

М. Ф. ТЕРЕЩЕНКО, Г. С. ТИМЧИК
І. О. ЯКОВЕНКО

БІОФІЗИКА



Міністерство освіти і науки України
Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

**М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик,
І. О. Яковенко**

Біофізика

Підручник

*Затверджено Вченою радою КПІ ім. Ігоря Сікорського
Як підручник для здобувачів ступеня бакалавра за спеціальностями
«Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані технології»,
«Метрологія та інформаційно-вимірвальна техніка»*

Київ
КПІ ім. Ігоря Сікорського
2019

УДК 577.3(075.8)
Т35

*Затверджено Вченою радою КПІ ім. Ігоря Сікорського
(протокол № 4 від 08.04.2019 р.)*

Рецензенти:

Ю. Ф. Тесик, доктор техн. наук
Інститут електродинаміки НАН України

А. Г. Мисюра, доктор біол. наук,
Інститут прикладних проблем фізики та біофізики НАН України.

Відповідальний редактор:

В. С. Антонюк, д-р техн. Наук, проф.,
Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

Терещенко М.Ф.

Т35 Біофізика: підручник/ М. Ф.Терещенко, Г. С. Тимчик,
І. О. Яковенко. - Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, Вид-во
«Політехніка», 2019. – 444 с.

ISBN 978-966-622-942-0

Подано теоретичні засади фізичних, фізико-хімічних та фізіологічних процесів, що відбуваються в біологічному середовищі, дослідженні особливостей зміни стану як об'єкта впливу, так і параметрів живого організму та систематизовані матеріали з реакції біологічного об'єкта на фізичні поля та сигнали. Розглянуто біомеханіку, біоакустику, гемодинаміку та біофізику мембран, термодинаміку та електромагнетизм, квантову біофізику, взаємодію полів та сигналів з біологічним середовищем, оптичні, іонізуючі та теплові випромінювання людини, моделі взаємодії біологічної тканини з навколишнім середовищем, показано результати моделювання у сучасних досліджень.

Для студентів та аспірантів вищих навчальних закладів з інженерно-медичного та біологічного напрямку підготовки, а також наукових та інженерно-технічних працівників, спеціалістів медичного приладобудування та фізіотерапії.

УДК 577.3(075.8)

© М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик,
І. О. Яковенко, 2018

© КПІ ім. Ігоря Сікорського (ПБФ),
2019

ISBN 978-966-622-942-0

СПИСОК СКОРОЧЕНЬ

АДФ – аденозиндифосфат

АТФ – аденозинтрифосфат ($C_{10}H_{16}N_5O_{13}P_3$)

Вб – вебер

ГК – гвинтокрил

ЕГ – електрограма

ЕЕГ – електроенцефалограма

ЕОП – електронно-оптичний перетворювач

ЕПР – електронний парамагнітний резонанс

ЕРС – електрорушійна сила

ІХС – ішемічна хвороба серця

ІЧ – інфрачервоний

КО – кооперативна одиниця

МЕГ – магнітоенцефалограма

МКГ – магнітокардіограма

ММГМ – магнетоміограма

НАД – нікотинамідаденіндинуклеотид

НЗВЧ – надзвичайно високочастотний

НІ – неоновий індикатор

ОКГ – оптичний квантовий генератор

ПЕ – п'єзоэффект

ПРП – пізній рецепторний потенціал

РРП – ранній рецепторний потенціал

ТМПД – трансмембранний потенціал дії

ТМПС – трансмембранний потенціал спокою

УВЧ – ультрависокочастотний

УЗ – ультразвуковий

УЗД – ультразвукова діагностика

УФ – ультрафіолетовий

ФЕП – фотоелектронний помножувач

ФКГ – фонокардіографія

ФМКГ – фетальна магнітокардіографія

ФП – фармацевтичні препарати

ФП – функціональні проби

ЦНС – центральна нервова система

ЧЕС – черезстравохідна електрична стимуляція серця

ЧСС – частота серцевих скорочень

ШОЕ – швидкість осідання еритроцитів

ШПП – шар половинного поглинання

ЯМР – ядерний магнітний резонанс

ПЕРЕДМОВА

Розвиток живих організмів тісно пов'язаний із перебігом фізичних, фізико-хімічних та фізіологічних реакцій на молекулярному, клітинному, органолептичному та біосферних рівнях середовищ проживання. Фізика, як наука, вивчає склад, будову, властивості речовин та полів, їх зміни у просторі та часі. Завдання біофізики – пояснити процеси, що відбуваються в живому організмі. Отже, біофізика – це фізика всього живого.

Взаємодія людини з навколишнім середовищем призвела до необхідності пояснити особливості структури, будови, росту, розвитку, пізнання як внутрішніх органів, речовин та систем організму, так і оточуючих предметів.

Біофізика як наука почала розвиватися на межі біології та фізики.

Усі складові біологічного розвитку отримали пояснення з точки зору фізичних процесів, законів та понять фізики, а експериментальні та матричні моделювання підтвердили справедливість тверджень біофізики.

Отже, від спостереження, опису цієї гіпотези, формулювання твердження та їх експериментальної перевірки і моделювання – такий шлях до отримання сталих біофізичних законів та рівнянь.

У підручнику розглянуто біомеханіку, біоакустику, гемодинаміку та біофізику мембран, термодинаміку й електромагнетизм, квантову біофізику, взаємодію полів та сигналів з біологічним середовищем, оптичні, іонізуючі й теплові випромінювання людини, моделі взаємодії біологічної тканини з навколишнім середовищем.

У першому розділі показано закономірності біомеханіки та біоакустики, біофізику слуху й ультразвукові коливання та їх вплив на біологічну тканину.

Другий розділ присвячено гемодинаміці, термодинаміці та біофізиці мембран.

У третьому розділі розглянуто закони електромагнетизму для біологічного середовища.

У четвертому розділі розглянуто квантову біофізику, фізику атомів та молекул, іонізуюче й лазерне випромінювання, біофізику зору, вплив полів та сигналів на біологічні тканини, біополя людини і теплове випромінювання. На завершення матеріалу наведено літературу та довідкові дані.

Розділ 1

БІОМЕХАНІКА І БІОАКУСТИКА

Біомеханікою називають розділ біофізики, у якому розглядають механічні властивості живих тканин і органів, а також механічні явища, що відбуваються як із цілим організмом, так і з окремими його органами. Отже, біомеханіка – це механіка живих об'єктів.

Акустика – розділ фізики, в якому досліджуються пружні коливання та хвилі від найнижчих частот до гранично високих (10^{13} Гц). Сучасна акустика охоплює **фізичну акустику**, що вивчає закономірності пружних коливань у різних середовищах; **фізіологічну акустику**, що вивчає будову і роботу звукосприймаючих і звукотворних органів у людини і тварин, та ін. Найчастіше акустику розглядають як науку про звуки, коливання і хвилі в різних середовищах, які сприймає людське вухо (частоти від 16 до 20 000 Гц).

Біоакустика – акустика живих об'єктів і середовищ.

1.1. БІОМЕХАНІЧНІ ОСОБЛИВОСТІ ЛЮДИНИ. ЕРГОМЕТРІЯ ЛЮДСЬКОГО СЕРЕДОВИЩА

Механічна робота та її потужність, яку виконує людина протягом дня, залежить від багатьох факторів – навантаження і тривалості, тому важко вказати яку-небудь граничну величину (значення). Так, у разі короткочасних зусиль людина може розвивати потужність близько декількох кіловат. Якщо легкоатлет масою 75 кг підстрибує з місця так, що його центр мас піднімається на 1 м відносно нормальної стійки, а тривалість відштовхування складає 0,1 с, то він розвиває потужність понад 3,6 кВт.

Під час ходьби людина здійснює роботу, оскільки при цьому енергія витрачається на періодичне невелике підняття тіла, прискорення і вповільнення кінцівок, головним чином ніг.

Людина масою 75 кг при ходьбі зі швидкістю 5 км/год розвиває потужність 59 Вт. Зі зростанням швидкості ця потужність швидко збільшується, досягаючи 200 Вт за швидкості 7 км/год. Під час руху на велосипеді, положення центру мас (центр тяжіння – центр ваги) людини змінюється набагато менше, ніж при ходьбі, та прискорення ніг зменшується. Звідси потужність, що витрачається під час руху на велосипеді, значно менша: близько 30 Вт за швидкості 9 км/год, 120 Вт – за 18 км/год.

Робота дорівнює нулю, якщо переміщення немає, тому, коли вантаж міститься на опорі або підставці, або підвішений на нитці, сила тяжіння не виконує роботу. Однак кожен з нас відчуває втому м'язів руки і плеча, якщо тримати нерухомо на витягнутій руці гирю або гантель. Так само втомлюються м'язи спини і поперекової області, якщо людині, що сидить, помістити на спину вантаж. В обох випадках вантаж нерухомий і роботи не має. Утома ж свідчить про те, що м'язи здійснюють роботу. Таку роботу називають статичною роботою м'язів.

Статики (відсутність руху) такої, як її розуміють у механіці, насправді немає. Відбуваються дуже дрібні й багатократні, непомітні оку скорочення і розслаблення м'язів, і при цьому відбувається робота проти сили тяжіння. Таким чином, статична робота людини насправді є звичайною динамічною роботою.

Для вимірювання роботи людини застосовують ергометри. Науку, що вивчає методи та засоби вимірювання роботи людини, називають **ергометриєю**.

Прикладом ергометра може бути гальмівний велосипед (велоергометр, рис. 1.1). Через обвід обертового колеса 1 перекинута сталеву стрічку 2. Силу тертя між стрічкою і ободом колеса вимірюють динамометром 3.

Уся робота пацієнта витрачається на подолання сили тертя. Помноживши довжину кола колеса на силу тертя, знайдемо роботу, що здійснюється під час кожного обертання, а знаючи кількість обертів і час випробування, визначимо повну роботу і середню потужність.

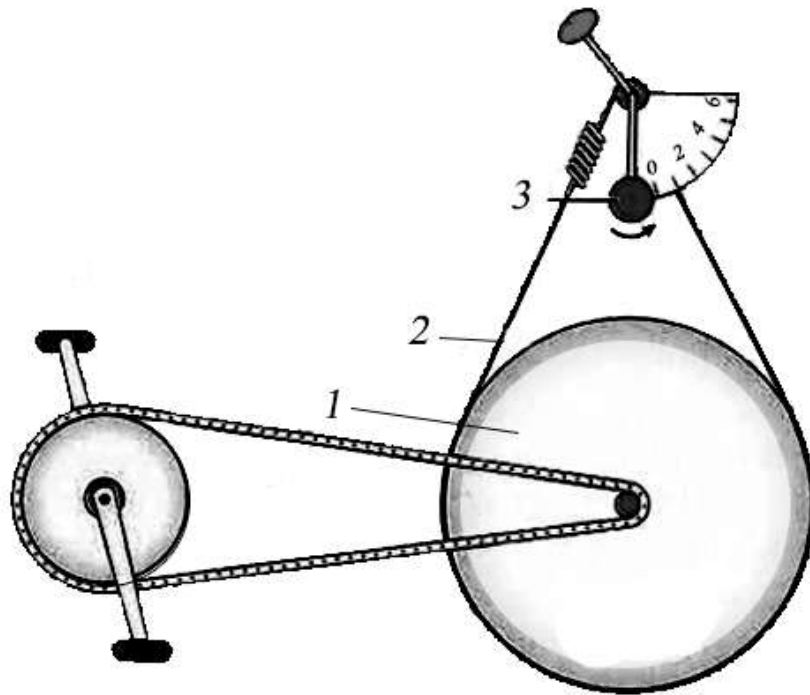


Рис. 1.1. Схема велоергометра:
1 – обертове колесо; 2 – сталева стрічка; 3 – динамометр

1.1.1. Особливості поведінки людини у разі перевантажень і невагомості

На людину діють сила тяжіння і сила реакції опори. За відсутності прискорення ці сили рівні та протилежно спрямовані. Такий стан природний для людини.

У разі прискореного руху системи можуть виникнути особливі стани, які називають перевантаженнями і невагомістю.

Розглянемо деякі приклади.

Нехай людина перебуває в кабіні ліфта, який піднімається вгору з прискоренням \vec{a} (рис. 1.3).

На людину діють сила тяжіння $m\vec{g}$ і сила реакції опори \vec{F}_p . За другим законом Ньютона, $\vec{F}_p + m\vec{g} = m\vec{a}$, або у скалярній формі з урахуванням напрямку сил:

$$\begin{aligned} F_p - mg &= ma; \\ F_p &= m(g + a). \end{aligned} \quad (1.1)$$

У цьому разі сила реакції опори більша від сили тяжіння ($F_p > mg$) і виникають перевантаження.

Так, якщо $a = g$, то $F_p = 2mg$ (двократне перевантаження), а якщо $a = 2g$, то $F_p = 3mg$ (трикратне перевантаження) і т. д.

Перевантаження виражається відношенням $\eta = \frac{F_p}{mg}$.

Інший приклад: людина перебуває в кабіні ліфта, який уповільнює, тобто з гальмуванням, опускається вниз (рис. 1.2).

Напрямки сил і прискорення відповідають попередньому прикладу, тому і в цьому разі отримуємо формулу (1.1). Людина відчуває перевантаження, які можуть чинити істотний вплив на організм людини, оскільки в цих станах відбувається відтік крові, змінюється взаємний тиск внутрішніх органів один на одного, виникає їх деформація тощо.

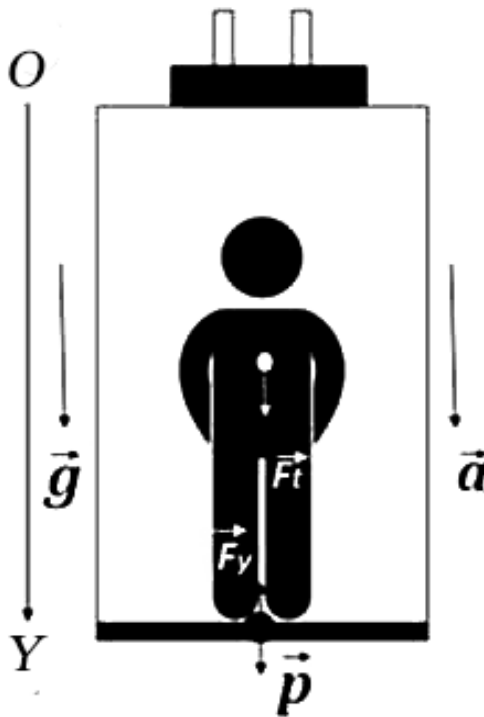


Рис. 1.2. Невагомість

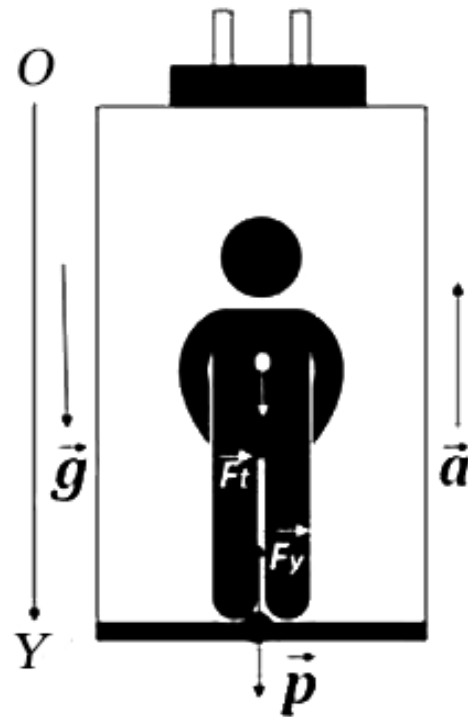


Рис. 1.3. Перевантаження

З огляду на це людина здатна витримувати лише обмежені перевантаження, без шкоди для здоров'я. На рис. 1.4 схематично показано положення тіла і наведено відповідні значення перевантажень, які може

протягом кількох хвилин витримувати здоровий людський організм без того, щоб відбулися які-небудь незворотні зміни.

Якщо космічний ліфт прискорено рухається вниз, що показано на рис. 1.2, або вповільнено вгору, то

$$mg - F_p = ma, \text{ або } F_p = m(g - a). \quad (1.2)$$

Як видно, реакція опори менша від сили тяжіння $F_p < mg$. Якщо $a = g$, то $F_p = 0$ – стан невагомості. Це такий стан, за якого зовнішні сили, що діють на систему, не зумовлюють взаємдію тисків (дія – тиснення) частинок системи один на одного.

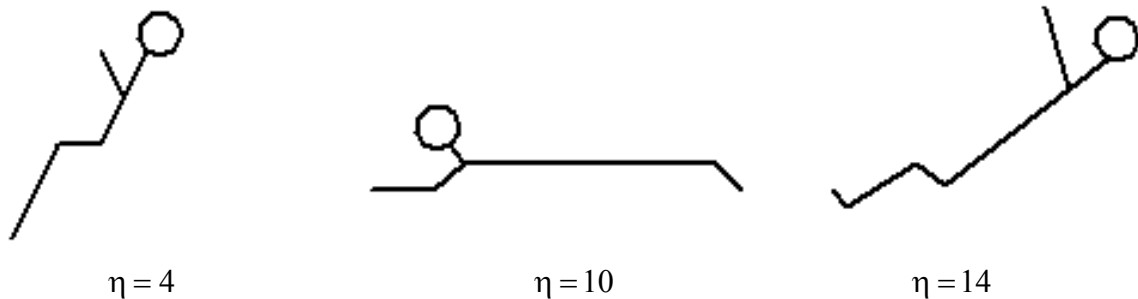


Рис. 1.4. Положення тіла та відповідні значення перевантажень

Невагомість для біологічних об'єктів – надзвичайний стан, хоча і в буденному житті трапляються короточасні періоди часткової невагомості: стрибки, гойдалки, швидкісний ліфт.

Відсутність дії опори у разі невагомості призводить до загального ослаблення м'язів і пов'язаного з цим зниження працездатності; при цьому зменшується м'язова маса, відбувається демінералізація кісткової тканини. З огляду на це пілотам в умовах невагомості доводиться проводити спеціальні тренувальні фізичні вправи або носити особливі костюми, які утруднюють рух, дозволяють довантажувати роботу м'язів.

За звичайних умов гідростатичний тиск ρgh крові у верхній частині тіла менший, ніж у нижній. У невагомості кров рівномірно розподіляється в організмі; це означає, що верхня частина тіла переповнена кров'ю порівняно зі звичайним станом, відчувається важкість у голові, з'являється набряклість обличчя.

Вестибулярний апарат на невагомість реагуватиме так, неначе немає гравітаційного поля, виникнуть вестибулярні розлади.

Розглянемо докладніше особливості руху тіла людини в умовах невагомості.

Практичне освоєння людиною законів механіки відбувається з раннього дитинства: ми вчимося сидіти, стояти, ходити, бігати, здійснювати фізичні вправи, працювати, кататися на велосипеді тощо. Усе це залишається нами зазвичай без теоретичних знань відповідних законів. Людина звикає до несвідомого вчинення механічних дій. Так, під час штовхання ядра людина інстинктивно впирається ногою, щоб не впасти у разі відбою; б'ючи молотком, робітник мимоволі напружує м'язи, що перешкоджають обертанню тіла тощо.

Парадоксально, але людина настільки звикає до законів механіки, що починає помічати їх прояв у особливих, рідкісних і малозвичних випадках.

До таких особливостей і практично важливих проявів законів механіки належить рухова діяльність людини в умовах невагомості або, як говорять, у невагомому просторі. Неважко підрахувати, використовуючи закон збереження імпульсу, що якщо людина масою 70 кг у стані невагомості кине тіло масою 0,1 кг зі швидкістю 2 м/с, то сама вона почне рухатися у протилежний бік зі швидкістю 0,2 см/с. Якщо кидок зробити з розмахом руки, то тіло людини почне обертатися. Таким є незвичайний, порівняно із земними умовами, прояв законів збереження імпульсу і моменту імпульсу. Зупинитися людина зможе, тільки взаємодіючи з іншими тілами. Якщо людина у стані невагомості захоче зробити вправу «кут», яку досить чітко виконують гімнасти за звичайних умов, то рух ніг спричинить зустрічне обертання тіла (рис. 1.5). Поворот корпусу в умовах невагомості, зокрема під час вільного падіння, здійснюють обертанням кінцівками. Наприклад, конусоподібні обертальні рухи рукою над головою зумовлять обертання тіла навколо осі симетрії (рис. 1.6).

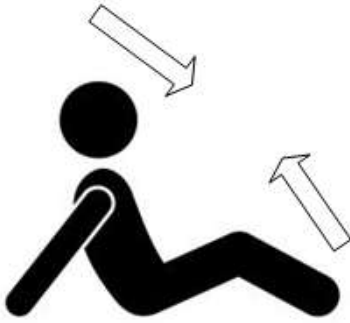


Рис. 1.5. Зустрічний поворот тіла



Рис. 1.6. Обертання тіла навколо осі симетрії

Якщо в умовах невагомості людина загвинчуватиме гайку, то вона сама почне обертатися у протилежному напрямку.

В умовах невагомості діють закони Ньютона, але через незвичайність умов людина повинна звикати до рухів у невагомості. Різкі рухи головою, руками або ногами, відкидання будь-яких предметів можуть істотно змінити рух тіла людини.

1.1.2. Вестибулярний апарат, будова і структура системи орієнтації

Стан вільно підвішеного маятника вказує напрямок сили тяжіння (рис. 1.7). Якщо маятник закріплено на рухомій системі відліку, то його положення залежить від прискорення системи \vec{a} (рис. 1.8). За другим законом Ньютона

$$\vec{F}_H + m \vec{g} = \vec{F}_p = m \vec{a},$$

де результуюча сила F_p відповідає значенню

$$F_p = mg \cdot \operatorname{tg} \alpha \quad \text{або} \quad ma = mg \cdot \operatorname{tg} \alpha,$$

звідки

$$a = g \cdot \operatorname{tg} \alpha. \quad (1.3)$$

Отже, навіть простий математичний маятник можна використати для визначення модуля й напрямку прискорення системи.

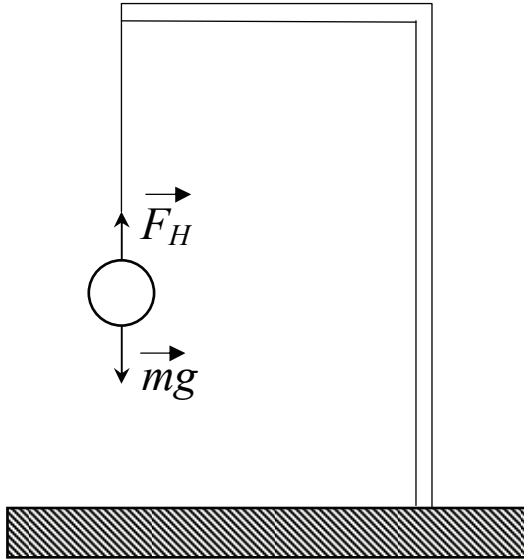


Рис. 1.7. Положення маятника за звичайних умов

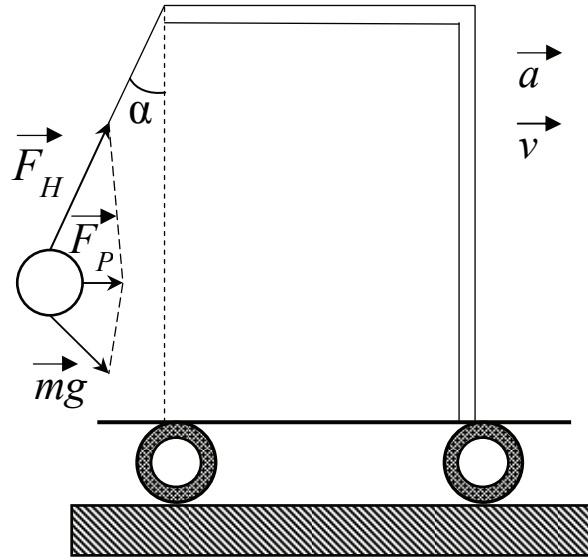


Рис. 1.8. Положення маятника у неінерційній системі відліку

Більш зручним індикатором прискорення системи є пристрій, зображений на рис. 1.9, на якому тіло відомої маси укріплено на шести пружинках. За деформації пружин можна визначити значення і напрямки сили, що діє на тіло, а звідси і прискорення системи, якщо врахувати прискорення вільного падіння.

Такі індикатори використовують у навігації.

Справді, якщо відомо прискорення системи у кожен момент часу, то можна знайти залежність швидкості від часу:

$$\vec{v} = \int \vec{a} dt. \quad (1.4)$$

Визначивши $\vec{v} = f(t)$, можна знайти положення системи в будь-який момент:

$$x = \int v_x dt, \quad y = \int v_y dt, \quad z = \int v_z dt. \quad (1.5)$$

Таким чином, можна автономно встановити місцезрештування системи, швидкість і прискорення в будь-який момент часу.

Відповідні пристрої називають інерційними системами орієнтації.

У людському організмі є орган, який теж є інерціальною системою орієнтації, – це *вестибулярний апарат*. Він розміщений у внутрішньому вусі та складається з трьох взаємно перпендикулярних півколових каналів K і порожнини B (рис. 1.9).

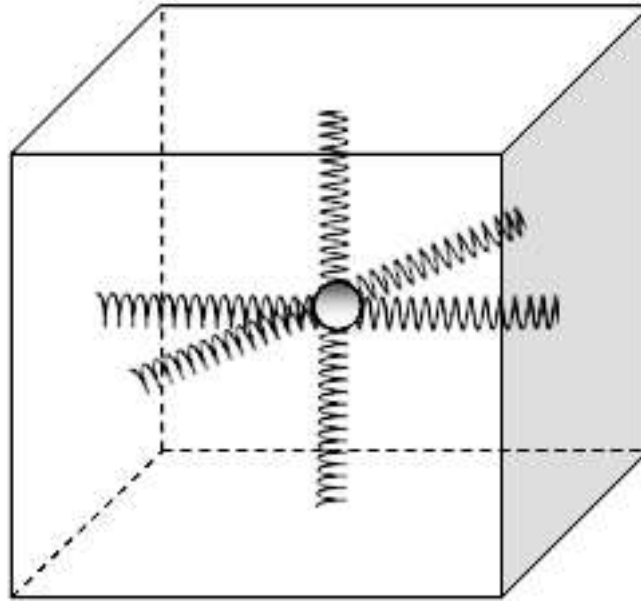


Рис. 1.9. Індикатор прискорення

На внутрішній поверхні стінок порожнини і в частині півколових каналів містяться групи чутливих нервових клітин, що мають вільні закінчення у формі волосків. У середині порожнини й півколових каналів є драглиста маса (ендолімфа), що містить дрібні кристали фосфорнокислого і вуглекислого кальцію (отоліти).

Прискорене переміщення голови зумовлює переміщення ендолімфи й отолітів, яке зумовлює коливання волосків та генерацію сигналів у нервові клітини.

Від системи, зображеної на рис. 1.9, вестибулярний апарат принципово відрізняється тим, що не здатний кількісно визначити прискорення людини. Ця обставина не дозволяє людині, що їде в закритій кабіні машини, визначити місцезнаходження автомобіля. Переміщення ендолімфи й отолітів, що сприймається нервовими клітинами (через волоски), і передаються до мозкового центру.

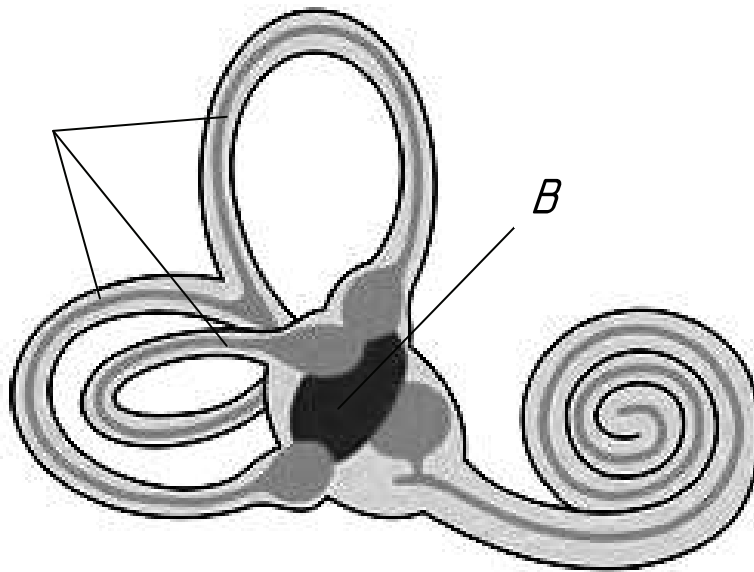


Рис. 1.10. Будова вестибулярного апарату:
К – півколові канали; В – порожнина

Вестибулярний апарат, як і будь-яка інша фізична система, що не відрізняє гравітаційний вплив від впливів, що виникають у разі прискореного руху системи.

Наш організм пристосувався до дії сили тяжіння; відповідну звичну інформацію клітини вестибулярного апарату повідомляють у мозок, тому невагомість й перевантаження сприймаємо за допомогою вестибулярного апарату (та інших органів) як незвичайні стани, до яких необхідно пристосуватися.

1.1.3. Механічні параметри біологічних тканин

Скелет людини є прикладом механічних кінематичних зв'язків та важелів. Так, фаланги пальців, з'єднані суглобами, становлять одноосові з'єднання. Нігтьова фаланга має два степені вільності відносно основної та один степінь відносно середньої. Тазостегновий суглоб людини – це триосове з'єднання, що здійснює обертання навколо трьох взаємно перпендикулярних осей і має три степені вільності обертання.

Опорно-рухова система людини складається із зчленованих між собою кісток скелета і м'язів, є сукупністю кінематичних зв'язків

та важелів, що утримує людину в рівновазі. Розрізняють важелі сили, в яких відбувається приріст у силі, але зменшення величини в переміщенні, й важелі швидкості, в яких зменшення значень у силі отримують перевагу у швидкості переміщення. Важіль швидкості – це нижня щелепа людини. Діюча сила здійснюється жувальними м'язами, а протидіюча сила, тобто опір подрібнених частинок їжі, – діє на зуби.

Жувальні м'язи короткі та мають сильно виражену дію. Плече діючої сили значно коротше, ніж у сил протидії. Розгризаючи тверду їжу, людина використовує корінні, кутні зуби, при цьому суттєво зменшується плече сили опору. Оскільки скелет – сукупність окремих ланок, з'єднаних в один організм, то за нормальної стійки всі ці ланки створюють систему, що перебуває у вкрай нестійкій рівновазі. Так, опора тулуба показана кульовими поверхнями тазостегнового зчленування. Центр маси тулуба розміщений вище від опори, що у разі кульової опори створює нестійку рівновагу. Це відноситься і до колінного та гомілковостопного з'єднань. Усі ці ланки перебувають у стані нестійкої рівноваги.

Центр мас тіла людини розміщений за нормальної стійки на одній вертикалі з центрами тазостегнового, колінного і гомілковостопного зчленування ноги, на 2–2,5 см нижче куприка і на 4–5 см вище від тазостегнової осі. Таким чином, це саме нестійкий стан зчленувань та ланок скелета. І якщо вся система тримається в рівновазі, то тільки завдяки постійній силі, що підтримує система м'язів.

Отже, під механічними параметрами та властивостями біологічних тканин розуміють **біологічну рухливість**: скорочення м'язів, зростання клітин, рух іонів, хромосом у клітинах під час їх поділу та ін. Ці процеси зумовлені хімічними процесами й енергетично забезпечуються молекулами аденозинтрифосфатної кислоти (АТФ). Їх особливості природи розглядають у курсі біо- та молекулярної хімії. Ця група отримала назву *активних механічних властивостей біологічних систем*. Інший тип – це *пасивні механічні властивості біологічних тканин*.

Розглянемо пасивні механічні параметри та властивості біологічних тканин. З технічного погляду біологічна тканина – композиційний матеріал, що утворений об'ємним поєднанням хімічно різнорідних компонентів. Механічні параметри та властивості біологічної тканини відрізняються від механічних властивостей кожного компонента, взятого окремо. Методи визначення механічних властивостей біологічних тканин аналогічні методам визначення цих властивостей у технічних матеріалах.

Кістка – основний будівельний матеріал опорно-рухового апарату. Вважають, що 2/3 маси компактної кісткової тканини (0,5 об'єму) становлять неорганічні матеріали, мінеральна речовина кістки – гідроксил апатит $3\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2 \cdot \text{Ca}(\text{OH})_2$. Ця речовина подана у формі мікроскопічних кристалів. Інші складові кістки – це органічні матеріали, переважно, еластичний колаген, у складі високомолекулярних з'єднань та волокнистого білка. Кристалики гідроксилапатиту розміщені між колагеновими волокнами – фібрилами.

Основні механічні параметри та властивості, за якими виконують порівняння, – це **деформація** $\varepsilon = \Delta x/x$ (змінювання розмірів та форм під дією сили), яка, у свою чергу, поділяється на *пластичну* (зберігається без дії сил) та *пружну* (відновлення розмірів і форм із завершенням дії сил). Для біологічних тканин зазвичай використовують *деформацію розтягування–стискання* (дія сил по осі у прямому чи зворотному напрямку), *деформація кручення* (дія сил перпендикулярно до осі) та *деформація зсуву* (дія сил пошарово). Усі ці види деформацій приводять до виникнення *об'ємної деформації* (змінювання об'єму під дією сил). Для біологічної тканини характерна **еластичність** L – відношення зміни деформації Δl до процентної зміни механічної сили (навантаження) ΔF на 1, 2, 3, ... 100 %:

$$L = (\Delta l / \Delta F). \quad (1.6)$$

Напруженість

$$\sigma = dF / dS \text{ [Н/м}^2\text{]}, \quad (1.7)$$

що характеризує градієнт діючої сили dF на одиницю площі dS .

Щільність кісткової тканини (2400–4000) кг/м³. Механічні властивості кістки залежать від її типу (кістка скелета або череп), віку, індивідуальних умов зростання організму та її біоценозу. Композиційна складова кістки надає їй механічні параметри та властивості: твердість, пружність і міцність. Залежність деформації від часу $\epsilon = f(t)$ для кістки кінцівок має вигляд, показаний на рис. 1.11б, та подібна до залежності пластику (капрону), за невеликих деформацій і виконання закону Гука:

$$F = ES\Delta l / l = \eta\Delta l, \quad (1.8)$$

де E – модуль пружності (Юнга); Δl – зміна розміру; l – розмір (довжина) біологічної тканини; η – коефіцієнт пружності.

Модуль Юнга кістки становить близько 10 ГПа, межа її міцності – 100 МПа. За механічними властивостями кістка корелює з капроном та армованим склом і відповідає моделі послідовного з'єднання першої пружини та паралельного з'єднання поршня, під'єданого до другої пружини (рис. 1.11а). Залежність відносної деформації показано на рис. 1.11б. Під дією навантаження миттєво розтягується пружина 1 (ділянка OA), потім витягується поршень (релаксація AB), після припинення навантаження відбувається швидкий рух пружини 1 (ПС), а пружина 2 втягує поршень у попередній стан (зворотна релаксація CD). Ділянка OA відповідає швидкій деформації, AB – повзучості. У момент t_1 , що відповідає точці B , навантаження було знято. BC відповідає швидкій деформації скорочення, CD – зворотній повзучості.

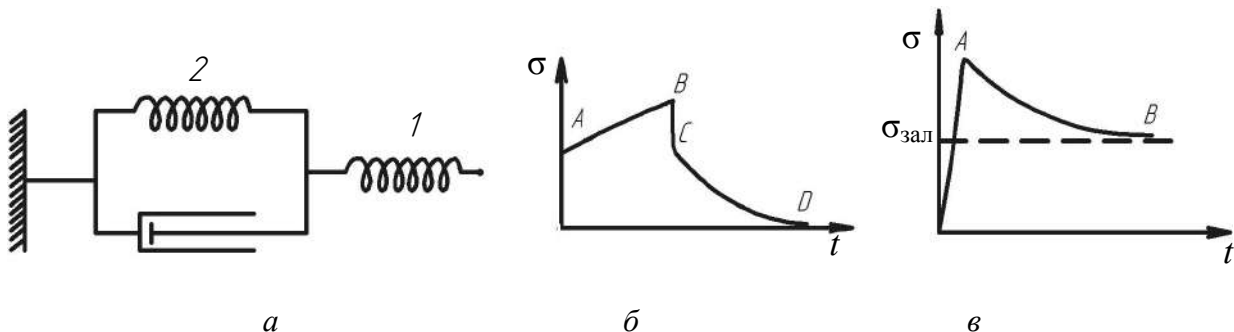


Рис. 1.11. Модель механічних властивостей біологічних тканин (кістка, м'яз) людини

У результаті цього навіть за тривалий період зразок кістки не відновлює своїх колишніх розмірів, зберігається деяка залишкова деформація $\epsilon_{\text{зал}}$.

Припустимо, що мінеральний уміст кістки забезпечує деформацію, а полімерна частина (колаген) визначає повзучість.

Шкіра складається з волокон колагену та еластину й основної тканини-матриці. Колаген (пружність – 10–95 МПа, межа міцності – 100 МПа) становить близько 75 % сухої маси, а еластину (пружність – 0,1–0,8 МПа, межа міцності – 4,8 МПа) – близько 4 %. Шкіра є в'язкопружним матеріалом із високоеластичними властивостями, добре розтягується і подовжується.

Еластин розтягується дуже сильно (у 3 рази), приблизно як каучук чи гума. Колаген може розтягуватися до 10 %. За механічними параметрами шкіра відповідає капроновим волокнам.

М'язи складаються зі сполучної тканини, волокон колагену та еластину. За механічними параметрами і властивостями м'язи подібні до полімерів.

Релаксація напруження у гладких м'язах відповідає моделі Максвелла, тому гладкі м'язи можуть суттєво розтягуватися без особливої напруги, що сприяє збільшенню об'єму порожнистих органів, наприклад шлуночків серця чи сечового міхура.

Механічна поведінка скелетного м'яза відповідає моделі, поданій на рис 1.11а. У разі швидкого розтягу м'язів на певну величину, напруженість різко зростає, а потім зменшується до $\sigma_{\text{зал}}$ (рис. 1.11в).

Залежність $\sigma = f(\epsilon)$ для скелетного м'яза нелінійна і показує, що приблизно до значення деформації $\epsilon = 25\%$ у протяжному м'язі жаби механізм деформації зумовлено випрямленням молекул колагену. За великої деформації збільшуються міжатомні відстані в молекулах колагену.

Кровоносні судини. Механічні властивості кровоносних судин визначаються переважно властивостями колагену, еластину і гладких м'язових волокон. Уміст цих складових судинної тканини змінюється

по напрямку кровоносної системи: відношення еластину до колагену залежно від виду судинного русла. Так, в сонній артерії це співвідношення 2:1, а у стегнової артерії 1:2. З віддаленням від серця збільшується кількісна частина гладких м'язових волокон, в артеріолі вони вже є основною складовою судинної тканини.

Розглянемо модель циліндричної частини кровоносної судини завдовжки l , завтовшки h і радіусом внутрішньої частини судини r . Переріз уздовж і впоперек осі циліндра показано на рис. 1.12. Дві половини циліндричної судини взаємодіють між собою на перетинах стінок циліндра (заштриховані ділянки на рис. 1.12). Загальна площа цього «перерізу взаємодії» дорівнює $2hl$. Якщо в судинній стінці існує механічне напруження σ , то сила взаємодії двох половинок дорівнює

$$F = \sigma \cdot 2hl. \quad (1.9)$$

Цю силу врівноважують сили тиску на циліндр ізсередини (їх показано стрілками на рис. 1.12).

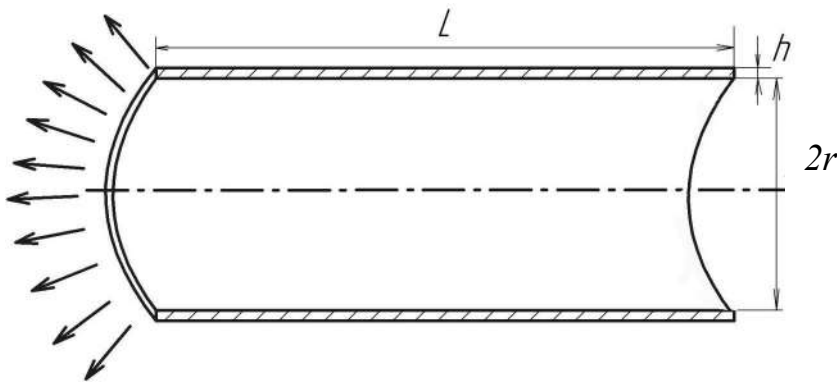


Рис. 1.12. Розріз кровоносної судини

Сили направлено під різними кутами до горизонтальної площини (рис. 1.12). Для того щоб знайти їх рівнодійну силу, слід додати горизонтальні проекції. Однак простіше знайти рівнодійну силу, якщо помножити тиск на проекцію площі напівциліндра на вертикальну площину OO' . Ця проекція дорівнює $2rl$.

