізації дії на критичні органи та суміжні тканини. Широко використовується в лікуванні пухлин шийки матки, тіла матки, передміхурової залози, стравоходу, прямої кишки тощо.

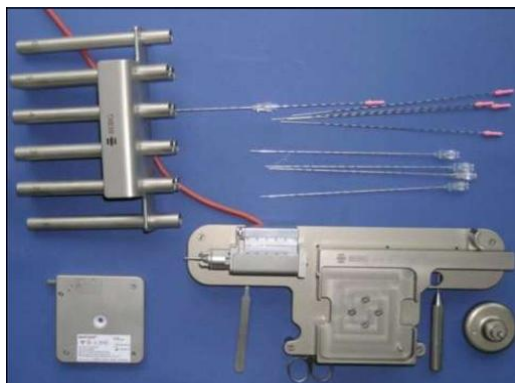


Рис. 5.39. Капсули мікросфери

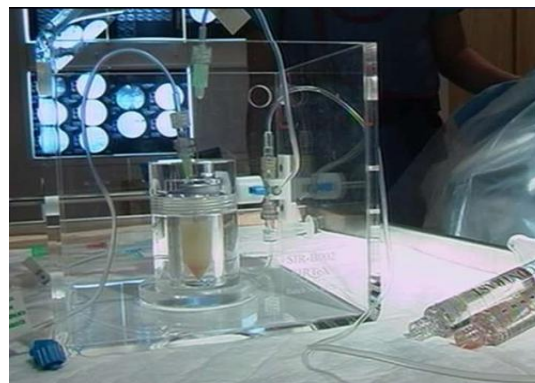


Рис. 5.40. Ендостати, шлангові аплікатори

Променева терапія не пухлинних захворювань.

При цьому застосовують малі дози опромінення: 1,5–2,0 Гр при гострих процесах та 3,0–10,0 Гр при хронічних процесах.

Показання для застосування променевої терапії не пухлинних захворювань:

1. Запальні, у тому числі гнійні, процеси хірургічного профілю, післяопераційні ускладнення, постампутаційний больовий синдром і деякі види ранових ускладнень.
2. Дегенеративно-дистрофічні захворювання кістково-суглобового апарату з больовим синдромом.
3. Запальні та деякі гиперпластичні захворювання нервової системи.
4. Деякі захворювання шкіри (нейродерміти, екзема, дерматози).

Авторадіографія – один із достатньо інформативних методів у наукових медико-біологічних дослідженнях. При авторадіографічних дослідженнях піддослідній тварині вводяться речовини, які беруть активну участь у клітинному метаболізмі, мічені якимось радіонуклідом, наприклад, амінокислоти, попередники ДНК та ін. Після одержання зрізів тканин піддослідної тварини можна, покриваючи ці зрізи спеціальною фотоемulsion'ю, а потім проявляючи її, вивчити інтенсивність тих або інших метаболічних процесів у різних клітинах і тканинах.

Тема 4. Елементи радіобіології

Радіобіологія – це наука, що вивчає дію іонізуючих випромінювань на біологічні системи різних рівнів організації.

Процеси, що обумовлюють формування радіобіологічних ефектів стосуються всіх рівнів організації біологічних систем: атомарний, молекулярний, субклітинний, клітинний, тканинний, організменний, популяційний.

На цей час вважається, що більшість радіобіологічних процесів, що виявляються на клітинному і вищих рівнях організації живого, пов'язані з пошкодженням іонізуючими випромінюваннями клітинної ДНК.

Як види радіаційних пошкоджень, так і механізми утворення цих пошкоджень досить різні та численні. Вони залежать як від виду впливаючого іонізуючого випромінювання, так і від умов, за яких опромінюються біологічні системи.

Розрізняють **пряму** та **непряму дію іонізуючих випромінювань на ДНК** (і на інші біомакромолекули) (рис. 5.41).



Рис. 5.41. Наслідки дії іонізуючих випромінювань

Кажучи про **пряму дію** іонізуючих випромінювань на макромолекули, мають на увазі утворення пошкоджень цих молекул через безпосередню дію випромінювань на макромолекули.

За умов **непрямої дії** іонізуючі випромінювання безпосередньо впливають на молекули води, викликаючи їхній радіоліз. При **радіолізі води** можуть утворюватися різні іони та радикали, що мають високу хімічну активність.

Серед хімічно активних продуктів радіолізу води, за сучасними уявленнями, найнебезпечнішим є радикал $\text{OH}\cdot$. Оскільки в середньому 70 % маси біологічної тканини становить вода, то вона і є головною молекулярною мішенню іонізуючої радіації (рис. 5.42, 5.43).

Взаємодія цих продуктів радіолізу з біомакромолекулами є причиною виникнення радіаційних пошкоджень цих молекул, що й лежить в основі непрямої дії на них іонізуючих випромінювань.

$H_2O \rightarrow H_2O^+ + e^- \rightarrow e^-(aq)$ (гідратований електрон) **Радіоліз води**

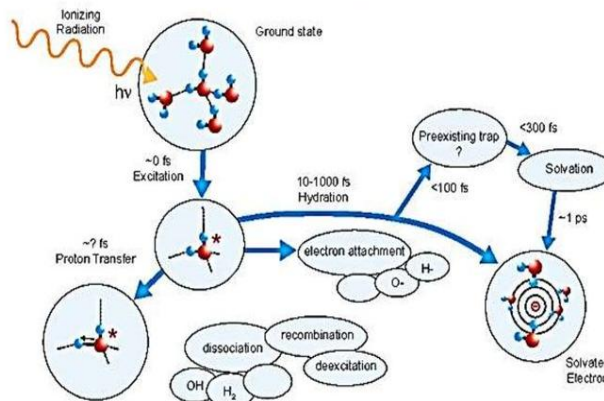
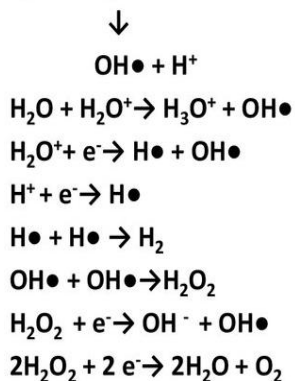


Рис. 5.42. Початкові процеси радіолізу води, що призводять до утворення вільних радикалів (непряма дія іонізуючого випромінювання)

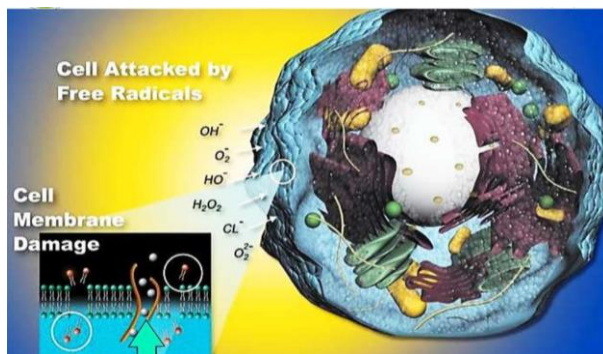


Рис. 5.43. Клітина атакується вільними радикалами, що утворюються при радіолізі води

Вважається, що для корпускулярних випромінювань (окрім β^- -частинок) переважною є пряма дія. У той же час радіобіологічні ефекти при опромінюванні гамма- або рентгєнівським випромінюваннями на 80...90 % пов'язані з непрямою дією. Для β^- -частинок також, мабуть, переважає непряма дія.