Тоді вираз для сили через тиск має вигляд

$$F = p \cdot 2rl. \quad (1.10)$$

Прирівнявши (1.9) та (1.10), отримуємо $\sigma \cdot 2hl = p \cdot 2rl$, звідки маємо

$$\sigma = \frac{pr}{h}, \quad (1.11)$$

рівняння Лам'є.

Під час розтягання судини об'єм її стінки не змінюється (площа стінки зростає, а товщина зменшується), тобто не змінюється сумарна площа перерізу стінки судини (рис. 1.12):

$$2\pi rh = \text{const}, \text{ позначимо } rh = b = \text{const}. \quad (1.12)$$

З урахуванням (1.12) перетворимо рівняння Лам'є (1.11) до вигляду

$$\sigma = \frac{pr}{h} = \frac{prr}{rh} = \frac{pr^2}{b}. \quad (1.13)$$

З рівняння (1.13) видно, що в капілярах, радіус яких зменшується ($r \rightarrow 0$), напруженість стрімко спадає ($\sigma \rightarrow 0$).

Продиференціюємо рівняння (1.13) як функцію двох змінних та, прирівнявши до продиференційованого рівняння закону Гука, отримаємо

$$E \frac{dr}{r} = \frac{r^2}{b} dp + \frac{2pr}{b} dr. \quad (1.14)$$

Перетворимо це рівняння до вигляду

$$dp = \frac{b}{r^2} \left(E \frac{dr}{r} - \frac{2prdr}{b} \right) = \left(\frac{Eb}{r^3} - \frac{2p}{r} \right) dr. \quad (1.15)$$

Якщо значення E велике, то з (1.15) можна наближено отримати закономірність

$$dp = \frac{Eb}{r^3} dr. \quad (1.16)$$

Рівняння (1.15) та (1.16) використовують для знаходження зв'язку між тиском і радіусом кровоносної судини та модуля пружності. Процеси поширення пульсової хвилі можна розрахувати на основі цих рівнянь.

1.2. БІОФІЗИЧНІ ПРОЦЕСИ М'ЯЗОВОГО СКОРОЧЕННЯ

1.2.1. Склад та будова м'язового волокна

Усі м'язи організму поділяють на гладкі й поперечносмугасті. Серед поперечносмугастих розрізняють два типи: кісткові та серцеві. Розглянемо біофізику кісткових м'язів.

Мембрана м'язових клітин – сарколема – як і мембрана нервових клітин, електрозбудлива і здатна проводити потенціал дії. Ці процеси в м'язових клітинах відбуваються за тим самим принципом, що й у нервових. Потенціал спокою φ_0 м'язового волокна становить приблизно $\varphi_m = -90$ мВ, що суттєво нижче від такого в нервовому волокні φ_n (-70 мВ), а критична деполяризація φ , по досягненні якої виникає потенціал дії, має однакове значення з нервовим. Тому збудливість м'язового волокна дещо нижча, ніж нервового, оскільки клітину потрібно деполяризувати на більшу величину:

$$\Delta\varphi_m > \Delta\varphi_n, \quad (1.6)$$

де $\Delta\varphi_m = \varphi_{0m} - \varphi_m$, $\Delta\varphi_n = \varphi_{0n} - \varphi_n$, індекси «м» і «н» належать відповідно до м'язових і нервових клітин.

Відповіддю м'язового волокна на збудження є скорочення, яке виконує скорочувальний апарат клітини – міофібрили. Вони становлять тяжі, що складаються з двох видів ниток: товстих, що отримали назву міозинових, і тонких (актинових). Товсті нитки (діаметром 15 нм і завдовжки 1,5 мкм) мають у своєму складі тільки один білок – міозин, тонкі (діаметром 7 нм і завдовжки 1 мкм) містять три види білків: актин, тропоміозин і тропонін.

Актин – це довга білкова нитка, що складається з окремих глобулярних білків, зчеплених між собою таким чином, що вся структура становить витягнутий ланцюг.

Молекули **глобулярного** актину (Г-актину) мають бічні й кінцеві центри зв'язування з іншими такими самими молекулами. У результаті

цього вони об'єднуються таким чином, що утворюють структуру, яку часто порівнюють із двома зразками, з'єднаними разом (рис. 1.13).

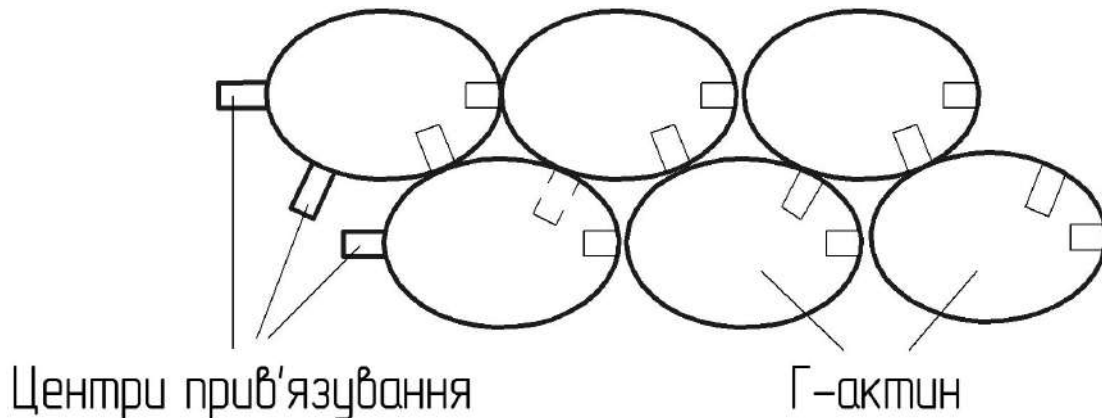


Рис. 1.13. З'єднання глобул Г-актину в Ф-актин

Утворена з молекул Г-актину стрічка закручена у спіраль. Таку структуру називають **фібрилярним актином** (Ф-актином). Крок спіралі (довжина витка) становить 36 нм, на кожний виток спіралі складає 7 пар Г-актину. Полімеризація Г-актину, тобто утворення Ф-актину, відбувається за рахунок енергії АТФ, і навпаки, у разі руйнування Ф-актину виділяється додаткова енергія.

По спіральних борозенках актинових філаментів (ниток) розташовується білок «тропоміозин» (грец. *trope* – повертати, *mys* – м'яз). Кожна нитка тропоміозину, що має довжину 41 нм, складається з двох ідентичних α -ланцюгів, разом закручених у спіраль із довжиною витка 7 нм.

Уздовж одного витка Ф-актину розміщено дві молекули тропоміозину. Кожна молекула тропоміозину з'єднується на незначну величину, перекриваючись із наступною, у результаті чого тропоміозинова нитка протягується уздовж актину, не перериваючись (рис. 1.14).

У клітинах поперечносмугастих м'язів до складу тонких ниток, окрім актину і тропоміозину, входить ще й білок «тропонін». На кожний крок спіралі Ф-актину доводиться 2 молекули тропоніну. Цей глобулярний білок має складну будову: він складається з трьох субодиниць, кожна з яких виконує свою функцію у процесі скорочення.

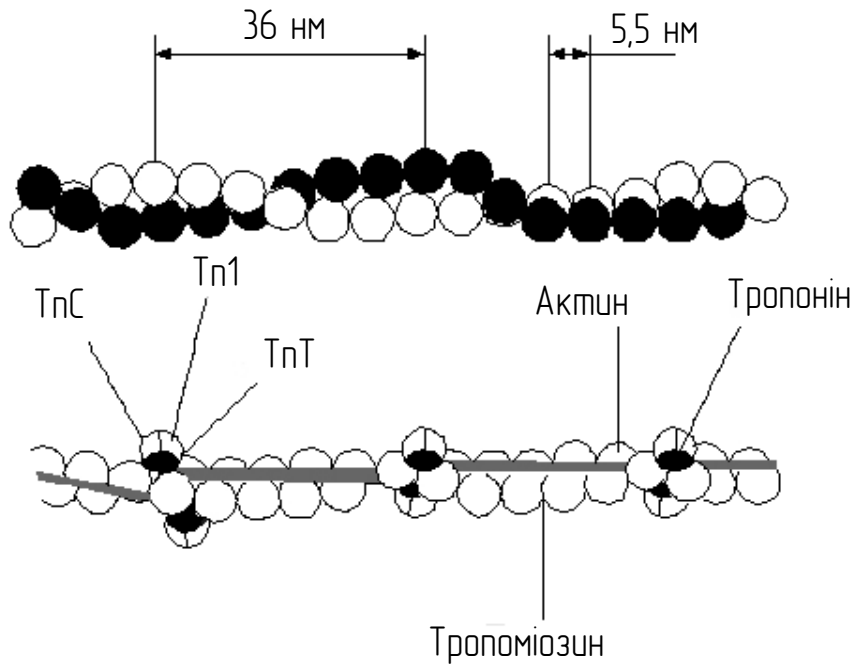


Рис. 1.14. Склад та будова тонкої нитки міофібрили

Товста нитка складається з великої кількості молекул міозину, зібраних у пучок. Кожна молекула міозину завдовжки близько 155 нм і діаметром 2 нм складається із шести поліпептидних ниток: двох довгих і чотирьох коротких (рис. 1.15).

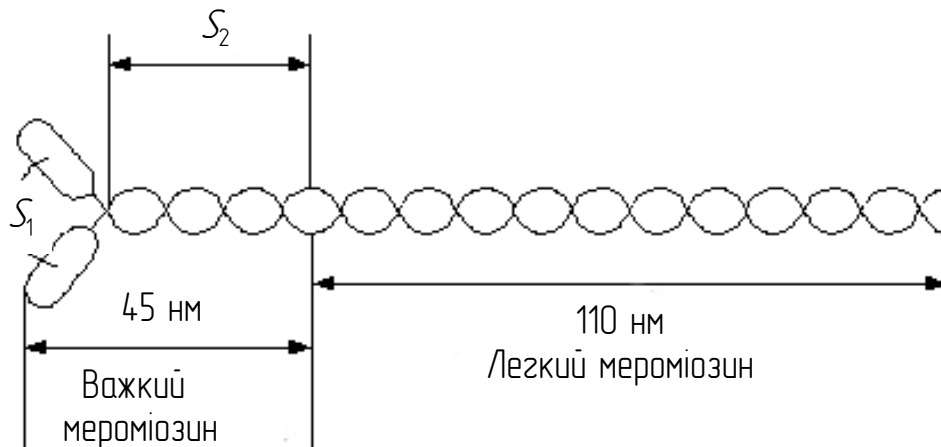


Рис. 1.15. Склад та будова міозину

Довгі ланцюги разом закручені у спіраль із кроком 7,5 нм і утворюють фібрилярну частину міозинової молекули. На одному з кінців молекули ці ланцюги розкручуються й утворюють роздвоєний кінець.

Кожний із цих кінців утворює комплекс із двома короткими ланцюгами, тобто на кожній молекулі є дві головки – це глобулярна частина міозинової молекули.

У міозині виокремлюють два фрагменти: легкий мероміозин і важкий мероміозин, між якими є шарнір. Важкий мероміозин складається з двох субфрагментів: S_1 і S_2 . Легкий мероміозин і фрагмент S_2 важкого мероміозину вкладені в пучок ниток, а субфрагмент S_1 подовжується над поверхнею.

Цей подовжений кінець (міозинова головка) здатний зв'язуватися з активним центром на актиновій нитці та змінювати кут нахилу до пучка міозинових ниток.

Взаємодія та з'єднання окремих молекул міозину в пучок (рис. 1.16) відбуваються орієнтовно, за рахунок електростатичних взаємодій між легким мероміозином. Центральна частина нитки (близько 300 нм) не має головок.

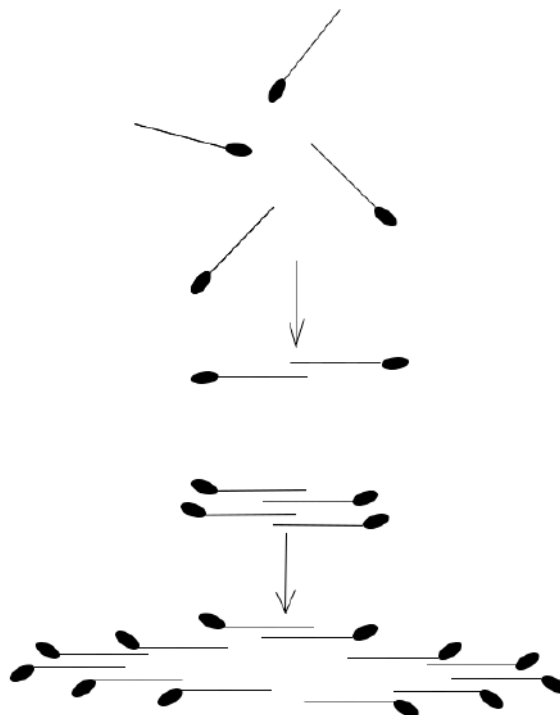


Рис. 1.16. Послідовність, напрямок та схеми агрегації молекул міозину

Увесь комплекс міозинових молекул подовжується на 1,5 мкм. Це одна з найбільших молекулярних структур, відомих у природі.

При розгляданні в поляризаційному мікроскопі поздовжнього зрізу поперечносмугастого м'яза видно світлі й темні ділянки. Темні ділянки (диски) є анізотропними: у поляризованому світлі вони виглядають прозорими в поздовжньому напрямку і непрозорими – у поперечному, їх позначають літерою *A*.

Світлі ділянки є ізотропними і позначаються числом *I* (рис. 1.17). Диск 1 містить лише тонкі нитки, диск *A* – і товсті, й тонкі. У середині диска *A* видно світлу смугу, яку називають *H*-зоною. Вона не має тонких ниток. Диск 1 розділяє тонка смуга *Z*, яка становить мембрану, що містить структурні елементи, які скріплюють між собою кінці тонких ниток. Ділянку між двома *Z*-лініями називають **саркомером**.

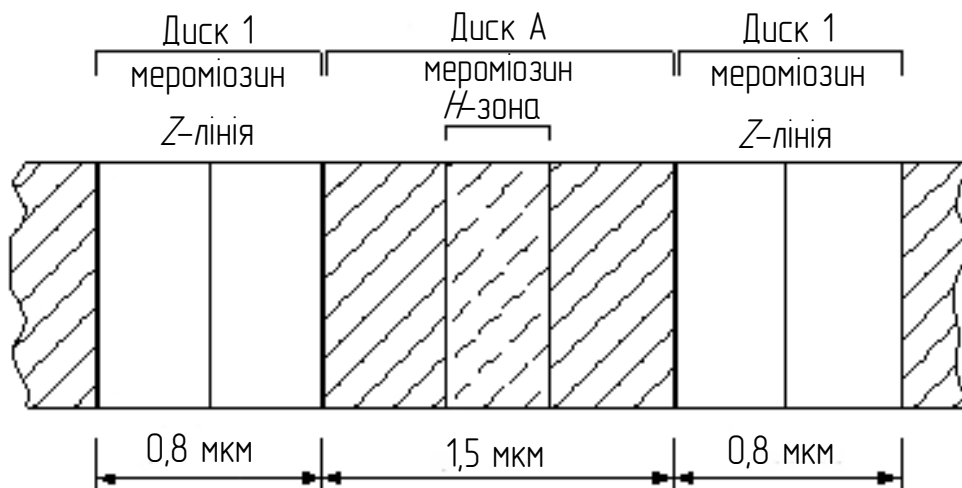


Рис. 1.17. Будова та структура зв'язку міофібрили

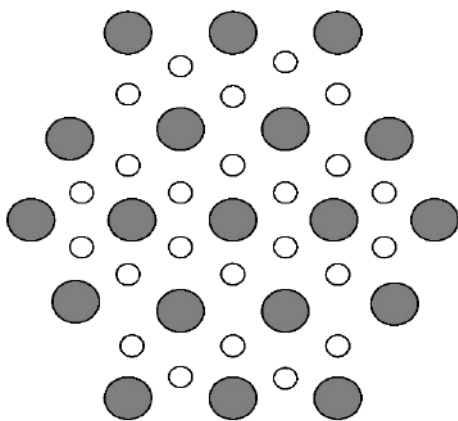


Рис. 1.18. Будова та поперечний зріз міофібрили

Кожна товста нитка оточена шістьма тонкими, а кожна тонка – трьома товстими. Таким чином, у поперечному зрізі м'язове волокно має правильну гексагональну структуру (рис. 1.18).

Великими темними колами позначено міозинові нитки, маленькими світлими – актинові.

1.2.2. Структура та процес скорочення м'яза

У процесі скорочення м'яза довжина актинових і міозинових філаментів не змінюється, відбувається лише їх зсув відносно один одного: тонкі нитки всовуються у проміжки між товстими. Тоді довжина диска A залишається незмінною, а диск I зменшується, смуга H майже зникає. При цьому довжина саркомера змінюється приблизно від 2,5 до 1,7 мкм.

Як уже вказувалося, міозинова нитка має на собі безліч головок, якими вона може зв'язуватися з актином. Актинова ж нитка, у свою чергу, має ділянки (активні центри), до яких можуть прикріплюватися головки міозину. У спокійному стані м'язової клітини ці центри зв'язування прикриті молекулами тропоміозину, що перешкоджає утворенню зв'язку між тонкими і товстими нитками (рис. 1.19).

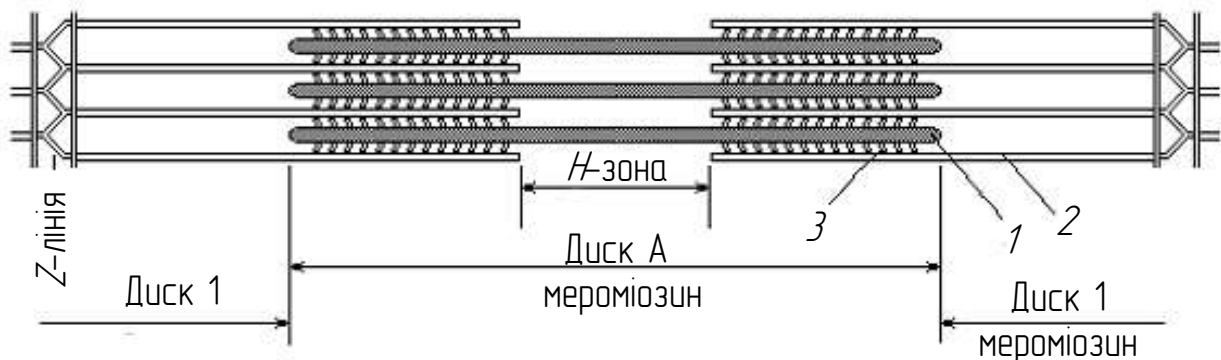


Рис. 1.19. Структура поперечносмугастого м'яза (повздовжній зріз):
1 – товста (міозинова) нитка; 2 – тонка (актинова) нитка; 3 – поперечні містки,
що забезпечують зв'язок між актиновими і міозиновими нитками

Для того щоб актин і міозин могли взаємодіяти, необхідна наявність іонів кальцію. У стані спокою вони містяться у саркоплазматичному ретикулумі.

Ця органела становить обмежені мембранами порожнини, що містять кальцієвий насос, який за рахунок енергії АТФ транспортує іони кальцію в середину саркоплазматичного утворення. Його внутрішня поверхня містить білки, здатні зв'язувати Ca^{2+} , що дещо зменшує різницю концентрацій цих іонів між цитоплазмою і порожниною саркоплазматичного утворення.

Потенціал дії, що поширюється клітинною мембраною, активує розміщену близько до поверхні клітини мембрану саркоплазматичного утворення, що зумовлює вихід Ca^{2+} у цитоплазму.

Молекула тропоніну має високу спорідненість до кальцію. Під його впливом вона змінює відношення тропоміозинової нитки до актину таким чином, що збуджується активний центр, раніше прикритий тропоміозином. До активного центру, що відкрився, тепер може приєднатися поперечний місток. Це приводить до взаємодії актину з міозином.

Після утворення такого зв'язку міозинова головка, раніше розміщена майже під прямим кутом до ниток, нахиляється і протягує активну нитку відносно міозинової на 10 нм (рис. 1.20).

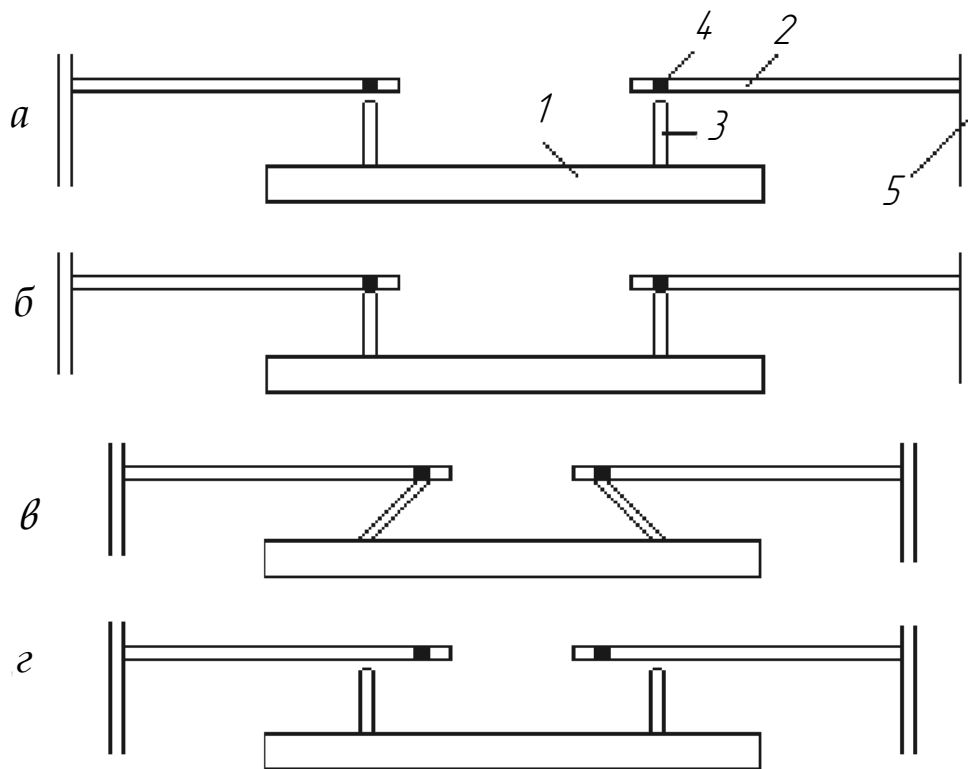


Рис. 1.20. Процес скорочення саркомера:

- 1 – міозинова нитка; 2 – актинова нитка; 3 – міозинова головка; 4 – активний центр;
 5 – Z-лінія; а – взаємодії між тонкими і товстими нитками немає;
 б – за наявності Ca^{2+} міозинова головка зв'язується з активним центром на актиновій нитці; в – поперечні містки нахиляються і протягують тонку нитку відносно товстої, у результаті чого довжина саркомера зменшується;
 г – зв'язки між нитками розриваються за рахунок енергії АТФ, міозинові головки готові взаємодіяти з новими активними центрами

Актин-міозинний комплекс, що утворився, перешкоджає подальшому ковзанню ниток одна відносно одної, тому необхідне його роз'єднання. Це можливо лише за рахунок енергії АТФ. Міозин має енергетичну активність, тобто здатний викликати гідроліз АТФ. Енергія, що виділяється при цьому, розриває зв'язок між актином і міозином.

Після цього міозинова головка здатна взаємодіяти з новою ділянкою молекули актину.

На рисунку для простоти показано тільки два містки. У реальному м'язі їх набагато більше. Їх робота синхронізована таким чином, що зв'язування, нахил і розриви всіх містків однієї нитки відбуваються одночасно.

У разі розслаблення м'яза активізується робота кальцієвого насоса, що знижує концентрацію Ca^{2+} у цитоплазмі, отже зв'язки між тонкими і товстими нитками вже не можуть утворюватися. За цих умов під час розтягування м'яза нитки безперешкодно сковзають одна відносно одної.

Однак така розтяжність можлива тільки за наявності АТФ. Якщо у клітині немає АТФ, то актин-міозинний комплекс не може розірватися. Нитки залишаються жорстко зчепленими між собою. Це явище спостерігається під час трупного задубіння.

Розрізняють два режими скорочення м'яза: ізотонічний, за якого змінюється довжина волокна, а напруга залишається незмінною, та ізометричний, за якого кінці м'яза нерухомо закріплені, унаслідок чого змінюється не довжина, а напруга.

1.2.3. Характер змін потужності й швидкості скорочення м'яза

Основними характеристиками роботи м'яза є сила і швидкість скорочення. Рівняння, що виражають ці характеристики, емпірично отримав А. Хілл і згодом підтвердила теоретично кінетична теорія м'язового скорочення.

Рівняння Хілла, що зв'язує між собою силу і швидкість скорочення м'яза, має такий вигляд:

$$(P + a)(V + b) = (P_0 + a)b = a(V_{\max} + b), \quad (1.7)$$

де V – швидкість укорочення м'яза; P – м'язова сила або прикладене до неї навантаження (зовнішня сила, що діє на м'яз); V_{\max} – максимальна швидкість скорочення м'яза ($V = V_{\max}$ за $P = 0$); P_0 – сила, яку розвиває м'яз в ізометричному режимі скорочення, тобто за такого навантаження, за якого не змінюється довжина м'яза ($P = P_0$ за $V = 0$); a і b – константи. Наведене рівняння (1.7) має вигляд гіперболи (рис. 1.21).

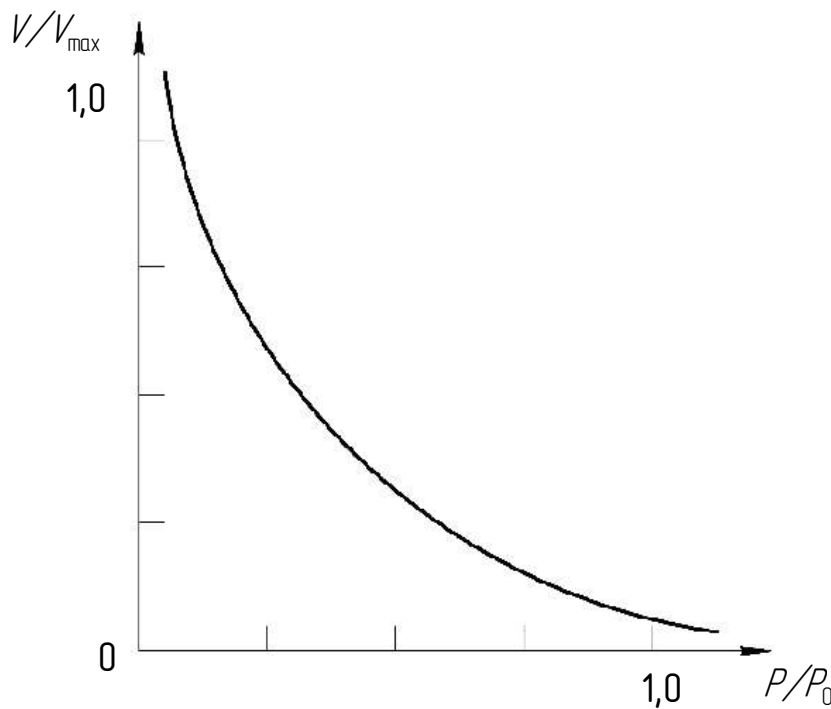


Рис. 1.21. Характер залежності відносної швидкості укорочення м'яза від відносної сили

Скорочуючись за час t , м'яз виконує роботу A :

$$A = PVt = bP \frac{P_0 - P}{P + a} t. \quad (1.8)$$

У процесі скорочення м'яза виділяється деяка кількість теплоти Q . Цю величину називають теплопродукцією. Як показав Хілл, теплопродукція залежить лише від зміни довжини x м'яза і не залежить від навантаження P :

$$Q = ax. \quad (1.9)$$

Потужність N , яку розвиває м'яз, визначається швидкістю виконання роботи і виділення теплоти:

$$N = \frac{dA}{dt} + \frac{dQ}{dt} = PV + \frac{dQ}{dt}. \quad (1.10)$$

Підставивши вираз (1.9) у (1.10), отримаємо

$$N = PV + a \frac{dx}{dt} = (P + a)V, \quad (1.11)$$

або, як випливає з рівняння Хілла,

$$N = (P + a)V = b(P_0 - P), \quad (1.12)$$

тобто залежність потужності N від навантаження P є лінійною (рис. 1.22).

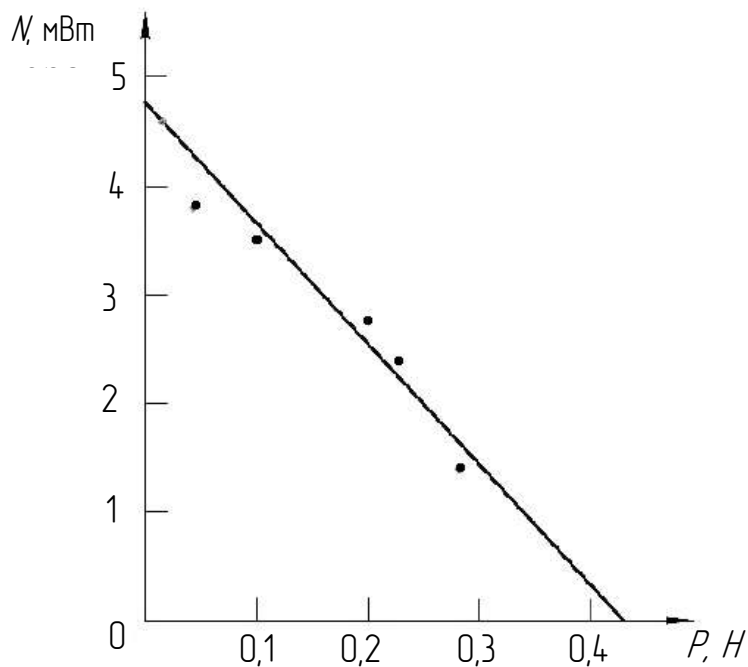


Рис. 1.22. Характер залежності сумарної потужності м'яза жаби від навантаження за тетанічного ізотонічного скорочення

Коефіцієнт корисної дії м'яза η записують у вигляді

$$\eta = \frac{A}{A + Q} = \frac{PV}{N}, \quad (1.13)$$

де η зберігає постійне значення (близько 40 %) у діапазоні значень сили від 0,2 до 0,8 P_0 .

Константи a і b мають постійні значення для такого м'яза. Константа a має розмірність сили, а b — швидкості. Константа b значною мірою

залежить від температури, наприклад, під час нагрівання на $10\text{ }^{\circ}\text{C}$ поблизу $0\text{ }^{\circ}\text{C}$ b подвоюється. Константа a міститься в діапазоні значень від $0,25$ до $0,4 P_0$. За цими даними легко оцінити максимальну швидкість скорочення для такого м'яза.

Оскільки

$$V_{\max} = b \frac{P_0}{a}, \quad (1.14)$$

можна зробити висновок, що максимальна швидкість скорочення м'яза V_{\max} перевищує константу b у $2,5 \dots 4$ рази.

1.3. БІОАКУСТИКА

1.3.1. Особливості природи виникнення звуку та фізичні характеристики

В основі акустичних коливань і хвиль лежить процес механічних коливань. Так, за частотою акустичні коливання можна поділити на такі види:

- I. Інфразвукові із частотою до 16 Гц ;
- II. Звукові коливання (ті, які сприймає слух людини) із частотою від 16 до 20000 Гц ;
- III. Ультразвукові із частотою більше 20 кГц .

Звукові коливання розрізняють такі різновиди: тони (або музичні звуки), шуми, звукові удари.

Тоном називають звук, який є періодичним процесом. Якщо цей процес гармонічний, то цей тон є простим або чистим, а ця плоска звукова хвиля відповідає рівнянню

$$B(\omega t) = A \cdot \cos[\omega(t - X/\omega)]. \quad (1.15)$$

Основною фізичною характеристикою чистого тону є частота ν . Негармонічне коливання характеризується складним тоном. Простий тон генерує камертон, а складний тон – скрипка, рояль чи органи мовлення (голосні звуки) тощо. Складний тон можна розкласти на декілька простих. Найменша частота ν_0 такого розкладу відповідає основному

піку, інші гармоніки (обертони) мають частоти, які дорівнюють $2\nu_0$, $3\nu_0$ і т. д. Набір частот із зазначенням їх відносної інтенсивності (амплітуди A) називають **акустичним спектром**. Спектр складного тону є лінійчатим. На рис. 1.23 показано акустичні спектри однієї і тієї ж ноти ($\nu_0 = 100$ Гц), взятої на роялі (*a*) та кларнеті (*б*).

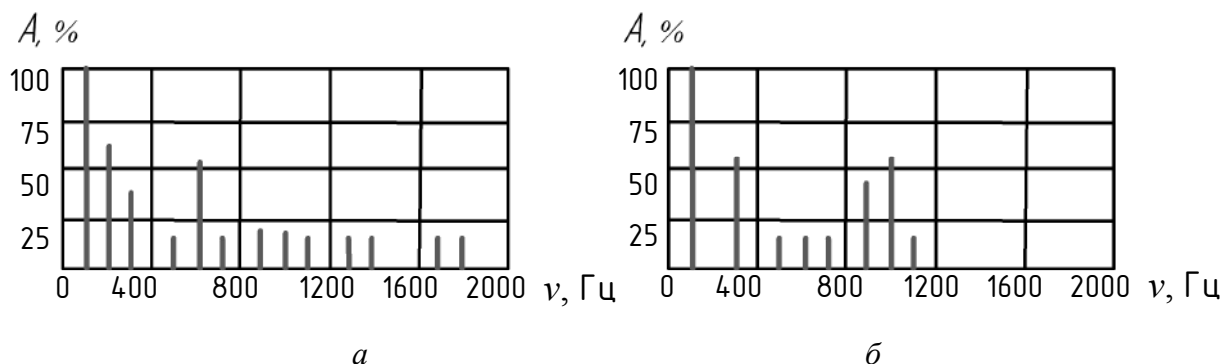


Рис. 1.23. Акустичні спектри однієї і тієї ж ноти, взятої на:
a – роялі; *б* – кларнеті

Шумом називають звук, що відрізняється складною неповторною часовою залежністю. До шуму належать звуки вулиці, викрики, шуми автомобілів та інше. Шум – це безладне поєднання складних тонів. Спектральний склад шуму є суцільним.

Звукові удари – це короткочасний звуковий вплив: сплеск, вибух тощо. Не слід плутати звуковий удар з ударною хвилею. Енергетичною характеристикою звуку як механічної хвилі є інтенсивність I , як відношення звукового тиску p до площі. На практиці для оцінювання звуку зручніше використовувати не інтенсивність I , а звуковий тиск p , який додатково виникає під час проходження звукових хвиль у різних акустичних середовищах – газах чи рідинах.

Інтенсивність I плоскої хвилі пов'язана зі звуковим тиском p залежністю

$$I = p^2 / (2\rho c)^2, \quad (1.16)$$

де ρ – щільність середовища; c – швидкість звуку.

Нормальне людське вухо сприймає досить широкий діапазон інтенсивності звуку: на частоті 1 кГц від $I_0 = 10^{-12}$ Вт/м² або

$p_0 = 2 \cdot 10^{-5}$ Па [межа чутності] до $I_{\max} = 10$ Вт/м² або $p_{\max} = 60$ Па [межа болювого відчуття].

Співвідношення цих інтенсивностей лежить у діапазоні 10^{13} , тому зручніше використовувати логарифмічні одиниці й логарифмічну шкалу. Шкала рівнів інтенсивності звуку створюється таким чином: значення I_0 встановлюють за початковий рівень шкали, будь-яку іншу інтенсивність висловлюють через десятковий логарифм її відношення до значення рівня I_0 :

$$L_B = \lg(I / I_0), \quad (1.17)$$

а для звукового тиску

$$L_B = 2 \lg(p / p_0). \quad (1.18)$$

За використання децибел відповідно маємо:

$$L_B = 10 \lg(I / I_0) \quad \text{та} \quad L_B = 20 \lg(p / p_0). \quad (1.19)$$

Вимірювання звукового тиску в газах здійснює вимірювальний мікрофон, який складається із чутливого елемента – перетворювача-датчика, що змінює характер акустичних коливань на електричний сигнал, електронного підсилювача та вимірювального приладу (рис. 1.24).



Рис. 1.24. Структурна схема вимірювача звуку

1.3.2. Основні характеристики слухового відчуття.

Параметри звукових вимірювань

Сприймаючи тони, людина розрізняє їх за висотою, тембром та гучністю.

Висота – суб’єктивна характеристика, зумовлена насамперед частотою основного тону. Значно меншою мірою висота залежить від складності тону і його інтенсивності: звук більшої інтенсивності сприймається як звук більш низького тону.

Тембр звуку визначається спектральним складом. На рис. 1.23 показано різні акустичні спектри, які відповідають різним тембрам, хоча основний тон і, отже, висота тону однакові.

Гучність – ще одна суб'єктивна оцінка звуку, що характеризує рівень слухового відчуття. Кількісно гучність виражається відношенням значень сили звуку з джерела, що оцінюється до відомого (еталонного) джерела.

Для створення шкали рівнів гучності використовують **психофізичний закон Вебера–Фехнера**: якщо збільшувати подразнення в геометричній прогресії (тобто в однакову кількість разів), то відчуття цього подразнення зростає в арифметичній прогресії (тобто на однакову величину). Стосовно звуку це означає, що якщо інтенсивність звуку набуває певних послідовних значень, наприклад αI_0 , $\alpha^2 I_0$, $\alpha^3 I_0$ (α – деякий коефіцієнт, $\alpha > 1$) і т. д., то відповідні їм відчуття гучності звуку людина сприйме як E_0 , $2E_0$, $3E_0$ і т. д.

Математично це означає, що гучність звуку пропорційна логарифму інтенсивності звуку. Якщо діють два звукові подразнення з інтенсивностями I та I_0 , причому I_0 – поріг чутності, то на підставі закону Вебера–Фехнера гучність щодо нього пов'язана з інтенсивністю таким чином:

$$E = k \lg(I/I_0), \quad (1.20)$$

де k – деякий коефіцієнт пропорційності, який залежить від частоти й інтенсивності.

Якби коефіцієнт k був постійним, то з (1.17) та (1.20) випливало б, що логарифмічна шкала інтенсивності звуку відповідає шкалі гучності. У цьому разі гучність звуку, так само як і інтенсивність, виражалася б у белах або децибелах. Проте залежність k від частоти й інтенсивності звуку не зводиться не тільки до вимірювання гучності з використанням формули (1.20).

Умовно вважають, що на частоті 1 кГц шкали гучності й інтенсивності звуку повністю збігаються, тобто $k = 1$ і $E_B = \lg(I/I_0)$ або, за аналогією з (1.18),

$$E_\Phi = 10 \lg(I/I_0). \quad (1.21)$$

У шкалі гучності інтенсивність звуку в децибелах називають **фонами**. Для частот, відмінних від частоти звуку 1 кГц, під час вимірювання гучності, порівнюють досліджуваний звук зі звуком частоти 1 кГц через слухове сприйняття.

Для інтенсивності звуку частоти 1 кГц у децибелах за приладом установлюють значення, що дорівнює гучності цього звуку у фонах. Для того щоб знайти відповідність між гучністю й інтенсивністю звуку на різних частотах, використовують криві рівня гучності (рис. 1.25).

Ці криві побудовано на основі середніх даних, отриманих у людей із нормальним слухом під час вимірювань, проведених згідно з описаною вище методикою.

Нижня крива відповідає інтенсивності найслабкіших звуків, які можна почути – порогу чутності; для всіх частот $E_{\phi} = 0$, для 1 кГц інтенсивність звуку $I_0 = 1 \text{ пВт/м}^2$.

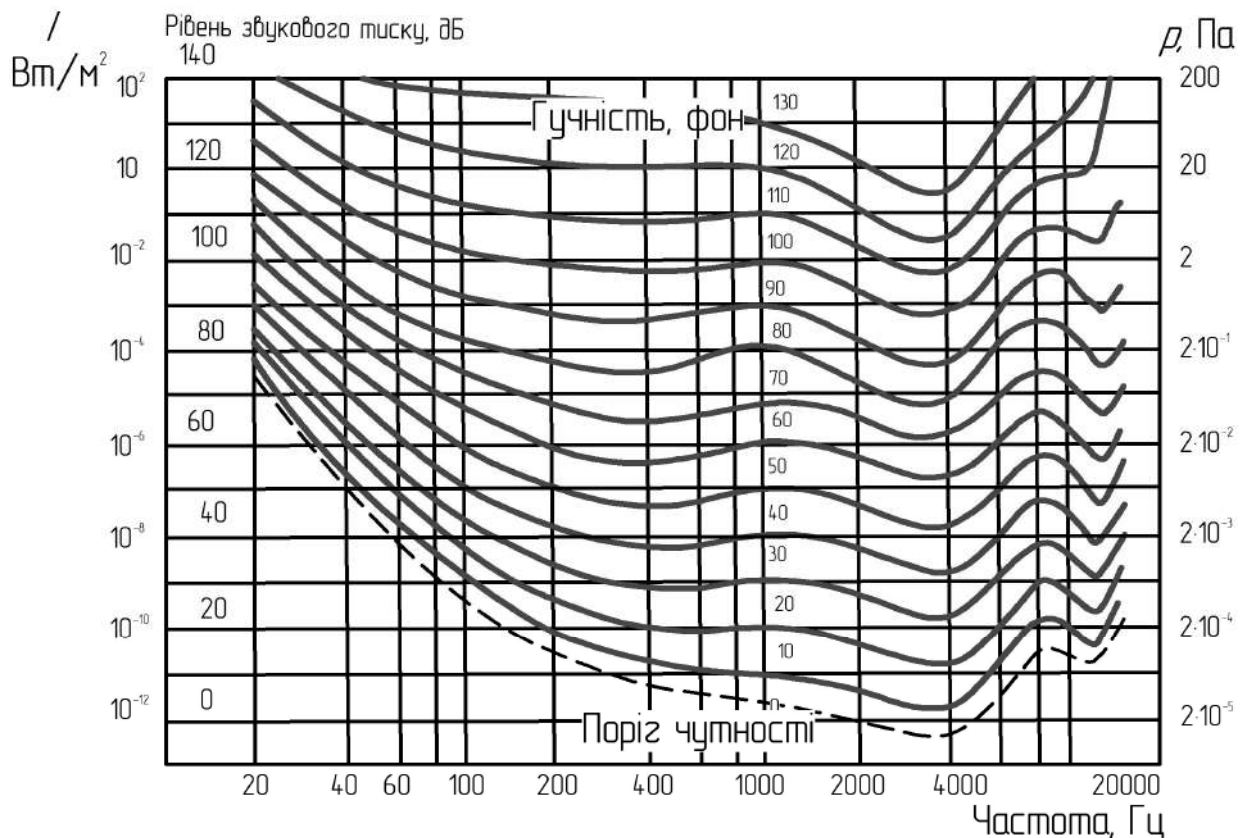


Рис. 1.25. Криві залежності рівня гучності E у фонах від частоти

З наведених кривих видно, що середнє людське вухо найбільш чутливе до частоти 2500...3000 Гц. Кожна проміжна крива відповідає однаковій гучності, але різній інтенсивності звуку для різних частот. За окремою кривою рівною гучності можна знайти інтенсивності, які за певних частот зумовлюють відчуття цієї гучності.

Використовуючи сукупність кривих рівня гучності, можна знайти інтенсивності для різних частот гучності, які відповідають певній інтенсивності. Наприклад, нехай інтенсивність звуку частотою 100 Гц дорівнює 60 дБ. Яка гучність цього звуку? На рис. 1.25 знаходимо точку з координатами 100 Гц, 60 дБ. Вона лежить на кривій, що відповідає рівню гучності 30 фон, що і є відповіддю.

Щоб мати певні уявлення про різні за характером звуки, наведемо їх фізичні характеристики (табл. 1.1).

Процес вимірювання гостроти слуху називають **аудиометрією**.

Таблиця 1.1. Фізичні характеристики звуку

Характеристика звуку	Інтенсивність звуку, Вт/м ²	Звуковий тиск, Па	Рівень інтенсивності звуку відносно порогу чутності, дБ (рівень гучності звуку для частоти 1 кГц, фон)
Поріг чутності	10 ⁻¹²	0,00002	0
Тони та шуми серця	10 ⁻¹¹	0,000064	10
Шепіт	10 ⁻¹⁰	0,0002	20
	10 ⁻⁹	0,00064	30
Розмови:			
тиха	10 ⁻⁸	0,002	40
нормальна	10 ⁻⁷	0,0064	50
гучна	10 ⁻⁶	0,02	60
Шуми вулиці	10 ⁻⁵	0,064	80
Крики	10 ⁻⁴	0,2	80
Звуки та шуми:			
у поїзді метро	10 ⁻³	0,64	90
скутера (максимальний)	10 ⁻²	2	100
двигуна гвинтокрила (ГК)	10 ⁻¹	6,4	110
Турбіни ГК поблизу	10 ⁰	20	120
Поріг больового відчуття	10	64	130

При проведенні аудіометрії на аудіометрі визначають поріг слухового сприйняття на різних частотах та інтенсивності. Будують графік звукового сприйняття пацієнта залежно від частоти й інтенсивності. Отриману криву називають **аудіограмою**.

Порівняння аудіограми людини з вадами слуху та аудіограмою здорової людини допомагає діагностувати захворювання органів слуху.

Для вимірювання рівня гучності шуму чи тону використовують шумомір, структурну схему якого зображено на рис. 1.24.

1.3.3. Звукові методи дослідження в медицині

Звуки, як і світло, є основними джерелами інформації середовища, в якому перебуває людина. Звуки навколишнього природного середовища, людська мова, шум вулиці та автомобілів, що проїжджають, мають велику інформативну складову життя людини. Звукові явища в самому організмі людини є об'єктивним джерелом знань про її здоров'я. Щоб уявити значення звуку для людини, достатньо тимчасово позбавити себе можливості сприймати звук – закрити вуха. Природно, що звук може бути і джерелом інформації про стан внутрішніх органів людини.

Одним із перших звукових методів діагностики захворювань є метод **аускультация** (вислуховування), відомий ще з II ст. до н. е. Для аускультаций використовували спочатку **слухову трубку**, потім **стетоскоп**, або **фонендоскоп**. Фонендоскоп (рис. 1.26) містить акустичну голівку, де в замкнутій порожнистій капсулі відбувається багатократне відбиття від стінок капсули звуку, що надходить від мембрани, яку прикладають до тіла хворого. Багатократне відбиття звуку призводить до його природного підсилення. І ці звукові коливання проходять гумовими трубками оголів'я до слуху лікаря. Так, у закритій порожнистій, ізольованій капсулі виникає акустичний резонанс звуків у стовпі повітря, внаслідок чого посилюється звучання і поліпшується роздільна здатність сприйняття аускультаций.



Рис. 1.26. Будова фонендоскопа

Для аускультатії легень вислуховують дихальні тони, шуми, різні хрипи, характерні для стану відхилення від фізіологічної норми – захворювання. За характером змінювання тонів та шумів серця й появою сторонніх звуків оцінюють стан роботи серцевої та легеневої діяльності. Використовуючи аускультатію, можна встановити наявність перистальтики (скорочення кругових м'язів порожнин) шлунку і кишечника, прослухати серцебиття плоду.

Для одночасного вислуховування хворого кількома дослідниками з навчальною метою або під час консилиуму використовують систему, в яку входять мікрофон, підсилювач та гучномовець або декілька телефонів.

Для діагностики стану серцевої діяльності застосовують метод графічної реєстрації тонів та шумів серцево-судинної системи, який отримав назву **фонокардіографія (ФКГ)**.

Записування фонокардіограми виконують за допомогою апарату «фонокардіографа», структурна схема якого містить мікрофон, звуковий підсилювач, лінійки частотних фільтрів і пристрою, що реєструє. На рис. 1.27 показано нормальну фонокардіограму та структуру фонокардіографа.

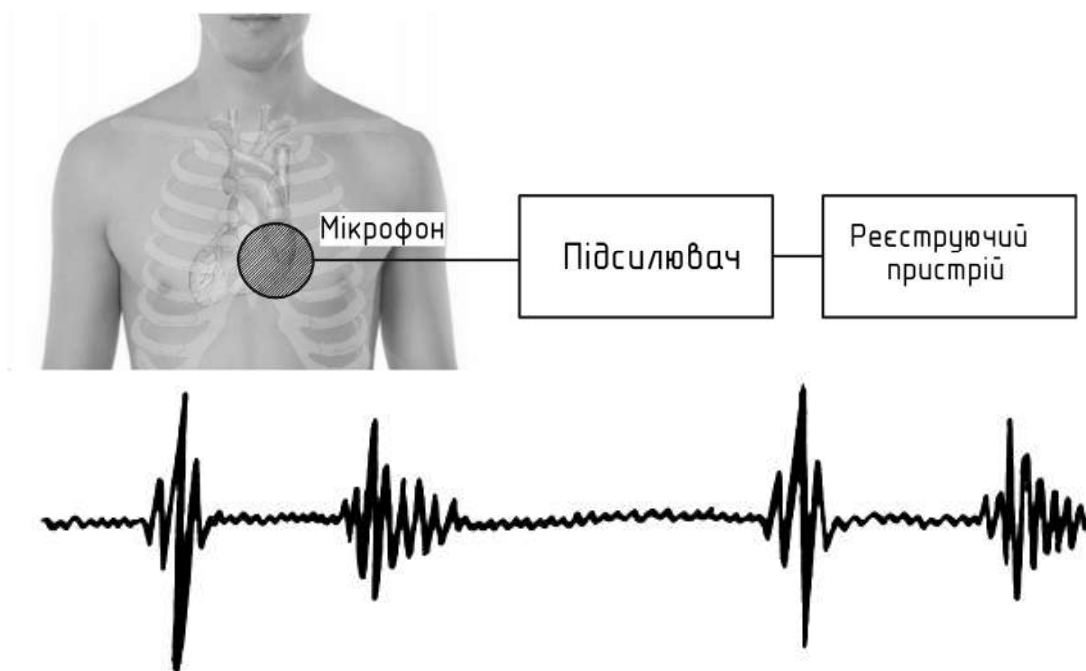


Рис. 1.27. Структура фонокардіографа та нормальна фонокардіограма

Принципово відмінним від цих методів є метод «перкусія». У цьому методі вислуховують внутрішні звуки порожнин та звучання окремих частин тіла під час їх простукування. У замкнутій порожнині, заповненій повітрям, у середині якого-небудь тіла виникають звукові коливання. За умови накладання частот звуку в середовищі порожнини грудини людини виникає акустичний резонанс, розділяючи та посилюючи тони, що відповідають природному розміру, складу і положенню порожнини. Так, анатомічно тіло людини є сукупністю газонаповнених (легень), рідких (внутрішні органи) і твердих (кістка) об'ємів. Під час створення звукових коливань у результаті ударів на поверхні порожнин тіла, в її череві виникають коливання різних частот. Коливання одних частот загаснуть досить швидко, тоді як для інших, що збігаються з власними коливаннями порожнин, – підсиляться і внаслідок акустичного резонансу і сприймаються вухом. Лікар за тоном перкуторних звуків визначає стан, топографію та характер процесу функціонування внутрішніх органів.

1.3.4. Складові хвильового опору. Відбиття звукових хвиль. Реверберація

Звуковий тиск p залежить від швидкості v коливань частинок середовища:

$$p = \rho c v, \quad (1.22)$$

де ρ – щільність середовища; c – швидкість хвилі в середовищі.

Хвильовий опір для плоскої хвилі обчислюють як відношення звукового тиску p до швидкості v коливань частинок середовища:

$$p / v = \rho c, \quad (1.23)$$

де добуток ρc називають **акустичним імпедансом**.

Хвильовий опір – найважливіша характеристика середовища, що визначає умови відбиття, проходження і заломлення хвиль на його межах.

Уявимо собі, що звукова хвиля потрапляє на межу поділу двох середовищ. Частина хвилі відбивається, а частина – заломлюється. Закони відбиття й заломлення звукової хвилі аналогічні законам відбиття і заломлення світла. Заломлена хвиля може поглинутись у другому середовищі.

Припустимо, що плоска хвиля падає нормально до границі поділу, її інтенсивність у першому середовищі I_1 , інтенсивність заломлення пройденої хвилі у другому середовищі I_2 . Назвемо відношення цих інтенсивностей як **коефіцієнт проникнення звукової хвилі**:

$$\beta = I_2 / I_1. \quad (1.24)$$

Дослідження Релея показали, що коефіцієнт проникнення звуку визначають за формулою

$$\beta = 4 \frac{c_1 \rho_1 / (c_2 \rho_2)}{[c_1 \rho_1 / (c_2 \rho_2)]^2}. \quad (1.25)$$

З формули (1.24) видно, що найбільше значення, яке може мати β , дорівнює 1, з (1.25) одержуємо, що $\beta = 1$, якщо $c_1 \rho_1 = c_2 \rho_2$. Отже, за рівності хвильових опорів двох середовищ звукова хвиля (за нормального падіння) пройде межу поділу без відбиття. Якщо хвильовий опір другого

середовища досить великий порівняно із хвильовим опором першого середовища, то маємо

$$\beta \approx 4c_1\rho_1 / (c_2\rho_2), \quad (1.26)$$

оскільки $c_1\rho_1 / (c_2\rho_2) \leq 1$. Наведемо хвильові опори деяких речовин за температури 20 °С (табл. 1.2).

Таблиця 1.2. Хвильові опори деяких речовин за 20 °С

Речовина	Хвильовий опір кг·м ⁻² ·с ⁻¹	Речовина	Хвильовий опір кг·м ⁻² ·с ⁻¹
Залізо	40 000 000	Гума	60 000
Бетон	4 800 000	Повітря	400
Вода	1 440 000	Олива	1 350 000

Використовуємо (1.25) для обчислення коефіцієнта проникнення звукової хвилі з повітря в бетон й у воду:

$$\beta = \frac{4 \cdot 440}{4800000} \cdot 100\% = 0,0367 \%; \quad (1.27)$$

$$\beta = \frac{4 \cdot 440}{1440000} \cdot 100\% = 0,1222 \%. \quad (1.28)$$

Отже, лише дуже мала частина енергії звукової хвилі проходить із повітря в бетон й у воду.

У будь-якому закритому приміщенні відбитий від стін, стелі, меблів звук падає на інші стіни, підлогу тощо, знову відбивається і поглинається, та поступово згасає, тому навіть після того, як джерело звуку припинить дію, у приміщенні все ще є звукові хвилі, які створюють гул. Особливо це помітно у великих просторах залах.

Процес поступового загасання звуку в закритих приміщеннях після вимкнення джерела називають **реверберацією**.

Реверберація, з одного боку, корисна, оскільки сприйняття звуку посилюється за рахунок енергії відбитої хвилі, але з іншого боку, надмірно тривала реверберація може суттєво погіршити сприйняття мови, музики, оскільки кожна нова частина тексту перекривається попередніми.

У зв'язку із цим зазвичай вказують деякий оптимальний час реверберації, який ураховуються, під час побудови аудиторій, театральних та концертних залів та ін.

Наприклад, час реверберації заповненого Колонного залу Будинку Союзів у Москві дорівнює 1,70 с, заповненого Великого театру – 1,55 с. Для цих порожніх приміщень час реверберації – відповідно 4,55 і 2,06 с.

1.4. ФІЗИКА СЛУХОВИХ ВІДЧУТТІВ

1.4.1. Біофізика слуху. Будова слухового тракту

Слухова система людини пов'язує безпосередній приймач звукової хвилі з головним мозком.

Слухова система людини отримує, переробляє і передає інформацію. З усієї слуховий системи для розгляду фізики слуху виокремимо три основні частини: зовнішнє, середнє і внутрішнє вухо. Зовнішнє вухо складається з вушної раковини 1 і зовнішнього слухового проходу 2 (рис. 1.28).

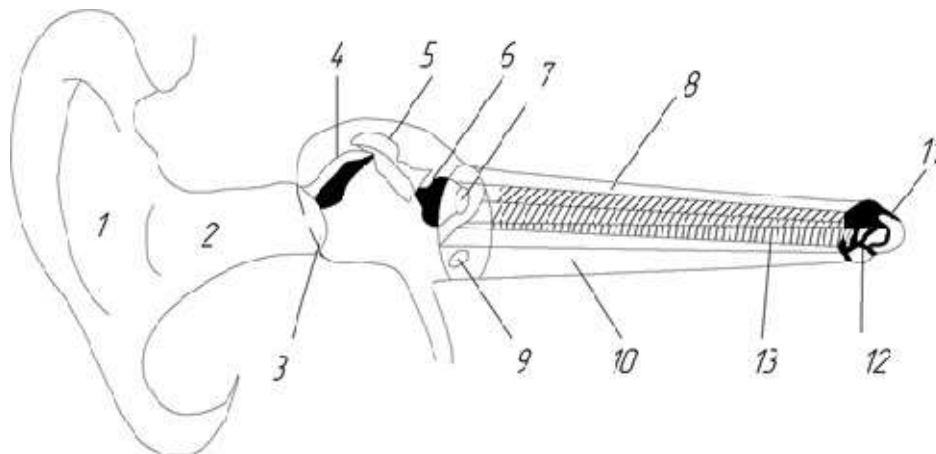


Рис. 1.28. Слухова система:

- 1 – вушна раковина; 2 – зовнішній слуховий прохід; 3 – барабанна перетинка;
 4 – молоточок; 5 – ковальдечко; 6 – стремінце; 7 – овальне віконце;
 8 – вестибулярна драбина; 9 – кругле вікно; 10 – барабанна драбина;
 11, 12 – завитковий канал; 13 – базилярна мембрана

На рис. 1.28 завитка показана схематично розвернутою для зручного розгляду. Уздовж завитка проходять три канали: один із них, який

починається від овального вікна 8, називають вестибулярною драбиною; другий канал іде від круглого вікна 9, його називають барабанною сходинкою 10. Вестибулярна та барабанна сходинки з'єднані в області купола завитки через маленькі отвори – гелікотреми 11.

Таким чином, обидва ці канали і становлять єдину систему, наповнену перилімфою. Коливання стремінця 6 передаються мембрані овального вікна 7, від неї перилімфі й «випинає» мембрану круглого вікна 9. Простір між вестибулярною та барабанною драбинами називають завитковим каналом 12, який заповнено ендолімфою. Між завитковим каналом і барабанною драбиною вздовж завитка проходить основна (базиллярна) мембрана 13. На ній міститься кортіїв орган, що містить рецепторні (волоскові) клітини, від равлика йде слуховий нерв.

Кортів орган (спіральний орган) і є перетворювачем механічних коливань на електричний сигнал. Довжина основної мембрани становить близько 32 мм, вона розширюється і тоншає в напрямку від овального вікна на верхівці равлика (завширшки від 0,1 до 0,5 мм). Основна мембрана – вельми цікава для фізики структура, вона має частото-вибіркові властивості. На це звернув увагу ще Гельмгольц, який уявляв основну мембрану аналогічно до ряду налаштованих струн піаніно. Лауреат Нобелівської премії Бекеші встановив помилковість цієї резонаторної теорії. У роботах Бекеші показав, що основна мембрана є неоднорідною лінією передавання механічного збудження. Під впливом акустичного стимулу основною мембраною поширюється хвиля. Залежно від частоти ця хвиля по-різному загасає: чим менша частота, тим далі від овального вікна пошириться хвиля основною мембраною, перш ніж вона почне загасати. Так, хвиля із частотою 300 Гц до початку загасання пошириться приблизно до 25 мм від овального вікна, а хвиля із частотою 100 Гц досягає свого максимуму близько 30 мм.

На підставі цих спостережень було розроблено теорії, згідно з якими сприйняття висоти тону визначається положенням максимуму коливання основної мембрани. Таким чином, у внутрішньому вусі простежується певний функціональний ланцюг: коливання мембрани овального

вікна – коливання перілімфи – складні коливання основної мембрани – подразнення волоскових клітин (рецептори кортієвого органа) – генерація електричного сигналу.

Вушна раковина у людини не відіграє суттєвої ролі для слуху. Вона сприяє визначенню локалізації джерела звуку у разі його розміщення в сагітальній площині. Пояснимо це. Звук від джерела потрапляє у вушну раковину. Залежно від положення джерела у вертикальній площині звукові хвилі будуть по-різному дифрагувати на вушній раковині через її специфічну форму.

Це призведе і до різних змін у спектральному складі звукової хвилі, що потрапляє у слуховий прохід.

Людина в результаті досвіду навчилася асоціювати зміни спектра звукової хвилі з напрямком на джерело звуку (напрямки А, Б та В на рис. 1.29).

Володіючи двома звукоприймачами (вухами), людина і тварини здатні встановити напрямок на джерело звуку та в горизонтальній площині (бінауральний ефект на рис. 1.29).

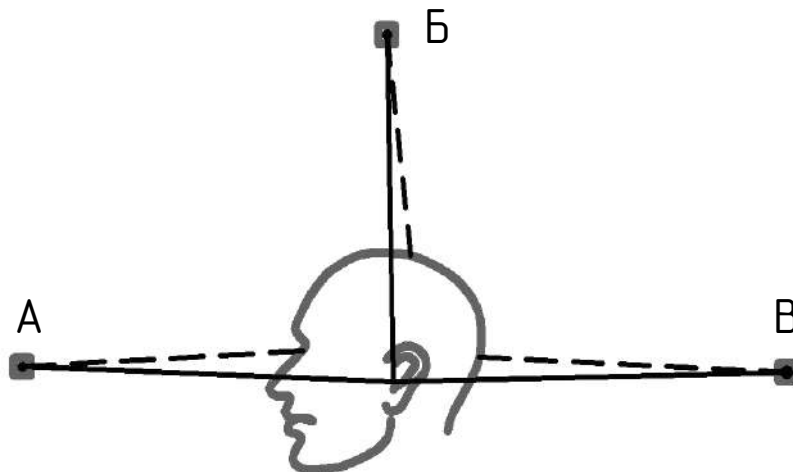


Рис. 1.29. Бінауральний ефект:
А, Б, В – напрямки звукової хвилі

Це пояснюють тим, що звук від джерела до різних вух проходить різну відстань і виникає різниця фаз для хвиль, які потрапляють у праву і ліву вушні раковини. Якщо джерело звуку перебуває прямо перед

обличчям людини, то $\delta = 0$, і $\Delta\varphi = 0$, якщо джерело звуку розміщене збоку проти однієї з вушних раковин, то в іншу вушну раковину він потрапить із запізненням.

Будемо вважати наближено, що в цьому разі δ дорівнює відстані між вушними раковинами.

За формулою $\delta = \frac{n}{2\pi} \Delta\varphi$ (1.29) можна розрахувати для $\nu = 1$ кГц і $\delta = 0,15$ м різниця фаз, яка майже дорівнює 180° .

Різним напрямкам на джерело звуку в горизонтальній площині відповідатимуть різниці фаз між 0° і 180° (для наведених вище даних).

Людина з нормальним слухом може фіксувати направлення на джерело звуку з точністю до 3° , цьому відповідає різниця фаз 6° . Тому можна вважати, що людина здатна розрізняти зміну різниці фаз звукових хвиль, які потрапляють у його вуха, з точністю до 6° .

Окрім фазової відмінності, бінауральному ефекту сприяє неоднакова інтенсивність звуку у різних вухах, а також «акустична тінь» від голови для одного вуха. На рис. 1.30 схематично показано, що звук від джерела потрапляє в ліве вухо в результаті дифракції.

Звукова хвиля проходить через слуховий прохід і частково відбивається від барабанної перетинки 3. У результаті інтерференції падаючої та відображеної хвиль може виникнути акустичний резонанс. Це виникає тоді, коли довжина хвилі в чотири рази більша від довжини зовнішнього слухового проходу. Довжина слухового проходу в людини майже дорівнює 2,3 см; отже, акустичний резонанс виникає за частоти 3 кГц.

Найбільш суттєвою частиною середнього вуха є барабанна перетинка 3 і слухові кісточки: молоточок 4, ковальдечко 5 і стремінце 6 із відповідними м'язами, сухожиллями і зв'язками. Кісточки передають механічні коливання від повітряного середовища зовнішнього вуха до рідкого середовища внутрішнього. Рідке середовище внутрішнього вуха має хвильовий опір, який приблизно дорівнює хвильовому опору води. Як було показано, під час прямого переходу звукової хвилі

з повітря у воду передається лише 0,122 % спадаючої інтенсивності. Це занадто мало, тому основне призначення середнього вуха – сприяти передаванню внутрішньому вуху більшої інтенсивності звуку. Використовуючи технічну мову, можна сказати, що середнє вуха узгоджує хвильові опори повітря і рідини внутрішнього вуха. Система кісточок на одному кінці молоточком пов'язана (сполучена, з'єднана) з барабанною перетинкою (площа $S_1 = 64 \text{ мм}^2$), на другому – стремінцем з овальним вікном 7 внутрішнього вуха (площа $S_2 = 3 \text{ мм}^2$). На барабанну перетинку діє звуковий тиск p_1 , що зумовлює силу

$$F_1 = p_1 S_1. \quad (1.30)$$

На овальне вікно внутрішнього вуха при цьому діє сила F_2 , що створює звуковий тиск p_2 у рідкому середовищі. Зв'язок між ними визначають з формули:

$$F_2 = p_2 S_2. \quad (1.31)$$

Система кісточок працює як важіль із перевагою в силі з боку внутрішнього вуха в 1,3 разу в людини (схематичне зображення подано на рис. 1.30).

З рис. 1.30 можна записати

$$F_1 / F_2 = l_2 / l_1. \quad (1.32)$$

Розділивши (1.30) на (1.31) і прирівнюючи це відношення, отримуємо

$$\frac{F_1}{F_2} = \frac{p_1 S_1}{p_2 S_2} = \frac{l_2}{l_1}. \quad (1.33)$$

Звідси

$$\frac{p_1}{p_2} = \frac{l_1 \cdot S_1}{l_2 \cdot S_2} = 20 \cdot 1,3 = 26, \quad (1.34)$$

або в логарифмічних одиницях

$$20 \lg(p_2 / p_1) = 20 \lg 26 = 20 \cdot 1,415 = 28 \text{ дБ}. \quad (1.35)$$

На такому рівні середнє вуха збільшує передавання зовнішнього звукового тиску внутрішньому вуху.

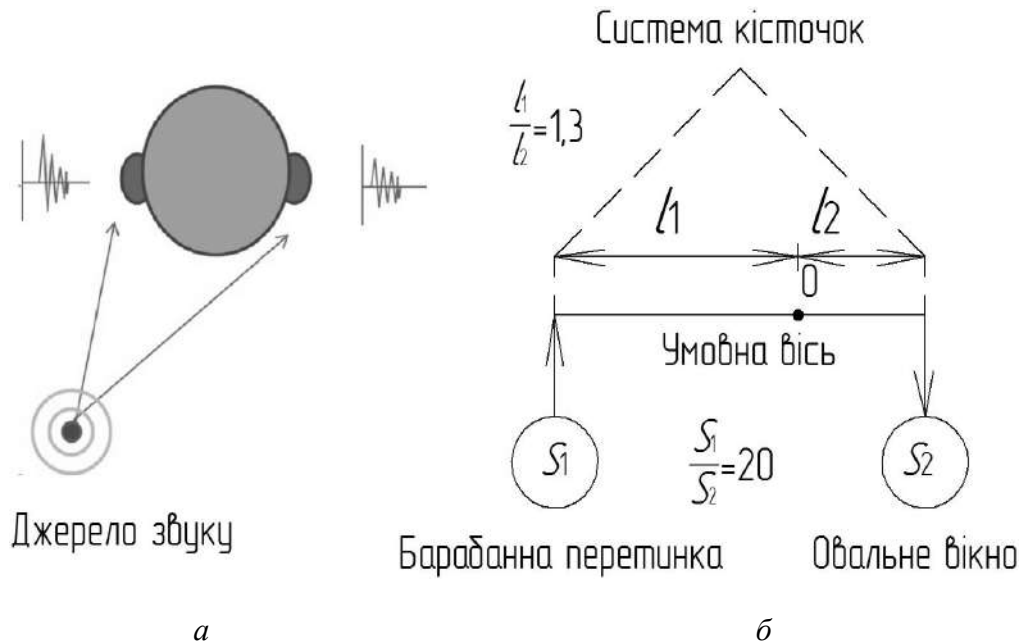


Рис. 1.30. Робота системи кісточок середньої частини вуха людини:
 а – джерело звуку; б – фізична модель роботи системи кісточок вуха людини

Ще одна з функцій середнього вуха – ослаблення передавання коливань у разі звуку великої інтенсивності, що здійснюється рефлекторним розслабленням м'язів кісточок середнього вуха, яке з'єднується з атмосферою через слухову (Євстахієву) трубу. Зовнішнє і середнє вуха належать до звукопровідних систем. Звукоприймаючою системою є внутрішнє вуха.

Головною частиною внутрішнього вуха є завитка, що перетворює механічні коливання на електричний сигнал. Окрім завитки, до внутрішнього вуха належить вестибулярний апарат, який до слухової функції відношення не має. Завитка людини є кістковим утворенням завдовжки близько 35 мм і має форму конусоподібної спіралі з $2\frac{3}{4}$ кільцями. Діаметр і висота складають біля 5 мм.

Деякі форми глухоти зумовлені ураженням рецепторного апарата завитки. У цьому разі завитка не генерує електричних сигналів під дією механічних коливань. Для лікування глухих людей необхідно імплантувати електроди в завитку, і на них подавати електричні сигнали, відповідні тим, що виникають під впливом механічного стимулу.

Таке протезування основної функції завитки (кохлеарне протезування) розробляють у розвинутих країнах (рис. 1.31).

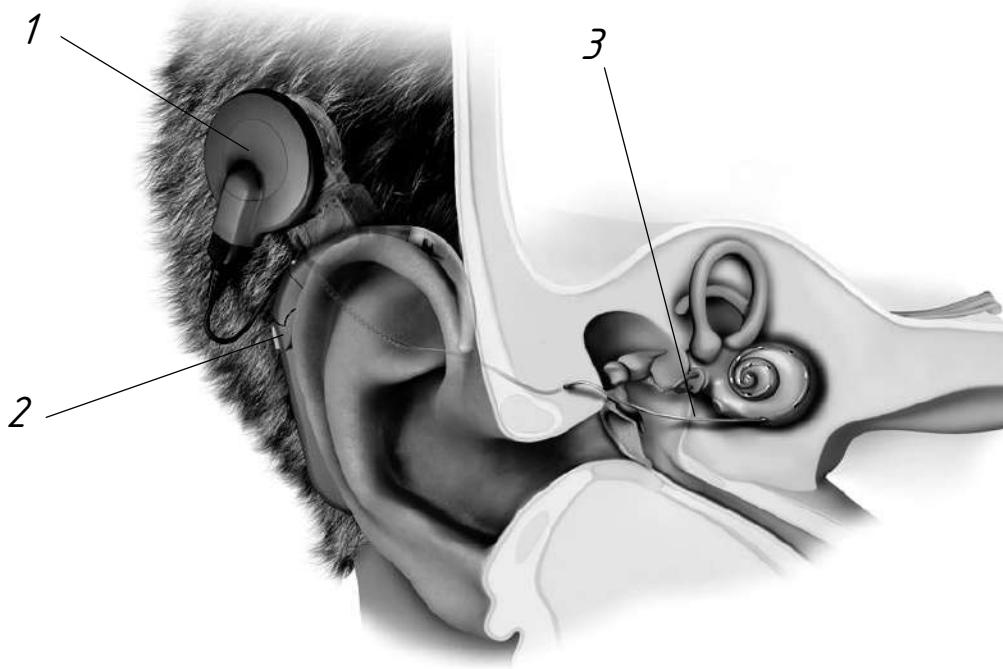


Рис. 1.31. Кохлеарний протез:

1 – основний корпус; 2 – завушина з мікрофоном; 3 – вилка електричного роз'єму

Система складається з двох частин, які між собою жодними фізичними методами не пов'язані. Одну частину кріплять за зовнішнім вухом, яка складається з мікрофона і процесора (у сучасних моделях вони об'єднані), а також передавача, який кріпиться на шкірі, як магніт. Друга частина – внутрішня, і становить приймач, який фіксують біля скроневої кістки. Власне, в установленні приймача і полягає ця операція – імплантація кохлеарна.

Функція кохлеарного імпланта полягає в отриманні цифрової інформації, що передається від головного передавача, і перетворенні її на електричний сигнал, який надходить електродною решіткою, вмонтованою в равлик або внутрішнє вухо. Електроди решітки стимулюють слуховий нерв, завдяки якому імпульси надходять до головного мозку, де вони розпізнаються як звук.

1.4.2. Інфразвукові та вібраційні коливання

Інфразвуком називають механічні (пружні) хвилі із частотами, меншими за 16 (20) Гц, такими, які не сприймаються слухом.

Інфразвукові коливання утворюють природні об'єкти – коливання земної кори, виверження вулканів, землетруси, припливи та відливи моря, природні катаклізми, смерчі, урагани, грозові явища, і штучні – вогнепальні вибухи, вібрації та шуми автомобілів, робота станків, верстатів, блюмінгів.

Інфразвук характеризується малим ступенем поглинання різними природними та штучними середовищами і поширюється на великі відстані. За поширенням інфразвуку в земній корі можна виявляти вибух на великій відстані від його джерела, за вимірними інфразвуковими хвилями – прогнозувати землетруси, виверження вулканів, смерчі, цунамі.

Довжина хвилі інфразвуку суттєво більша, ніж у чутних звуків, тому інфразвукові хвилі краще дифрагують і проникають у приміщення, оминаючи перешкоди.

За тривалого впливу інфразвукових коливань виникає несприятлива їх дія на роботу органів та систем організму. Знижуються працездатність, увага, виникає втома, посилюється головний біль, розвивається сонливість. Передбачено, що первісний механізм дії інфразвуку на організм має резонансну природу. Явище резонансу виникає у разі збігу значень частот зовнішніх діючих і власних коливань.

Частота власних коливань тіла людини в положенні лежачи (3...4 Гц), стоячи (5...12 Гц), частота власних коливань грудної клітки (5...8 Гц), черевної порожнини (3...4 Гц) і т. д. відповідають частоті інфразвуку. Зниження рівня інтенсивності інфразвуку в житлових, промислових і транспортних приміщеннях – одне з головних завдань гігієни праці.

Інфразвукові коливання в техніці – це механічні коливання різних механізмів, машин, станків, пристроїв та конструкцій, що працюють, й отримали назву «вібраційні коливання» або «вібрація». Вони впливають і на людину, яка стикається з вібруючими об'єктами.

Вплив на людину інфразвукових (вібруючих) коливань може призводити як до негативних наслідків, так і бути корисним, мати терапевтичний, лікувальний ефект, такий як прискорення обмінних процесів під час інфразвукової та вібротерапії та стимулювальний вібромасаж.

Параметри та характеристики інфразвукових (вібруючих) коливань, що нормуються, такі: пікова (максимальна), середня за часом та простором потужність, повна діюча енергія, амплітудні значення змін максимальних піків, змін їх швидкості й прискорення, спектр та частота коливань.

Характер і швидкість поширення та затухання коливань у біологічному середовищі, їх акустичний опір мають велике значення для правильного оцінювання і розуміння впливу інфразвуку (вібрацій) на біологічний об'єкт. Під час дослідження цих питань використовують математичні та експериментальні моделі, з набором пружних і в'язких елементів та інерційних мас.

1.4.3. Ультразвук у медицині. Фізика ультразвуку

Ультразвуком (УЗ) називають механічні коливання і хвилі, частоти яких більше від 20 кГц. Межею ультразвуку вважають частоти $10^9 \dots 10^{10}$ Гц міжмолекулярних взаємодій. Для генерування УЗ використовують пристрої, які називають УЗ-випромінювачами. Найбільшого поширення набули електронно-механічні випромінювачі, що використовують явища зворотного п'єзоелектричного ефекту. **Зворотний п'єзо ефект** ґрунтується на механічній деформації елементів і тіл під дією електричного поля (струму).

Основною частиною такого випромінювача (рис. 1.32а) є пластина або стрижень l із речовини з вираженими п'єзоелектричними властивостями. Це природні матеріали – кварц, сегнетова сіль, та штучно створені – п'єзокераміка у вигляді, як приклад, титанату барію.

Розглянемо кільця чи стрижні, виготовлені з п'єзокераміки, де на верхні кільця розміщені електроди 2.

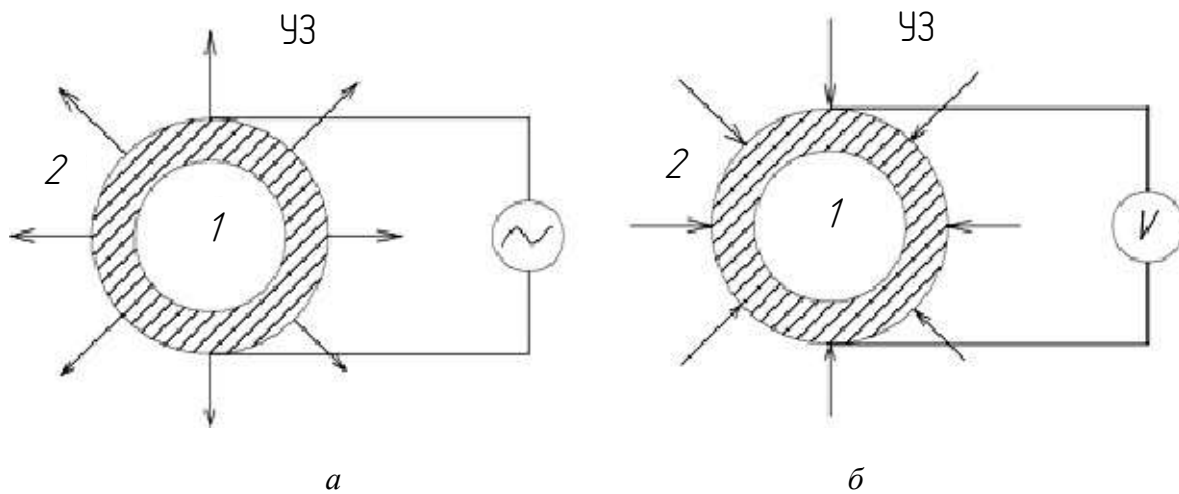


Рис. 1.32. Ультразвуковий випромінювач:
 1 – п'єзоелектричні кільця або стрижень; 2 – механічні коливання;
 а – зворотний п'єзоєфект; б – прямий п'єзоєфект

Якщо до електродів прикласти змінний електричний струм від генератора З, то кільце завдяки зворотному п'єзоєфекту розпочне коливатися, поширюючи механічну хвилю.

Максимальна інтенсивність механічної хвилі, що поширюється, виникає у разі збігу частот вимушених та власних коливань – у разі акустичного резонансу. Для резонансу необхідно вибрати оптимальне співвідношення товщини п'єзоматеріалів та частот. За товщини 1 мм для кільця кварцу резонанс виникає на частоті 2,87 МГц, сегнетової солі – 1,5 МГц і титанату барію – 2,75 МГц.

Приймач ультразвукових коливань можна створити на основі п'єзоелектричного ефекту. Під дією механічних коливань (УЗ-хвилі) виникає деформація кристалу (рис. 1.32б), що призводить до генерації змінного електричного струму. Це **прямий п'єзоєфект**. Електричний струм, що виник у результаті прямого п'єзоєфекту, може бути вимірний.

У медичній практиці використання ультразвуку залежить від напрямів діагностики чи терапії, умов випромінювання та характерних властивостей біологічної тканин – акустичного опору, швидкості поширення в конкретному шарі та його щільності.

За фізичною природою ультразвук, як і звук, є механічною (пружною) хвилею. Однак довжина хвилі УЗ істотно менша від довжини

звукової хвилі. Так, у воді довжини хвиль дорівнюють 1,4 м (1 кГц, звук), 1,4 мм (1 МГц, УЗ) і 1,4 мкм (1 ГГц, УЗ). Параметри хвиль, їх дифракція залежить від співвідношення довжини хвиль і розмірів тіл, на яких хвиля дифрагує. «Непрозоре» тіло розміром 1 м не буде перешкодою для звукової довжини завдовжки 1,4 м, але стане перепороною для УЗ-хвилі завдовжки 1,4 мм, виникне «УЗ-тінь». Це дозволяє в деяких ситуаціях не враховувати дифракції УЗ-хвиль, розглядаючи під час ламання і відображення ці хвилі як промені (аналогічно до заломлення і відбивання світлових променів).

Відбиття ультразвуку на межі двох середовищ залежить від параметрів та співвідношення їх акустичних опорів. Ультразвукові коливання добре відбиваються на межах біологічних шарів з великою різницею акустичних опорів. Це межі м'яз–надкiсниця–кістка, на межах поверхні порожнистих органів. При діагностиці та визначенні розміщення і розмірних параметрів неоднорідних вкраплень, порожнин, внутрішніх органів і т. д. (УЗД-діагностика).

Під час УЗД-діагностики використовують як неперервнохвильове, так й імпульснохвильове випромінювання: у першому випадку досліджують відбиту хвилю, яка виникає під час інтерференції падаючої та відбитої хвиль на межі розподілу; у другому – спостерігають віддзеркалений імпульс і вимірюють час поширення ультразвуку до досліджуваного об'єкта і назад. Знаючи швидкість поширення ультразвуку, визначають глибину залягання об'єкта.

Акустичний опір біологічних середовищ у три рази більший від акустичного опору повітря. При контакті УЗ-датчика з тілом людини накладають контактний гель між поверхнею датчика і біологічною тканиною для витіснення тонкого шару повітря. Таким чином, забезпечується акустичний контакт між випромінювачем і біологічним об'єктом. Інакше вся енергія ультразвукового випромінювання втрачатиметься в повітряному шарі.

Значення швидкості поширення ультразвукових коливань і їх поглинання залежать від щільності біологічного шару, його акустичного опору

і стану середовища. Особливості поширення ультразвуку в речовині для вивчення їх молекулярних властивостей вивчає молекулярна акустика.