Пошкоджувальна дія рентгєнівського та гамма – випромінювань залежить від оксигєнації (насиченості киснем) середовища, у якому містяться макромолекули, що опромінюються. Зі збільшенням вмісту кисню в середовищі зростає й кількість радіаційних пошкоджень макромолекул, й вираженість інших радіобіологічних ефектів.

Кисневий ефект – це підсилення дії на біологічні об'єкти іонізуючих випромінювань при збільшенні оксигєнації. Важливо відзначити, що від ступеня оксигєнації залежить не тільки кількість, але й характер радіаційних пошкоджень молекул.

Для кількісної характеристики кисневого ефекту використовується така величина, як **коефіцієнт кисневого підсилення (ККП)**. Поняття ККП для різних радіобіологічних ефектів вводиться по-різному. Наприклад, для виживаності клітин під коефіцієнтом кисневого підсилення розуміють відношення доз випромінювань, що викликають один і той же ефект за умови відсутності або наявності кисню в середовищі:

$$ККП = \frac{D_a}{D_n},$$

де D_a та D_n – це дози випромінювання, що обумовлюють однакову виживаність клітин, які опромінєні відповідно в аноксичних (без кисню) та нормоксичних умовах. Величина ККП для різних видів випромінювань і різних радіобіологічних ефектів може набувати різних значень. **У всіх відомих випадках величина ККП не перевищує значення ККП = 3 (рис. 5.54).**

У корпускулярних випромінювань величина ККП нижча, ніж у рентгєнівського та γ -випромінювань.

При опромінюванні клітин спостерігається утворення радіаційних ушкоджень ДНК таких видів:

- одониткові ушкодження;
- двониткові ушкодження;
- зшивки ДНК-білок;
- зшивки ДНК-ДНК.

1. До одониткових ушкоджень ДНК відносять:

- ✓ одониткові розриви (розриви цукрофосфатного остову молекули);
- ✓ утворення апуринових та апіримідинових сайтів (відрив основ від цукрів);
- ✓ заміна основ (найчастіше – пуринового на інше пуринове або піримідинового на інше піримідинове);

✓ розриви міжвуглецевих зв'язків у цукрах;

✓ зшивки двох сусідніх тимінових основ (такий тип ушкоджень частіше трапляється при опромінюванні ДНК ультрафіолетовим випромінюванням).

2. Двониткове ушкодження – це насамперед двониткові розриви ДНК.

3. ДНК-білкові зшивки – це утворення ковалентних зв'язків між ДНК і молекулами білків. Найчастіше такі ушкодження спостерігаються в місцях контакту ниток ДНК з нитками ядерного матриксу. Зі зменшенням вмісту кисню частота появи ДНК-білкових зшивок зростає, а частота розривів зменшується.

4. Зшивки ДНК-ДНК найчастіше виявляються у вигляді ковалентних зв'язків між опозитними нитками, але трапляється й інші варіанти зшивок.

При дозі 1 Гр рентгенівського або γ -випромінювання в середньому на клітину людини утворюється декілька тисяч ушкоджень азотистих основ, до тисячі одониткових розривів ДНК, декількох десятків подвійних розривів ДНК.

Ушкодження ДНК клітин є причиною радіобіологічних ефектів, що спостерігаються на клітинному рівні, а саме: радіаційний мутагенез; хромосомні аберації; загибель клітин.

Хромосомні аберації – це зміни структури хромосом, які можуть виражатися у випаданні з хромосоми її частини (делеція), подвоєнні ділянок хромосом (дуплікація), розвороті частини хромосоми (інверсія), переміщенні ділянки з даної хромосоми в іншу або переміщенні всередині однієї і тієї ж хромосоми (транслокація) (рис. 5.44). Хромосомні аберації часто є причиною загибелі опромінених клітин.

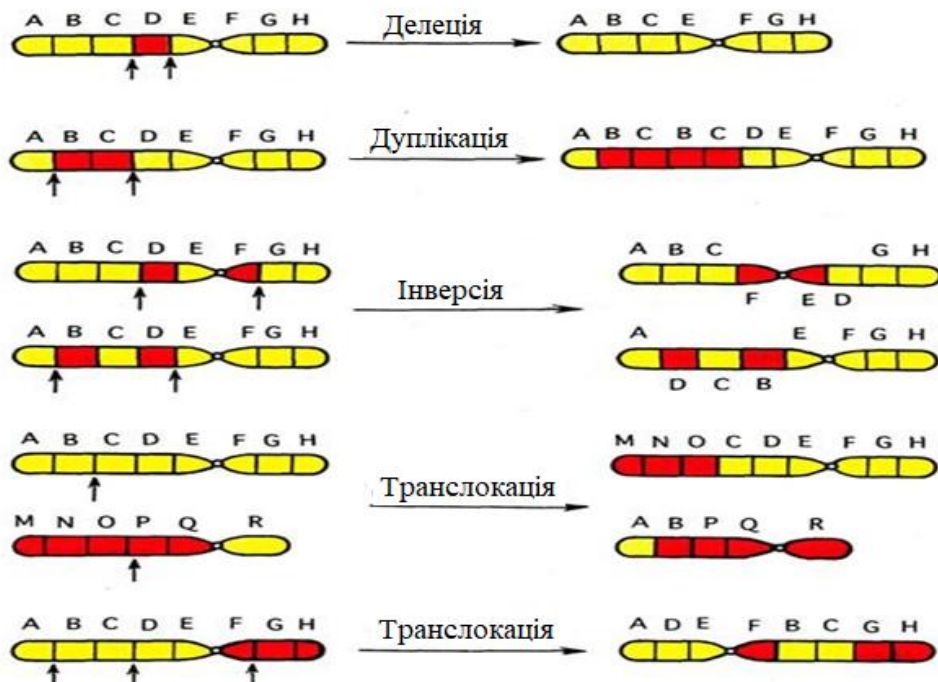


Рис. 5.44. Хромосомні аберації

Радіаційна загибель клітин:

- інтерфазна загибель для клітин, що ніколи не діляться;
- репродуктивна загибель для клітин, що діляться (проліферуючих клітин).

1. **Інтерфазна загибель опромінених клітин** зазвичай виявляється в деградації її хроматину та руйнуванні ядра, що здійснюється ферментами (нуклеазами) самої клітини.

При інтерфазній загибелі клітин ушкодження хроматину запускає **механізм апоптозу**, тобто генетично запрограмованого самознищення ядра. На відміну від некрозу, при апоптозі не відбувається руйнування цитоплазматичної клітинної мембрани та, відповідно, вміст клітини не потрапляє в позаклітинне середовище.

2. **Під репродуктивною загибеллю** розуміють таке ушкодження клітини, у результаті якого вона втрачає здатність ділитися. Її базовою кількісною характеристикою є **виживаність клітин** (ймовірність виживання клітини після опромінування).

Залежність логарифму виживаності клітини від дози випромінювання називають кривою виживаності.

Нині точно невідомо, які саме радіаційні ушкодження ДНК клітини призводять до її репродуктивної загибелі. Ті ушкодження клітинної ДНК, які роблять неможливою її реплікацію, виключають й можливість мітотичного поділу клітини. У принципі, будь-яке радіаційне пошкодження ДНК або перешкоджає реплікації, або призводить до похибок при реплікації. Проте клітина має могутню ферментативну систему репарації радіаційних ушкоджень (відновлення ДНК в ушкодженій ділянці). Вважається, що нормальна еукаріотична клітина вміє репарувати радіаційні пошкодження будь-якого типу.

Доведено існування вірогідної кореляційної залежності кількості хромосомних аберацій та ймовірності загибелі клітин від кількості двониткових розривів ДНК.