Як видно зі співвідношення, інтенсивність акустичних коливань пропорційна квадрату кругової частоти, тому можна отримати значну інтенсивність ультразвуку навіть за порівняно невеликої амплітуди коливань:

$$I = (\rho v A^2 \omega^2 / 2), \quad (1.36)$$

де ρ – щільність речовини середовища; A – амплітуда коливань; ω – кругова частота; v – швидкість поширення хвилі.

При опроміненні прискорення УЗ і швидкість частинок, які коливаються в середовищі УЗ-хвилі, може бути різною через молекулярні сили, що діють на частинки в біологічних тканинах.

Процеси стиснення та розрідження частинок, що виникають під дією ультразвуку, можуть спричинити розриви суцільності рідини – появу кавітації.

Кавітаційні зміни швидкоплинні і в невеликих об'ємах, за яких може виділятися значна енергія, відбуваються розігрівання, іонізація і дисоціація клітин та молекул.

Під дією ультразвуку відбуваються фізичні процеси, які зумовлюють у біологічних об'єктах такі реакції: мікровібрації на молекулярному та клітинному рівнях; розпадання макромолекул та агрегатів еритроцитів; ушкодження біологічних мембран, зміна проникності мембран; теплова дія; руйнування клітин і мікроорганізмів.

Медико-біологічні аспекти ультразвуку можна здебільшого поділити на два напрями: методи діагностики та дослідження і методи впливу (терапії).

До методів діагностики належать локаційні методи з використанням неперервнохвильових та імпульснохвильових ультразвукових досліджень: ехоенцефалографія – діагностика, установлення і визначення розмірів пухлин і новоутворень у мозку; ультразвукова кардіографія –

установлення стану, вимірювання параметрів кровотоку і розмірів складових серця та діагностика серцево-судинної системи; в офтальмології це ехоофтальмографія – визначення стану зорової системи.

До другого напряму належить ультразвукова фізіотерапія. Вплив ультразвуком на пацієнта проводять за допомогою спеціальних датчиків-випромінювачів. Для терапії застосовують ультразвук із частотами 22–44 кГц; 880 кГц; 2,3 МГц, інтенсивність – від 0,05 до 2,5 Вт/см².

Первинним механізмом ультразвукової терапії є механічна і тепла дії на біологічну тканину.

У хірургії ультразвук застосовують для коагуляції біологічних тканин, дроблення каменів та конкрементів у літотрипсії.

У лабораторній медицині та фармакології використовують УЗ-ванни, змішувачі, розпилувачі-інгалятори.

Нині використовують метод «зварювання» пошкоджених або трансплантованих кісткових тканин за допомогою ультразвуку (УЗ-остео-синтез).

Згубний вплив ультразвуку на мікроорганізми використовують для стерилізації.

Перераховані приклади не вичерпують усіх медико-біологічних застосувань ультразвуку, перспектива використання цих методів дуже велика.

1.4.4. П'єзоелектричний ефект

У кристалічних діелектриках поляризація може виникнути, якщо немає електричного поля під час деформації. Це явище отримало назву **п'єзоелектричного ефекту (п'єзо ефекту)**.

Розрізняють **поперечний** п'єзо ефект (рис. 1.33) і **повздовжній** (рис. 1.34а). Стрілки показують сили, які діють на кристал. Зі зміною деформації, наприклад, під час переходу від стиснення до розтягання, зміниться і знак поляризаційних зарядів, що виникають.

П'єзоелектричний ефект зумовлений деформацією елементарних кристалічних ґрат і зрушенням елементів ґраток відносно один одного

під час механічних деформацій. Поляризованість за невеликих механічних деформацій пропорційна їх величині. П'єзоефект (ПЕ) виникає у кварці, сегнетовій солі та інших кристалах, у яких елементарні ґратки не мають центру симетрії.

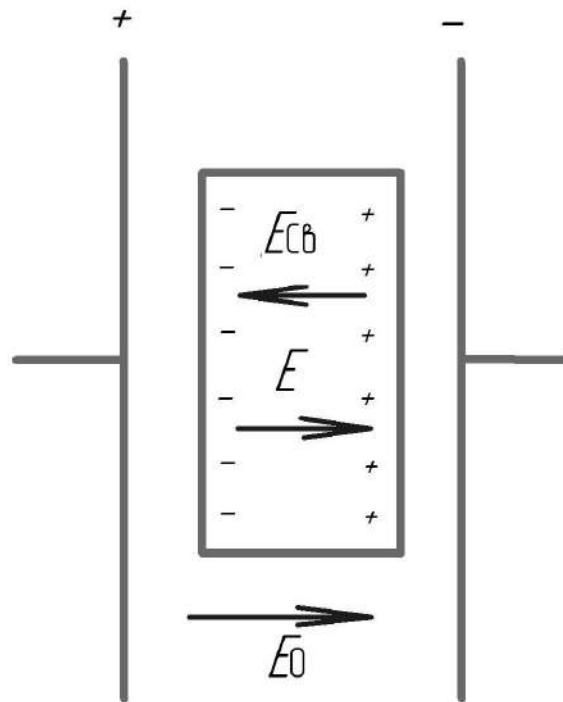


Рис. 1.33. Поперечний п'єзоефект

Для показу ПЕ використовують установку, схему якої зображено на рис. 1.34в. До кристалу K , що має п'єзоелектричні властивості, входять металеві пластини M , замкнуті через неоновий індикатор (НІ) H . Цей НІ потребує малої сили струму і загоряється за незначного напруження, тобто є своєрідним індикатором напруги.

Під дією акустичних хвиль (деформації) на кристал з'являється напруга на його гранях, а відтак, і на металевих пластинах, тому неонові лампи спалахують.

Поряд із розглянутим прямим п'єзоелектричним ефектом спостерігається і зворотний ПЕ: у разі накладання на кристали електричного поля останні деформуються.

Обидва ПЕ – прямий і зворотний – застосовують тоді, коли необхідно перетворити механічну величину в електричну, або навпаки.

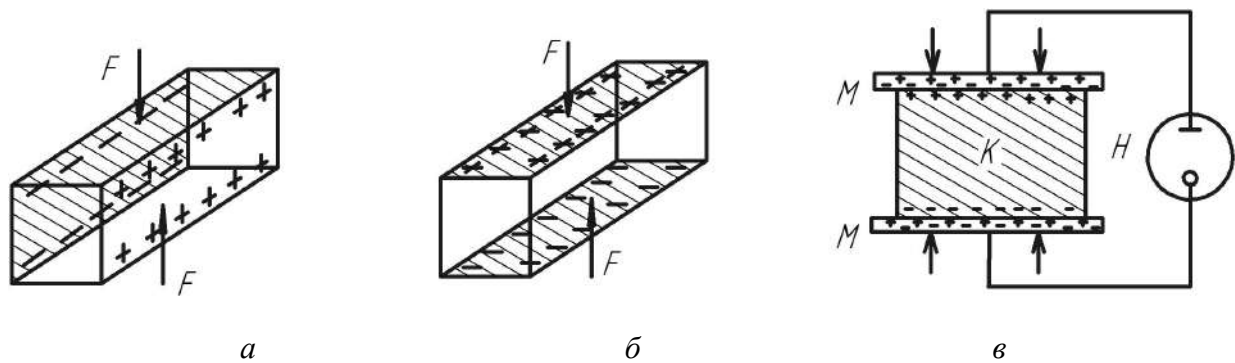


Рис. 1.34. П'єзоефект: а – поперечний; б – повздовжній;
в – принцип отримання та свічення індикатора H

Так, прямий ПЕ використовують у медицині – у датчиках для реєстрації пульсу, в техніці – в адаптерах, мікрофонах і для вимірювання вібрацій, а зворотний ПЕ – для створення механічних коливань і хвиль ультразвукової частоти.

Істотний ПЕ виникає в кістковій тканині за наявності деформацій зсуву. Причина ефекту – деформація колагену – основного білка сполучної тканини. Такі п'єзоелектричні властивості мають також сухожилля і шкіра.

За нормального функціонального навантаження, а також якщо немає дефектів у будові кістки, у ній наявні лише деформації стиснення–розтягування і ПЕ немає. У разі механічного впливу з'являється деформація зсуву та виникає ПЕ, який впливає на процеси руйнування і творення, що постійно виникають у кістці, та сприяє тому, щоб зник зсув (змінюється архітектура і навіть форма кістки). Вказуються два можливі механізми впливу ПЕ: а) електричне поле змінює активність клітин, що виробляють колаген; б) електричне поле бере участь в укладанні макромолекул.

1.5. УЛЬТРАЗВУКОВІ КОЛИВАННЯ

1.5.1. Ультразвукові хвилі. Акустичний сигнал та його спектр

Ультразвук, як відомо, – це звукові або акустичні хвилі, частота яких вище від максимальної частоти звуку, яку чує людське вухо і яка дорівнює 20 кГц.

Акустичні хвилі становлять механічні коливання частинок у пружному середовищі, які поширюються в цьому середовищі й несуть із собою енергію. Акустичні хвилі можуть існувати і поширюватися у твердих тілах, рідинах і газах. Біологічні тканини подібні до рідких пружних середовищ (м'які тканини) або твердих (кісткові утворення і конкременти), або містять у своєму складі газові утворення (у легенях, кишечнику, шлунку і т. д.). З огляду на це акустичні коливання можуть поширюватися в усіх видах біологічних тканин, що використовують у медицині для діагностики і терапії.

Акустичні хвилі, як і хвилі іншої фізичної природи, наприклад електромагнітні, характеризуються низкою фізичних величин (параметрів), які змінюються у просторі й у часі. Для акустичних хвиль основними змінними є коливальне зміщення частинок пружного середовища і тиск.

В УЗ-діагностиці використовують поздовжні акустичні хвилі, в яких напрямок зміщення окремих частинок середовища паралельний до напрямку поширення хвиль.

На рис. 1.35. схематично зображено поздовжні хвилі у пружному середовищі у вигляді періодичного чергування зон стиснення і розрідження. Виникнення цих зон легко пояснити, якщо припустити, що їх причиною є плоска пластина, яка коливається.

У момент часу, якому відповідає зображення на рис. 1.35, пластина рухається вліво, створюючи розрідження у прилеглій до неї зоні. Через деякий час та сама пластина починає рухатися вправо, створюючи зону стиснення біля своєї поверхні.

До цього часу зона розрідження зміщується вправо відповідно до властивостей пружного середовища. Швидкість переміщення зони розрідження (або стиснення) у середовищі називають швидкістю звуку і позначають літерою C . Напрямок розповсюдження цієї швидкості від джерела виникнення хвиль у цьому разі від пластини, яка коливається.

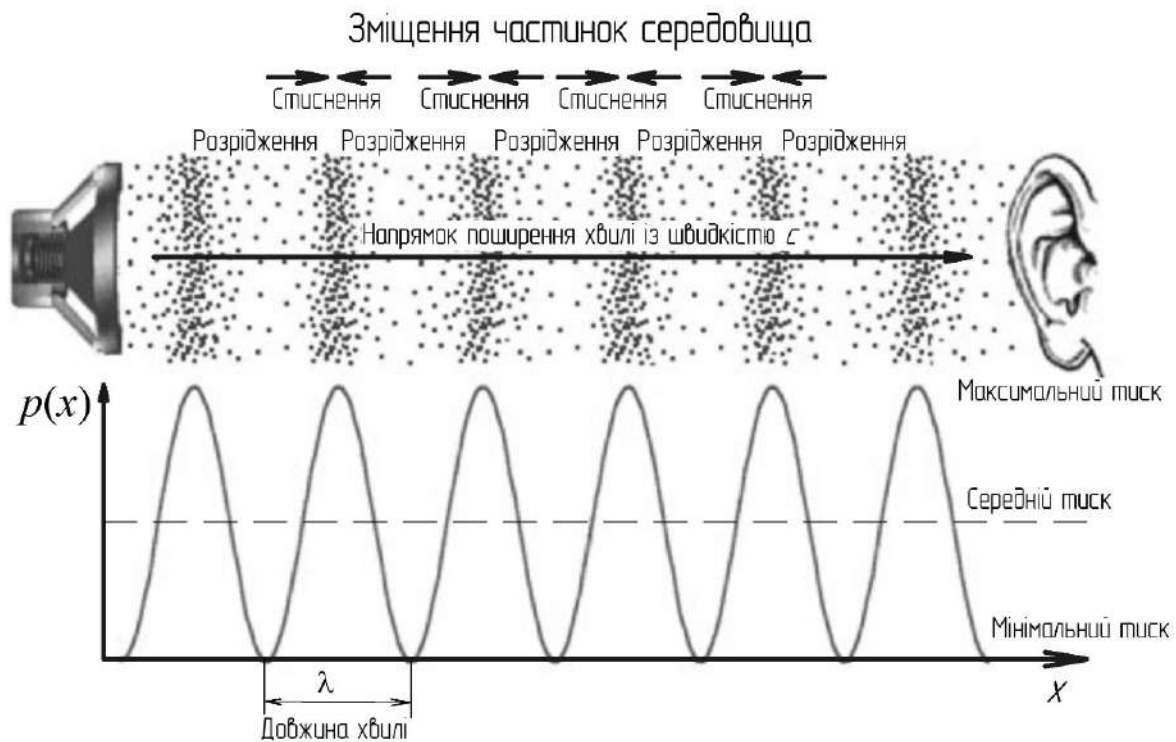


Рис. 1.35. Поздовжні акустичні хвилі у пружному середовищі

Швидкість звуку не слід плутати зі швидкістю зміщення частинок пружного середовища – це зовсім різні швидкості. Більше того, швидкість звуку в такому середовищі є величиною постійною в часі, а швидкість зміщення частинки періодично змінюється у процесі коливання частинки навколо рівноважного стану.

Ступінь стиснення або розрідження характеризується тиском, графік зміни якого уздовж осі x зображено на рис. 1.35 для того самого моменту часу, що і на рис. 1.35. У разі якщо виникають **гармонічні** хвилі, змінювання тиску в просторі уздовж осі x відбувається за законом синуса (або косинуса).

Відстань між точками графіка тиску, які мають однакові **фази**, тобто однакові значення і напрямок зміни тиску, називають **довжиною хвилі** λ .

На рис. 1.35 показано величину довжини хвилі λ як відстань між мінімальними значеннями тиску.

Зображення на рис. 1.35 належить до деякого фіксованого моменту часу. Якщо ж узяти яку-небудь конкретну точку в області поширення

хвиль і розглянути, як змінюватиметься тиск із часом, то ми отримаємо графік, показаний на рис. 1.36. У разі гармонічних коливань зміна тиску із часом буде синусоїдальною з періодом коливань, що дорівнює T .

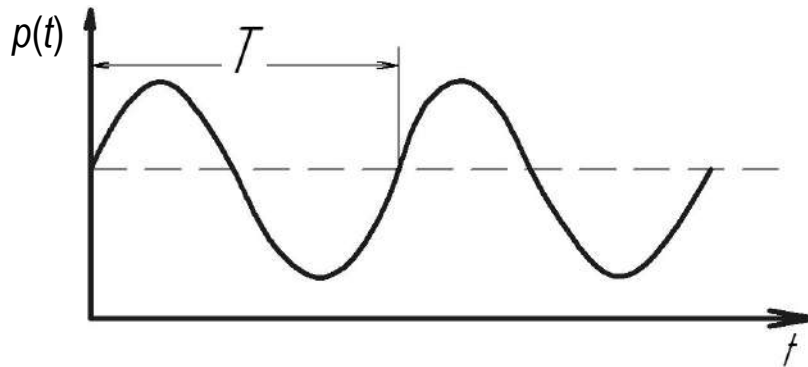


Рис. 1.36. Змінювання тиску p залежно від часу в фіксованій точці простору

Частота коливань f , що дорівнює $1/T$, визначає кількість періодів коливань за секунду і вимірюється в герцах. Один герц (Гц) – це одне коливання за секунду, один кілогерц (кГц) – 1000 коливань за секунду, один мегагерц (МГц) – 1 000 000 коливань за секунду.

Діапазон частот ультразвуку, який використовують у медичній діагностиці, лежить у межах від 1 до 30 МГц і вище.

На рис. 1.37а схематично зображено плоскі **поздовжні** хвилі, тобто такі, у яких точки з однаковими фазами коливань містяться на плоскій поверхні.

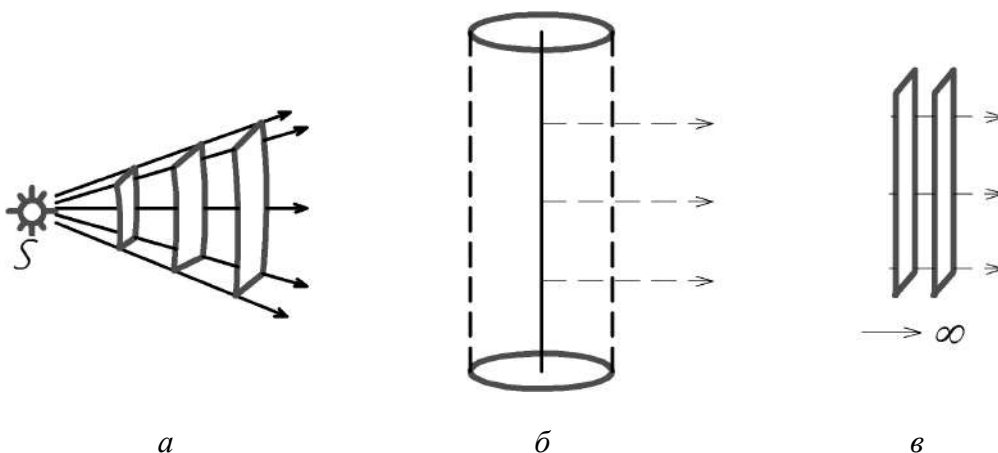


Рис. 1.37. Види акустичних хвиль:

a – сферичні; b – циліндричні; v – плоскі. Стрілками показано напрямки поширення хвиль.

Плоскі хвилі є наслідком їх збудження за допомогою плоского джерела звуку, у цьому разі плоскої пластини, яка коливається. Поверхню з однаковою фазою коливань називають **фронтом** хвилі. Плоскі хвилі мають плоский фронт хвилі (рис. 1.37а).

Крім плоских хвиль, можуть бути **сферичні** хвилі, які збуджує точкове або сферичне джерело (рис. 1.37б). Фронт хвилі в цьому разі має сферичну форму. Іноді виникають **циліндричні** хвилі, фронт яких має вигляд циліндричної поверхні (рис. 1.37в).

У чистому вигляді плоскі, сферичні або циліндричні хвилі трапляються не часто, зазвичай на практиці з'являється комбінація різних типів хвиль, яка тільки в малих областях простору може бути близькою до одного з перерахованих типів хвиль.

Нагадаємо відоме співвідношення, що зв'язує довжину хвилі λ із частотою коливань f і швидкістю звуку C :

$$\lambda = CT = C/f. \quad (1.37)$$

Зі співвідношення (1.37) випливає, що зі збільшенням частоти ультразвуку зменшується довжина хвилі λ . За середньої швидкості ультразвуку в м'яких біологічних тканинах $C \approx 1540$ м/с довжина хвилі становить:

$$\lambda = 1,54 \text{ мм за } f = 1,0 \text{ МГц};$$

$$\lambda = 0,44 \text{ мм за } f = 3,5 \text{ МГц};$$

$$\lambda = 0,31 \text{ мм за } f = 5,0 \text{ МГц};$$

$$\lambda = 0,21 \text{ мм за } f = 7,5 \text{ МГц};$$

$$\lambda = 0,15 \text{ мм за } f = 10,0 \text{ МГц};$$

$$\lambda = 0,1 \text{ мм за } f = 15,0 \text{ МГц}.$$

Наведені значення довжини хвилі для найбільш часто використовуваних в УЗ-діагностиці частот корисно знати, тому що вони пов'язані з такою важливою характеристикою діагностичних систем, як **роздільна здатність**, яка визначає можливість системи відобразити дрібні деталі в акустичному зображенні внутрішніх органів.

Наявна фізична межа роздільної здатності, тобто значення, яке не може бути перевищено в системі, що використовує хвилі для отримання інформації. Ця межа близька за розміром, значенням до довжини

хвилі. Таким чином, чим вища частота, тим потенційно вищою може бути роздільна здатність, тобто тим дрібнішими можуть бути деталі, які відображає діагностична система, і тим краща якість зображення. На жаль, ультразвук із високою частотою значно сильніше загасає під час поширення в біологічних тканинах, що істотно знижує глибину дослідження на високій частоті.

В УЗ-діагностичних системах безперервні синусоїдальні коливання використовують лише у спеціальних режимах роботи. Здебільшого застосовують **імпульсне** коливання, або **імпульсний акустичний сигнал**.

Типовий вигляд імпульсного сигналу зображено на рис. 1.38, де показано, як імпульс, сформований випромінювачем, поширюється вглиб біологічних тканин уздовж осі x . У кожному імпульсному акустичному сигналі можна виділити **високочастотне заповнення**, а також зобразити **обвідну хвилю** (пунктирна крива), яку називають так, тому що вона обводить максимальні й мінімальні значення високочастотного заповнення.

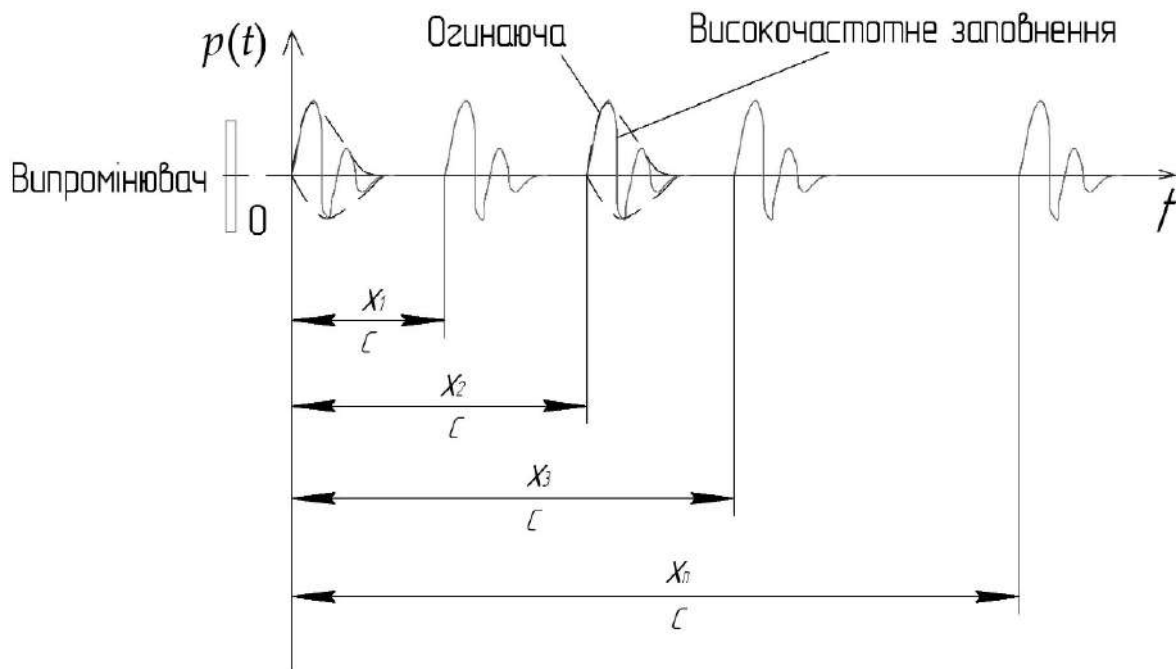


Рис. 1.38. Імпульсний акустичний сигнал, його поширення вглиб біологічних тканин і характер його зміщення по осі часу t залежно від глибини переміщення

Якщо акустичний імпульс випромінено в момент $t = 0$ (рис. 1.38), то на глибині x_1 він з'явиться в момент $t = x_1/c$ (C – швидкість звуку

в біологічних тканинах), на глибині x_2 імпульс може бути виявлений у момент $t = x_2/C$ і т. д. Із глибиною значення імпульсу зменшується внаслідок загасання у тканинах.

Важливою характеристикою сигналу є його **спектр** $G(f)$ (або частотний спектр). Просте гармонічне коливання характеризується лише однією частотою f , тобто його спектр становить одну лінію (рис. 1.39).

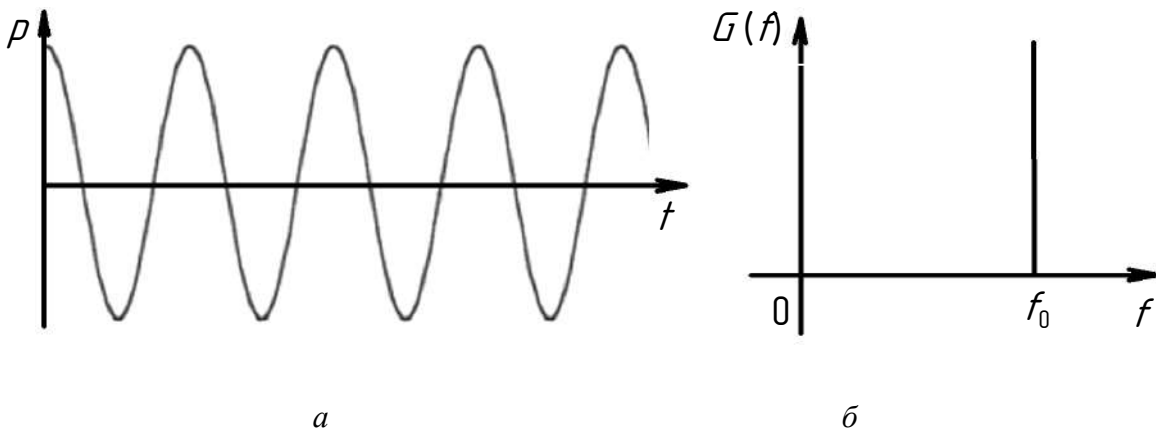


Рис. 1.39. Гармонічне коливання (а) і його спектр $G(f)$ (б)

Імпульсний сигнал можна подати як сукупність багатьох гармонічних коливань (гармонік) із різними частотами.

На рис. 1.40, а показано тільки частину цих гармонічних коливань. Зображуючи амплітуди цих гармонічних складових у вигляді вертикальних відрізків осі частот f , отримаємо спектр частот $G(f)$. Форма спектра відображає відносні рівні кожної з гармонічних складових (рис. 1.40).

За відомим видом спектра $G(f)$ можна абсолютно точно визначити, як виглядає сигнал. Для цього необхідно знати ще й фази кожної зі складових. І навпаки, за видом сигналу на тимчасовій осі можна однозначно визначити, як виглядає його спектр.

Вид сигналу пов'язаний із формою спектра формульною залежністю, яку називають перетворенням Фур'є.

Центральна частота (у разі симетричного спектра вона міститься по середині спектра) є основною частотою спектра. Зазвичай саме її вказують як характерну частоту кожного УЗ-датчика, використовуваного в системі.

Короткі імпульси мають більш широкий спектр частот, ніж довгі. Оскільки ширину спектра сигналу називають **смугою частот** сигналу, то короткі імпульси називають **широкосмуговими сигналами**, а довгі імпульси – **вузькосмуговими сигналами**.

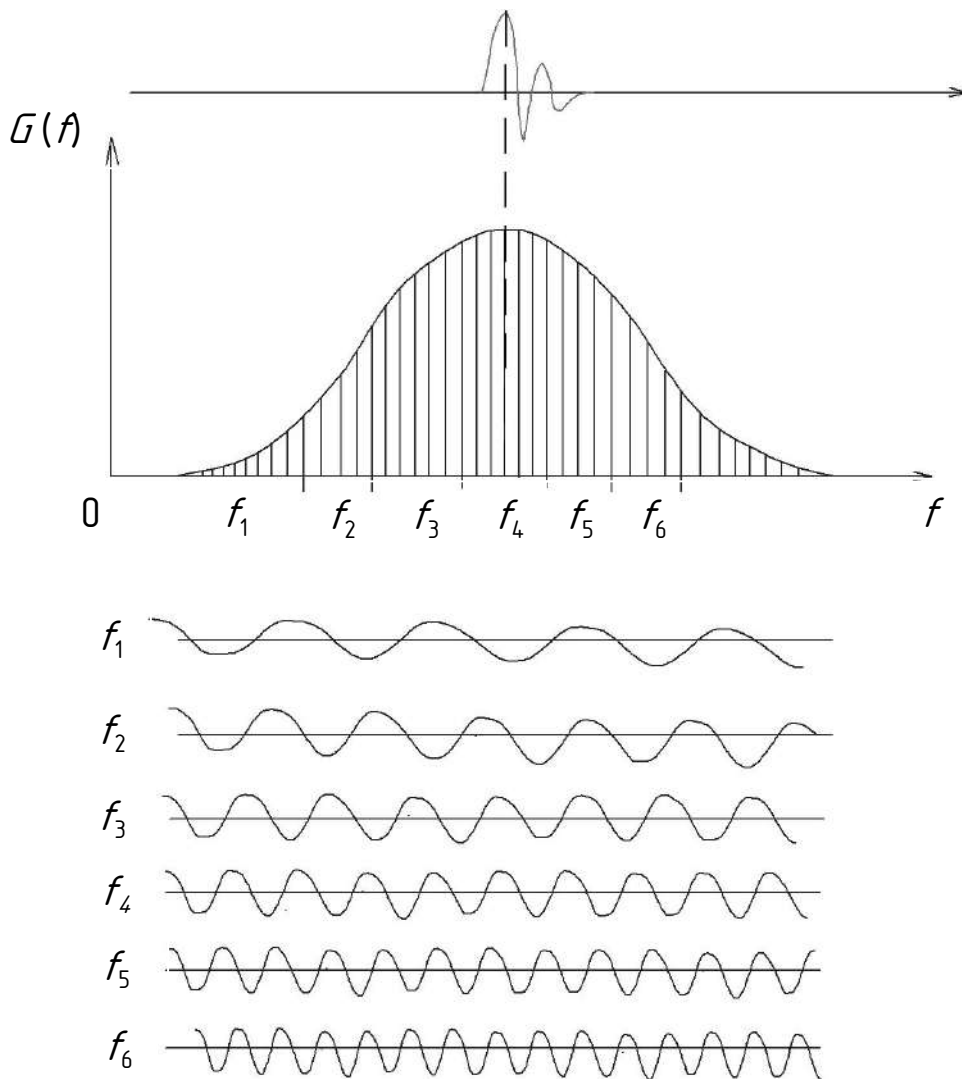


Рис. 1.40. Імпульсний сигнал $p(t)$, що складається з гармонічних складових, $G(f)$ – спектр імпульсного сигналу

Залежно від обраного режиму роботи УЗ-діагностичної системи використовують той чи інший вид акустичних сигналів. Так, для отримання двовимірних акустичних зображень застосовують широкосмугові сигнали, а для доплерівських досліджень – вузькосмугові.

1.5.2. Фізичні характеристики біологічних середовищ

В УЗД використовують **поздовжні** УЗ-хвилі, тобто пружні коливання, напрямом поширення яких збігається з напрямом зміщення частинок середовища поширення. Коливання робочої поверхні УЗ-датчика, що контактує з тілом пацієнта, передаються біологічним тканинам, у результаті чого частинки середовища також починають коливатися відносно свого рівноважного стану, зумовлюючи зсув сусідніх частинок, розміщених далі від датчика. Таким чином, коливання (або хвилі) поширюються вглиб тканин.

В УЗ-діагностичних системах використовується **ехолокаційний** принцип отримання інформації про органи і структури, за якого випромінюються акустичні сигнали і приймаються сигнали, відбиті від неоднорідностей біологічного середовища, і таким чином будується акустичне зображення (рис. 1.41).

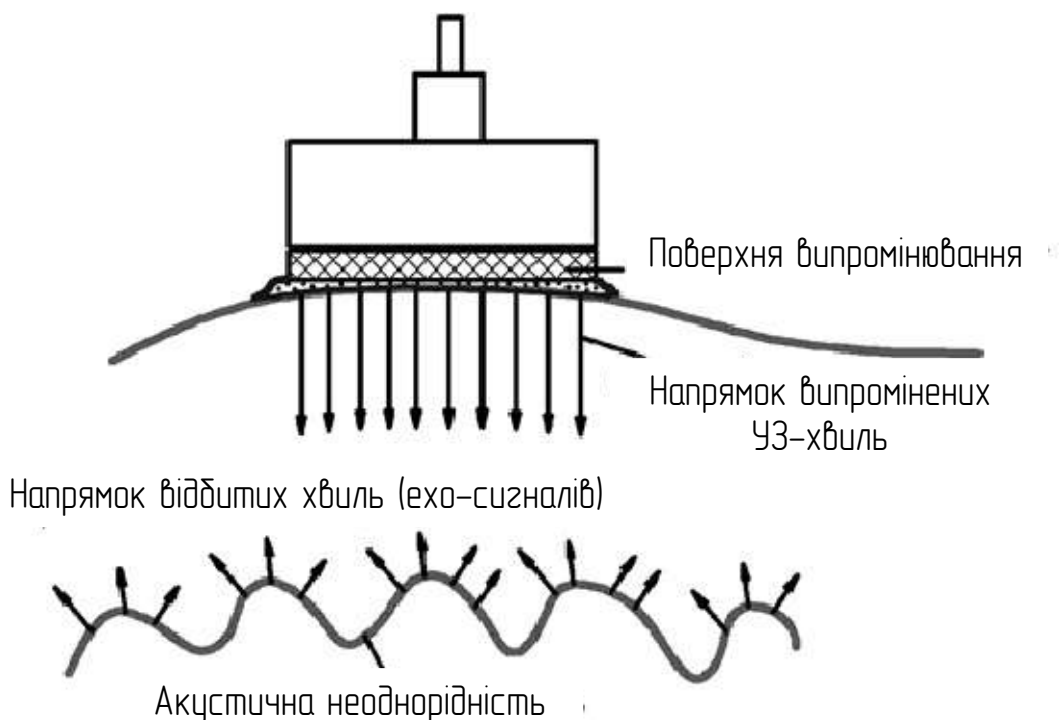


Рис. 1.41. Поширення і віддзеркалення ультразвуку

Відбиті сигнали, які приймає датчик, використовують для діагностики, і називають **ехо-сигналами**.

Відбиття – основне фізичне явище, на основі якого отримують інформацію про тканини, при цьому використовують ті відбиті хвилі, які може прийняти датчик, тобто що поширюються в бік, зворотний хвилям, випроміненим датчиком спочатку.

Інформація, яку отримують за допомогою відбитих хвиль, істотною мірою залежить від фізичних явищ, які супроводжують поширення ультразвуку в біологічних тканинах. Серед основних таких явищ необхідно назвати такі.

Заломлення – змінювання напрямку поширення хвиль під час переходу з одного середовища в інше, що може призводити до геометричних спотворень отриманого зображення.

Розсіювання – виникнення множинних змін напрямку поширення ультразвуку, зумовлене дрібними неоднорідностями біологічного середовища і, як впливає, численними відбиттями і заломленнями.

Поглинання – перехід енергії УЗ-хвиль в інші види енергії, зокрема в тепло, що спричиняє зазвичай в'язкість середовища.

Поглинання, розсіювання і відбиття УЗ-хвиль у біологічних тканинах є причинами **загасання**, яке характеризується зменшенням енергії УЗ-хвиль під час поширення.

Параметрами, які впливають на перераховані фізичні явища і на складний процес отримання акустичної діагностичної інформації, є **швидкість звуку** в середовищі та **щільність** середовища. Саме відмінності в швидкості звуку і щільності різних типів біологічних середовищ пояснюють акустичні неоднорідності біологічних тканин, які істотно впливають на формування акустичного зображення.

1.5.3. Швидкість ультразвуку в біологічних середовищах, відбиття і заломлення

Швидкість ультразвуку в різних видах біологічних тканин залежить від частоти і лежить у певному діапазоні. У табл. 1.3 наведено межі зміни параметрів акустичного опору, щільності й швидкості звуку для різних шарів біологічних тканин людини за нормальних умов і температури 20 °С [19].

Діапазон значень швидкості звуку в біологічних тканинах одного виду пояснюють станом пацієнта, суб'єктивними особливостями організму, віком, похибками вимірювання, градієнтом температур під час вимірювань і т. д., тому наявна залежність швидкості звуку від стану досліджуваної тканини (норма або патологія). Суттєві труднощі при цьому пов'язані з точним вимірюванням швидкості звуку в окремих структурах *in vivo*.

На основі даних табл. 1.3 можна виокремити **три класи** тканин: тканини **легенів** з малою швидкістю звуку, через високий рівень газозмісту, **кісткові тканини**, де швидкість звуку найбільша і всі інші рідинні і м'які середовища, що належать до класу **м'яких тканин**, швидкість звуку в яких коливається в межах $\pm 10\%$ швидкості звуку у воді [18]. У цих водонасичених тканинах середня швидкість звуку становить 1540 м/с, незначно відрізняючись від швидкості звуку у воді.

Під час побудови акустичного зображення використовують припущення про стабільність швидкості звуку в м'яких тканинах і рідких середовищах організму. Це дає можливість визначити глибину та місце залягання неоднорідності за значенням часу реєстрації відбитого від неї коливання.

Відмінності у швидкості звуку в тканинах визначають характер відображення на межі середовищ (рис. 1.42).

У разі перпендикулярного падіння звукової хвилі на плоску межу середовищ хвиля, яка пройшла в цьому напрямку, не змінює його відносно падаючої хвилі, але втрачає енергетичну складову, тому що частина енергії разом із відбитою хвилею переноситься в напрямку, протилежному падаючій хвилі.

У разі косого падіння хвилі відносно плоскої межі середовища відбита хвиля поширюється відповідно до закону геометричної оптики, згідно з яким кут відбиття $\alpha_{\text{відб}}$ дорівнює куту падіння α (обидва кута визначаються від перпендикуляра до межі середовищ).

За рівності швидкостей звуку в середовищах ($C_1 = C_2$) хвиля, що пройшла, не змінює свого напрямку відносно падаючого променя, тобто кути β і α рівні.

Таблиця 1.3. Швидкість УЗ-хвиль у різних середовищах [19]

Середовище	Швидкість звуку, м/с	Щільність відносно води, $\rho/\rho_{\text{в}}$	Акустичний опір відносно води, $Z_c/Z_{\text{в}}$
Повітря	343	$1,2 \cdot 10^{-3}$	$0,3 \cdot 10^{-3}$
Вода очищена (+20 °С)	1400	1,0	1,0
Тканини легень	400–1200	–	–
Жирова тканина	1350–1470	0,95	0,86–0,94
Мозкова тканина	1520–1570	1,03	1,06–1,09
Кров	1540–1600	1,06	1,04–1,08
Тканини печінки	1550–1610	1,06	1,11–1,14
М'язова тканина	1560–1620	1,07	1,13–1,18
Тканини нирок	1560	1,07	1,13
М'які тканини (їх середнє значення)	1540	1,06	1,11
Кістка	2500–4300	1,2–1,8	2,2–5,0
Камені та конкременти в печінці та нирках	1400–2200	–	0,8–1,6

Якщо швидкості звуку в середовищах не рівні ($C_1 \neq C_2$), то виникає заломлення хвилі. Кути падіння α і заломлення β пов'язані між собою відомим співвідношенням Снелля:

$$\sin \beta / \sin \alpha = C_2 / C_1. \quad (1.38)$$

За $C_2 < C_1$ кут β менший за кут α , що зображено рис. 1.42, де Z_1 та Z_2 – щільність біологічного середовища.

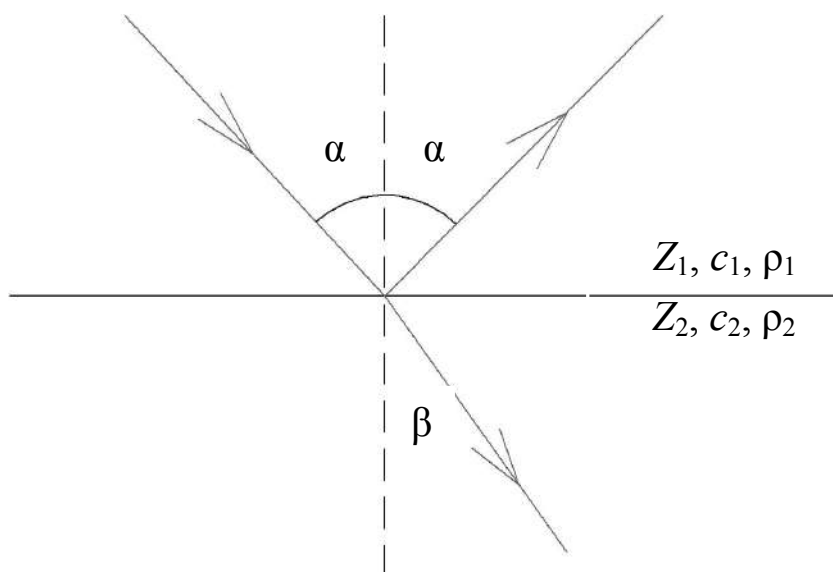


Рис. 1.42. Відбиття і заломлення ультразвуку на межі середовищ

За $C_2 > C_1$, кут β більший за кут α .

Під час проходження УЗ-хвилею межі різних м'яких тканин заломлення зазвичай незначне внаслідок невеликої відмінності в них швидкостей звуку.

1.5.4. Акустичний опір, його вплив на проходження ультразвуку

Найважливішою характеристикою біологічного середовища є акустичний опір Z , який визначають як добуток щільності середовища ρ і швидкості звуку C у ній:

$$Z = \rho C. \quad (1.39)$$

У табл. 1.3. наведено значення щільності різних середовищ відносно води, тобто величини, які дорівнюють ρ_c/ρ_v (ρ_c – щільність середовища; ρ_v – щільність дистильованої води). Видно, що у м'яких тканинах щільність не сильно відрізняється від щільності води – не більше, ніж на 7 %.

В останньому стовпці табл. 1.3 подано значення акустичних опорів різних середовищ, також наведено в співвідношенні до акустичного опору води, тобто вказані величини, які дорівнюють Z_c/Z_v ($Z_c = \rho_c C_c$ – акустичний опір середовища; $Z_v = \rho_v C_v$ – акустичний опір дистильованої води). Акустичні опори характеризуються тим, що їх відмінність визначає процес відбиття сигналів на межі середовищ.

Введемо поняття **коефіцієнта відбиття за амплітудою** $K_{\text{відб}}$, який визначають за таким відношенням:

$$K_{\text{відб}} = p_{\text{відб}} / p_{\text{пад}}, \quad (1.40)$$

де $p_{\text{відб}}$ і $p_{\text{пад}}$ – які дорівнюють тиску відбитої та падаючої УЗ-хвиль відповідно.

У разі перпендикулярного падіння УЗ-хвилі на плоску межу середовищ коефіцієнт $K_{\text{відб}}$ обчислюють за допомогою виразу

$$K_{\text{відб}} = \left| \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right|, \quad (1.41)$$

де $Z_2 - Z_1$ – акустичні опори середовищ, що межують, а знак модуля (||) показує, що враховується лише їхня абсолютна величина (завжди позитивна) обчисленого відношення.

Формула (1.41) дозволяє наочно показати характер формування відбитих сигналів на межі середовищ і пояснити особливості й обмеження, властиві УЗ-методам досліджень.

Для м'яких тканин та крові відмінність акустичних опорів перебуває у межах $\pm 15\%$ (табл. 1.4). Якщо перше середовище має відносний опір $z_1 = 0,95$, а друге $z_2 = 1,05$, то $K_{\text{відб}} = 0,05$ (або 5%). Це означає, що тільки мала частина енергії падаючої УЗ-хвилі повернеться у вигляді відбитої УЗ-хвилі, а суттєво більша частина поширюватиметься у середину тканин, досягаючи наступних неоднорідностей і знову частково відбиваючись від них, поступово затухати. Якщо середовища **міняються місцями**, тобто перше має $z_1 = 1,05$, а друге $z_2 = 0,95$, то, як випливає з формули (1.41), результат **не зміниться**: $K_{\text{відб}} = 0,05$.

Таким чином, коефіцієнт відбиття залежить лише від різниці акустичних опорів середовища і не залежить від того, яке із середовищ міститься далі від іншого – з більшим чи меншим акустичним опором. Це пояснює **ехогенність тканин** (тобто рівень відбитих від них сигналів) тим, що глибше розміщені тканини мають вищий акустичний опір (або більшу щільність), ніж тканини, розміщені ближче від межі поділу, тобто рівень відбитого сигналу залежить лише від ступеня акустичної неоднорідності тканин, що межують, який визначається різницею їх акустичних опорів. У табл. 1.4 наведено значення коефіцієнта відбиття УЗ-хвиль на межі біологічних середовищ, виражені у відсотках [19; 29].

Таблиця 1.4. Коефіцієнт відбиття ультразвуку на межі біологічних середовищ

Межа середовищ	$K_{\text{відб}}$, %
Кров–м'яз	1,5
Кров–нирка	2,1
Кров–печінка	2,7
М'яз–жирова тканина	10,0
Печінка–камені печінки	0–17,0
М'яз–кістка	64,0
Мозок–кістка черепа	66,0
Повітря–м'язові тканини	99,95

Значення, обчислені на основі формули (1.41) за умови, що падаюча УЗ-хвиля поширюється перпендикулярно до плоскої межі середовищ. Така умова на практиці майже ніколи точно не виконується, але дозволяє проілюструвати основні закономірності відбиття.

З табл. 1.4 випливає, що для м'яких тканин коефіцієнт відбиття за амплітудою не перевищує 10 %, знижуючись іноді до нуля, якщо межуючі тканини не відрізняються за акустичним опором. У цьому разі їх межа може бути не виявлена ($K_{\text{відб}} = 0$).

Вищий коефіцієнт відбиття на межі **жирових тканин** з іншими м'якими тканинами ілюструє відомий фахівцям факт, що спостереження структур, розміщених за численними жировими прошарками, пов'язане з певними труднощами. Справді, енергія УЗ-хвилі, яка пройшла между «жир–м'які тканини», менша, ніж після проходження межі інших м'яких тканин, і разом із розфокусуванням УЗ-променю в жирових тканинах це призводить до зменшення рівня сигналу від структур, розміщених на великих глибинах.

Відбиття від межі «**м'яка тканина–камені**» (печінки, нирок або жовчного міхура) можуть змінюватися в широкому інтервалі залежно від виду каменя і його акустичного опору. Чим щільніший камінь і чим більша швидкість звуку в ньому, тим більший рівень відбиття на його межі й тим легше його виявити. За великого акустичного опору каменя, сигнал відбиття від нього може мати високий рівень, оскільки в результаті цього за ним утворюється зона **акустичної тіні**, тобто область із низьким рівнем відбитих сигналів, що зумовлено малим рівнем енергії, яка пройшла через камінь УЗ-хвилі. Як відомо, наявність акустичної тіні є одним із діагностичних ознак наявності каменя в органах.

Якщо камінь має структуру, близьку до структури м'яких тканин, то виявити його іноді важко внаслідок малого рівня відбитого сигналу. Це приклад **акустично прозорого** каменя, який погано діагностується в зображенні. Переважно такі камені чітко виявляються за допомогою рентгенівської діагностики.

Рівень відбиття на межі «**м'яка тканина–кісткова тканина**» теж може змінюватися в певних межах залежно від виду кісткової тканини. Однак здебільшого цей рівень великий, унаслідок чого відбита хвиля може бути більшої потужності, ніж хвиля, що пройшла далі. Крім цього, кісткова тканина завдяки специфічності своєї будови розфокусовує («розвалює») УЗ-промінь, що проходить через неї. Усе це істотно ускладнює можливість спостереження структур, що перебувають за кістковими тканинами. Через це в кардіології використовують секторні й мікроконвексні датчики, мала робоча поверхня яких дозволяє спостерігати серце через міжреберну щілину. З тієї ж причини важко отримати двовимірне зображення мозку прийнятної якості під час спостереження через кістки черепа, і тільки в неонатології можна отримувати повноцінне двовимірне зображення мозку новонароджених скануванням через тім'ячко.

На межі «**повітря–м'які тканини**» УЗ-хвиля відбивається практично повністю, і далі цієї межі одержати інформацію неможливо, тому під час обстеження пацієнта на робочу поверхню датчика наносять **акустичний гель**, що усуває повітряний прошарок і забезпечує **акустичний контакт** між датчиком і тілом пацієнта. Унаслідок практично повного відбиття на межі газових утворень та м'яких тканин **газовмісні структури** (легені, шлунок, кишечник), а також тканини, що містяться за цими структурами, за допомогою ультразвуку дослідити майже неможливо, що є серйозним обмеженням для УЗ-діагностики.

Повертаючись до відбиття на межі м'яких тканин із різним акустичним опором, зауважимо, що межі неоднорідностей розміщуються під довільним кутом до напрямку поширення ультразвуку (який збігається з віссю УЗ-променя), не завжди дорівнює 90° , тому основна енергія відбитого сигналу може поширюватися не в бік датчика, що погіршує можливості спостереження. Такі випадки пояснюються тим, що межі неоднорідностей переважно не є гладкими, і отже, відбиті від них УЗ-хвилі поширюються в різних напрямках, зокрема в напрямку

датчика, що забезпечує приймання ехо-сигналів і отримання акустичного зображення.

Найчастіше неоднорідності у м'яких тканинах мають складну форму і різні розміри, причому їх орієнтація має випадковий характер. УЗ-зображення зазвичай формуються хвилями, розсіяними на порівняно дрібних структурах. Якщо розміри неоднорідностей дорівнюють довжині хвилі ультразвуку або менші від неї (здебільшого в біологічних тканинах ця умова справджується), то взаємодія ультразвуку із середовищем характеризується складними ефектами. Основними з них є **дифракція та інтерференція**.

Нагадаємо, що **дифракцією** називають явище огинання хвилями різних перешкод (або в більш широкому сенсі будь-яке відхилення під час поширення хвиль від законів геометричної оптики).

Інтерференцією називають явище складання хвиль у разі перевідбиття від різних неоднорідностей.

Незважаючи на всю складність процесів, що впливають на формування акустичного зображення, на його основі можна отримати важливу діагностичну інформацію, яка міститься в амплітудах (яскравості) окремих фрагментів зображення й у взаємному їх розміщенні на двовимірній картині. Дуже цікаво було б на основі акустичного зображення оцінювати просторові розподіли швидкості звуку, щільності, коефіцієнта відбиття і, можливо, інших фізичних параметрів тканин. Інтерес саме до цих фізичних характеристик зрозумілий – їх числові значення найчастіше безпосередньо залежать від стану тканини, зокрема від наявності патології.

Оцінивши значення фізичних параметрів для окремих структур, ми могли б отримати додаткову діагностичну інформацію про тканини. На жаль, через складність і недостатній технічний рівень засобів УЗД не дає необхідної інформації про процес формування акустичного зображення та їх реконструкції.

1.5.5. Загасання ультразвуку в біологічних тканинах

Загасання ультразвуку, тобто зниження енергії УЗ-хвиль у процесі їх поширення в середину тканин, істотно впливає на акустичне зображення, передусім на максимальну глибину, з якої ще можна отримувати інформацію, і на якість зображення.

Основні причини загасання УЗ-хвиль такі: відбиття і розсіювання УЗ-хвиль на неоднорідностях, поглинання УЗ-хвиль.

Додаткове загасання відбувається через розбіжність УЗ-променю, тобто збільшення площі перетину променю з глибиною. Загасання через розбіжності променю зазвичай за значенням набагато менше, ніж унаслідок відбиття, розсіювання та поглинання УЗ-хвиль.

Загасання через відбиття й розсіювання визначається геометричними розмірами, властивостями і просторовим розподілом акустичних неоднорідностей.

Поглинання зумовлено в'язкістю, теплопровідністю біологічних тканин, а також складними процесами.

На основі великих експериментальних досліджень отримано основні закономірності й кількісні оцінки значень загасання в різних біологічних тканинах. Залежно від відстані (глибини) амплітуда тиску УЗ-хвилі через розсіювання і поглинання зменшується **за експоненціальним законом**:

$$p = p_0 e^{-\alpha x}, \quad (1.42)$$

де x – відстань, яку пройшла УЗ-хвиля; p_0 – початкова амплітуда тиску (за $x = 0$); p – амплітуда тиску на відстані x ; α – коефіцієнт загасання.

У загальному випадку $\alpha = \alpha_p + \alpha_n$, де α_p і α_n – коефіцієнти загасання, що відповідають розсіюванню і поглинанню ультразвуку.

Окремо виміряти кожен із коефіцієнтів досить важко, тому зазвичай аналізують сумарний коефіцієнт загасання α , який для біологічних тканин і води залежить від частоти, збільшуючись із підвищенням частоти ультразвуку.

За фіксованої частоти **коефіцієнт загасання** зазвичай виражають у логарифмічних одиницях – децибелах на одиницю відстані (дБ/см):

$$\alpha = -\frac{20}{x} \lg \left(\frac{p}{p_0} \right). \quad (1.43)$$

Зручність логарифмічної форми вираження коефіцієнта полягає в тому, що ступінь загасання в децибелах на різних глибинах легко визначити множенням коефіцієнта α і величини x (у сантиметрах).

Наприклад, якщо в якому-небудь середовищі коефіцієнт $\alpha = 1$ дБ/см на частоті 1 МГц, то на різних відстанях x загасання характеризується значеннями, наведеними в табл. 1.5.

Таблиця 1.5. Значення параметрів загасання

Загасання, дБ	Зменшення амплітуди тиску	Зменшення потужності УЗ-хвилі
1	на 10 %	на 20 %
3	у 1,4 рази	у 2 рази
6	у 2 рази	у 4 рази
10	у 3 рази	у 10 разів
20	у 10 разів	у 100 разів

Незважаючи на те, що є відмінності у значеннях загасання між тканинами, можна побудувати деяку середню залежність загасання від частоти для м'яких тканин.

На рис. 1.43 залежність зображено пунктиром і характеризується всього однією цифрою – близько 0,7 дБ/(см · МГц) [7; 19], за допомогою якої дуже легко визначити середнє загасання на будь-якій відстані на частотах ультразвуку, застосовуваних у діагностиці.

Якщо частоту позначити через f , а відстань через x , то середнє загасання ультразвуку K у децибелах визначається простим співвідношенням $K = 0,7$ дБ/(см·МГц) xf , у яке потрібно підставити x у см та f у МГц. Так, на глибині 10 см за частоти $f = 3,5$ МГц загасання $K = 25$ дБ ($3,2 \cdot 10^2$ рази за потужністю), за частоти $f = 5$ МГц $K = 35$ дБ ($3,2 \cdot 10^3$ рази за потужністю), а за $f = 7,5$ МГц $K = 55$ дБ ($3,2 \cdot 10^5$ разів за потужністю).

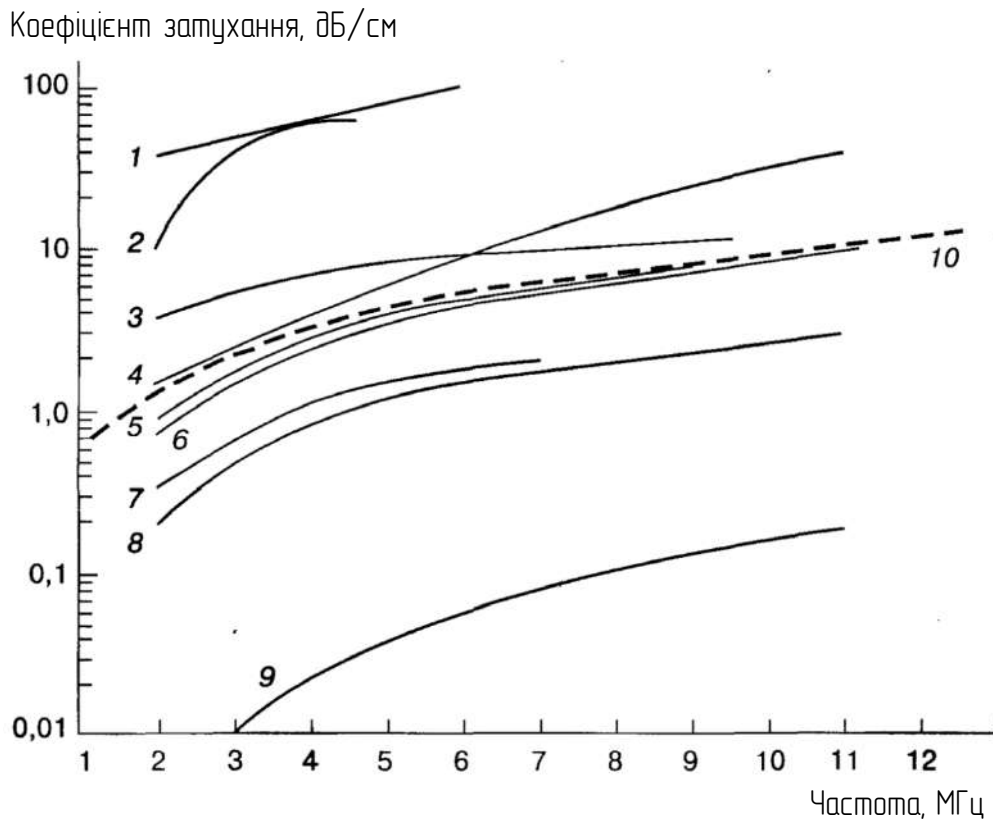


Рис. 1.43. Залежність загасання ультразвуку від частоти в біологічних тканинах: 1 – легені; 2 – кістки черепа; 3 – шкіра; 4 – м'яз; 5 – мозок дорослого; 6 – мозок дитини; 7 – печінка; 8 – кров; 9 – вода; 10 – середнє значення для м'язких тканин

Такі приклади унаочнюють причину, з якої зі збільшенням частоти датчика зменшується глибина дослідження в УЗ-діагностиці. Зі збільшенням частоти значення загасання збільшується внаслідок **частотно залежного характеру загасання**: рівень випроміненого датчиком сигналу на цій глибині зменшується. Такою самою мірою зменшується рівень ехо-сигналу, отриманого в результаті відбиття на цій глибині, у міру проходження ним того самого шляху, але вже у зворотному напрямку – до датчика.

На частоті $f = 3,5$ МГц загасання на глибині 10 см не приводить до серйозних наслідків – ехо-сигнали, які приймає датчик із цієї глибини, мають рівень, достатній для їх впевненого спостереження. На частоті $f = 5$ МГц на тій самій глибині спостереження дуже слабких ехо-сигналів у деяких випадках може бути ускладнене. На частоті $f = 7,5$ МГц нерідко стає неможливим спостерігати навіть сильні відбиття – вони

невизначні на тлі випадкових шумів і перешкод, тому гранична глибина спостереження для частоти 7,5 МГц становить 70–90 мм.

Повертаючись до рис. 1.43, відзначимо, що кісткові тканини і тканини легень мають дуже високий рівень загасання – навіть на найнижчій із зазвичай використовуваних у діагностиці частот $f = 2,5$ МГц загасання становить близько 60 дБ/см.

Легені й тканини, що містяться за ними, з причини загасання не можуть спостерігатися за допомогою ультразвуку.

Що стосується кісткових тканин, за певних умов, наприклад під час спостереження через порівняно тонку скроневу стінку черепа, можна отримувати інформацію про структури, розміщені за кістковою тканиною.

Окремо слід зазначити про загасання в рідких середовищах. Загасання у крові менше, ніж у м'яких тканинах. У воді загасання дуже мале: наприклад, на частоті 7,5 МГц на відстані 10 см загасання становить лише 1,2 дБ, тому в сечі та вмісті деяких видів кіст загасання також дуже мале. Спостереження через наповнений сечовий міхур істотно полегшує отримання інформації про глибоко розміщені органи і широко використовуються в гінекології. Під час спостереження водонаповнених кіст унаслідок малого в них загасання можуть виникати артефакти, пов'язані з перевідбиттям сигналів від меж кісти. Мале загасання у воді дає можливість застосовувати датчики з водною насадкою, яка дозволяє прибрати зону поганого спостереження (мертву зону) під час дослідження поверхневих органів і структур.

Частотнозалежний характер загасання в біологічних тканинах, особливо у м'яких, призводить до того, що вид імпульсного ультразвукового сигналу змінюється в міру збільшення відстані, яку він проходить.

Це пов'язано з тим, що більш високочастотні складові сигналу послаблюються сильніше, ніж низькочастотні, у результаті чого середня частота сигналу зміщується у міру збільшення глибини в бік нижчих частот, а період коливань і тривалість сигналу збільшуються.

На рис. 1.44 показано змінювання спектра акустичного імпульсного сигналу залежно від шляху проходження у м'яких біологічних тканинах [19].

Видно, якщо на найменших глибинах спектр змінюється незначно, то зі збільшенням глибини крива, що описує форму спектра, помітно зміщується вліво. Якщо центральна частота випромінюваного сигналу дорівнювала 3,5 МГц, то на глибині 6 см частота дорівнює 3,1 МГц, а на глибині 12 см змінюється до 2,8 МГц.

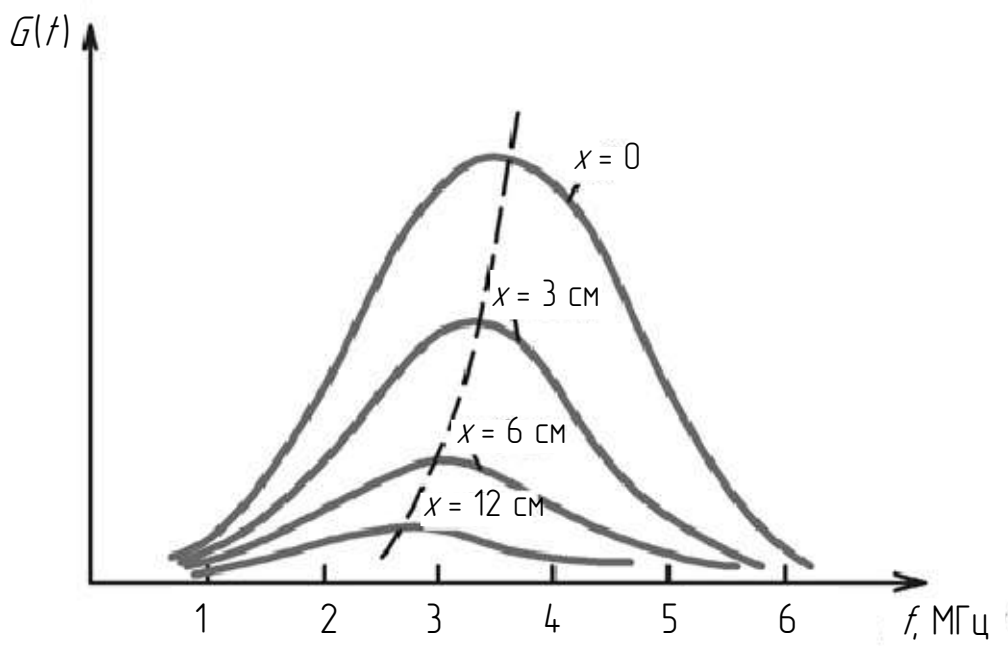


Рис. 1.44. Зміна спектра акустичного імпульсного сигналу зі збільшенням глибини внаслідок частотнозалежного характеру загасання (x – глибина).

Пунктирною лінією показано зміну центральної частоти.

Зсув спектра ехо-сигналу в бік низьких частот зі збільшенням глибини слід враховувати під час створення діагностичного приладу та його експлуатації, тому в усіх сучасних УЗ-приладах використовується **автоматичне налаштування частоти** приймача ехо-сигналів залежно від глибини або від часу проходження ехо-сигналу.

Контрольні запитання та завдання

1. Поясніть, що вивчає біомеханіка і біоакустика?
2. Що вивчає ергометрія?
3. Який вплив на організм людини можуть чинити перевантаження і невагомість? Наведіть приклади.
4. Який орган у людському організмі є інерційною системою орієнтації?
5. Наведіть визначення біологічної рухливості.
6. Поясніть сутність моделі механічних властивостей біологічних тканин людини: шкіри, кістки та судини.
7. Сформулюйте рівняння Хіла та поясніть його сутність.
8. Опишіть особливості природи виникнення звуку та їх фізичні характеристики.
9. Які відомі звукові методи дослідження в медицині?
10. Наведіть формулу Релея для визначення коефіцієнта проникнення звуку.
11. Поясніть особливості будови слухового тракту у людини.
12. Наведіть приклади застосування ультразвуку в медицині.
13. Опишіть явище п'єзоефекту.
14. Які є види акустичних хвиль? Опишіть, як утворюються такі види.
15. Охарактеризуйте основні фізичні характеристики біологічних середовищ із погляду поширення акустичних коливань.
16. Як змінюються параметри акустичного опору, щільності й швидкості звуку для різних шарів біологічних тканин людини за нормальних умов?
17. На які основні класи можна поділити біологічну тканину залежно від швидкості проходження ультразвуку?
18. Що таке акустичний опір? Поясніть його вплив на проходження ультразвуку.
19. Наведіть визначення інтерференції.

20. Наведіть основні причини загасання ультразвуку в біологічних тканинах.
21. Поясніть та наведіть залежність зміни інтенсивності поширення акустичних коливань у біологічному середовищі.
22. Сформулюйте закон Вебера–Фехнера.
23. Наведіть коефіцієнт відбиття акустичної хвилі. Від яких параметрів він залежить?
24. Що таке коефіцієнт проникнення звукової хвилі?
25. Поясніть значення коефіцієнта загасання.
26. Що таке інтенсивність плоскої хвилі?
27. Які фізичні процеси відбуваються під час поширення акустичних коливань у біологічному середовищі?
28. Поясніть роботу системи кісточок середньої частини вуха людини.
29. Що таке хвильовий опір?
30. Сформулюйте рівняння Лам'є.

Задачі для самоконтролю

1. Знайдіть корисну потужність, яка розвивається під час скорочення м'язу за проміжок часу, що дорівнює 0,4 с, внаслідок чого було виділено 5,5 кДж теплоти, а коефіцієнт корисної дії становить 30 %.
2. Обчисліть загальну потужність м'язу у разі його навантаження 150 Н, якщо максимальна загальна потужність, що розвивається м'язом, становить 20 Вт, а навантаження в ізометричному режимі скорочення дорівнює 250 Н.
3. Обчисліть різницю фаз коливань двох точок, якщо відстань між ними становить 1,5 м, які перебувають на прямій, уздовж якої поширюється хвиля зі швидкістю 150 м/с та період коливань становить 0,03 с.
4. Обчисліть довжину хвилі, яка має максимальну частоту звуку 20 кГц, що сприймає людське вухо, якщо швидкість звуку в повітрі дорівнює 320 м/с.

5. Після проходження звуку через перепону його інтенсивність зменшилась у 1000 разів. Наскільки зменшилася його гучність, якщо частота звуку становить 1 кГц.

6. Знайдіть, значення гучності звуку, якщо його частота дорівнює 1 кГц, а інтенсивність після проходження через екран зменшилась у 1200 разів.

7. Установіть довжину УЗ-хвилі в кістковій тканині, якщо її частота в жировій тканині становить 1 МГц, а швидкість поширення УЗ-хвилі в жировій тканині становить 1450 м/с, а в кістковій – 3300 м/с.

8. Обчисліть, у скільки разів зміниться довжина УЗ-хвилі під час переходу із жирової тканини у кісткову, якщо швидкість поширення УЗ-хвилі в жировій та кістковій тканинах дорівнює 1450 та 3300 м/с відповідно.

9. Якою буде інтенсивність звуку, якщо рівень його гучності частотою 5000 Гц дорівнює 50 фон?

Розділ 2

ГЕМОДИНАМІКА. ТЕРМОДИНАМІКА, ТЕОРІЯ БІОЛОГІЧНИХ МЕМБРАН

Гемодинаміка – це наука про протікання крові кровоносними судинами. Кровообіг забезпечує життєдіяльність організму людини, а кров – обмін речовин та енергії в організмі. У розділі розглянуто питання гемодинаміки та гемореології – основні закономірності деформації і течії крові й теорії біологічних мембран.

2.1. ГЕМОДИНАМІЧНІ ПРОЦЕСИ ТА КРОВООБІГ

2.1.1. Реологічні й гемодинамічні параметри крові

Кров – це суспензія формених елементів (еритроцитів, лейкоцитів і тромбоцитів) у плазмі. Концентрація еритроцитів у крові становить $(4-6) \cdot 10^6 \text{ мм}^{-3}$, концентрація лейкоцитів – $(4-10) \cdot 10^3 \text{ мм}^{-3}$, а тромбоцитів – $(1,5-3,0) \cdot 10^5 \text{ мм}^{-3}$. Об'єм крові, який припадає на частку еритроцитів, – *гематокрит* – становить у нормі 0,44...0,46 у дорослих чоловіків і 0,41...0,43 у жінок.

Загальна концентрація лейкоцитів і тромбоцитів становить близько 1 % і суттєво не впливають на механічні властивості крові, як еритроцити.

Для спрощення моделі розглянемо кров як суспензію еритроцитів у плазмі. У плазмі крові людини міститься 900...910 г/л води, 65,80 г/л білка (альбумін, глобуліни, фібриноген) і 20 г/л низькомолекулярних сполук.

Плазму крові вважають ньютонівською рідиною, хоча деякі відхилення від цієї властивості спостерігаються за рахунок значного вмісту великих білкових молекул. В'язкість плазми становить (1,9–2,3) мПа·с.

Кров за складом гетерогенна, тому є неньютонівською рідиною, в'язкість якої залежить від градієнта швидкості (швидкості зсуву) (рис. 2.1).

Для порівняння наведено аналогічну залежність в'язкості деякої ньютонівської рідини (2): в'язкість ньютонівської рідини взято рівною граничній в'язкості крові.

Крім того, в'язкість крові залежить від концентрації формених елементів (рис. 2.2, крива 1) і меншою мірою – від концентрації білків плазми, а також від розмірів (радіусу і довжини) судин, якими вона протікає.

Протікання крові великими і малими судинами й капілярами відрізняється за деякими характеристиками. У великих судинах еритроцити утворюють агрегати у вигляді монетних стовпчиків. Діаметр окремих еритроцитів становить $d_{ep} \approx 8$ мкм, а розмір агрегата – близько 80 мкм.

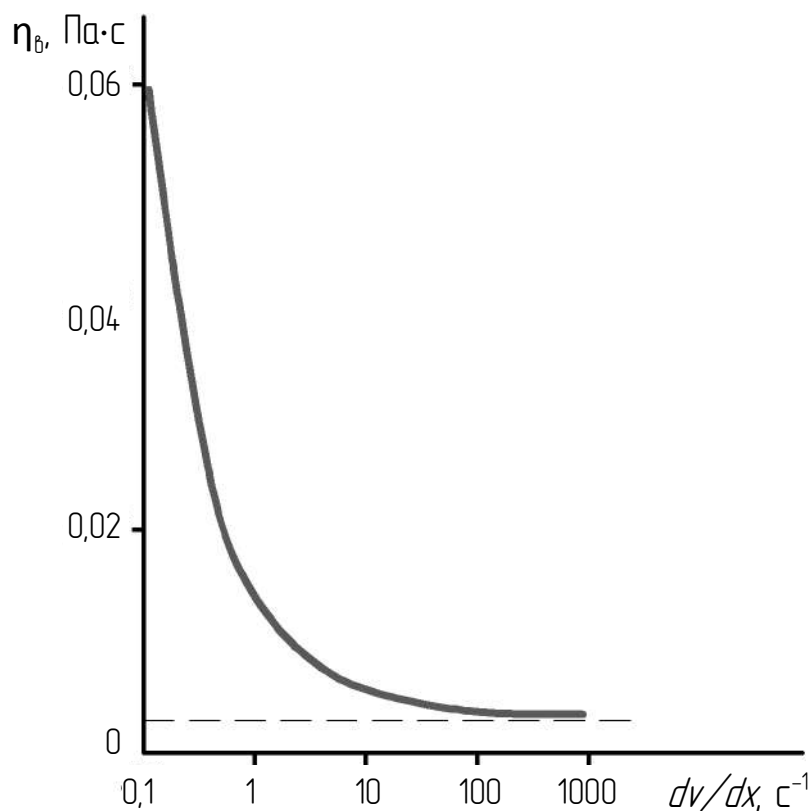


Рис. 2.1. Характер залежності ефективної в'язкості крові η_e від градієнта швидкості в логарифмічному масштабі (1)

Градієнт швидкості протікання крові тут порівняно невеликий, і в'язкість крові становить $\eta = 5$ мПа·с.

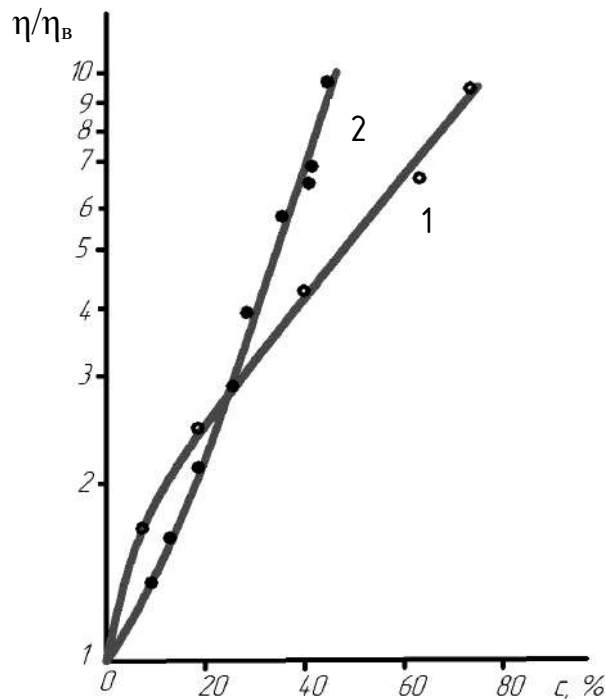


Рис. 2.2. Характер залежності в'язкості від концентрації суспензії еритроцитів собаки за нормою (1) і жорстких еритроцитів (2): η/η_v – відносна в'язкість крові в логарифмічному масштабі; η_v – в'язкість води; c – гематокрит. Градієнт швидкості становить 230 с^{-1}

У разі патологій тенденція еритроцитів до агрегації може настільки зростати, що потрібні додаткові витрати енергії для просування крові.

У міру збільшення градієнта швидкості й зменшення діаметра кровоносних судин агрегати еритроцитів розпадаються на окремі клітини, що зумовлює зменшення в'язкості крові.

Ефект зниження в'язкості крові у дрібних судинах називають феноменом сигма, або ефектом Фареуса–Ліндквіста. Він спостерігається в судинах діаметром менше за 0,5 мм і особливо сильно в капілярах, де в'язкість крові знижується майже вдвічі порівняно з великими судинами, наближаючись, таким чином, до значення в'язкості плазми.

Отже, концентрація еритроцитів безпосередньо біля стінки циліндра дорівнює нулю і зростає в міру просування до центру циліндра доти, поки відстань від стінки не стане дорівнювати діаметру частинок. Зі збільшенням концентрації частинок зростає і в'язкість крові. Якщо спростити модель та уявити, що розглянута рідина складається з двох

частин – плазми біля стінок циліндра йоднорідної суспензії еритроцитів у центрі, то, згідно з розрахунками, радіус серцевини становитиме $R - 0,76r$; де r – радіус циліндра; r – радіус сферичної частинки.

Зі зменшенням радіуса циліндра зростає відношення товщини пристінкового шару, який наповнений плазмою, до радіусу циліндру, а оскільки в'язкість плазми приблизно у два рази нижча від в'язкості цільної крові, то в'язкість рідини в цілому знижується. Зі зменшенням радіуса просвіту судини до значення, що дорівнює $1,76r$, радіус серцевини, що дорівнює радіусу окремих еритроцитів, які в цьому разі шикуються в ланцюжок і пересуваються капіляром подібно до «змії» в оболонці з плазми (рис. 2.3а). Зі збільшенням швидкості кровотоку еритроцити деформуються (рис. 2.3б), що зумовлює збільшення товщини пристінкового шару і ще більше зменшує в'язкість крові. Такі способи пересування еритроцитів у капілярах спостерігаються під мікроскопом.

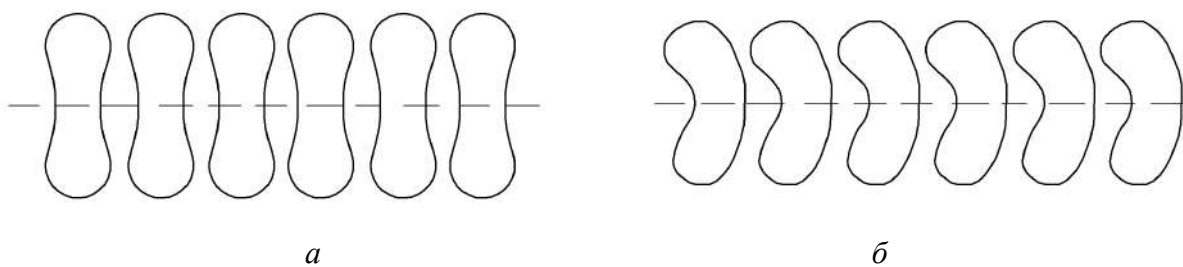


Рис. 2.3. Переміщення еритроцитів у капілярі за низької (а) та високої (б) швидкості кровотоку

Еритроцити мають високу еластичність. Завдяки своїй формі двоввігнутого диска, вони здатні сильно деформуватися і проникати в капіляри діаметром близько 3 мкм (рис. 2.4), що покращує обмінні процеси, оскільки при цьому збільшується площа зіткнення мембрани еритроцитів зі стінками капілярів, і знижує в'язкість крові порівняно з тим, якби еритроцити були жорсткими структурами (рис. 2.2, крива 2). Завдяки порівняно невисокій в'язкості крові, у системі мікроциркуляції знижується навантаження на серце. За деяких патологічних станів еластичність стінок еритроцитів зменшується і, як наслідок, погіршується кровообіг.

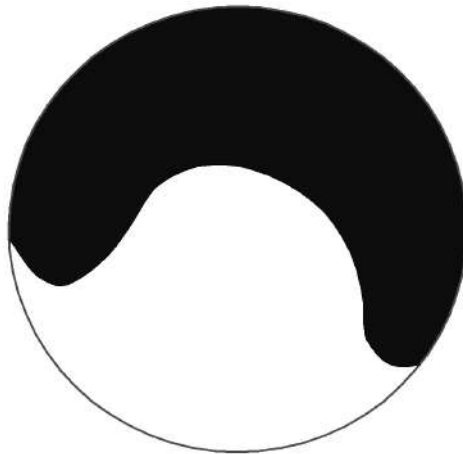


Рис. 2.4. Вигляд деформації еритроциту в капілярі

В'язкість крові зростає зі збільшенням концентрації еритроцитів. Так, в'язкість крові у великих судинах у нормі становить 4...6 мПа·с; у разі анемії (зменшення вмісту еритроцитів) – 2...3 мПа·с; у разі поліцитемії (збільшення вмісту еритроцитів) – 15...20 мПа·с.

В'язкість крові від гематокриту можна приблизно описати експоненціальною залежністю

$$\eta = \eta_0 e^{2c}, \quad (2.1)$$

де η_0 – в'язкість плазми; c – гематокрит (у відносних одиницях).

Протікання крові судинами здебільшого є ламінарним і переходить у турбулентний лише в деяких випадках: у проксимальних відділах аорти й легеневого стовбура під час виштовхування крові зі шлуночків; у великих артеріях зі зростанням швидкості кровотоку (наприклад, за інтенсивної м'язової роботи) або зниженням в'язкості крові (наприклад, у разі різко вираженої анемії). У названих вище випадках число Рейнольдса перевищує критичне значення (2000...2400).

Шуми, які супроводжують турбулентну течію, іноді бувають настільки сильними, що їх можна прослухати навіть без стетоскопа. Тони Короткова, які виникають у разі непрямого методу вимірювання артеріального тиску, також зумовлені турбулентним плином крові. У місцях розгалужених і локальних звужень судин (наприклад, у разі утворення тромбів), а також в області крутих вигинів утворюються локальні завихрення, число Рейнольдса при цьому перевищує 400. Турбулентний

протік вимагає великих витрат енергії порівняно з ламінарним і посилює навантаження на серце.

Гемодинамічні характеристики крові – це тиск і швидкість кровотоку. Згідно з теоремою про нерозривність потоку лінійна швидкість течії рідини V обернено пропорційна площі поперечного перерізу судини S . Аорта розгалужується на артерії, артерії – на артеріоли і потім на капіляри. Кожне розгалуження супроводжується зменшенням діаметра окремих судин і збільшенням сумарної площі поперечного перерізу всіх судин такого класу. Найвужчим відділом судинного русла є аорта, тому швидкість кровотоку в ній максимальна і знижується в напрямку від аорти до капілярів.

Сумарна площа просвіту капілярів у 500...600 разів перевищує площу поперечного перерізу аорти, відповідно швидкість кровотоку в них у 500...600 разів менша від швидкості в аорті.

Значне зниження швидкості кровотоку в капілярах сприяє поліпшенню обміну речовин між кров'ю і тканинами, що стають, є ще однією причиною того, що обмінні процеси зазвичай проходять у капілярній мережі. Капіляри об'єднуються у вени, сумарний просвіт такого відділу кровоносного русла звужується порівняно з капілярною мережею, а лінійна швидкість кровотоку зростає.

Розподіл лінійної швидкості кровотоку в різних частинах судинної системи графічно подано на рис. 2.5.

Перш ніж перейти до розгляду кров'яного тиску, введемо такі поняття. Різницю тисків на внутрішню ($P_{\text{в}}$) і зовнішню ($P_{\text{з}}$) стінки судини називають трансмуральним тиском:

$$P_{\text{т}} = P_{\text{з}} - P_{\text{в}}. \quad (2.2)$$

Трансмуральний тиск збільшує або зменшує діаметр кровоносних судин, під дією сили тяжіння створюється гідростатичний тиск крові:

$$P_{\text{г}} = \rho gh, \quad (2.3)$$

де ρ – щільність крові; g – прискорення вільного падіння; h – висота стовпа рідини.