Поширеною є точка зору про те, що летальними ушкодженнями ДНК можуть бути так звані **локальні множинні ушкодження** клітинної ДНК, тобто зосередження значної кількості ушкоджень (ймовірно, різного типу) на невеликій ділянці ДНК.

Для з'ясування механізмів репродуктивної загибелі опромінених клітин вивчають вплив тих або інших факторів на **криві виживаності** цих клітин.

Як видно з *рис. 5.45*, крива виживаності має нелінійну ділянку при малих значеннях дози (цю ділянку називають плечем) та лінійну ділянку при великих значеннях дози випромінювання. Встановлено, що наявність плеча кривої виживаності пов'язана з процесами репарації клітиною радіаційних ушкоджень клітинної ДНК.

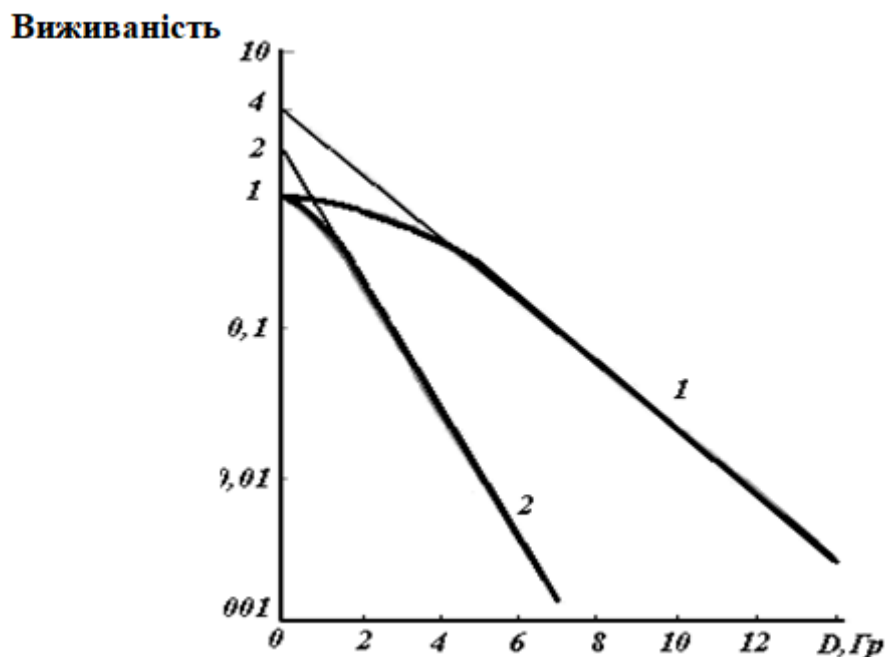


Рис. 5.45. Крива виживаності

Вивчення кривих виживаності показало, що, якщо опромінювані клітини відразу після опромінювання на деякий час перенести на середовище, що не є оптимальним для процесу розмноження клітин (містить недостатньо живильних речовин, низька температура тощо), то виживаність клітин різко зростає. Тим самим доведено існування **потенційно-летальних ушкоджень**, що утворюються при опромінюванні, тобто ушкоджень, які можуть бути репаровані клітиною, якщо уповільнити її проходження стадіями клітинного циклу, але є летальними у звичайних умовах.

Установлено, що, якщо дозу випромінювання розбити на фракції й опромінювати клітини при різній тривалості інтервалів часу між фракціями, то виживаність при тій же сумарній дозі виявиться вищою, ніж у разі одноразового опромінювання. Цим доводиться існування **сублетальних радіаційних ушкоджень** – ушкоджень, які можуть частково репаруватися клітиною протягом часу між двома фракціями опромінювання, але можуть трансформуватися в летальні ушкодження при безперервному (нефракціонованому) опромінюванні.

Активно вивчаються ефекти, що спостерігаються при опромінюванні клітин у малих дозах (порядку сантигреїв). **Попереднє опромінювання клітини в малих дозах спричиняє адаптивну відповідь – зростання резистентності клітини щодо подальшого опромінювання у великій дозі.** Цікаво те, що при цьому клітина стає стійкішою й щодо дії інших ушкоджувальних факторів (отрути, нагріву тощо).

РОЗДІЛ 6 ЛАБОРАТОРНИЙ ПРАКТИКУМ

Тема 1. Визначення в'язкості рідини

Мета: вивчити фізичні явища і закони, на яких ґрунтується робота віскозиметрів Оствальда і Гесса; набути навичок вимірювання в'язкості досліджуваних рідин цими віскозиметрами.

Теоретичні відомості

Вимірювання в'язкості рідини називається *віскозиметрією*, а прилади для її вимірювання – *віскозиметрами*.

Коефіцієнти в'язкості, значення яких лежать у межах 10^{-5} – 10^4 Па·с, визначаються за допомогою капілярних віскозиметрів (Оствальда і Гесса).

У лікувальній практиці в'язкість біологічних рідин (η_x) зазвичай порівнюють з в'язкістю еталонної рідини, якою найчастіше є вода (η_0).

В основі вимірів коефіцієнта в'язкості віскозиметром Оствальда лежить порівняння часу протікання рівних обсягів двох рідин – досліджуваної і еталонної (дистильованої води) через один і той же капіляр.

Капілярний віскозиметр Оствальда зображений на *рис. 6.1*.

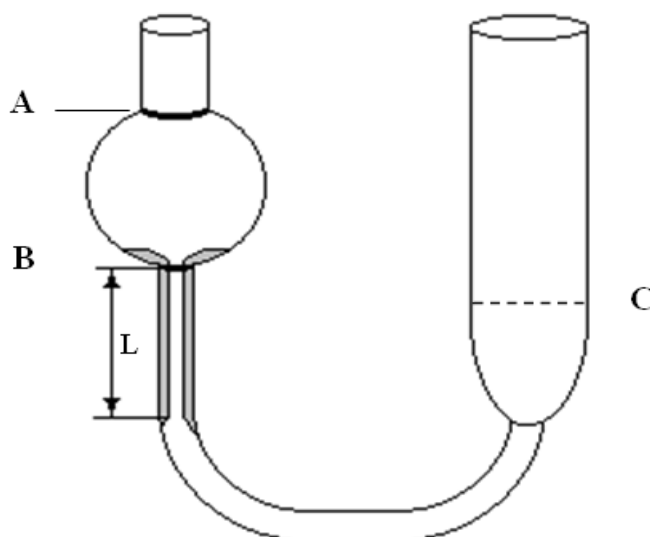


Рис. 6.1. Капілярний віскозиметр Оствальда

Нехай індекси "0" і "x" відносяться до еталонної і досліджуваної рідин відповідно. Тоді протікання цих рідин через капіляр описується формулами:

$$V_o = \frac{\pi r^4 \Delta p_o}{8 \eta_o L} t_o,$$

$$V_x = \frac{\pi r^4 \Delta p_x}{8 \eta_x L} t_x.$$

Враховуючи, що $V_o = V_x$, отримаємо:

$$\frac{\eta_o}{\eta_x} = \frac{\Delta p_o t_o}{\Delta p_x t_x}.$$

Рух рідини в капілярі пов'язаний з наявністю різниці гідростатичних тисків (Δp) на кінцях капіляра, яка дорівнює

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

де ρ – густина рідини; h – різниця рівнів рідини в колінах віскозиметра.