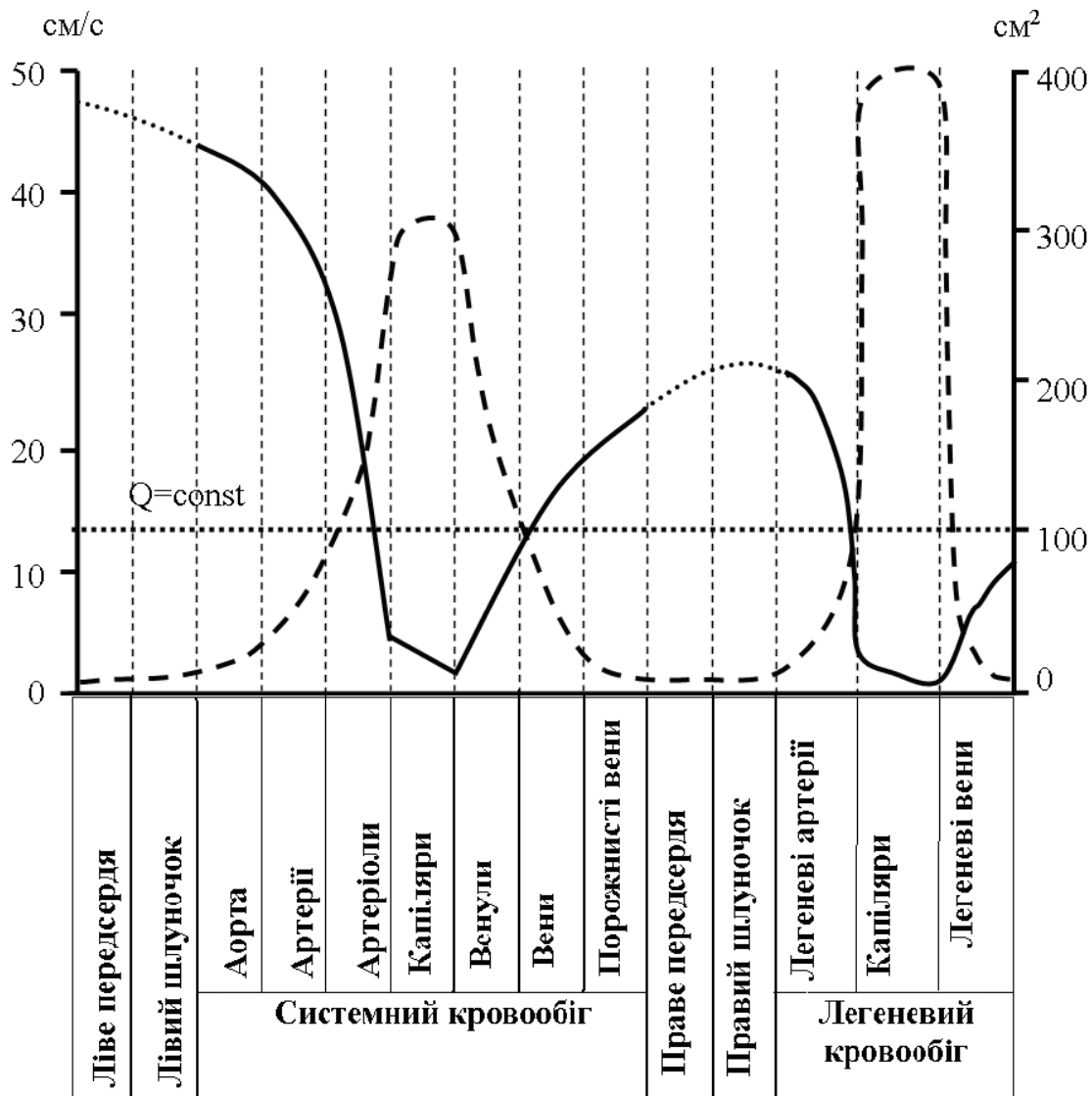


Рис. 2.5. Розподіл лінійної швидкості кровотоку в різних судинах

Гідростатичний тиск впливає на розподілення крові в судинній системі людини, сприяючи відтоку крові з верхньої частини і притоку в нижню частину тіла людини, яка стоїть вертикально. Таким чином, цей тиск впливає, хоча і несуттєво, на плин крові. На рівні серця гідростатична складова кров'яного тиску дорівнює нулю, тому вимірювання кров'яного тиску зазвичай виконують в області плеча.

Основною рушійною силою кровотоку є кров'яний тиск, зумовлений перевищенням тиску, що викликаний роботою серця, над атмосферним тиском. Для окремо взятої судини можна вважати, що потік рідини забезпечується різницею тисків на вході й на виході судини.

Тиск крові в судинній системі з деяким наближенням можна описати, скориставшись формулою Пуазейля:

$$Q = \frac{\pi R^4}{8\eta l} \Delta p = \frac{\Delta p}{X}. \quad (2.4)$$

Позначимо X – гідравлічний опір,

$$X = \frac{8\eta l}{\pi R^4}, \quad (2.5)$$

де R – радіус просвіту судини; η – динамічна в'язкість крові; l – довжина ділянки судини; Δp – перепад тисків на цій ділянці.

Оскільки радіуси просвітів аорти $R_{\text{аор}}$, артерій $R_{\text{арт}}$, артеріол $R_{\text{арл}}$ і капілярів $R_{\text{кап}}$ мають такі співвідношення:

$$R_{\text{аор}} : R_{\text{арт}} : R_{\text{арл}} : R_{\text{кап}} = 3000 : 500 : 7 : 1,$$

то, згідно з формулою (2.5), мінімальний гідравлічний опір має аорта, а максимальний – капіляри. Однак це твердження справедливе лише для окремо взятих судин. Усі судини такої частини системи кровообігу перебувають у потоці крові паралельно, що дозволяє обчислити їх сумарний опір за формулою паралельно з'єднаних потоків:

$$X = \frac{1}{\frac{1}{X_1} + \frac{1}{X_2} + \frac{1}{X_3} + \dots}, \quad (2.6)$$

де X_1, X_2, X_3 – гідравлічні опори кожної судини цього відділу системи кровообігу.

Чим більше судин такого відділу судинної системи трапляється в організмі, тим більшою мірою сумарний опір цієї ділянки судинної системи зменшується порівняно з опором окремо взятої судини.

Завдяки величезній кількості капілярів, сумарний опір капілярної мережі менший від сумарного опору артеріол і аорти (більший від аорти). Таким чином, найбільший гідравлічний опір серед усіх ділянок судинної системи має сукупність артеріол (рис. 2.7).

Змінювання їх просвіту відіграє головну роль у регулюванні тиску крові. За формулою Пуазейля (2.4) гідравлічний опір ділянки судинного

русла прямо пропорційний падінню тиску на цій ділянці, тобто чим більший опір, тим більшу силу необхідно прикласти для проштовхування крові судиною.

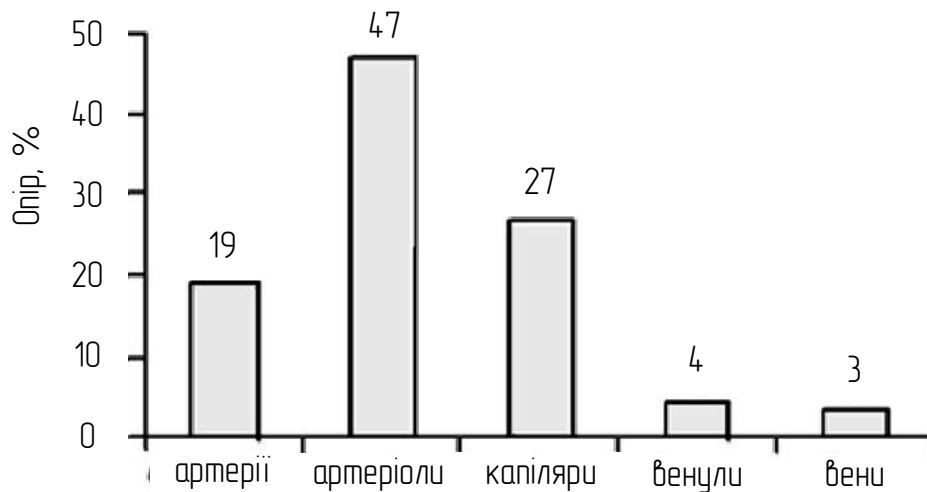


Рис. 2.7. Гідравлічний опір у різних відділах судинного русла

Згідно з експериментальними даними падіння тиску у великих і середніх артеріях становить 10 %, а в артеріолах і капілярах – 85 %, тобто 85 % енергії, що потрапляє у кров під час скорочення шлуночка, витрачається на проходження крові артеріолами і капілярами. На рис. 2.7 наведено змінювання значень тиску в різних частинах судинної системи.

Відповідно до формули Пуазейля (2.4) падіння тиску обернено пропорційне четвертому ступеню радіуса судини, тобто навіть невелика зміна радіуса судини може значно відобразитися на значенні кров'яного тиску. Саме тому природні механізми нервової та гуморальної регуляції кров'яного тиску, а також дія лікарських препаратів, що нормалізують тиск, пов'язані зі зміною просвіту судин.

Слід зазначити, що рівняння Пуазейля (2.4) справедливо для жорстких нерозгалужених трубок із круглим поперечним перерізом; ламінарного потоку; гомогенних рідин; односпрямованого потоку. У кровоносній системі жодна із цих вимог повністю не виконується: по-перше, судини еластичні й розгалужуються; по-друге, у деяких ділянках судинної системи спостерігається турбулентний плин крові; по-третє, кров не є гомогенною рідиною; по-четверте, іноді відбувається короткочасний

зворотний (антероградний) кровоток, наприклад в аорті й периферичних артеріях під час діастолі. Кожен із цих факторів збільшує гідравлічний опір порівняно з теоретичним, обчисленим за рівнянням Пуазейля.

Таким чином, обчислення параметрів кровотоку вимагає врахування всіх діючих факторів, що, однак, не завжди можливо.

2.1.2. Швидкість осідання еритроцитів

Щільність еритроцитів (1096 кг/м^3) більша від щільності плазми крові (1027 кг/м^3), що зумовлює їх осідання. Це співвідношення щільностей впливає на закономірності течії крові й ускладнює вимірювання реальної в'язкості крові.

Проведемо розрахунки моделі кровотоку. На тверду сферичну частинку, що рухається в рідині в зоні сили тяжіння, діють такі сили: сила тяжіння $\rho_{\text{ч}}Vg$, виштовхувальна сила (сила Архімеда) $\rho_{\text{р}}Vg$ і сила опору (сила Стокса) $6\pi\eta r v$, де $\rho_{\text{ч}}$ – щільність частинки; V – об'єм частинки; $\rho_{\text{р}}$ – щільність рідини; η – в'язкість рідини; r – радіус частинки; v – швидкість осідання частинки. У разі рівномірного осідання частинки ($v = v_0 = \text{const}$) рівнодійна цих сил дорівнює нулю:

$$\rho_{\text{ч}}Vg - \rho_{\text{р}}Vg - 6\pi\eta r v = 0. \quad (2.7)$$

У вираз (2.7) підставимо формулу для обчислення об'єму сфери радіусом r ($V = \frac{4}{3}\pi r^3$), отримаємо швидкість осідання сферичної частинки:

$$v_0 = \frac{2}{9} \frac{r^2 g (\rho_{\text{ч}} - \rho_{\text{ж}})}{\eta}; \quad \rho_{\text{ч}} > \rho_{\text{р}}. \quad (2.8)$$

Частинка, що рухається в рідині зі стану спокою, поступово збільшуватиме швидкість осідання (при цьому сила Стокса зростає) доти, поки дію сили тяжіння не компенсують протилежно спрямовані сили Архімеда і Стокса. Починаючи з цього моменту, частинка осідатиме з постійною швидкістю v_0 . Наближена залежність швидкості v частинки від часу має вигляд

$$v = v_0(1 - e^{-t/\tau}), \quad (2.9)$$

де τ – стала часу процесу, прямо пропорційна щільності частинки і квадрату її радіуса й обернено пропорційна в'язкості рідини:

$$\tau \sim \frac{\rho_{\text{ч}} r^2}{\eta}. \quad (2.10)$$

За час t спостереження за процесом осідання частинок, що значно перевищує сталу часу ($t \gg \tau$), то $v \rightarrow v_0$. За $t = 3\tau$ швидкість осідання становить 95 % від v_0 . Для твердої сферичної частинки, діаметр якої дорівнює діаметру еритроцита (8 мкм), $\tau \approx 5 \cdot 10^{-5}$ с, тобто частинка досягне швидкості $0,95v_0$ через $1,5 \cdot 10^{-4}$ с.

Така модель повною мірою не описує процес осідання еритроцитів, оскільки вони, по-перше, не є твердими сферами, а по-друге, мають тенденцію до агрегації у вигляді монетних стовпчиків. Проте отримані рівняння з деяким наближенням придатні для опису осідання окремих еритроцитів.

Діагностичний метод, що ґрунтується на оцінюванні швидкості осідання еритроцитів (ШОЕ), широко використовують у медичній практиці як індикаторний тест. Для визначення ШОЕ за методом Вестергрена кров із доданим антикоагулянтом поміщають у відградуєвану мірну колбу. Швидкість осідання еритроцитів кількісно дорівнює відстані, на яку зміщується верхня межа еритроцитів за першу годину (1 год). У нормі це значення становить 3...6 мм у чоловіків і 8...10 мм у жінок.

Деякі патології, такі як запальні процеси, пухлини, що супроводжуються руйнуванням тканин, підвищують тенденцію еритроцитів до агрегації. Сила опору, що діє на складові крові і його еритроцити, зумовлює збільшення показника ШОЕ.

Значення ШОЕ залежить від білкового складу крові: знижується зі збільшенням вмісту в плазмі альбуміну і підвищується зі збільшенням концентрації глобулінів і особливо фібриногену. Наприклад, під час вагітності перед пологами вміст фібриногену зростає у два рази, що зумовлює збільшення ШОЕ до значень 40...50 мм/год. Щодо механізму

підвищення агрегації еритроцитів глобулінами немає єдиної думки. Можливо, глобуліни знижують електричний заряд еритроцитів і тим самим зменшують ефект електростатичного відштовхування.

Рівень параметру ШОЕ також залежить від концентрації еритроцитів: у разі значного зменшення гематокриту зменшується в'язкість крові та, як наслідок, зростає ШОЕ; зі збільшенням гематокриту спостерігається зворотній процес.

Під час деяких захворювань (наприклад, серповидноклітинної анемії) змінюється форма еритроцитів, що знижує тенденцію еритроцитів до агрегації та зменшує ШОЕ. Чимало стероїдних гормонів (естрогени, глюкокортикоїди) і лікарських речовин (саліцилати) підвищують значення ШОЕ.

2.1.3. Модель Франка. Пульсова хвиля

У систолі (скорочення серця) кров викидається з лівого шлуночка в аорту, від якої відходять великі артерії, при цьому частина кінетичної енергії крові витрачається на розтягнення еластичних стінок судин і запасання її у вигляді потенціальної енергії пружної деформації. Під час діастоли (розслаблення) шлуночків аортальний клапан закривається і приплив крові від серця у великі судини припиняється, розтягнуті стінки артерії при цьому скорочуються, забезпечуючи приплив крові в капіляри.

У моделі Франка передбачено, що всі великі судини артеріальної частини великого кола кровообігу об'єднано в одну камеру з еластичними стінками і нехтовно малим гідравлічним опором, а всі малі судини – у жорстку трубку з постійним гідравлічним опором.

Частина крові, яка проходить із серця у пружну камеру, залишається в ній і розтягує її, а інша частина витікає в жорстку трубку (рис. 2.8). Тоді можна записати, що

$$Q_c = \frac{dV}{dt} + Q, \quad (2.11)$$

де Q_c – об’ємна швидкість притоку крові із серця; Q – об’ємна швидкість відтоку крові в жорстку трубку; $\frac{dV}{dt}$ – швидкість зміни об’єму пружної камери.

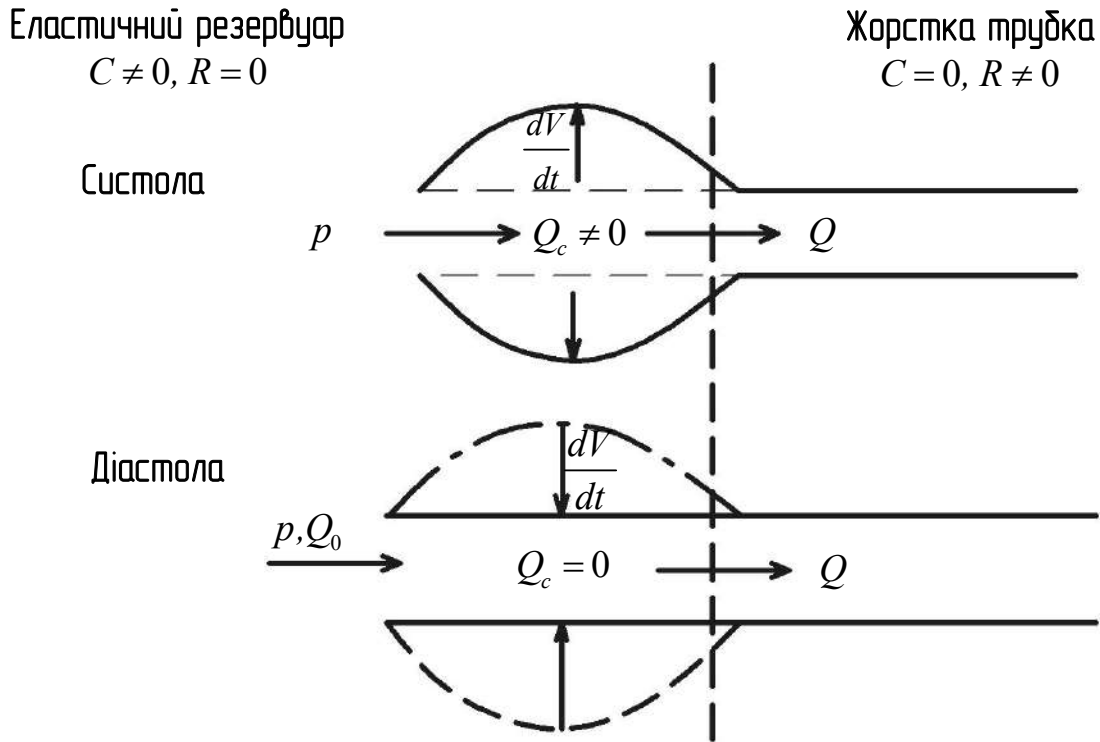


Рис. 2.8. Модель Франка

Зміни об’єму камери пропорційні зміні тиску в ній:

$$dV = Cdp, \quad (2.12)$$

де C – еластичність камери.

Об’ємна швидкість кровотоку через периферичні судини, які моделює жорстка трубка, відповідно до рівняння Пуазейля (2.4), дорівнює

$$Q = \frac{p - p_B}{X}, \quad (2.13)$$

де X – гідравлічний опір жорсткої трубки (загальний опір периферичної частини системи кровообігу); p – тиск у пружній камері; p_B – венозний тиск, який може бути прийнятим відповідно нульовому значенню (рис. 2.8).

Тоді

$$Q = \frac{P}{X}. \quad (2.14)$$

Підставимо вираз (2.12) і (2.14) у рівняння (2.11):

$$Q_c = C \frac{dp}{dt} + \frac{P}{x}, \quad (2.15)$$

і помножимо його на dt :

$$Q_c dt = C \frac{dp}{dt} + \frac{P}{x} dt. \quad (2.16)$$

Проінтегруємо рівняння (2.16) у межах часу одного періоду пульсу (від $t_1 = 0$ до $t_2 = 0$), який відповідає однаковому значенню тиску, що дорівнюють мінімальному діастолічному тиску (рис. 2.10):

$$\int_0^{T_{II}} Q_c dt = C \int_{p_d}^{p_d} \frac{dp}{dt} + \frac{1}{x} \int_0^{T_{II}} p dt. \quad (2.17)$$

Інтеграл з однаковими межами дорівнює нулю:

$$C \int_{p_d}^{p_d} \frac{dp}{dt} = 0,$$

тоді

$$\int_0^{T_{II}} Q_c dt = \frac{1}{x} \int_0^{T_{II}} p dt. \quad (2.18)$$

Інтеграл у лівій частині рівняння (2.18) становить ударний об'єм крові у великому колі кровообігу, тобто об'єм крові, виштовхуваний лівим шлуночком в аорту за одне скорочення. Цей об'єм можна визначити експериментально. Знаючи значення інтегралів, за формулою можна знайти загальний гідравлічний опір периферичної частини системи кровообігу.

Інтеграл $\int_0^{T_{II}} p dt$ у правій частині рівняння дорівнює площі фігури, обмеженої кривою $p(t)$ і віссю t (рис. 2.9).

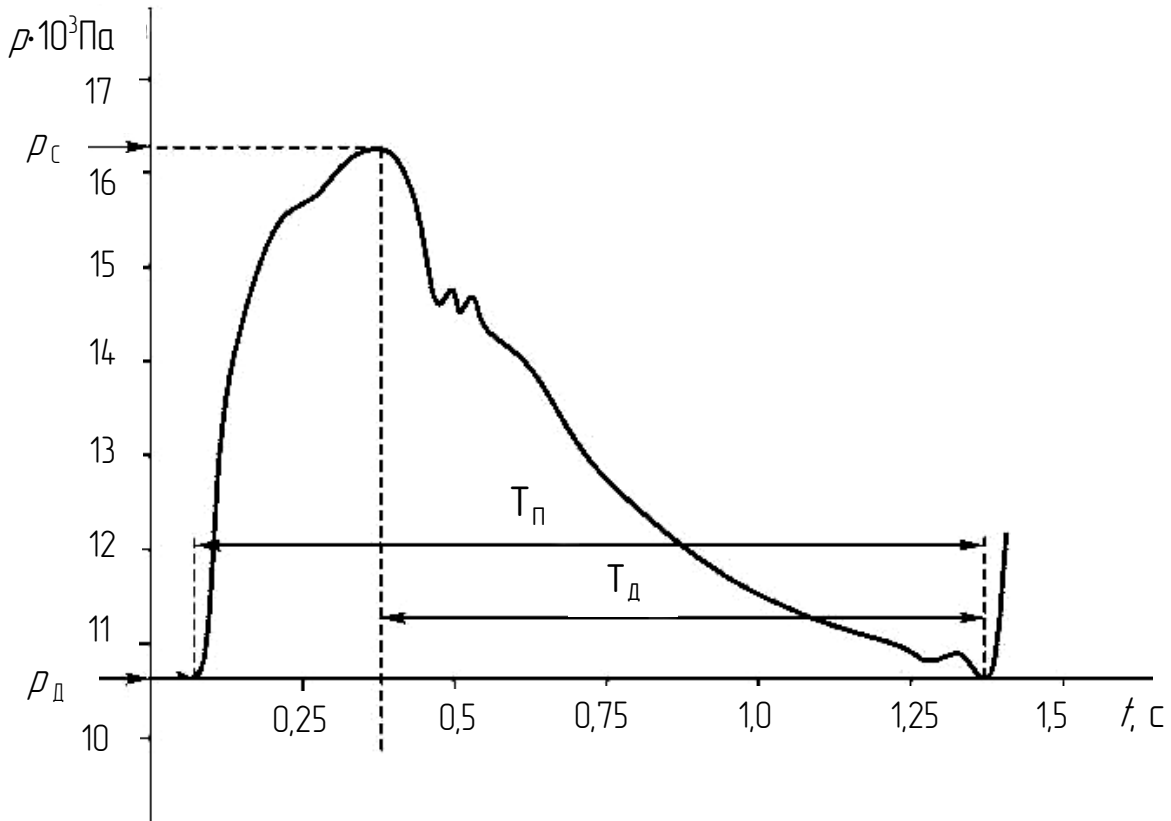


Рис. 2.9. Пульс сонної артерії

Під час діастоли в період T_d притоку крові від серця немає ($Q_c = 0$), стінки артерій стискаються (рис 2.9) і виштовхують кров у периферичні судини (жорстку трубку). Для цієї фази рівняння (2.16) має простий аналітичний розв'язок:

$$0 = Cdp + \frac{p}{X} dt. \quad (2.19)$$

Розділимо змінні

$$\frac{dp}{p} = -\frac{1}{CX} dt \quad (2.20)$$

і проінтегруємо в межах від максимального систолічного тиску, чому відповідає момент часу $t = 0$, до деякого довільного значення тиску p , чому відповідає момент часу t , візьмемо логарифм із правої частини й отримаємо

$$p = p_c \exp\left(-\frac{t}{cx}\right). \quad (2.21)$$

Це залежність тиску в пружній камері від часу в період діастолі. Використовуючи формулу (2.14), можна отримати тимчасову залежність об'ємної швидкості потоку крові в периферичних судинах для цієї фази серцевого циклу:

$$Q = Q_{\text{сист.}} \exp\left(-\frac{t}{cx}\right), \quad (2.22)$$

де $Q_{\text{сист.}} = \frac{P_c}{X}$ – об'ємна швидкість кровотоку в кінці систоли (на початку діастолі).

Для моделювання процесів кровообігу дуже часто використовують аналогові електричні схеми тому, що кожній гідродинамічній величині відповідає власна електрична величина.

Видно, що, подібно до того як перепад тисків на ділянці судинного русла зумовлює потік крові, різниця потенціалів спричиняє електричний струм, а коефіцієнтами пропорційності між цими величинами служать гідравлічний та електричний опір відповідно. Здатність еластичних кровеносних судин до накопичення порцій крові й подальшого її виштовхування аналогічно до зарядження і розрядження конденсатора, а інерція крові й гідродинамічна індуктивність, що спричиняється нею – інерції електронів і електричної індуктивності.

Процеси, описувані моделлю Франка, можна також змоделювати за допомогою електричної схеми (рис. 2.10), яка складається із джерела змінної напруги U (аналога серця), випрямляча B (аналога серцевого клапана), конденсатора C (аналога еластичного резервуара – шлуночка), що заряджаються від джерела напруги і розряджаються на резистор R (аналог жорсткої трубки – периферичної системи кровообігу).

Джерело змінної напруги створює коливання струму в ланцюзі, а випрямляч пропускає струм, що може проходити лише в одному напрямку. Подібно йому, серцевий клапан пропускає кров, яка витікає із шлуночка в аорту, і не допускає зворотного відтоку крові.

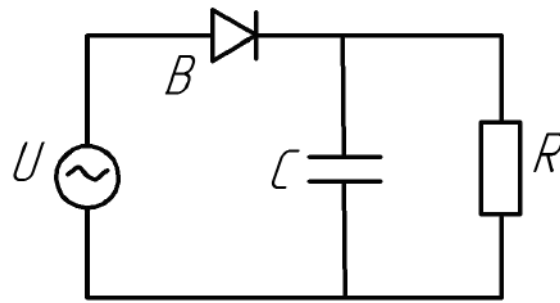


Рис. 2.10. Електрична схема для моделі Франка

Конденсатор згладжує коливання електричного струму, що проходить через резистор, подібно до того, як еластичні артерії згладжують коливання тиску в дрібних судинах.

У моделі Франка передбачено, що в момент виштовхування крові з лівого шлуночка всі великі судини артеріального русла великого кола кровообігу розтягуються одночасно, а потім під час діастоли так само одночасно стискаються і виштовхують кров у жорсткі судини.

Насправді виштовхування крові зі шлуночка в перший момент супроводжується розтягненням тільки найближчого до нього відділу аорти і зростанням напруги в її стінках.

Зі зниженням швидкості витікання крові із серця тиск у розтягнутій ділянці починає знижуватися, а розтягнуті стінки стягуються і повертаються в положення рівноваги, проштовхуючи при цьому кров далі по руслу і зумовлюючи розтягнення наступної ділянки аорти.

Цей процес «розтягування—звуження» судин триває до поступового загасання, до області кінцевих розгалужень артерій і артеріол, де пульсуючий потік поступово змінюється безперервним та рівномірним. Судинами поширюються коливання тиску крові, які називаються пульсовою хвилею. Чим більша еластична стінка і чим більша в'язкість крові, тим швидше слабшає пульсова хвиля. Також її ослаблення сприяє звуженню артерій і розгалуженню артеріального дерева.

Пульсова хвиля не є гармонічною, але її можна розкласти на складові-гармоніки і відновити — підсумовування методом швидкого перетворення Фур'є. Швидкість поширення пульсової хвилі визначають за такою формулою:

$$v = \sqrt{\frac{Eh}{\rho d}}, \quad (2.23)$$

де E – модуль пружності (модуль Юнга) стінки судини; h – товщина стінки судини; d – його внутрішній діаметр; ρ – щільність крові.

Таким чином, чим більший модуль пружності судини, тим вища швидкість поширення пульсової хвилі в ньому. Так, швидкість пульсової хвилі в аорті становить 4...6 м/с, а в менш еластичних артеріях м'язового типу – в променевій – 8...12 м/с.

У венах, які мають велику еластичність, швидкість пульсової хвилі менша: наприклад, у порожнистій вені – близько 1 м/с. З віком еластичність судин знижується (коефіцієнт пружності зростає у 2–3 рази) і, як наслідок, збільшується швидкість поширення пульсової хвилі. До такого ж ефекту призводить підвищення кров'яного тиску, оскільки при цьому стінки судин перебувають в розтягнутому стані, що зменшує їх здатність до подальшого розширення.

Пружні властивості судин можуть також короткочасно змінюватися під впливом активності судинних нервів або дії лікарських препаратів.

За формулою (2.23) можна оцінити пружні властивості артерій за допомогою порівняно простого способу – вимірювання швидкості поширення пульсової хвилі.

Швидкість поширення пульсової хвилі (6...12 м/с) у 20...40 разів більша від швидкості кровотоку (0,3...0,5 м/с) у капілярах. Так, пульсова хвиля досягає артеріол стопи за 0,2 с, тоді як частинки викинутої шлуночком крові за цей же час досягають лише нисхідної аорти. Крім пульсових хвиль (коливань тиску), кровеносними судинами поширюються і звукові хвилі зі швидкістю близько 1500 м/с [28].

2.1.4. Перенесення речовин у капілярній мережі

Основною функцією серцево-судинної системи є постачання кисню і поживних речовин у тканини організму і виведення продуктів обміну з нього. Процеси обміну між кров'ю і тканинами зазвичай проходять

у капілярній мережі. Транспортування речовин через капіляри здебільшого є пасивним.

Обмін речовин через капілярну стінку здійснюється двома способами: дифузійним і конвективним.

Дифузійний спосіб зумовлений різницею концентрацій речовин у плазмі та міжклітинної рідини та визначається законом Фіка. Швидкість дифузії дуже висока: за час проходження крові через капіляри рідина плазми встигає 40 разів повністю обмінятися з міжклітинною рідиною, при цьому кількість молекул, що вийшли з плазми, приблизно дорівнює числу молекул, що потрапили в неї, тобто об'єм плазми не змінюється. Через стінку капілярів легко проходять молекули кисню і вуглекислого газу, а також жиророзчинні молекули, наприклад етиловий спирт.

Водорозчинні речовини (наприклад, іони Na^+ і Cl^- , глюкоза) дифундують лише через заповнені водою пори, причому чим більший розмір молекули, тим нижчий її коефіцієнт проникності. Наприклад, коефіцієнт проникності для глюкози становить 1,7, а коефіцієнт проникності для альбуміну в 10 000 разів нижчий, ніж для води. Остання умова призводить до того, що концентрація альбуміну в плазмі значно вища від його концентрації в міжклітинній рідині, що відіграє важливу роль у фільтраційно-реабсорбційних процесах. Окрім транспортування, через пори великі молекули проникають через стінку капіляра також за допомогою піноцитозу.

Конвективним способом називають перенесення речовини разом із рідиною через капілярні пори під дією градієнта гідростатичного тиску. Розрізняють **фільтрацію** – вихід речовини з плазми у міжклітинний простір і **реабсорбцію** – надходження речовини у кров.

Відповідно до теорії Старлінга між цими двома процесами є динамічна рівновага. Виокремлюють чотири фактори, що впливають на фільтраційно-реабсорбційний процес.

Під дією гідростатичного тиску в капілярах ($p_{\text{тк}}$) і онкотичного тиску тканинної рідини ($p_{\text{от}}$) рідина виходить із капілярів у тканини, а під дією гідростатичного тиску в тканинній рідині ($p_{\text{тт}}$) і онкотичного

тиску плазми ($p_{ок}$) рідина рухається у зворотному напрямку. Тоді об'ємна швидкість руху рідини через стінки капілярів становитиме

$$q = K(p_{гк} + p_{от} - p_{гт} - p_{ок}), \quad (2.24)$$

або

$$q = K[(p_{гк} - p_{от}) - (p_{ок} - p_{от})], \quad (2.25)$$

де K – коефіцієнт фільтрації (коефіцієнт проникності), визначається в'язкістю фільтрувальної рідини, розмірами пор і їх кількістю. За $q > 0$ (різниця гідростатичних тисків крові й тканин перевищує різницю осмотичних) відбувається фільтрація; за $q < 0$ – реабсорбція.

Стінки капілярів порівняно вільно пропускають невеликі молекули, що призводить до вирівнювання їх концентрацій по обидва боки від стінки капіляра, а отже, й осмотичних тисків, створених цими молекулами. Натомість великі білкові молекули майже не проникають через стінку капіляра і вирівнювання їх концентрацій ніколи не відбувається.

Транскапілярне перенесення рідини зумовлює появу осмотичного тиску білків (*онкотичного тиску*).

Вважають, що онкотичний тиск плазми і тканинної рідини, а також гідростатичний тиск тканинної рідини не змінюються уздовж капіляра від артеріального кінця до венозного і дорівнюють відповідно (для скелетного м'язу): $p_{ок} = 25$ мм рт. ст.; $p_{от} = 5$ мм рт. ст.; $p_{гт} = 3$ мм рт. ст., а гідростатичний тиск крові ($p_{гк}$) поступово знижується від 32,5 мм рт. ст. (артеріальний кінець) до 15 мм рт. ст. (венозний кінець).

З рис. 2.11 видно, що в міру просування крові капіляром швидкість фільтрації поступово знижується доти, поки різниця осмотичних тисків не перевищить різницю гідростатичних.

З цього моменту починається процес реабсорбції. Точку, в якій фільтрація і реабсорбція врівноважують одна одну, називають точкою *фільтраційно-реабсорбційної* рівноваги.

На артеріальному кінці капіляра ефективний фільтраційний тиск становитиме

$$P_{ф.а} = (p_{гк} - p_{гт}) - (p_{ок} - p_{от}) = (32,5 + 3) - (25 - 5) = 9,5 \text{ мм рт. ст.},$$

а на венозному кінці ефективний реабсорбційний тиск

$$P_{\text{эф.а}} = (P_{\text{ОК}} - P_{\text{ОТ}}) - (P_{\text{ГК}} - P_{\text{ГТ}}) = (25 + 3) - (15 - 3) = 8 \text{ мм рт. ст.}$$

Таким чином, фільтрація дещо перевищує реабсорбцію. Під дією ефективного фільтраційного тиску 0,5 % об'єму плазми переходить у міжклітинну рідину, а під дією більш низького ефективного реабсорбційного тиску лише 90 % цього об'єму реабсорбується у венозному кінці капіляра. Решту 10 % рідини видаляє система лімфатичних судин (рис. 2.11). Середня швидкість фільтрації в усіх капілярах організму становить близько 14 мл/хв, або 20 л рідини.

Схему фільтрації та реабсорбції в капілярах у нормі й різних патологічних умовах показано на рис. 2.12. Залежно від співвідношення значень $(P_{\text{ГК}} - P_{\text{ГТ}})$ і $(P_{\text{ОК}} - P_{\text{ОТ}})$ фільтраційно-реабсорбційна рівновага в капілярах зміщується в бік підвищення або фільтрації (*б, в, г, е*), або реабсорбції (*д, ж*) на добу; швидкість реабсорбції – 12,5 мл/хв, або 18 л на добу; лімфатичними судинами відтікає 2 л на добу [12; 28].

Фільтраційно-реабсорбційна рівновага залежить від чотирьох параметрів: $P_{\text{ГК}}$, $P_{\text{ГТ}}$, $P_{\text{ОК}}$ і $P_{\text{ОТ}}$.

Зміна будь-якого з них порушує положення рівноваги. Так, порушення фільтраційно-реабсорбційної рівноваги в бік збільшення фільтрації та зменшення реабсорбції відбувається зі зростанням гідростатичного тиску в капілярі (наприклад, у разі загального збільшення кров'яного тиску) (рис. 2.11*б*); підвищення венозного тиску (у разі серцевої недостатності), (рис. 2.11*в*); розширення судин (у разі інтенсивної м'язової роботи, перегрівання тіла, приймання судинорозширювальних препаратів, загального збільшення об'єму крові внаслідок вливання різних розчинів) (рис. 2.11*г*); зниження онкотичного тиску плазми (у разі неповноцінного харчування, недостатнього продукування білків під час захворювань печінки, нефрозу, що характеризується ураженням ниркових каналців, у результаті чого відбувається виділення білків із сечею) (рис. 2.11*е*); підвищення онкотичного тиску міжклітинної рідини (у разі накопичення в ній осмотично активних речовин).

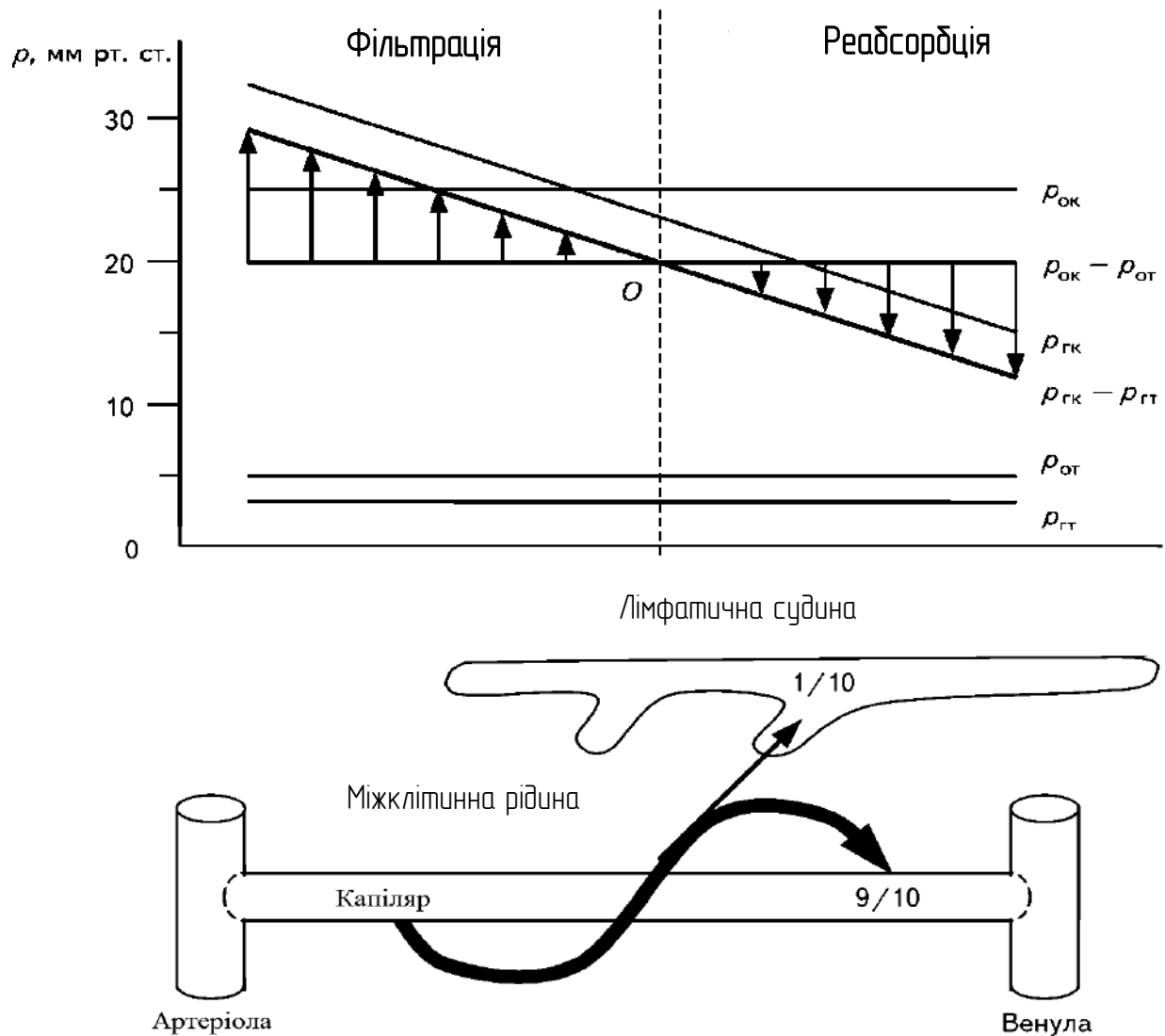


Рис. 2.11. Обмін рідиною між кровоносним капіляром і міжклітинним простором у скелетному м'язі:
 за $(p_{гк} - p_{гт}) > (p_{ок} - p_{от})$ відбувається фільтрація;
 за $(p_{гк} - p_{гт}) < (p_{ок} - p_{от})$ – реабсорбція;
 точка O відповідає фільтраційно-реабсорбційній рівновазі

Зрушення рівноваги в бік збільшення реабсорбції та зменшення фільтрації відбувається у разі звуження прикапілярних судин (вазоконстрикція), у результаті чого тиск у капілярі знижується (рис. 2.12д); дегідратації, що приводить до збільшення онкотичного тиску в плазмі (рис. 2.12ж); зменшення онкотичного тиску міжклітинної рідини [29].