При однакових різницях рівнів h досліджуваної і еталонної рідини відношення тисків

$\frac{\Delta p_o}{\Delta p_x}$ можна замінити відношенням густини рідин:

$$\frac{\Delta p_o}{\Delta p_x} = \frac{\rho_o}{\rho_x}.$$

Величина Δp зменшується під час витікання рідини, але відношення різниць тисків при рівних умовах залишається постійним, тому

$$\frac{\eta_o}{\eta_x} = \frac{\rho_o t_o}{\rho_x t_x},$$

звідки виходить робоча формула для розрахунку в'язкості досліджуваної рідини при використанні віскозиметра Оствальда:

$$\eta_x = \eta_o \frac{\rho_x t_x}{\rho_o t_o}.$$

В основі вимірів коефіцієнта в'язкості віскозиметром Гесса лежить порівняння об'ємів двох рідин (досліджуваної і еталонної), що протікають через два однакових капіляра за один і той же час.

Віскозиметр Гесса – це капілярний віскозиметр, який використовується в лабораторній практиці для визначення в'язкості крові. Конструкція віскозиметру Гесса показана на *рис. 6.2*.

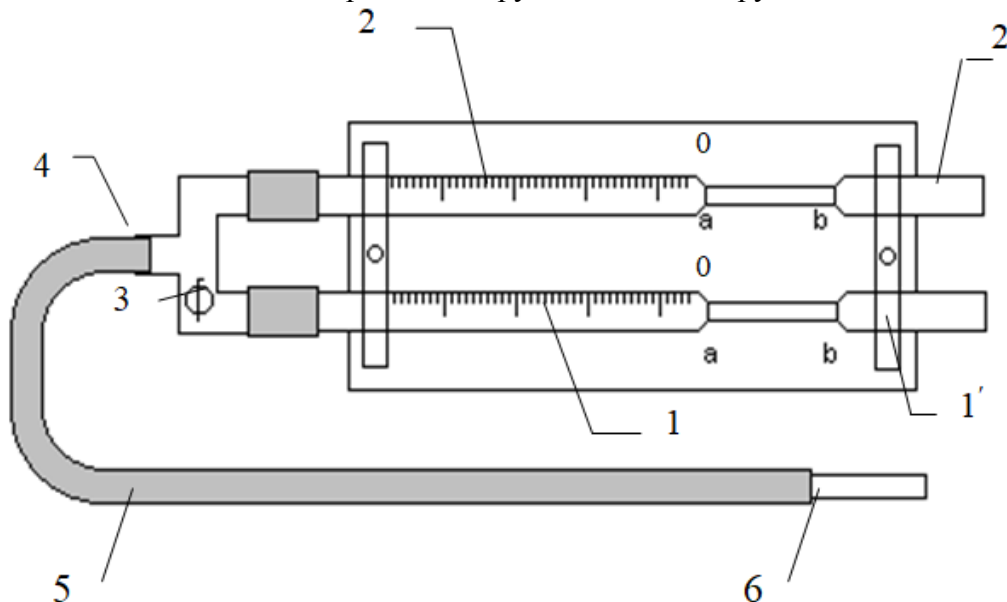


Рис. 6.2. Конструкція віскозиметру Гесса

Віскозиметр містить два однакових капілярів (а, б). Обидва кінці кожного з капілярів з'єднані зі скляними трубками (позначені 1 і 1', 2 і 2'), причому трубки 1 і 2 проградуєвані. У трубці 1 є кран (3). Трубки 1 і 2 з'єднані з трійником (4), на який надіта гумова трубка (5) з наконечником (6).

З формули Пуазейля витікає, що обсяги рідин з коефіцієнтами в'язкості η_0 та η_x , що протікають за час t однаковими капілярами при інших рівних умовах, будуть відповідно рівні

$$V_0 = \frac{\pi r^4 \Delta p}{8 \eta_0 L} t,$$

$$V_x = \frac{\pi r^4 \Delta p}{8 \eta_x L} t,$$

$$\frac{V_0}{V_x} = \frac{\eta_x}{\eta_0}.$$

Об'єми рідин, що протікають, дорівнюють:

$$V_0 = S L_0, \quad V_x = S L_x,$$

де S – площа перетину трубок 1 і 2; L_0 та L_x – довжини тих частин трубок 1 і 2, які заповнені дистильованою водою і досліджуваною рідиною відповідно. Підставивши вирази для об'ємів в попереднє рівняння, отримуємо:

$$\frac{L_0}{L_x} = \frac{\eta_x}{\eta_0}.$$

Якщо η_0 – коефіцієнт в'язкості дистильованої води, то для досліджуваної рідини коефіцієнт в'язкості буде дорівнювати

$$\eta_x = \eta_0 \frac{L_0}{L_x}.$$

Завдання

1. Визначити коефіцієнт в'язкості спирту віскозиметром Оствальда.
2. Визначити коефіцієнт в'язкості розчину гліцерину віскозиметром Гесса.

Прилади й приладдя

1. Віскозиметр Оствальда.
2. Віскозиметр Гесса.
3. Секундомір або годинник із секундною стрілкою.
4. Набір досліджуваних рідин і дистильована вода.

Порядок виконання роботи

Завдання 1. Визначити коефіцієнт в'язкості спирту віскозиметром Оствальда.

1. Налити в широке коліно віскозиметра $3-4 \text{ см}^3$ спирту.
2. За допомогою груші підняти рівень рідини у вузькому коліні віскозиметра трохи вище мітки А.
3. Знявши грушу, виміряти час, протягом якого рівень рідини опуститься від мітки А до мітки В (час витікання). Вимірювання повторити 3 рази і обчислити середнє значення ($t_{\text{сер}}$). Результати вимірювань і обчислень занести в *табл. 6.1*.

Таблиця 6.1

Рідина	Час витікання, t (с)				В'язкість рідини, η (Па·с)
	t_1	t_2	t_3	$t_{\text{ст}}$	
Дистильована вода					
Спирт					

4. Вилити спирт з віскозиметра і промити його дистильованою водою.
5. Налити в широке коліно віскозиметра 3–4 см³ води.
6. Виконуючи дії, описані в пунктах 2 і 3, обчислити середнє значення часу витікання для води.

7. Використовуючи дані, занесені в таблицю, обчислити значення коефіцієнта в'язкості (η_x) досліджуваної рідини. При цьому використовувати такі значення: $\rho_o = 998 \frac{\text{кг}}{\text{м}^3}$;

$$\rho_x = 789,5 \frac{\text{кг}}{\text{м}^3}; \eta_o = 1,005 \cdot 10^{-3} \text{ Па} \cdot \text{с}.$$

Завдання 2. Визначити коефіцієнт в'язкості розчину гліцерину віскозиметром Гесса.

1. Перед початком роботи переконатися, що капіляри віскозиметра ретельно промиті і просушені.
2. Протерти скляний наконечник віскозиметра спиртом.
3. Відкрити кран, опустити кінець трубки 1 в посудину з дистильованою водою, втягуючи повітря через наконечник ротом або за допомогою груші, підняти воду до мітки "0" в трубці 1.
4. Кран закрити.
5. Опустити кінець трубки 2' в розчин гліцерину і аналогічно пункту 3 підняти рідину до мітки "0" в трубці 2.
6. Розташувати віскозиметр горизонтально.
7. Відкрити кран і, обережно втягуючи повітря, підвести рівень води в трубці 1 до мітки "10". Визначити за шкалами на трубках 1 і 2 шляхи, пройдені водою (L_o) і розчином гліцерину (L_x).
8. Обчислити коефіцієнт в'язкості розчину гліцерину η_x , використовуючи при цьому значення η_o , вказане в першій частині роботи.

Контрольні питання

1. Поняття про ідеальні рідини. Реальні рідини.
2. Формула Ньютона для сили внутрішнього тертя, коефіцієнт в'язкості, його фізичний зміст, одиниця виміру.
3. Ньютонівські і неньютонівські рідини.
4. Формула Пуазейля, її аналіз.
5. Пристрій віскозиметра Оствальда і визначення за його допомогою коефіцієнта в'язкості рідини.
6. Пристрій віскозиметра Гесса і визначення за його допомогою коефіцієнта в'язкості рідини.

Тема 2. Оптична рефрактометрія

Мета: вивчити пристрій і принцип дії рефрактометра; освоїти методику визначення показника заломлення і концентрації досліджуваного розчину за допомогою рефрактометра.

Теоретичні відомості

Рефрактометр – цей пристрій, призначений для вимірювання показника заломлення досліджуваної рідини. Оскільки показники заломлення розчинів залежать від концентрації розчиненої речовини, рефрактометри можуть також використовуватися для визначення концентрації розчинених речовин, наприклад, концентрації білків у сироватці крові.

В основі принципу дії рефрактометра лежать явища заломлення та повного внутрішнього відбиття, які можуть спостерігатися при падінні світла на межу розділу двох середовищ.

Опис пристрою рефрактометра

Оптична система рефрактометра має вигляд, показаний на *рис. 6.3*: 1 і 2 – прямокутні призми; 3 – компенсатор; 4 – об'єктив зорової труби; 5 – поворотна призма; 6 – шкала; 7 – пластинка з візирним штрихом; 8 – окуляр зорової труби.

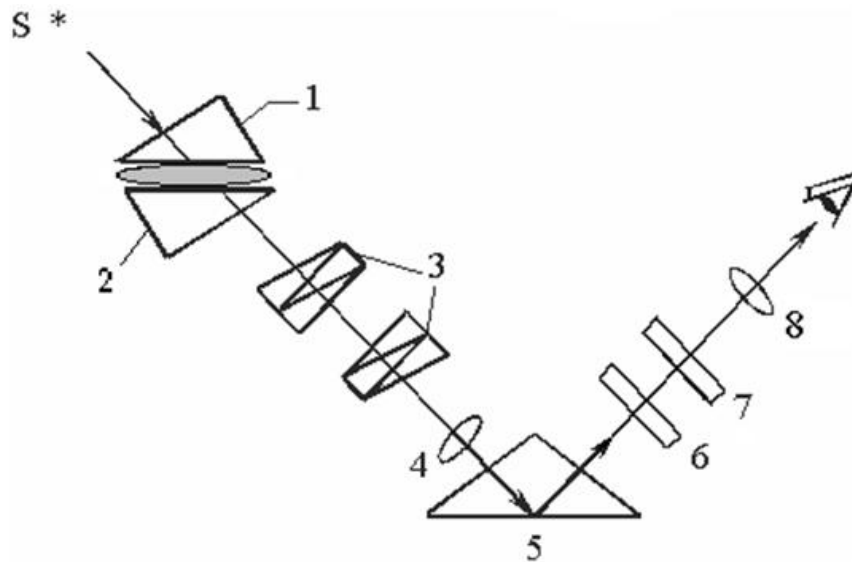


Рис. 6.3. Оптична система рефрактометра

Основною частиною рефрактометра є дві прямокутні призми 1 і 2 (рис. 6.4), зроблені з одного і того ж сорту скла з показником заломлення $n_{ск} = 1,72$, що є більшим за показник заломлення досліджуваних рідин.

Призми звернені одна до одної гіпотенузними гранями, між якими є проміжок розміром близько 0,1 мм. На гіпотенузну грань CD нижньої призми 2 (рис. 6.4) поміщують краплю досліджуваної рідини. Потім верхню призму 1 притискають до нижньої призми. Світло від джерела S падає на бічну грань AN верхньої призми і, заломившись, потрапляє на матову грань АВ. Розсіюючись на матовій грані, світло проходить через шар досліджуваної рідини і падає на грань CD нижньої призми під різними кутами – від 0 до $\frac{\pi}{2}$.

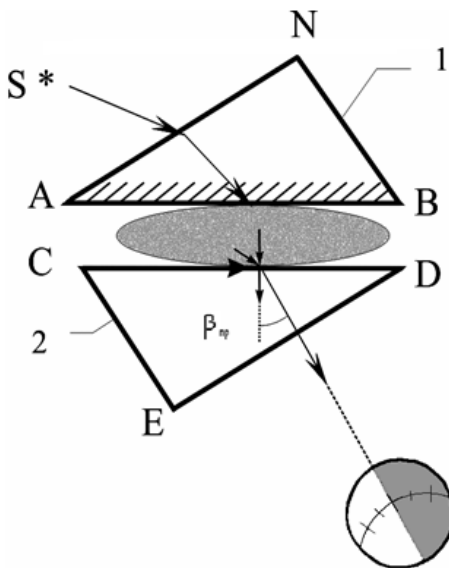


Рис. 6.4

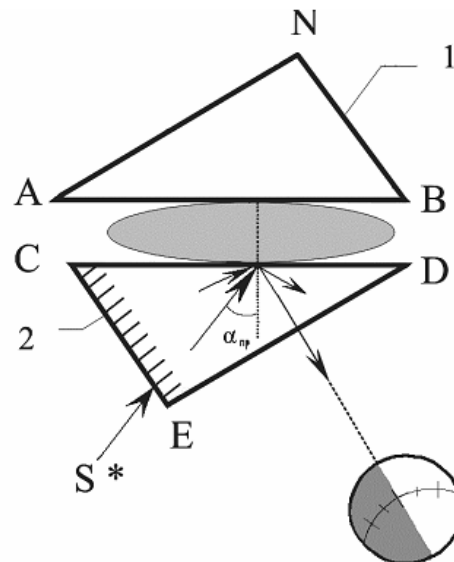


Рис. 6.5

Оскільки показник заломлення рідини менший за показник заломлення скла, промені, заломлюючись на межі CD, відхиляються в призмі 2 від нормалі тільки на кути, які менші або дорівнюють граничному куту заломлення $\beta_{гр}$. Світлові промені, вийшовши з призми 2 і пройшовши через компенсатор 3, об'єктив 4 і поворотну призму 5, потрапляють на шкалу 6. Шкала розташована у фокальній площині об'єктиву, який збирає промені, що вийшли з призми 2 під однаковими кутами, в певних точках на шкалі. В результаті частина шкали виявляється освітленою, а частина – неосвітленою, причому положення межі розділу світло-тінь залежить від величини кута $\beta_{гр}$.

У рефрактометрі використовується джерело білого світла (S). При проходженні білого світла через призми 1 і 2 має місце явище дисперсії, внаслідок чого промені різних кольорів виходять з призми 2 під різними кутами, і межа світла і тіні на шкалі виявляється забарвленою і "розмитою" (нечіткою).

Для компенсації дисперсії і отримання чіткої межі світла і тіні використовують компенсатор 3. Він складається з двох однакових призм, кожна з яких склеєна з трьох призм, що мають різні показники заломлення. Призми підбирають так, щоб монохроматичний промінь з довжиною хвилі $\lambda = 589,3 \text{ мкм}$ (довжина хвилі жовтої лінії натрію) не відхилявся після проходження компенсатора, а промені з іншими довжинами хвиль відхилялися призмами так, щоб промені різних кольорів заломлення, що відповідають граничному куту, падали на об'єктив паралельно один до одного. Цим забезпечується усунення забарвленості межі світла і тіні на шкалі. Межа виходить чітка, контрастна.