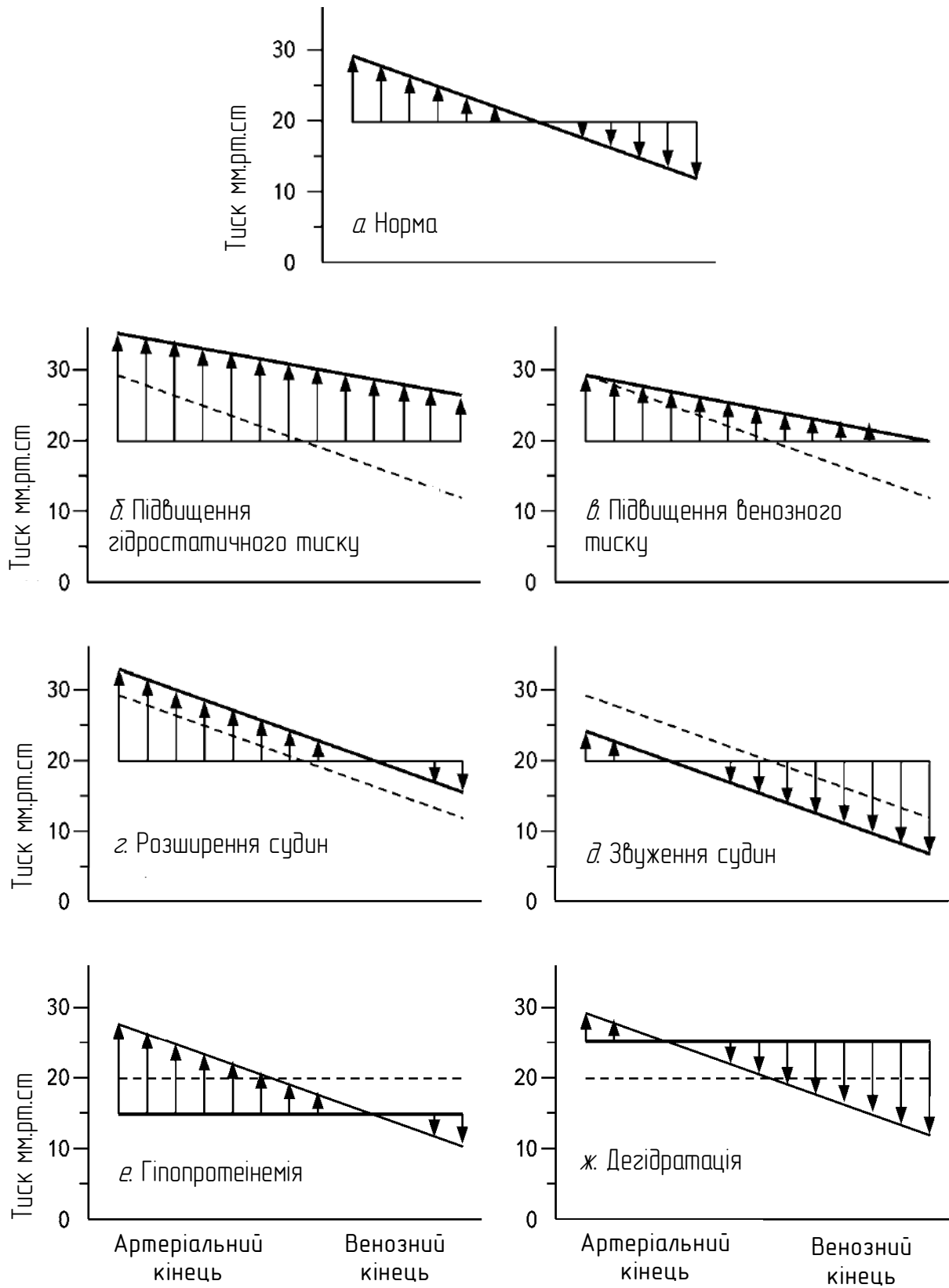


Рис. 2.12. Фільтрація та реабсорбція в капілярах у нормі й за різних патологічних умов

Окрім тиску, на фільтраційно-реабсорбційну рівновагу впливає проникність капілярної стінки для білків. Наприклад, значне збільшення проникності спричиняє дію кінінів, гістаміну та інших речовин, що виділяються у разі запалень, алергії, опіків, поранень.

Усі ці речовини зумовлюють збільшення радіуса транскапілярних пор, у результаті чого відбувається зменшення концентрації білкових молекул у плазмі й підвищення її у міжклітинній рідині. Обидва ці явища зрушують рівновагу в бік фільтрації та спричиняють набряки тканин.

Ці фактори можуть бути причиною надмірного накопичення рідини в міжклітинній речовині та утворення інтерстиціального набряку. Цьому перешкоджає, по-перше, мале розтягування інтерстиціального простору, а по-друге, здатність лімфатичних судин швидше видаляти міжклітинну рідину у разі її зайвого накопичення (при цьому виводяться білки, що знижує онкотичний тиск плазми і підсилює процеси реабсорбції).

За нормальних фізіологічних значень радіусів транскапілярних пор об'ємна швидкість течії крові капіляром значно перевищує об'ємну швидкість кровотоку через капілярну стінку. За цих умов обґрунтовано припущення про лінійний характер зміни гідростатичного тиску в капілярах (рис. 2.14). Насправді під час розгляду фільтраційно-реабсорбційних процесів видно, що градієнт гідростатичного тиску непостійний. Так, фільтрація рідини з об'ємною швидкістю q супроводжується зменшенням об'ємної швидкості Q кровотоку капіляром, а реабсорбція, навпаки, – збільшенням. Зміна Q зумовлює, спричиняє нелінійну просторову зміну гідростатичного тиску, який, у свою чергу, визначає величину q .

Для обчислення залежності тиску $p(x)$ введемо такі припущення: капіляр становить жорстку трубку з порами однакового радіуса і постійною щільністю розподілу; пульсації кровотоку немає.

Зменшення об'ємної швидкості кровотоку капіляром на довжині dx дорівнює об'ємній швидкості течії крові через пори:

$$-\frac{dQ}{dx} = q, \quad (2.26)$$

де Q – об'ємна швидкість кровотоку вздовж капіляра [$\text{м}^3/\text{с}$]; q – об'ємна швидкість кровотоку через пори капіляра, розміщені на одиниці його довжини [$\text{м}^3/\text{с}\cdot\text{м}$].

Зроблені припущення дозволяють використати рівняння Пуазейля для опису швидкостей кровотоку.

Швидкість кровотоку в капілярі

$$Q = -\frac{1}{X_K} \cdot \frac{dp}{dx}, \quad (2.27)$$

де $p = (p_{\text{ГК}} - p_{\text{ГТ}})$ – результуючий гідростатичний тиск; $X_K = \frac{8\eta}{\pi R^4}$ – питомий гідравлічний опір одиниці довжини капіляра; η – коефіцієнт в'язкості крові; R – радіус капіляра.

Для визначення значення q – об'ємної швидкості кровотоку через пори капіляра – необхідно знати гідравлічний опір транскапілярних пор. Гідравлічний опір однієї пори становить

$$X_{\text{П}} = \frac{8\eta l}{\pi r^4}, \quad (2.28)$$

де l – товщина стінки капіляра; r – радіус пори (рис. 2.13).

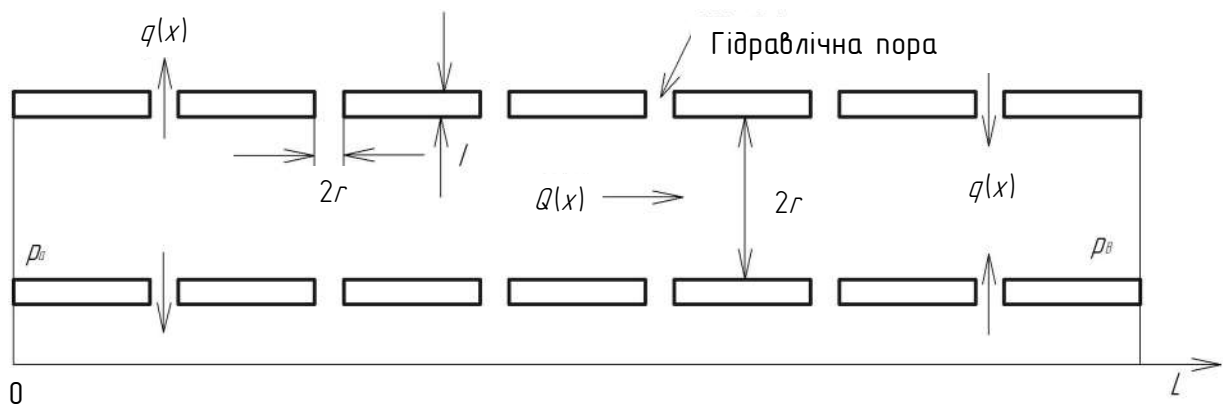


Рис. 2.13. Модель капіляра

Оскільки пори «під'єднані» одна до одної паралельно, то, відповідно до формули (2.6), можна записати

$$\frac{1}{X_{\text{П.зар}}} = nS \frac{1}{X_{\text{П}}},$$

де S – площа поверхні стінки капіляра завдовжки L ; n – щільність розміщення пор (кількість пор на одиниці площі поверхні капіляра). Тоді

$$X_{\text{П.зар}} = \frac{X'_{\text{П}}}{nS}, \quad (2.29)$$

де

$$S = 2\pi RL. \quad (2.30)$$

Підставивши вираз (2.28) та (2.30) у формулу (2.29), отримуємо

$$X_{\text{П.зар}} = \frac{4\eta l}{\pi^2 nr^4 RL}. \quad (2.31)$$

Тоді гідравлічний опір усіх пор на поверхні капіляра одиничної довжини становить

$$X_{\text{П}} = \frac{4\eta l}{\pi^2 nr^4 R}, \quad (2.31)$$

а швидкість транскапілярного кровотоку

$$q = \frac{p - p_0}{X_{\text{П}}}, \quad (2.32)$$

де $p_0 = (p_{\text{ок}} - p_{\text{от}})$ – результуючий онкотичний тиск.

Продиференціювавши рівняння (2.27) за x , прирівнявши отримане до формул (2.26) та (2.32) і ввівши позначення

$$\lambda = \sqrt{\frac{X_{\text{П}}}{X_{\text{к}}}} = \frac{R^2}{r^2} \sqrt{\frac{l}{2\pi NR}}, \quad (2.33)$$

отримуємо лінійне диференціальне рівняння другого порядку з постійними коефіцієнтами з правою частиною:

$$\frac{d^2 p}{dx^2} - \frac{p}{\lambda^2} = -\frac{p_0}{\lambda^2}. \quad (2.34)$$

Загальний розв'язок рівняння (2.34) має вигляд

$$p = C_1 e^{x/\lambda} + C_2 e^{-x/\lambda} + p_0. \quad (2.35)$$

Константи C_1 і C_2 можна визначити з граничних умов: на початку капіляра ($x = 0$) гідростатичний тиск дорівнює артеріальному ($p = p_a$), а в кінці ($x = L$) – венозному ($p = p_v$).

Така, ця модель дозволяє розрахувати функції $p(x)$, $Q(x)$ і $q(x)$ за різних значень гідростатичних, онкотичних тисків і радіусів пор, вказати напрямок фільтраційно-реабсорбційних процесів.

2.1.5. Методи та прилади вимірювання кров'яного тиску

Для встановлення зрозумілого клінічного та фізіологічного стану людини проводять дослідження та вимірювання артеріального, венозного і капілярного тиску системи кровообігу в організмі, що функціонує за внутрішнього тиску, відмінного від атмосферного. Різницю тиску крові та атмосферного тиску називають трансмуральним тиском. Під час виштовхування крові із серця відбуваються коливання тиску в усіх артеріях людини. Важливим фактором, який впливає на трансмуральний тиск, є сила тяжіння.

У сучасній медичній практиці розрізняють прямі та непрямі методи вимірювання кров'яного тиску.

Прямі методи здійснюються безпосередньо в судині або в зонах порожнинних камер серця, куди вводиться заповнений фізіологічним розчином катетер, по якому передається тиск на перетворювач тиску та фіксується електричним манометром (рис. 2.14). Такий метод вимірювання артеріального тиску застосовують лише за стаціонарних умов під час хірургічного втручання, що дає можливість одночасного відбору через катетер проб крові для біохімічних аналізів та введення у кровеносне русло необхідних лікарських засобів та індикаторів. Це є суттєвою перевагою перед іншими методами. Недоліками прямих вимірювань є необхідність введення у кров'яне русло сполучних кінців вимірювального пристрою, які потребують асептичного оброблення, що спричиняє порушення цілісності судин.

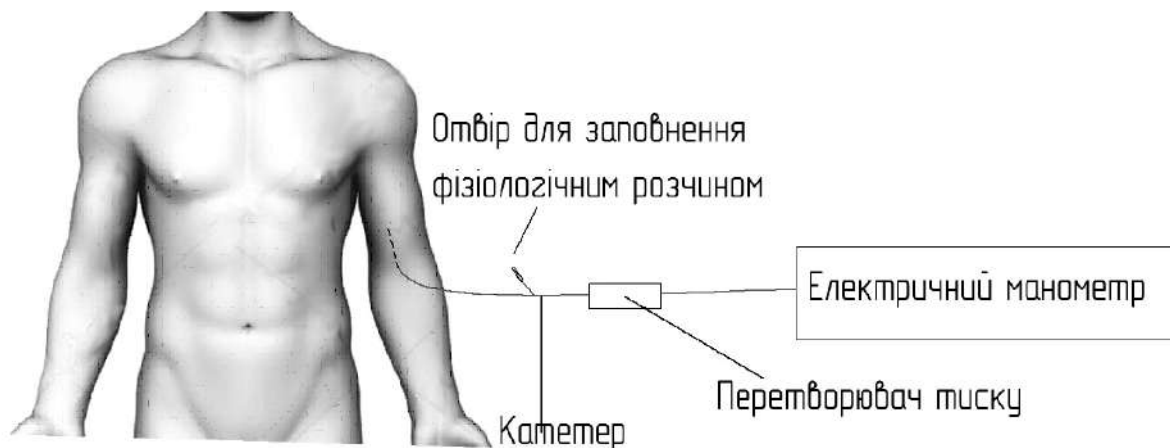


Рис. 2.14. Схема прямого методу вимірювання артеріального тиску

Перетворювачем тиску є датчик, чутливий елемент (мембрана) якого безпосередньо контактує з рідким середовищем, через який передається тиск. Переміщення мембрани реєструються як зміни електричного опору, ємності або індуктивності, перетворені на електричну напругу, яку вимірюють електричним манометром.

Для вимірювання капілярного тиску застосовують електроманометри, а для візуалізації судин – стереоскопічні й телевізійні мікроскопи. Катетер, поєднаний із манометром і джерелом зовнішнього тиску та заповнений фізіологічним розчином, за допомогою мікроманіпулятора під контролем мікроскопа вводять у капіляр або його бічну гілку.

Середній тиск визначають за значенням створюваного зовнішнього тиску, за якого кровоток у капілярі зупиняється. У медичній діагностиці вимірювання капілярного кров'яного тиску фактично не використовують.

Вимірювання венозного тиску також здійснюють прямим методом за допомогою сполучених між собою систем крапельного внутрішньовенного вливання рідини, манометричної трубки і гумового шлангу з ін'єкційною голкою на кінці.

Непряме вимірювання кров'яного тиску здійснюють без порушення цілісності судин і тканин. Повна відсутність травматизму судин і можливість необмежених повторних вимірювань кров'яного тиску зумовили широке застосування цих методів у практиці діагностичних досліджень.

Найбільш поширеним методом непрямого вимірювання артеріального тиску є аускультативний метод Короткова, який полягає у вислуховуванні за допомогою фонендоскопа плечової артерії, під час повного затискання її манжетою.

Звуки, які виникають під час змінювання потоку крові під дією тиску, називають **тонами Короткова** (рис. 2.15).

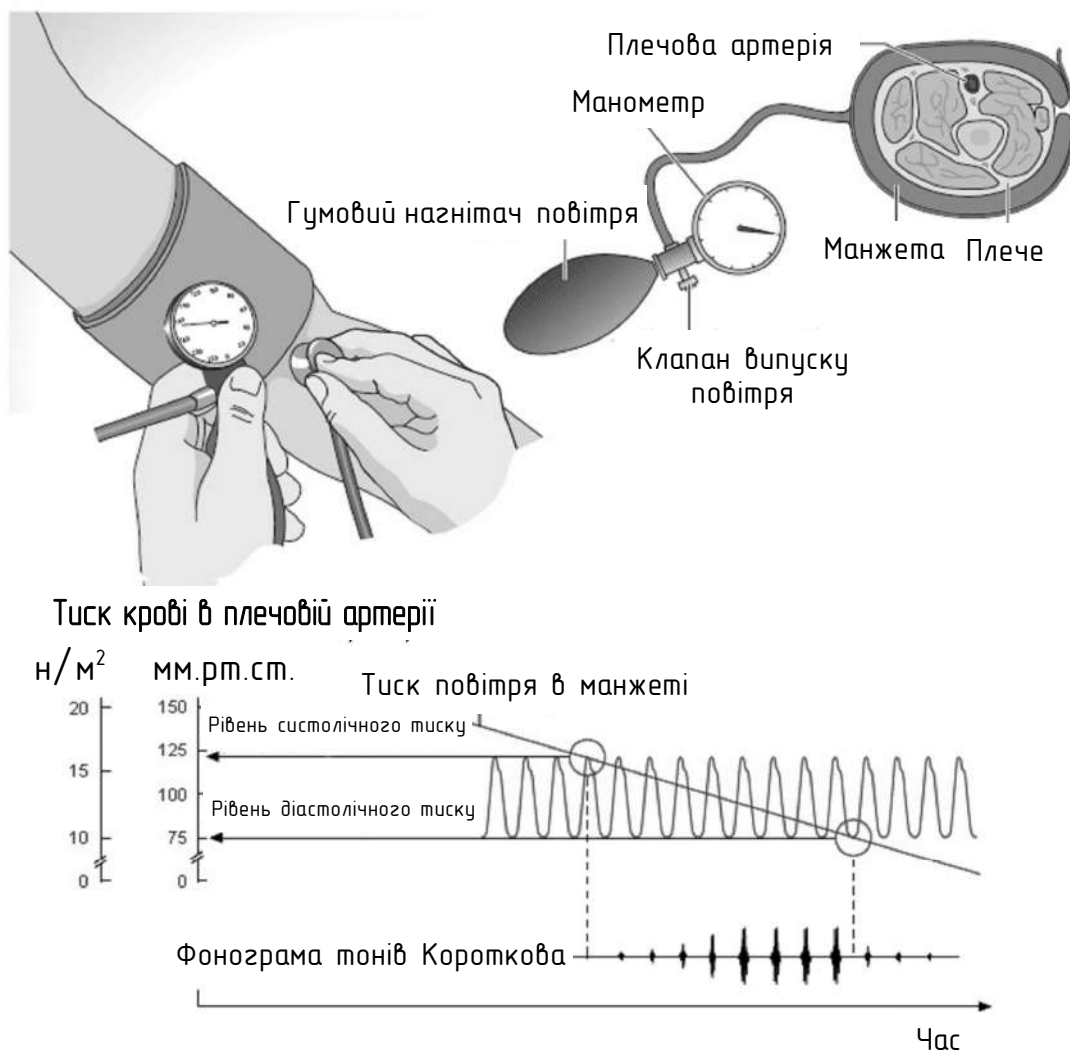


Рис. 2.15. Методика проведення аускультативного методу Короткова

За допомогою ручної груші нагнітають тиск у манжеті до повного припинення кровотоку в артерії нижче від манжети. Далі за допомогою клапану дозволяють тиску по трохи спадати до значення, який створює систолічний тиск, артерія відкривається і кров'яний тиск, який досяг піку, проштовхує кров через частково затиснену артерію на короткий

час, доки тиск в артерії знову не знизиться й артерія знов буде закрита. Турбулентний рух крові утворює перший поштовх, який вдалося почути, і це вказує на рівень систолічного тиску, що показано на рис. 2.15. Коли тиск у манжеті стає меншим, ніж діастолічний тиск, плечова артерія більше не перекривається, і кров може перетікати без перешкод по судині, не утворюючи звуків. Таким чином останньому звуку відповідає найнижчий рівень тиску (діастолічний тиск).

Також відомі різні інструментальні методи непрямого вимірювання артеріального тиску, що ґрунтуються на реєструванні під час компресії артерії змін кровонаповнення або характеру осциляцій, пов'язаних із пульсацією тиску в манжеті (артеріальна осцилографія).

2.2. ТЕРМОДИНАМІКА І ДИФУЗІЙНІ ПРОЦЕСИ

2.2.1. Особливості біологічних об'єктів як термодинамічних систем

Функції окремої клітини і цілого організму – це підтримка постійності їх параметрів (концентрацій речовин, електричних потенціалів та інших) і в разі необхідності змінювання їх у потрібному напрямку. Це вимагає обміну речовиною та енергією з навколишнім середовищем, перетворення одних видів енергії в інші, як у процесах м'язового скорочення, передавання нервового імпульсу, зорового і слухового сприйняття та ін.

Кожна клітина й весь живий організм у цілому є відкритими системами, і лише в окремих частинах клітини є умови для існування закритих та ізольованих систем. Процеси в біосистемах, як і в будь-яких інших системах, необоротні і нерівноважні, тобто у разі переходу системи з одного стану в інший зворотний перехід до початкового стану неможливий без додаткового припливу енергії ззовні.

Фундаментальним поняттям класичної термодинаміки є рівноважний стан системи, в якому термодинамічні параметри (об'єм, тиск, температура та інші) мають однакове значення в усіх точках системи і не можуть змінюватися в часі. Рівноважний стан для живого організму

неприпустимий, оскільки в цьому разі неможливе проходження будь-яких спрямованих процесів, окрім випадкових відхилень від положення рівноваги. В термодинаміці біологічних процесів основним поняттям є *стаціонарний стан* системи. У стаціонарному стані параметри також не змінюються з плином часу, але можуть відрізнятися в різних частинах системи, тобто в таких системах наявні і постійно підтримуються градієнти параметрів. Це можливо тільки через приплив енергії або речовини з навколишнього середовища. Таким чином, у стаціонарному стані можуть міститися тільки відкриті й закриті системи.

Розглянемо стаціонарний стан системи на прикладі іонного балансу клітини. Концентрація іонів калію в середині клітин теплокровних у 15...50 разів вища, ніж зовні, а концентрація іонів натрію – у 10...15 разів нижча. Різниця концентрацій іонів K^+ підтримується наявністю негативного потенціалу на внутрішньому боці мембрани, який перешкоджає виходу катіонів із клітини. Це, а також градієнт концентрацій, сприяє просочуванню іонів натрію в середину клітини, незважаючи на низьку проникність для них цитоплазматичної мембрани. Підтримання різниці концентрацій Na^+ вимагає затрат енергії. Іони натрію викачуються з клітини $Na-K$ -насосами, які працюють на енергетичному забезпеченні, що виділяється під час гідролізу сполуки АТФ. Енергії однієї молекули АТФ достатньо для виведення з клітини 3 Na^+ і введення 2 K^+ .

Слід мати на увазі, що будь-який живий організм постійно розвивається і змінюється, тому в цілому не є стаціонарною системою. Однак протягом невеликого інтервалу часу стан деяких його ділянок приймають за стаціонарний.

2.2.2. Перший закон термодинаміки в біосередовищі

Перший закон термодинаміки для хімічних та біологічних процесів має вигляд

$$\delta Q = dU + \delta A, \quad (2.36)$$

де Q – кількість теплоти, отриманої системою; U – внутрішня енергія системи; A – робота (якщо така відбувається над системою, то $\delta A > 0$; якщо роботу здійснює сама система, то $\delta A < 0$).

Елементарна робота системи, що здійснюється проти зовнішнього тиску p , дорівнює

$$\delta A = pdV, \quad (2.37)$$

де dV – зміна об'єму.

Тоді

$$\delta Q = dU + pdV. \quad (2.38)$$

Рівняння (2.38) дозволяє обчислити кількість виділеної теплоти для процесів, що проходять за ізохоричних або ізобаричних умов.

За умови $V = \text{const}$,

$$\delta Q = dU; \quad (2.39)$$

за умови $p = \text{const}$,

$$\delta Q = dU + pdV = d(U + pV) = dH, \quad (2.40)$$

де H – ентальпія – функція стану, що визначає кількість виділеної теплоти в ізобаричному процесі.

Гесс сформулював перший закон термодинаміки для хіміко-біологічних процесів (**закон Гесса**): тепловий ефект хіміко-біологічної реакції не залежить від процесу проходження реакції, а визначається лише різницею внутрішніх енергій вихідних речовин і продуктів реакції (за $V = \text{const}$) або різницею ентальпій (за $p = \text{const}$). У біологічних системах процеси відбуваються за постійного тиску, отже, тепловий ефект біохімічних реакцій дорівнює зміні ентальпії у процесі реакції.

Існування живого організму вимагає підтримання його в нерівноважному стані, а це неможливо без припливу енергії ззовні. Тварини використовують їжу як джерело енергії, точніше хімічну енергію, збережену в ній. Ця енергія вивільняється під час окислення речовин, що супроводжується споживанням кисню і виділенням вуглекислого газу.

У 1780 році Антуан Лавуаз'є і П'єр Лаплас довели справедливість першого закону термодинаміки для біологічних об'єктів. Вони

вимірювали кількість теплоти (за швидкістю танення льоду) і вуглекислого газу, що виділяє морська свинка у процесі життєдіяльності, й порівнювали ці значення з тепловим ефектом реакції спалювання спожитих продуктів до CO_2 . Отримані результати показали рівність внутрішньої енергії продуктів харчування і виділеної теплоти. Це доводить, що живі організми не є незалежним джерелом енергії, а тільки здійснюють перетворення одних видів енергії в інші.

2.2.3. Другий закон термодинаміки для відкритих середовищ

Згідно з другим законом термодинаміки зміна ентропії (dS) більша або дорівнює поглинутій системою елементарній наведеній теплоті:

$$dS \geq \frac{\delta Q}{T}. \quad (2.41)$$

Для ізольованої системи ($\delta Q = 0$) другий закон термодинаміки набуває вигляду

$$dS \geq 0. \quad (2.42)$$

В оборотних (рівноважних) процесах ентропія залишається незмінною (знак « \rightleftharpoons »), у необоротних – зростає до максимального значення (знак « $>$ »). Це є критерієм еволюції класичної термодинаміки (критерій Клаузиуса): ізольована система прагне досягти кінцевого рівноважного стану з максимальною ентропією. При цьому навіть якщо в результаті випадкових флуктуацій ентропія зменшиться на деяку величину, то в системі самовільно відбудуться такі процеси, які повернуть її у стан із максимальною ентропією. Таким чином, другий закон термодинаміки вказує напрямок перебігу процесів у системі.

У процесі функціонування живої системи можливі такі ситуації: рівень організації системи зменшується, залишається на незмінному рівні (стаціонарний стан) або зростає. Останні два випадки, на перший погляд, не узгоджуються з другим законом термодинаміки, оскільки у стаціонарному стані значення ентропії підтримується на постійному рівні й відмінне від мінімального, а з підвищенням рівня організації ентропія зменшується.

Розвиток живих систем можливий завдяки тому, що всі вони є відкритими й можуть обмінюватися з навколишнім середовищем і речовиною, й енергією. Тому загальна зміна ентропії в них відбувається за рахунок як виділення теплоти в результаті необоротних процесів у самій системі δQ_i , так і припливу теплоти ззовні δQ_e :

$$dS = \frac{\delta Q_e}{T} + \frac{\delta Q_i}{T} = d_e S + d_i S, \quad (2.43)$$

де $d_e S$ – зміна ентропії, зумовлена взаємодією системи з навколишнім середовищем; $d_i S$ – зміна ентропії в самій системі під час необоротних процесів у середині неї.

У разі оборотних процесів $d_i S = 0$, в разі необоротних – $d_i S > 0$. Якщо система ізольована, то $d_e S = 0$. В останньому випадку вираз набуває вигляду

$$d_i S \geq 0, \quad (2.45)$$

тобто до формулювання другого закону в класичній термодинаміці.

Продиференціювавши вираз (2.42) за часом, отримуємо

$$\frac{dS}{dt} = \frac{d_e S}{dt} + \frac{d_i S}{dt}. \quad (2.46)$$

Таким чином, швидкість зміни ентропії відкритої системи дорівнює сумі швидкості зміни ентропії за рахунок взаємодії системи із зовнішнім середовищем і швидкості зміни ентропії, зумовленої необоротними процесами в середині системи.

Необоротні процеси, які відбуваються в середині системи, зумовлюють підвищення ентропії, тому завжди $d_i S/dt > 0$. Однак загальна ентропія системи може як зростати, так і спадати за рахунок того, що член $d_e S/dt$ може бути як позитивним, так і негативним. У разі $d_e S/dt < 0$ ентропія продуктів, що надходять у систему, менша від ентропії продуктів, що виходять із системи, і навпаки. Можливі такі три випадки:

$$1) \frac{dS}{dt} > 0, \text{ якщо } \frac{d_e S}{dt} > 0, \text{ або якщо } \frac{d_e S}{dt} < 0 \text{ та } \left| \frac{d_e S}{dt} \right| < \frac{d_i S}{dt}; \quad (2.47)$$

$$2) \frac{dS}{dt} < 0, \text{ якщо } \frac{d_e S}{dt} < 0 \text{ та } \left| \frac{d_e S}{dt} \right| > \frac{d_i S}{dt}; \quad (2.48)$$

$$3) \frac{dS}{dt} = 0, \text{ якщо } \frac{d_e S}{dt} < 0 \text{ та } \left| \frac{d_e S}{dt} \right| = \frac{d_i S}{dt}. \quad (2.49)$$

Перший випадок ($dS/dt > 0$) відповідає **патологічному стану** організму, оскільки при цьому зменшується ступінь упорядкованості системи. Це спостерігається, наприклад, під час розпаду тканин, за наявності онкологічних захворювань (в останньому випадку відбувається неконтрольоване неупорядковане зростання клітин). Другий випадок ($dS/dt < 0$) відповідає **підвищенню рівня організації організму** (росту, формуванню органів, тканин, систем); третій випадок ($dS/dt = 0$) – установа стаціонарного стану в системі. Загальний енергообмін живих організмів можна подати таким чином. Сонячне світло, поглинуте рослинними організмами, енергетично забезпечує синтез вуглеводів з H_2O і CO_2 (фотосинтез). Окислення синтезованих вуглеводів у процесі дихання супроводжується виділенням енергії, яку використовують для своєї життєдіяльності рослини і тварини. Поглинання світла зумовлює зниження ентропії в живому організмі, проте одночасно відбувається підвищення ентропії на Сонці у процесі ядерних реакцій, яке за модулем перевищує зниження ентропії на Землі. У цілому в системі «Земля–Сонце» ентропія підвищується. Таким чином, розвиток живих організмів відбувається за рахунок зменшення впорядкованості навколишнього середовища.

2.2.4. Хімічний та електрохімічний потенціали.

Стандартна вільна енергія

Знак зростання термодинамічного потенціалу є критерієм здатності системи здійснити певне термодинамічне перетворення. Біоенергетичні процеси характеризуються зміною потенціалу Гіббса ΔG . За $\Delta G < 0$ процес відбувається самовільно з втратою енергії. Значення кінцевої енергії стану суттєво менше, ніж значення початкової енергії. Так, зміни відбуватимуться в системі доти, поки термодинамічний потенціал

Гіббса не набуде мінімального значення. Хіміко-біологічні реакції, що проходять зі зменшенням термодинамічного потенціалу, називають екзергонічними. Якщо ж створення будь-якого термодинамічного процесу вимагає збільшення енергії ($\Delta G > 0$), то такий процес самовільно статися не може і потребує притоку енергії з навколишнього середовища. Хіміко-біологічні реакції, що проходять зі збільшенням термодинамічного потенціалу, називають ендергонічними.

Градiєнт вільної енергії залежить від умов перебігу процесу (температури, тиску, рН, концентрацій реагуючих речовин), тому в хімії вводять поняття зміни *стандартної вільної енергії* хімічної реакції ΔG^0 , тобто зміни вільної енергії хімічної системи, кожен із реагентів якої вступає у реакцію, та відповідає концентрації 1 моль/л за стандартних умов ($p = 101,325$ кПа (1 атм), рН = 7,0; $T = 298$ К).

Так, параметри змін стандартної вільної енергії під час проходження реакції зв'язані зі значенням константи хімічної рівноваги K цієї реакції таким чином:

$$\Delta G^0 = -RT \ln K, \quad (2.50)$$

де R – універсальна газова стала; T – температура. Залежність (2.50) дає можливість, якщо відомо значення константи рівноваги такої реакції, розрахувати зміну вільної енергії.

Термодинамічний потенціал Гіббса одного моля речовини отримав назву *хімічного потенціалу* μ (у разі перебігу з незарядженими частинками) або *електрохімічного потенціалу* $\tilde{\mu}$ (у разі перебігу реакцій із зарядженими частинками).

Зміна хімічного потенціалу становить

$$\Delta\mu = \frac{\Delta G}{\nu}, \quad (2.51)$$

де ν – кількість молів незаряджених частинок.

Зміна електрохімічного потенціалу аналогічна (2.51):

$$\Delta\tilde{\mu} = \frac{\Delta G}{\nu}, \quad (2.52)$$

де ν – кількість молів заряджених частинок.

Якщо система складається з декількох компонентів, то електрохімічний потенціал i -го компонента $\tilde{\mu}_i$ визначають як

$$\Delta\tilde{\mu}_i = \frac{\Delta G_i}{\nu_i}, \quad (2.53)$$

де ν_i – кількість молів i -го компонента; ΔG_i – термодинамічний потенціал Гіббса i -го компонента.

Для розведених розчинів незаряджених частинок хімічний потенціал дорівнює

$$\mu_i = \mu_{0i} + RT \ln c_i, \quad (2.54)$$

де c_i – молярна концентрація розчину; μ_{0i} – стандартний хімічний потенціал i -го компонента, що чисельно дорівнює значенню хімічного потенціалу такого компонента за умови, що його концентрація в розчині буде 1 моль/л.

Електрохімічний потенціал розбавлених розчинів дорівнює

$$\tilde{\mu}_i = \mu_i + zF\phi = \mu_{0i} + RT \ln c_i + zF\phi, \quad (2.55)$$

де z – заряд іона; F – число Фарадея, чисельно дорівнює $F = eN_a = 9,65 \cdot 10^4$ Кл/моль кількості зарядів одного моля, для одновалентних іонів; ϕ – електричний потенціал.

Напишемо зміну електрохімічного потенціалу $\Delta\tilde{\mu}$ для частинок одного сорту під час переходу системи зі стану 1 у стан 2:

$$\Delta\tilde{\mu} = \mu_{01} - \mu_{02} + RT \ln(c_2/c_1) + zF(\phi_2 - \phi_1). \quad (2.56)$$

Варіації електрохімічного потенціалу мають фізичний зміст роботи, яку необхідно виконати, щоб:

а) виникла хімічна зміна одного моля речовини під час переходу з першого стану в другий (перший доданок, який визначає *хімічну роботу*);

б) змінити молярну концентрацію від c_1 до c_2 (другий доданок, який визначає *осмотичну роботу*);

в) подолати сили електричного відштовхування, що виникають під час перенесення речовини з області з електричним потенціалом ϕ_1 в область із потенціалом ϕ_2 (третій доданок, який визначає *електричну роботу*).

2.2.5. Зростання ентропії. Дисипативна функція

Термодинаміка незворотних процесів для біологічних тканин вивчає змінювання термодинамічних параметрів у часі, при цьому важливе значення мають параметри швидкості зростання значень ентропії. Знання параметрів ентропії дозволяє оцінити швидкість дисипації різних видів енергії, які можуть перетворитися в роботу і теплову енергію. Цей процес перетворення за постійної температури виконати неможливо.

Зміна ентропії у відкритій системі становить

$$dS = d_e S + d_i S, \quad (2.57)$$

причому $d_e S = \frac{\delta Q}{T}$, а $\delta Q = dU + pdV$. Звідси

$$d_i S = dS - \frac{\delta Q}{T}; \quad (2.58)$$

$$d_i S = \frac{TdS - dU - pdV}{T}. \quad (2.59)$$

Вираз у чисельнику рівняння (2.59) є термодинамічним потенціалом Гіббса, взятим зі зворотним знаком:

$$TdS - dU - pdV = -dG. \quad (2.60)$$

З урахуванням формул (2.60) та (2.45) вираз (2.59) набуде вигляду

$$d_i S = -\frac{dG}{T} > 0 \quad (2.61)$$

(знак «>» вказує на необоротність процесів). Тоді швидкість зміни ентропії становитиме

$$\frac{d_i S}{dt} = -\frac{1}{T} \cdot \frac{dG}{dt} > 0. \quad (2.62)$$

Таким чином, швидкість зростання ентропії в самовільних необоротних процесах за постійних температури і тиску прямо пропорційна швидкості зменшення значення термодинамічного потенціалу Гіббса.

Під час хімічних реакцій швидкість продукції ентропії становить

$$\frac{d_i S}{dt} = \frac{A v}{T} > 0, \quad (2.63)$$

де v – значення швидкості перебігу реакції; A – значення хімічної спорідненості, що становить рушійну силу реакції.

Так,

$$A = - \sum_i \mu_i n_i, \quad (2.64)$$

де μ_i , n_i – відповідно хімічний потенціал та стехіометричний коефіцієнт i -го компонента. Значення хімічної спорідненості набуває фізичного змісту різниці хімічних потенціалів початкового і кінцевого станів ($A = \mu_{\text{поч}} - \mu_{\text{кін}}$) за $n_i = 1$. Якщо в системі проходять декілька необоротних реакцій, то швидкість зміни ентропії в цій системі становитиме

$$\frac{d_i S}{dt} = \frac{1}{T} \sum_k A_k v_k > 0, \quad (2.65)$$

де A_k і v_k – відповідно швидкість і хімічна спорідненість k -ї хімічної реакції.

У термодинаміці необоротних процесів вводять поняття дисипативної функції β :

$$\beta = T \frac{dS_i}{dt}. \quad (2.66)$$

З формули (2.63) випливає, що для необоротних процесів

$$\beta > 0. \quad (2.67)$$

Для ідеальних оборотних процесів $\beta = 0$.

Дисипативна функція, яка визначає швидкість зростання ентропії в системі, при проходженні необоротних процесів є мірою розсіювання енергії для такої системи під час переходу в тепло. Більше значення дисипативної функції вказує на прискорене перетворення всіх видів енергії в теплову. Дисипативна функція також визначає можливість самовільного перебігу певного процесу: за умови $\beta > 0$ процес можливий, а за значення $\beta < 0$ – неможливий.

2.2.6. Спряжені процеси

Під час функціонування біологічних систем відбуваються як екзергонічні процеси, в яких вивільняється енергія ($\Delta G < 0$), так і ендергонічні, в яких витрачається енергія ($\Delta G > 0$). Ендергонічні процеси термодинамічно не раціональні й не можуть відбуватися без додаткового припливу енергії, джерелом якої в живому організмі слугують екзергонічні процеси. Якщо енергія, яка виділяється під час якого-небудь екзергонічного процесу, перевищує енергію, необхідну для здійснення ендергонічного процесу, то один екзергонічний процес забезпечує енергією другий, а сума зміни значень потенціалу Гіббса залишається від'ємною.

Явище, за якого один процес енергетично забезпечує перебіг іншого, називають *спряженням*. Процес, який є джерелом енергії, називають спрягаючим. Процес, на який потребує затрат енергії називають спряженим.

Часто в літературі дисипативною функцією називають швидкість продукції ентропії σ в одиниці об'єму V . Відповідно до другого закону термодинаміки $\frac{d_i S}{dt} = \int \sigma dV \geq 0$.

Нехай у системі одночасно проходять дві необоротні реакції, тоді з формули (2.66) випливає:

$$\beta = T \frac{dS_i}{dt} = A_1 v_1 + A_2 v_2 > 0. \quad (2.68)$$

Ця умова може виконуватися в двох випадках:

$$1) A_1 v_1 > 0, A_2 v_2 > 0; \quad (2.69)$$

$$2) A_1 v_1 > 0, A_2 v_2 < 0, \text{ якщо } |A_1 v_1| > |A_2 v_2|. \quad (2.70)$$

За першої умови дві реакції є термодинамічно вигідними. Під час проходження кожної реакції відбувається збільшення ентропії (2.66), і тоді, як випливає з формули (2.63), – зменшується термодинамічний потенціал Гіббса. Ці реакції можуть відбуватися незалежно одна від одної.