Зображення межі розділу на шкалі світло-тінь розглядається в окулярі 8. Поворотна призма 5 дозволяє розташувати вісь зорової труби перпендикулярно до граней AN і ED призми 1 і 2 відповідно, що робить спостереження зручнішим. У загальній фокальній площині об'єктиву і окуляра зорової труби розташована скляна пластинка 7 з трьома візирними штрихами. Переміщуючи зорову трубу, домагаються поєднання візирних штрихів з межею розділу світла і тіні.

Положення межі розділу світла і тіні на шкалі визначається граничним кутом заломлення, який, у свою чергу, залежить від показника заломлення n_p досліджуваної рідини. Шуканий показник заломлення рідини дорівнює:

$$n_p = n_{ск} \cdot \sin \beta_{гр}.$$

Оскільки показник заломлення скляної призми приладу ($n_{ск}$) відомий, рефрактометр градуують безпосередньо в значеннях величини n_p з точністю до третього або четвертого знаку після коми.

Описана методика визначення показника заломлення застосовується тільки для прозорих рідин. При проведенні вимірів показника заломлення непрозорих рідин використовується інша схема вимірів, що заснована на явищі повного внутрішнього відбиття. Це пов'язано з тим, що непрозорі рідини сильно поглинають світло, і промінь світла при використанні описаної вище методики не проходить через рідину.

У схемі, основаній на явищі повного внутрішнього відбиття світла, джерело світла S розташовують з боку матової грані SE призми 2 (див. рис. 6.5). У результаті розсіяне світло падає на грань CD під різними кутами (від 0 до $\frac{\pi}{2}$). Якщо кути падіння світла на цю грань менші за граничний кут повного внутрішнього відбиття ($\alpha_{гр}$), то світло частково відбивається, а частково заломлюється.

Заломлені промені проходять межу розділу середовищ CD, поглинаючись рідиною. Тому частина шкали, освітлена променями, що падали під цими кутами, освітлена слабо. Якщо ж кути падіння більші за граничний кут, то світло повністю відбиватиметься, і частина шкали, на яку потрапляють промені, що падали під кутами, більшими за $\alpha_{гр}$, буде освітлена добре. Положення межі між добре і погано освітленими частинами шкали залежить від показника заломлення досліджуваної рідини, що дозволяє визначити його значення, виходячи з формули:

$$n_p = n_{ск} \cdot \sin \alpha_{гр}.$$

Завдання

1. Використовуючи розчини з відомою концентрацією розчиненої речовини, побудувати градувальний графік рефрактометра, тобто залежність показника заломлення розчину від його концентрації.
2. Визначити за цим графіком невідому концентрацію досліджуваного розчину.

Прилади і приладдя

1. Рефрактометр типу РЛ- 2.
2. Пробірки з розчинами досліджуваної рідини різної концентрації.
3. Дистильована вода.
4. Піпетки.
5. Серветки для протирання призми.

Порядок виконання роботи

1. Використовуючи розчини з відомою концентрацією розчиненої речовини, побудувати градувальний графік рефрактометра, тобто залежність показника заломлення розчину від його концентрації.

1.1. За допомогою бічної ручки відкинути верхню призму і капнути піпеткою на нижню призму декілька крапель дистильованої води (концентрація $C_0 = 0$). Потім відкидну верхню призми щільно притиснути до нижньої призми.

1.2. На вікно призми направити світло від люстерка або джерела світла. Сфокусувавши окуляр зорової труби, отримати чітке зображення шкали і, переміщуючи важіль поворотної призми, знайти межу між світлою та темною ділянками поля зору. За допомогою компенсатора отримати на шкалі різку межу світла і тіні.

1.3. Поєднати візирні штрихи з межею розділу світла і тіні і за шкалою відлічити значення показника заломлення дистильованої води.

1.4. Відкинути верхню призму, протерти серветкою поверхні призми і помістити на нижню призму 3–4 краплі розчину досліджуваної рідини з відомою концентрацією (C_1).

1.5. Виміряти показник заломлення досліджуваного розчину згідно з пунктами 1.2–1.3.

1.6. Аналогічні виміри провести для розчинів з концентраціями C_2 і C_3 . Кожен розчин необхідно брати окремою піпеткою і після кожного виміру ретельно протирати призми. Отримані дані занести в таблицю.

Таблиця 6.2

Концентрація розчину C , %	$C_0 = 0$	$C_1 = 10$	$C_2 = 20$	$C_3 = 30$	$C_x =$
Показник заломлення n					

1.7. На підставі отриманих даних побудувати графік залежності показника заломлення досліджуваного розчину від його концентрації $n = f(C)$ – градувальний графік рефрактометра.

2. Визначити невідому концентрацію досліджуваного розчину.

2.1. Виміряти для досліджуваного розчину з невідомою концентрацією показник заломлення.

2.2. Використовуючи градувальний графік і виміряне значення n_x , визначити невідому концентрацію C_x досліджуваного розчину. Отриманий результат занести в останній стовпець першого рядка таблиці.

Тема 3. Взаємодія світла з речовиною. Фотоелектроколориметрія

Мета: вивчити та освоїти метод фотометричного визначення концентрації забарвлених розчинів.

Теоретичні відомості

Інтенсивність світла при його проходженні через шар речовини зменшується внаслідок взаємодії світлової хвилі з електронами речовини. Це явище називається поглинанням світла.

Закон поглинання монохроматичного світла речовиною (**закон Бугера**) має наступний вигляд:

$$I = I_0 \exp(-k_\lambda \ell), \quad (6.1)$$

де I – інтенсивність світла, що пройшло через шар речовини товщиною ℓ ; I_0 – інтенсивність світла, що падає на поверхню цього шару; k_λ – натуральний монохроматичний показник поглинання, який залежить від властивостей речовини.

k_λ є величиною, зворотною товщині шару речовини, при проходженні якого інтенсивність світла в результаті поглинання середовищем зменшується в e разів.

Закон поглинання монохроматичного світла розчином (**закон Бугера–Ламберта–Бера**) описується формулою:

$$I = I_0 e^{-\chi'_\lambda C \ell}, \quad (6.2)$$

де C – молярна концентрація розчиненої речовини; χ'_λ – натуральний молярний показник поглинання світла.

Закон Бугера–Ламберта–Бера також описується формулою:

$$I = I_0 \cdot 10^{-\chi_\lambda C \ell}, \quad (6.3)$$

де χ_λ – молярний показник поглинання:

$$\chi_\lambda = \chi'_\lambda \lg e.$$

Поглинання світла характеризують також такими величинами, як *коефіцієнт пропускання* (τ) та *оптична густина розчину* (D)

$$\tau = \frac{I}{I_0}; \quad D = \lg \frac{I_0}{I} = \chi_\lambda C \ell \quad (6.4; 6.5)$$

Оптична густина, як і показник поглинання, залежить від довжини хвилі. Тому найчастіше, коли говорять про *спектр поглинання* розчину, мають на увазі *залежність саме оптичної густини від довжини хвилі світла* (λ).

Формула (6.5) використовується для визначення концентрації розчинів речовин, що поглинають світло, на основі вимірів оптичної густини цих розчинів. Відповідна фотометрична методика називається концентраційною колориметрією.

При проведенні концентраційної колориметрії для отримання достовірних результатів і збільшення їх точності слід проводити виміри, використовуючи такі довжини хвиль, при яких χ'_λ і D є максимальними. Для проведення концентраційної колориметрії в роботі використовується фотоелектроколориметр.

Фотоелектроколориметри – високоточні прилади, в яких світлові потоки, що пройшли через еталонний і досліджуваний розчини, потрапляють на спеціальні приймачі – фотоелементи, а різниця сил фотострумів, що виникає при цьому, фіксується гальванометром. У сучасних фотоелектроколориметрах отримання кінцевих кількісних результатів вимірів спрощене застосуванням спеціальних мікро-ЕОМ. У цій роботі застосовується прилад такого типу – КФК-2МП.

Опис пристрою фотоелектроколориметра

Колориметр фотоелектричний концентраційний КФК-2МП призначений для виміру коефіцієнтів пропускання і оптичної густини розчинів, а також коефіцієнтів пропускання прозорих твердих тіл при фіксованому наборі довжин хвиль, що належать діапазону 315–980 нм. Для отримання монохроматичного випромінювання необхідної довжини хвилі використовується відповідний світлофільтр. Після попереднього градування фотоколориметр може також використовуватися для виміру невідомих концентрації речовин в розчинах.

Принцип дії колориметра оснований на почерговому вимірі спочатку світлового потоку Φ_0 , який пройшов через розчинник, а потім потоку Φ_1 , що пройшов через досліджуваний розчин. У колориметрі КФК-2МП світлові потоки Φ_0 і Φ_1 перетворюються на електричні сигнали, які обробляються мікро-ЕОМ колориметра і представляються на цифровому табло у вигляді або коефіцієнта пропускання (τ), або оптичної густини (D), або концентрації (C).

Загальний вигляд приладу КФК-2МП наведений на *рис. 6.6*. Колориметр складається з колориметричного блоку з блоком живлення (1) і обчислювального блоку (2).

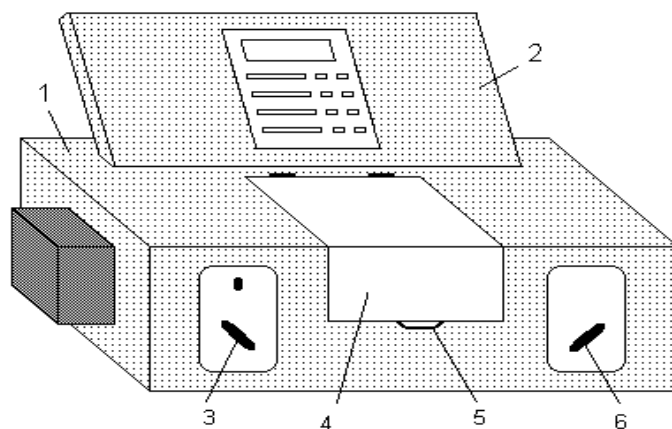


Рис. 6.6. Загальний вигляд приладу КФК-2МП

В колориметричний блок входять:

- освітлювач, що знаходиться під кожухом колориметра;
- оптичний вузол (конденсор, діафрагма та об'єктив);
- набір світлофільтрів, вмонтованих у диск і змінюваних за допомогою перемикача 3;
- кюветоутримувач, що знаходиться під кришкою 4; введення у світловий пучок кювети з розчинником або досліджуванним розчином здійснюється поворотом ручки 5 в положення "1" (для кювети з розчинником) і в положення "2" (для кювети з досліджуванним розчином);
- пристрій фотометричний з підсилювачем постійного струму; ручка 6 на передній панелі фотоколориметра, за допомогою якої здійснюється зміна фотоприймачів, працюючих в різних діапазонах довжин хвиль.

На передній панелі обчислювального блоку 2 розташовані: клавіатура, цифрове табло і два сигнальні фотодіоди. Клавіатура складається з 24 клавіш.

Завдання

1. Підготувати колориметр КФК-2МП до роботи.
2. Дослідити залежність оптичної густини розчину від довжини хвилі світла і визначити довжину хвилі (λ_0), при якій спостерігається максимальна оптична густина розчину.
3. Дослідити залежність оптичної густини розчину від його концентрації (при λ_0).
4. Визначити невідому концентрацію досліджуваного розчину.

Прилади і приладдя

1. Колориметр фотоелектричний концентраційний типу КФК-2МП.
2. Кювети.
3. Розчини досліджуваної речовини різної концентрації.

Порядок виконання роботи

1. Підготувати колориметр фотоелектричний концентраційний КФК-2МП до роботи.

1.1. Включити колориметр в мережу 220 В, відкрити кришку кюветного відділення і включити тумблер "МЕРЕЖА", розташований на задній стінці корпусу. При цьому повинна спалахнути сигнальна лампочка на передній панелі приладу.

1.2. Натиснути клавішу "ПУСК". На цифровому табло з'являється миготлива кома після першого індикатора (індикатора режиму роботи) і спалахує індикатор "Р".

1.3. Витримати колориметр у включеному стані впродовж 15 хв при відкритій кришці кюветного відділення.

1.4. При відкритій кришці кюветного відділення для обліку нульового відліку натиснути клавішу "Ш (0)". На цифровому табло праворуч від миготливої коми висвічується значення n_0 , а зліва від неї символ "0". Значення має бути не менше 0,001 і не більше 1,00. Установку значення "Нульового відліку n_0 " необхідно робити перед кожною зміною фотоприймача.

2. Досліджувати залежність оптичної щільності розчину від довжини хвилі світла і визначити довжину хвилі (λ_0), при якій спостерігається максимальна оптична густина розчину.

2.1. У кюветне відділення встановити кювети з розчинником (дистильованою водою) і досліджуванним розчином (кювета з досліджуванним розчином повинна знаходитися у ближньому гнізді кюветоутримувача).

2.2. Перемикачем 3 встановити необхідний світлофільтр, перемикачем 6 – необхідний фотоприймач. Оскільки для поставленої мети необхідно використати усі наявні фільтри, то доцільно розпочати виміри оптичної густини з фільтру 315, який пропускає світло з довжиною хвилі $\lambda = 315$ нм.

2.3. Ручку 5 встановити в положення "1" (у світловий пучок вводиться кювета з контрольним розчином).

2.4. Закрити кришку кюветного відділення, натиснути клавішу (1). На цифровому табло зліва від коми спалахує символ "1". Це означає, що інформація про величину світлового потоку, що пройшов через контрольний розчин, потрапила в пам'ять обчислювальної машини.

2.5. Ручку 5 встановити в положення "2" (у світловий потік вводиться кювета з досліджуванним розчином).

2.6. Натиснути клавішу "D (5)". На цифровому табло зліва від миготливої коми з'являється символ "5", що означає, що стався вимір оптичної густини розчину. Відлік на цифровому табло праворуч від миготливої коми відповідає оптичній густині досліджуваного розчину.

2.7. Операції п.п. 2.3-2.6 повторити 4 – 5 разів для кожного світлофільтру і визначити середні значення оптичної густини $D_{сер}$.

Одержані результати занести в табл. 3.1.

Таблиця 6.3

λ , нм	315	340	400	440	490	540	580	670	750	980
$D_{сер}$										

2.8. Побудувати графік залежності оптичної густини розчину від довжини хвилі світла $D_{сер} = f(\lambda)$

2.9. За цим графіком визначити довжину хвилі λ_0 , при якій відбувається найбільше поглинання світла, що відповідає максимальній оптичній густині розчину.

3. Дослідити залежність оптичної густини розчину від його концентрації (при λ_0).

3.1. Встановити світлофільтр, що пропускає світло, довжина хвилі якого відповідає максимальному значенню оптичної густини розчину.

3.2. Провести 4–5-кратні виміри оптичної густини розчинів з відомою концентрацією відповідно до п. 2.3–2.7 попереднього завдання.

3.3. Визначити середні значення оптичної густини розчинів $D_{сер}$ і результати занести в *табл. 6.4*.

Таблиця 6.4

C, ммоль/л	C ₁ = 0,1	C ₂ = 0,3	C ₃ = 0,5	C _x =
$D_{сер}$				

4. Визначити невідому концентрацію досліджуваного розчину.

4.1. За даними *табл. 6.4* побудувати градувальний графік, тобто графік залежності оптичної густини розчину від його концентрації $D_{сер} = f(C)$.

4.2. Аналогічно (п. 2.3–2.7) визначити оптичну густину розчину невідомої концентрації C_x

4.3. Використовуючи градувальний графік, знайти невідому концентрацію розчину C_x . Одержаний результат занести в *табл. 6.4*.

Контрольні питання

1. Явище поглинання світла.
2. Закон Бугера. Закон Бугера–Ламберта–Бера. Коефіцієнт пропускання і оптична густина речовини.
3. Спектр поглинання речовини. Молярний коефіцієнт поглинання. Методи концентраційної колориметрії.
4. Метод спектрофотометрії. Застосування колориметрії і спектрофотометрії в медицині і біології.

Список літератури

1. Медична та біологічна фізика : підручник для студ. мед. ВНЗ / В. Г. Книгавко, О. В. Зайцева, М. А. Бондаренко та ін. ; за ред. В. Г. Книгавка. – Харків: ХНМУ, 2017. – 354 с.
2. Medical and biological physics: Textbook for students studying the subject in English. V. G. Knigavko, O. V. Zaytseva, M. A. Bondarenko et al. – Kharkiv : KhNMU, 2016. – 556 p.
3. Медицинская и биологическая физика : адаптированный учебник для иностранных русскоязычных студентов медицинских вузов / под ред. В. Г. Книгавко – Харьков : ХНМУ, 2017. – 262 с.
4. Тлумачний словник термінів з медичної та біологічної фізики / В. Г. Книгавко, О. В. Зайцева, М. А. Бондаренко та ін. – Харків : ХНМУ, 2017. – 96 с.
5. Ємчик Л. Ф. Медична і біологічна фізика. Інтегрований курс лекцій / Л. Ф. Ємчик, Я. М. Кміт ; за ред. проф. С. У. Гончаренка. – Львів : Місіонер, 1998. – 216 с.
6. Glossary of terms on Medical and Biological Physics / V. G. Knigavko, O. V. Zaytseva, M. A. Bondarenko, L. V. Batyuk. – Kharkiv : KhNMU, 2017. – 110 p.
7. Толковый словарь терминов по медицинской и биологической физике / В. Г. Книгавко, О. В. Зайцева, М. А. Бондаренко и др. – Харьков : ХНМУ, 2017. – 100 с.
8. Медична і біологічна фізика : підручник для студ. вищ. мед. закладів освіти III–IV рівнів акредитації / О. В. Чалий та ін. – Київ : "ВПОЛ", 1999. – 318 с.
9. Ремизов А. Н. Медицинская и биологическая физика : учеб. для мед. спец. вузов / А. Н. Ремизов. – 3-е изд., испр. – Москва : Высш. школа, 1999. – 616 с.
10. Биофизика / В. Ф. Антонов, А. М. Черныш, В. И. Пасечник и др. – Москва : Владос, 2000. – 288 с.
11. Волькенштейн М. В. Биофизика / М. В. Волькенштейн. – Москва : Высш. школа. 1987. – 365 с.
12. Тиманюк В. А. Биофизика / В. А. Тиманюк, Е. Н. Животова. – Харьков : Изд-во НФАУ, 2003. – 704 с.
13. Медична і біологічна фізика. Практикум / за ред. О. В. Чалого. – Киев : Книга плюс, 2003. – 213 с.
14. Медична і біологічна фізика / за ред. О. В. Чалого. – Київ : Книга плюс, 2004. – 760 с.

ЗМІСТ

Розділ 1.	Біомеханіка та біологічна термодинаміка.....	3
Тема 1.	Основи біомеханіки.....	3
Тема 2.	Механіка рідини.....	19
Тема 3.	Механічні коливання та хвилі. Біоакустика.....	32
Тема 4.	Біологічна термодинаміка.....	46
Розділ 2.	Електричні явища в біології і медицині.	
	Сучасна електронна медична апаратура.....	51
Тема 1.	Біофізика мембранних процесів.....	51
Тема 2.	Поняття про електрографію органів і тканин. Електрокардіографія.....	56
Тема 3.	Електричні властивості біологічних тканин.....	60
Тема 4.	Магнітні явища. Елементи магнітобіології.....	62
Тема 5.	Дія електричних струмів та електромагнітних полів на біологічні об'єкти	67
Тема 6.	Основи медичної електроніки.....	76
Розділ 3.	Оптика.....	85
Тема 1.	Основи геометричної оптики.....	85
Тема 2.	Біофізика зору людини.....	88
Тема 3.	Оптична мікроскопія.....	93
Тема 4.	Основи хвильової оптики.....	97
Тема 5.	Поляризація світла.....	99
Тема 6.	Взаємодія світла з речовиною.....	107
Розділ 4.	Медико-біологічні аспекти атомної та ядерної фізики.....	112
Тема 1.	Основні поняття та закони квантової фізики.	
	Теплове випромінювання тіл, його характеристики.....	112
Тема 2.	Спектроскопія в медико-біологічних дослідженнях. Люмінесценція.....	119
Тема 3.	Індуковане випромінювання. Лазери.....	123
Тема 4.	Магнітний резонанс. Електронний мікроскоп.....	127
Розділ 5.	Радіаційна фізика.....	133
Тема 1.	Рентгенівське випромінювання та його використання в медицині.....	133
Тема 2.	Радіоактивний розпад ядер атомів. Взаємодія іонізуючих випромінювань з речовиною.....	142
Тема 3.	Дозиметрія іонізуючих випромінювань. Детектори та дозиметри.	
	Променева діагностика та променева терапія.....	149
Тема 4.	Елементи радіобіології.....	158
Розділ 6.	Лабораторний практикум.....	163
Тема 1.	Визначення в'язкості рідини.....	163
Тема 2.	Оптична рефрактометрія.....	166
Тема 3.	Взаємодія світла з речовиною. Фотоелектроколориметрія.....	170
	Список літератури.....	174

Навчальне видання

Кнігавко Володимир Гілярієвич
Зайцева Ольга Василівна
Бондаренко Марина Анатоліївна
Утицьких Тетяна Олександрівна
Пономаренко Наталя Сергіївна
Морозова Оксана Миколаївна

ОСНОВИ БІОЛОГІЧНОЇ ФІЗИКИ ТА МЕДИЧНА АПАРАТУРА

Навчальний посібник

За редакцією проф. В. Г. Кнігавка

Відповідальний за випуск Кнігавко В. Г.



Редактор М. В. Тарасенко
Комп'ютерна верстка О. Ю. Лавриненко

Формат А5. Ум. друк. арк. 7,1 . Зам. № 19-33871.

**Редакційно-видавничий відділ
ХНМУ, пр. Науки, 4, м. Харків, 61022
izdatknmurio@gmail.com**

Свідоцтво про внесення суб'єкта видавничої справи до Державного реєстру видавництв, виготівників і розповсюджувачів видавничої продукції серії ДК № 3242 від 18.07.2008 р.