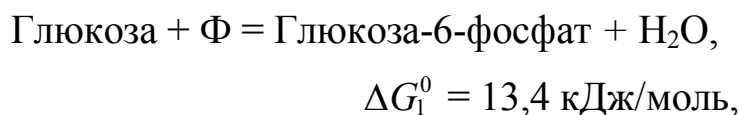
У другому випадку реакція (2.69) є термодинамічно вигідною, а реакція (2.70) – термодинамічно не вигідною ($d_i S/dt < 0$, $dG/dt > 0$). Друга реакція (спряжена) може бути завершена тільки в тому разі, якщо буде спряжена з першою (спрягаючою). У процесі спряження таких реакцій значення сумарної ентропії цілісної системи зростає, а сумарний потенціал Гіббса – зменшується.

З аналізу вищезазначеного та формули (2.64) випливає, що критерієм можливості спряження двох або декількох процесів є зростаюче позитивне значення сумарної дисипативної функції цілісного процесу.

Зі співвідношення (2.68) можна знайти максимальну швидкість спряженої реакції:

$$v_2 = v_{\max} < \frac{A_1 v_1}{A_2}. \quad (2.71)$$

Розглянемо явище спряження реакції гліколізу – фосфорилування глюкози, первинна стадія якої є ендергонічною реакцією та відбувається за такою формулою:



де Φ – фосфатна кислота [28].

Підвищення вільної енергії в цьому разі компенсується спряженням із реакцією гідролізу АТФ, що є найбільш поширеною спрягаючою хімічною реакцією в живих системах:



де АДФ – аденозиндифосфатна кислота.

Тоді сумарне значення зміни вільної енергії під час проходження таких реакцій становить

$$\Delta G = \Delta G_1^0 + \Delta G_2^0 = 13,4 \text{ кДж/моль} + (-30,5 \text{ кДж/моль}) = -17,1 \text{ кДж/моль}.$$

Процес хімічного спряження характеризує перетворення енергії в одних реакціях в енергію для інших, зменшуючи теплові втрати енергії.

Якщо немає спряження, то величина дисипативної функції вища, ніж у разі наявності спряження. Чим менше значення дисипативної функції, тим енергетично економніше працює система.

2.2.7. Лінійна нерівноважна термодинаміка. Рівняння Онзагера

Лінійна нерівноважна термодинаміка вивчає процеси, які проходять поблизу термодинамічної рівноваги. Між узагальненими потоком J (швидкістю процесу) та силою X (причиною процесу), яка його спричиняє, є лінійна залежність:

$$J = LX, \quad (2.72)$$

де L – коефіцієнт співвідношення.

Так, лінійним процесом є закон Ома: $I = (1/R)U$, де в ролі потоку є електричний струм I , а рушійною силою є напруга U , за коефіцієнта співвідношення (пропорційності) – величина $1/R$, зворотна електричному опору (провідність). Деякі приклади лінійних процесів наведено в табл. 2.1.

Припустимо, у системі відбувається два процеси, спряжені один з одним. Так, потік першого процесу J_1 залежить як від особистої рушійної сили X_1 (коефіцієнт пропорційності L_{11}), так і від рушійної сили іншого процесу X_2 (коефіцієнт пропорційності L_{12}). Подібні припущення застосуємо і для характеристики інших потоків J_2 . Вирази для потоків у разі спряжених процесів називають рівняннями Онзагера:

$$\begin{cases} J_1 = L_{11}X_1 + L_{12}X_2; \\ J_2 = L_{21}X_1 + L_{22}X_2. \end{cases} \quad (2.73)$$

Коефіцієнти L_{12} та L_{21} називають *коефіцієнтами взаємності Онзагера* та відображають процес спряження реакцій: потік першої реакції залежить від рушійної сили другої та навпаки – потік другої реакції залежить від рушійної сили першої. Коефіцієнти L_{12} та L_{21} пов'язані один із другим співвідношенням взаємності Онзагера:

$$L_{12} = L_{21}. \quad (2.74)$$

Таблиця 2.1. Лінійні процеси й відповідні спряжені потоки і сили

Процес	Потік J	Узагальнена сила X	Закон
Дифузія	Щільність потоку J незаряджених частинок	Гradient концентрації (dc/dx)	Закон Фіка $J = -D \frac{dc}{dx}$
Електродифузія	Щільність потоку J іонів	Гradient електрохімічного потенціалу ($d\bar{\mu}/dx$)	Рівняння Теорелла $J = -cu \frac{d\bar{\mu}}{dx}$
Електричний струм	Щільність електричного струму j	Гradient електричного потенціалу ($d\phi/dx$)	Закон Ома $j = -\sigma \frac{d\phi}{dx}$
Теплопровідність	Щільність потоку J тепла	Гradient температури dT/dx	Закон Фур'є $J = -k \frac{dT}{dx}$
Потік рідини	Об'ємна швидкість Q рідини через трубку	Гradient гідростатичного тиску (dp/dx)	Формула Пуазейля $Q = -\frac{\pi r^4}{8\eta} \cdot \frac{dp}{dx}$

Примітка: D – коефіцієнт дифузії; c – молярна концентрація речовини; $\bar{\mu}$ – електрохімічний потенціал; u – рухливість іонів; σ – питома електрична провідність; k – коефіцієнт теплопровідності; r – радіус трубки; η – коефіцієнт динамічної в'язкості.

Таким чином, вплив однієї реакції на другу зумовлює такий самий процес у відповідь з боку другої реакції на першу.

У виразі спорідненість процесів A відповідну роль відіграють рушійні сили реакції, а швидкість V – роль потоку. Тоді, враховуючи вираз (2.68), можна показати, що в загальному випадку

$$\beta = T \frac{d_i S}{dt} = JX > 0. \quad (2.75)$$

Для системи, в якій одночасно проходять n спряжених лінійних процесів, виконується співвідношення

$$\beta = T \frac{d_i S}{dt} = \sum_k J_k X_k > 0. \quad (2.76)$$

Система рівнянь (2.73) справедлива для будь-яких двох взаємопов'язаних процесів, наприклад спряжених хімічних реакцій, дифузії якої-небудь речовини і пов'язаного з ними процесами перенесення теплоти, проходження через мембрану води і спряженого перенесення елементів розчиненої в ній речовини. У живих організмах одним з найбільш поширених спряжених процесів є явища активного транспортування, проходження і перенесення речовини з області з меншою його концентрацією в область із більшою концентрацією. Такий процес самовільно не відбувається, оскільки супроводжується збільшенням ступеня впорядкованості системи і, як наслідок, зниженням значень ентропії. Активне транспортування відбувається із витратами енергії та може проходити тільки у разі спряження з іншим процесом, що є джерелом енергії. Як спрягаючий процес може бути, наприклад, реакція гідролізу АТФ, транспортування яких-небудь інших речовин.

Так, коли потік і рушійна сила спряженого процесу дорівнюють відповідно J_1 і X_1 , а спрягаючого $-J_2$ і X_2 , то $J_1 X_1 < 0$, $J_2 X_2 > 0$.

Кількісно ступінь спряження q визначається співвідношенням

$$q = \frac{L_{12}}{\sqrt{L_{11}L_{22}}}, \quad (2.77)$$

яке змінюється в межах $-1 < q < 1$.

Коли $q = 0$ та $L_{12} = L_{21} = 0$, рівняння (2.73) набувають вигляду

$$J_1 = L_{11} X_1; \quad (2.78)$$

$$J_2 = L_{22} X_2, \quad (2.79)$$

тобто процеси повністю не залежать один від одного і кожен із потоків характеризується тільки особистою рушійною силою.

Коли ж $q = \pm 1$, то потоки є повністю спряженими, а за $q < 0$ (умова $L_{12} < 0$) характер процесу, як впливає з формули (2.73), і явище збільшення рушійної сили одного процесу супроводжуватиметься зменшенням потоку спряженого з ним іншого процесу.

Під час спряження не всі значення енергії, що отримуються в у разі проходження процесу спряження, передаються спряженому: частина

енергії переходить у тепло. Для визначення ККД перетворення енергії вводять поняття ефективності спряження:

$$\eta = \left| \frac{J_1 X_1}{J_2 X_2} \right|, \quad (2.80)$$

де J_1 , X_1 та J_2 , X_2 – відповідно потоки й рушійні сили спряженого і спрягаючого процесів. Так, для біологічних процесів значення ефективності спряження достатньо значне і досягає 80...90 %.

2.2.8. Критерії досягнення стійкості й досягнення стаціонарного стану

У класичній термодинаміці процес збільшення ентропії до максимальних значень є критерієм установлення в системі рівноважного стану, при цьому знак зміни величини ентропії визначає напрямок перебігу процесу. Натомість у нерівноважній термодинаміці розглядають лише стаціонарні стани. Оцінкою їх є передбачення встановлення в системі стаціонарного стану за характером змінювання значень ентропії за рахунок використання внутрішніх процесів.

Так, дослідимо систему, в якій одночасно проходять два спряжені процеси: наприклад, потік тепла J_1 , зумовлений градієнтом температур, із рушійною силою X_1 , та потік речовини J_2 , зумовлений різницею концентрацій, із рушійною силою X_2 . Поблизу положення термодинамічної рівноваги для них справедливі рівняння Онзагера:

$$J_1 = L_{11}X_1 + L_{12}X_2; \quad (2.81)$$

$$J_2 = L_{21}X_1 + L_{22}X_2. \quad (2.82)$$

Згідно зі співвідношенням (2.76) дисипативну функцію в цьому разі запишемо у вигляді

$$\beta = J_1 X_1 + J_2 X_2 > 0. \quad (2.83)$$

З урахуванням рівнянь Онзагера і співвідношення (2.74) отримуємо

$$\begin{aligned} \beta &= J_1 X_1 + J_2 X_2 = (L_{11}X_1 + L_{12}X_2)X_1 + (L_{21}X_1 + L_{22}X_2)X_2 = \\ &= L_{11}X_1^2 + (L_{12} + L_{21})X_1X_2 + L_{22}X_2^2 = \\ &= L_{11}X_1^2 + 2L_{12}X_1X_2 + L_{22}X_2^2 > 0. \end{aligned} \quad (2.84)$$

Припустімо, у системі встановився стаціонарний стан, за якого кількість речовини, що входить у систему, дорівнює кількості речовини, що залишає систему, потік $J_2 = 0$, тоді потік теплоти проходить зі стабільною швидкістю.

Узявши диференціал зі співвідношення (2.84) по X_2 за умови $X_1 = \text{const}$, прирівняємо до нуля:

$$\frac{\partial \beta}{\partial X_2} = 2(L_{12}X_1 + L_{22}X_2) = 2J_2 = 0. \quad (2.85)$$

Рівняння (2.85) визначає екстремум функції, описаної рівнянням (2.84). Так, друга похідна

$$\frac{\partial^2 \beta}{\partial X_2^2} = 2L_{22} > 0 \quad (2.86)$$

позитивна (за умови $L_{22} > 0$), а екстремум відповідає мінімальному значенню дисипативної функції.

Доведено, що і за $J_1 = 0$

$$\frac{\partial \beta}{\partial X_1} = 2J_1. \quad (2.87)$$

Можна узагальнити процес спряження на будь-яку кількість спряжених процесів у системі поблизу положення рівноваги. Вирази (2.85) або (2.87) дали можливість показати один з основоположних принципів нерівноважної термодинаміки для лінійних процесів (*теорема Пригожина*):

За постійних значень зовнішніх умов у системі, що міститься поблизу положення термодинамічної рівноваги у стаціонарному стані, значення швидкості зростання параметрів ентропії за рахунок перебігу внутрішніх незворотних процесів, зумовлена значенням дисипативної функції β , що набуває постійного мінімального, відмінного від нуля позитивного значення.

Так, за зміною у часі значень швидкості зростання ентропії за рахунок внутрішніх необоротних процесів можна оцінювати, чи приведуть

такі процеси систему до стаціонарного стану, чи ні. Якщо швидкість зростання ентропії зменшується, тобто

$$\frac{d\beta}{dt} < 0, \quad (2.88)$$

то система прагне до стану з мінімальною швидкістю продукування ентропії, а саме до стаціонарного стану. Вираз (2.88) визначає *критерій еволюції відкритої системи* до стаціонарного стану поблизу положення рівноваги.

За графіком на рис. 2.16 значення дисипативної функції β монотонно зменшується до мінімальної величини, тобто система прагне до встановлення стаціонарного стану.

Так, відповідна система не може самостійно вийти зі стаціонарного стану, оскільки збільшення значення дисипативної функції β призводить до зростання швидкості продукції ентропії. За умови, що система завдяки будь-яким коливанням вийшла зі стаціонарного стану, в ній виникають сили, які прагнуть звести значення швидкості зростання ентропії до мінімуму.

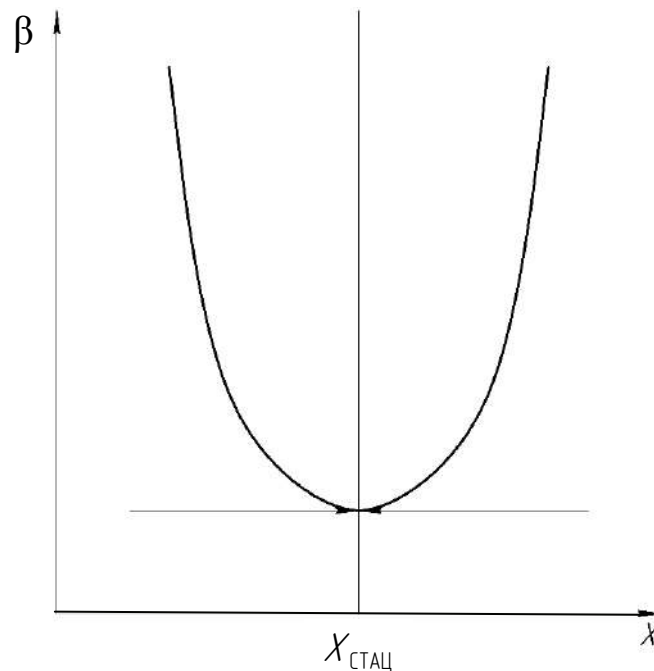


Рис. 2.16. Залежність дисипативної функції β від рушійних сил біля стаціонарної точки $X_{\text{СТАЦ}}$

Такий стаціонарний стан є стабільно стійким (параметри відхилення від нього призводить до збільшення дисипативної функції). Таким чином, *критерієм стійкості стаціонарного стану* є умова

$$d\beta > 0. \quad (2.89)$$

За великих значень змін зовнішніх умов система може виходити з одного стаціонарного стану і переходити в інший. Таке явище спостерігають під час експериментів з проведення нервового імпульсу чи під час скорочення м'яза. Так, зміна одного стаціонарного стану на другий зі зміною значень зовнішніх умов призводить до пристосування (адаптації) організму до них. Неможливість чи нездатність адаптуватися може призвести до загибелі.

2.2.9. Організм як відкрита система

Початковий розвиток термодинаміки стимулювався потребами промислового виробництва. На цьому етапі (XIX ст.) її основні досягнення полягали у формулюванні законів, розробленні теорії циклів і термодинамічних потенціалів стосовно ідеалізованих процесів: рівноважних і оборотних.

Термодинаміка біологічних систем у цей період не розвивалася. Винятком із цього була робота Майера, який за кольором венозної крові матросів, що працюють в умовах тропічного клімату, сформулював, по суті, застосування закону збереження енергії в термодинаміці (першого закону термодинаміки) до живих систем.

Перший закон термодинаміки як закон збереження енергії настільки очевидний, що його застосування до біологічних систем не розглядаємо.

Біологічні об'єкти є відкритими термодинамічними системами, які обмінюються з навколишнім середовищем енергією і речовиною.

Отже, живий організм – система, що розвивається, яка не перебуває у стаціонарному стані. Зазвичай у якому-небудь не дуже великому інтервалі часу приймають стан біологічної системи за стаціонарний.

Розглянемо в цьому припущенні деякі питання. Для організму – стаціонарної системи – можна записати $dS = 0$, $S = \text{const}$, $dS_i > 0$, $dS_e < 0$. Це означає, що більша ентропія має бути у продуктах виділення, а не у продуктах харчування. Ентропія системи організму – навколишнє середовище зростає як у ізольованій системі, однак ентропія організму при цьому зберігається постійною. Ентропія є мірою неупорядкованості системи, тому можна зробити висновок, що впорядкованість організму зберігається завдяки зменшенню впорядкованості навколишнього середовища.

У деяких патологічних станах ентропія біологічної системи може зростати ($dS > 0$), це пов'язано з відсутністю стаціонарності, збільшенням неупорядкованості; наприклад, у разі ракових захворювань відбувається хаотичне, неупорядковане розростання клітин.

Формулу ентропії можна перетворити до вигляду

$$\frac{dS}{dt} = \frac{dS_i}{dt} + \frac{dS_e}{dt},$$

або для стаціонарного стану ($S = \text{const}$, $\frac{dS}{dt} = 0$)

$$\frac{dS_i}{dt} = -\frac{dS_e}{dt}. \quad (2.90)$$

З виразу (2.90) видно, що за звичайного стану організму швидкість зміни ентропії за рахунок внутрішніх процесів дорівнює швидкості зміни негативної ентропії за рахунок обміну речовиною та енергією з навколишнім середовищем.

Оскільки, згідно з принципом Пригожина, похідна $\frac{dS_i}{dt} > 0$ і прий-

має мінімальне значення має $\left| -\frac{dS_e}{dt} \right|$.

Звідси можна зробити висновок, що швидкість зміни ентропії навколишнього середовища зі збереженням стаціонарного стану організму також мінімальна.

Основа функціонування живих систем (клітини, органи, організм) – це підтримання стаціонарного стану за умови перебігу дифузійних процесів, біохімічних реакцій, осмотичних явищ тощо.

Зі зміною зовнішніх умов процеси в організмі розвиваються так, що його стан не буде попереднім стаціонарним станом.

Можна вказати деякий термодинамічний критерій пристосування організмів і біологічних структур до змін зовнішніх умов (адаптації). Якщо зовнішні умови змінюються (зростає або зменшується температура, змінюється вологість, склад навколишнього повітря тощо), але при цьому організм (клітини) здатний підтримувати стаціонарний стан, то організм адаптується (пристосовується) до цих змін та існує. Якщо організм зі зміною зовнішніх умов не здатний зберігати стаціонарний стан, виходить із цього стану, то це призводить до його загибелі. Організм у цьому разі не зміг адаптуватися, тобто не зміг порівняно швидко опинитися у стаціонарному стані, відповідно до умов, що змінилися.

2.2.10. Термометрія і калориметрія

Точні виміри температур є невід'ємною частиною науково-дослідних і технічних робіт, а також медичної діагностики та біології.

Діапазон відомих температур дуже широкий. Найнижча температура, отримана на сьогодні, становить близько $2 \cdot 10^{-5}$ К. Верхня межа досяжних температур нічим не обмежена. Найбільша температура, досягнута в земних умовах під час вибуху водневої бомби, становить близько 10^8 К. У надрах зірок, за спектроскопічними даними, температура може досягати 10^8 К і більше. Методи отримання та вимірювання температур у широкому діапазоні досить різні. Розділ прикладної фізики, який вивчає методи вимірювання температури і пов'язані з цим питання, називають термометрією.

Як відомо, температура не може бути виміряна безпосередньо. Для її визначення потрібно встановити температурну шкалу: вибрати

термометричну речовину і фізичну властивість, що залежить від температури (термометрична властивість), домовитися про початкову точку відліку й одиниці температури. Для цього зазвичай вибирають дві основні температури (реперні точки), які відповідають температурам фазових переходів, наприклад плавлення льоду і кипіння води за певних зовнішніх умов. Ділянку шкали між цими точками називають основним інтервалом. За початок відліку беруть одну з реперних точок (наприклад, $0\text{ }^{\circ}\text{C}$ – температура плавлення, або танення льоду), за одиницю температури – частинка основного інтервалу. Так, $1\text{ }^{\circ}\text{C}$ становить $0,01$ частку основного інтервалу. Температурні шкали розрізняють за термометричними властивостями або речовиною.

Принциповим недоліком усіх емпіричних шкал є їх залежність від властивостей термометричної речовини. Незалежну від властивостей і речовини шкалу побудовано на основі другого закону термодинаміки і названо термодинамічною шкалою температур. За реперну точку взято температуру потрійної точки води $273,16\text{ K}$. Визначають цю шкалу за допомогою циклу Карно. Вимірявши кількості теплоти Q_0 і Q_S в ізотермічних процесах цього циклу відповідно за температури T_0 танення льоду і T_S кипіння води, можна знайти

$$\frac{T_S}{T_0} = \frac{dQ_S}{Q_0}.$$

Аналогічно, для довільної температури T

$$\frac{T}{T_0} = \frac{Q}{Q_0},$$

де Q – кількість теплоти, повідомлена системі в ізотермічному процесі за температури T . Установлену таким чином температуру називають термодинамічною.

Одиницею термодинамічної температури є кельвін (К) – $1/273,16$ термодинамічної температури потрійної точки води. Кельвін як одиниця температурного інтервалу дорівнює $1/273,16$ інтервалу термодинамічної температури між 0 K і потрійною точкою води.

Будь-яку емпіричну шкалу зводять до термодинамічної за допомогою внесення поправок, що враховують залежність термометричної властивості такої речовини від температури.

Оскільки температура обчислюється за значенням будь-якої характеристики термометричної речовини, то її визначення складається з вимірювання таких фізичних параметрів і характеристик, як об'єм, тиск, електричні, механічні, оптичні, магнітні властивості тощо. Різноманітність методів вимірювання температури пов'язана з великою кількістю термометричних речовин та їх властивостей, використовуваних при цьому. **Термометри** – пристрої для вимірювання температури – складаються із чутливого елемента, в якому реалізується термометрична властивість, і вимірювального приладу (дилатометр, манометр, гальванометр, потенціометр тощо). Необхідна умова вимірювання температури – теплова рівновага чутливого елемента і тіла, температура якого визначається.

Залежно від вимірюваних інтервалів температур найбільш поширені рідинний, газовий термометри, термометр опору, термопара як термометр і пірометри.

У рідинному термометрі термометричною характеристикою є об'єм, чутливим елементом – резервуар із рідиною (зазвичай ртуть або спирт). У пірометрах як термометрична характеристика використовується інтенсивність випромінення. Принципова відмінність пірометрів від інших термометрів полягає в тому, що їх чутливі елементи не перебувають безпосередньо в контакті з тілом. Пірометри застосовують для вимірювання високих температур в широкому діапазоні.

Використовуваний у медицині ртутний термометр, що показує максимальну температуру, називають максимальним термометром. Ця особливість зумовлена його будовою: резервуар із ртуттю відділений від градуйованого капіляра волосняним звуженням, яке не дозволяє ртуті під час охолодження термометра повернутися в резервуар. Наявні й мінімальні термометри, що показують найменшу температуру, що спостерігається за тривалий проміжок часу. Багато процесів у фізиці, хімії та біології істотно залежать від температури, тому отримання і підтримання певної

температури є важливим завданням. Для цієї мети використовують термостати – прилади, в яких температура підтримується постійною, що здійснюється або автоматичними регуляторами, або використовують для цього властивість фазових переходів, що проходять за незмінної температури.

Для вимірювання кількості теплоти, що виділяється або поглинається в різних фізичних, хімічних і біологічних процесах, застосовують низку методів, сукупність яких становить калориметрію.

Калориметричними методами вимірюють теплоємність тіл, теплоту фазових переходів, розчинення, змочування, адсорбції, теплоту, що супроводжують хімічні реакції, енергію випромінювання, радіоактивний розпад тощо.

Подібні вимірювання проводять за допомогою калориметрів. Ці прилади можна розділити на два основні типи: калориметри, в яких кількість теплоти визначають за зміною їх температури, і калориметри, у яких температура постійна і кількість теплоти визначають за кількістю речовини, що перейшла в інший фазовий стан (наприклад, тверде тіло, що плавиться).

2.2.11. Кріомедицина. Властивості нагрітих і холодних середовищ у терапії

У медицині для місцевого нагрівання або охолодження застосовують нагріті або холодні тіла. Зазвичай для цього вибирають порівняно доступні середовища, деякі з яких можуть надавати при цьому і корисні механічні або хімічні дії.

Фізичні властивості таких середовищ зумовлені їх призначенням. По-перше, необхідно, щоб протягом порівняно тривалого часу був здобутий потрібний ефект, тому використовувані середовища повинні мати велику питому теплоємність (вода, бруд) або питому теплоту фазового перетворення (парафін, крига). По-друге, середовища, що накладаються безпосередньо на шкіру, не повинні спричиняти хворобливих відчуттів. Це, з одного боку, обмежує температуру таких середовищ,

а з іншого – спонукає використовувати середовища з невеликою теплоємністю. Наприклад, вода, яку застосовують для лікування, має температуру до 45 °С, а торф і бруд – до 50 °С, оскільки теплообмін (конвекція) у цих середовищах менший, ніж у воді. Парафін нагрівають до 60...70 °С, оскільки він має невелику теплопровідність, а частини парафіну, безпосередньо прилеглі до шкіри, швидко охолоджуються, кристалізуються і затримують приплив теплоти від інших його частин. Як охолоджувальне середовище для лікування, використовують кригу.

В останні роки досить інтенсивно розвивається кріомедицина, що широко застосовує низькі температури. За низької температури здійснюють таку консервацію окремих органів і тканин у зв'язку з трансплантацією, коли довго зберігається їх здатність до життєдіяльності й нормального функціонування.

Кріогенний метод руйнування тканини під час заморожування і розморожування використовують медики для видалення мигдалин, бородавок тощо. Для цієї мети створюють спеціальні кріогенні апарати і кріозонди. За допомогою холоду, що має анестезувальну властивість, можна знищити в головному мозку людини клітини ядер, від відповідають за деякі захворювання, наприклад паркінсонізм.

У мікрохірургії використовують примерзання («прилипання») вологих тканин до холодного металевого інструменту для захоплення і перенесення цих тканин.

У зв'язку з медичними застосуваннями низької температури з'явилися нові терміни: кріогенна медицина, кріотерапія, кріохірургія та ін.

2.3. ФІЗИЧНІ ОСОБЛИВОСТІ БІОЛОГІЧНИХ МЕМБРАН. ОБМІН РЕЧОВИН ТА ЕНЕРГІЇ В МЕМБРАНАХ

2.3.1. Структура функціонування мембран

Біологічні мембрани виконують в організмі безліч функцій: вони огортають і обмежують саме тіло клітини (плазмалема) і клітинні органели, що розділяють клітину на окремі області, які називають компартментами.

Це дозволяє підтримувати нерівноважний стан організму, забезпечує формування міжклітинних з'єднань-контактів, утворюють механічний захист клітин, створюють вибіркоче регульоване транспортування речовин, проведення нервового імпульсу, беруть участь у синтезі молекул АТФ, формують оптимальне розміщення у просторі мембранних білків, які здійснюють ферментативні реакції, виконують роботу рецепторів та імунної системи.

Нині найбільш обґрунтованою є рідинно-мозаїчна модель, яку запропонували в 1971 р. Ніколсон і Сінгер (рис. 2.17). Згідно із цією моделлю за основу мембран узято подвійний шар ліпідів. Це фосфоліпіди, які складаються з гліцерину чи сфінгозину. У структуру цих речовин входять атоми вуглецю, з'єднані з фосфорною кислотою та залишками жирних кислот.

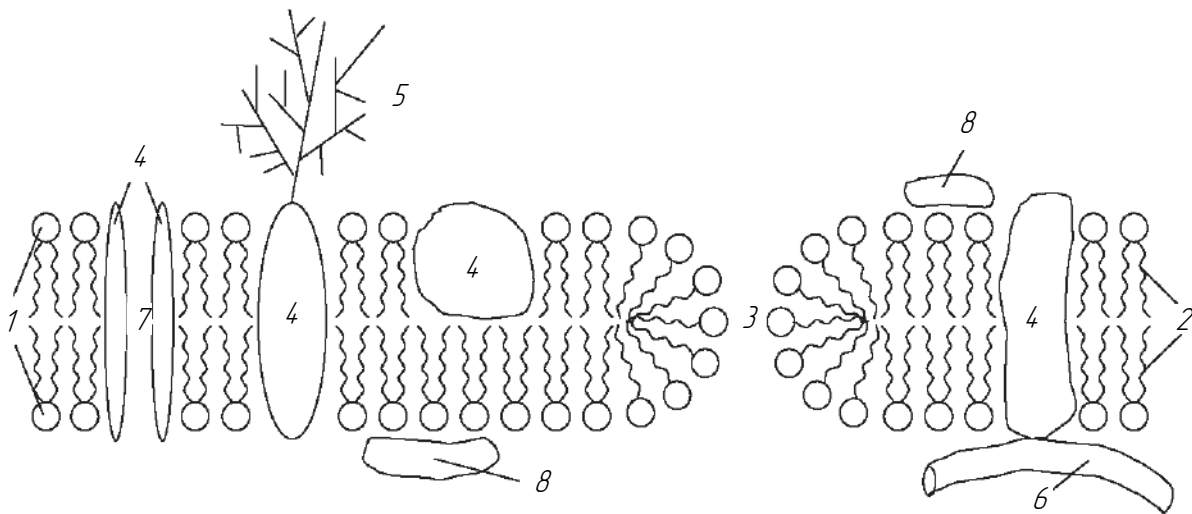


Рис. 2.17. Будова типової біологічної мембрани:

- 1 – гідрофільні головки ліпідів; 2 – гідрофобні «кінцівки-хвости» ліпідів;
 3 – гідрофільна ліпідна пора; 4 – інтегровані білки; 5 – компонента вуглеводню гліколіпіда;
 6 – нано- та мікротрубочки, що утримують білки; 7 – білковий канал; 8 – периферичні білки

У свою чергу, фосфорна кислота пов'язана з полярною сполукою у складі холіна. Молекули лецитину або фосфатидилхоліну (рис. 2.18) мають диполь з однієї позитивно й однієї негативно заряджених груп. Інші фосфоліпіди у своїй структурі мають один позитивний і два негативні заряди.

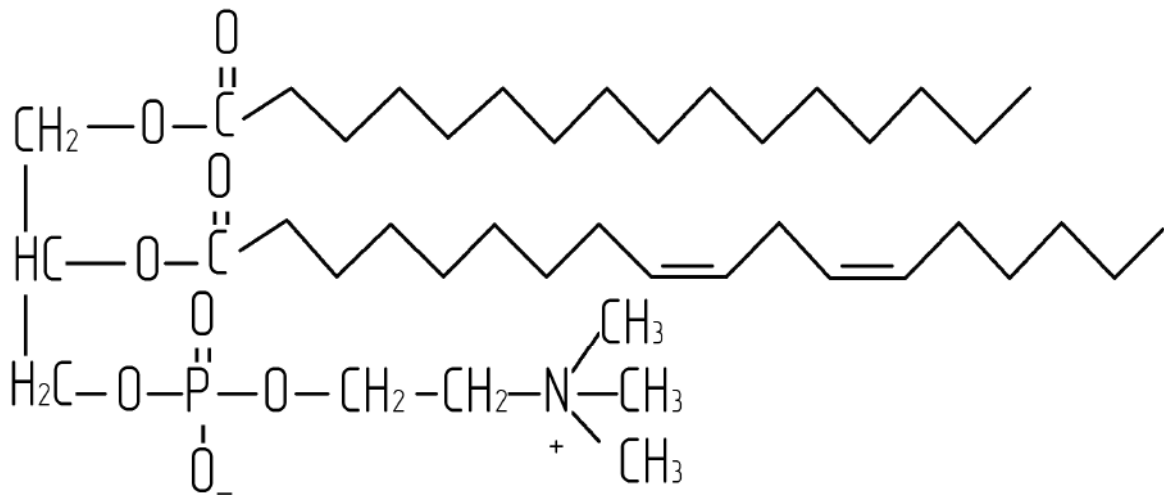


Рис. 2.18. Лецитин (фосфатидилхолін)

Ліпіди біологічних мембран мають властивість амфіфільності чи амфіпатичності, та складаються з полярної гідрофільної «голівки» і неполярної гідрофобної «кінцівки-хвоста» (рис. 2.18), які відносяться один до одного за довжиною приблизно як 1:4. За такої будови у водному (полярному) оточенні ліпіди прагнуть розміститися таким чином, щоб неполярні хвости контактували один з одним, але не з водою, а полярні голівки, навпаки, – з водою. Тому ліпіди в гідрофільному середовищі спонтанно формують подвійний шар (бішар): усередині виявляються гідрофобні ділянки, а зовні – гідрофільні. Така організація ліпідних молекул відповідає стану з найменшою енергією Гіббса. Біліпідний шар, що утворився, не має країв, та прагне замкнутися на себе. Так утворюються ліпосоми [28].

Таке просторове розміщення молекул у мембрані характеризує її фізико-механічні властивості. Мембрани мають значний питомий електричний опір (близько 10^7 Ом·м²) і високу питому ємність (близько $0,5 \cdot 10^{-2}$ Ф/м²). Діелектрична проникність мембранних ліпідів становить дві одиниці.

Значна кількість фосfolіпідів має два жирнокислотні залишки. Ці ліпіди мають циліндричну форму. Якщо немає однієї з двох жирних кислот, під час перекисного окислення ліпідів їх молекули мають форму конуса. У воді такі ліпіди утворюють міцели (рис. 2.19), а в мембрані –

гідрофільні пори. Через ці пори проходять іони, для яких проникність мембрани дуже мала. Так, зміна значень проникності мембрани може призвести до патології. Під дією іонізуючого випромінювання (верхній діапазон ультрафіолетового, рентгенівського і γ -випромінювання) підсилюються процеси перекисного окислення ліпідів, що сприяє утворенню пор. Така дія характеризує механізм ушкодження клітини за цих видів опромінювання.

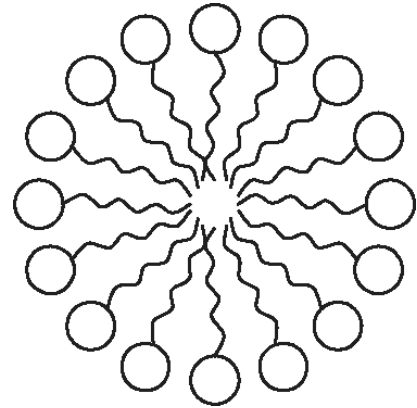


Рис. 2.19. Міцела

Мембрани містять значну кількість білків. Ця кількість настільки значна, що параметри поверхневого натягу мембрани більше відповідають значенню поверхневого натягу межі розподілу «білок–вода» ($\sigma \sim 10^{-4}$ Н/м), ніж межі «ліпід–вода» ($\sigma \sim 10^{-2}$ Н/м). Значення концентрації мембранних білків залежить від виду клітини. Так, для мієлінової мембрани аксонів мозку людини концентрація білків у 5 разів менша, ніж ліпідів, а у внутрішній мембрані мітохондрій печінки навпаки, – білків у 4 рази більше. Одні види білків містяться на поверхні мембрани – це периферичні білки, а інші занурені в ліпідний шар або пронизують мембрану наскрізь – це інтегральні білки.

Так, інтегральні білки, як і ліпіди, характеризуються властивістю амфифільності: та частина білка, що міститься в мембрані, складається з гідрофобних амінокислот, скручених в α -спіраль, інша частина, що перебуває над мембраною, складається з гідрофільних амінокислот. Інтегральні білки утримуються в мембрані завдяки гідрофобним взаємодіям, а крім них, іноді й молекулами цитоскелета – нано- та мікротрубочками і мікрофіламентами (рис. 2.19). Кінці інтегрального білка, що переходять у позаклітинне середовище, з'єднані з вуглеводами. Такі складні комплекси, які називають глікопептидами, є рецепторами, і відіграють суттєву роль у перебігу імунних реакцій організму.

Для інтегральних білків прикладом є білок фоторецепторних мембран – бактеріородопсин, що пронизує мембрану сім разів, білок

еритроцитів – глікофорин, до поліпептидного ланцюга якого можуть приєднуватися різні олігосахариди. Білки «глікофорини» визначають групи крові людини АВ0. Так, значна кількість інтегральних білків створює канали, через які можуть проходити водорозчинні молекули та іони. У цьому разі внутрішня частина каналу містить гідрофільні радикали амінокислот.

Периферичні білки містяться у внутрішньому та зовнішньому боці мембрани. Білки пов'язані з мембраною електростатичними взаємодіями, значення параметрів яких значно менше, ніж для інтегральних білків. Периферичні білки легко вилучаються з поверхні мембрани.

Вуглеводи (гліколіпіди і глікопротеїни) зазвичай містяться у глікокаліксі тваринних клітин та клітинній стінці рослинних клітин і бактерій. Це структури, що примикають до ліпідного біошару. Питома частка вуглеводів у біомембранах становить близько 10...15 %.

Значення товщини для біологічної мембрани перебуває в межах 5...10 нм, а їх частка в сухій масі клітин більша від половини 50 %. Так, природні мембрани здебільшого асиметричні – молекули ліпідів і білків, розміщені на зовнішній та внутрішній поверхнях мембрани, перебувають у різних концентраціях. А ліпіди вирізняються параметрами своїх гідрофільних головок.

Така асиметрія мембран призводить до того, що транспортування речовин здійснюється зазвичай тільки в одному напрямку. А вуглеводи мембран перебувають зовні від клітини, для відтворення міжклітинного розрізнення та співпраці мембранних рецепторів з фізіологічно активними речовинами й гормонами. У середній частині мембрани з внутрішнього боку розміщені цитоплазматичні компоненти і ферменти, що створює міцність цитоскелета.

Ліпіди мембран та білки переміщуються, дифундуючи один відносно другого, через тепловий рух. Таке переміщення молекул, що проходить по одному мембранному шару, називають **латеральною дифузією**. А переміщення молекули з одного шару в інший отримало назву дифузії «фліп-флопового» переходу.

Частоту ν пересkokів молекул унаслідок латеральної дифузії розраховують за формулою

$$\nu = 2\sqrt{3} \frac{D}{A}, \quad (2.91)$$

де D – значення коефіцієнта для латеральної дифузії; A – параметр площі однієї молекули на поверхні мембрани.

Для розрахунку значень часу τ осідлого життя молекули у відповідному місцезнаходженні використовують параметр τ , значення якого обернено пропорційне значенню частоти ν пересkokів:

$$\tau = \frac{1}{\nu} = \frac{A}{2\sqrt{3}D}, \quad (2.92)$$

при цьому середнє квадратичне переміщення молекул за час t становить

$$S_{\text{КВ}} = 2\sqrt{Dt}. \quad (2.93)$$

Так, параметри коефіцієнта дифузії ліпідів достатньо значні. Для ліпідів мембран саркоплазматичного ретикулума в температурному діапазоні 37...40 °С коефіцієнт дифузії має значення близько $1,2 \cdot 10^{-11}$ м²/с. Якщо площа однієї молекули $A = 7 \cdot 10^{-19}$ м² та частота пересkokів молекул – $5,9 \cdot 10^7$, значення часу осідлого життя ліпиду буде $1,7 \cdot 10^{-8}$ с.

У разі середньоквадратичного переміщення молекул яєчного лецитину $S_{\text{КВ}} = 5$ мкм, за одну секунду кожна така молекула здатна продрейфувати навколо клітини кишкової палички. Так, для ліпідів, розміщених біля молекул білків і на відстані двох–трьох діаметрів ліпідної молекули, переміщення проходить із меншою швидкістю, ніж переміщення вільних не зв'язаних ліпідів.

Дещо повільніше, ніж ліпіди, переміщаються молекули. Коефіцієнт дифузії білкової молекули становить $D = 10^{-14}$ м²/с антигенів лімфоцитарної мембрани, а середнє квадратичне переміщення перебуває біля $S_{\text{КВ}} = 0,2$ мкм, при цьому зменшується значення рухливості мембранних білків мікрофіламентів й мікротрубочок, утримуючи їх на мембрані.

Мембранні молекули рухаються поступово обертаються по колу на 1 радіан за час 10^{-9} с для фосфоліпідів, для молекули родопсину – за 10^{-6} с, чи цитохромоксидаза – за 10^{-4} с.

На «фліп-флоп»-переходи необхідно набагато більше часу, ніж у разі латеральної дифузії. Близько години для молекули фосфоліпиду становить середній час переходу з однієї поверхні мембрани на іншу. Білки практично не беруть участі в таких переходах.

Перепад швидкостей «фліп-флоп»-переходів і латеральної дифузії відіграють важливу роль. Повільний перебіг «фліп-флоп»-переходу забезпечує збереження цілісності й асиметрії мембран. Висока швидкість латеральної дифузії підтримує перебіг хімічних реакцій на мембранах.

2.3.2. Штучні мембранні структури

Під час вивчення механізмів електропровідності, параметрів проникності різних речовин через мембрани, та формування трансмембранних потенціалів використовують штучні мембрани, при цьому широко застосовують декілька їх типів та видів.

Під час нанесення ліпідів на поверхню води, вони не розчиняються в ній, а утворюють плівку. Так утворюється мономолекулярний шар ліпідів. Ураховуючи їх амфіфільність, на межі розподілу «вода–повітря» відбувається орієнтування гідрофільних головок ліпідів до води, а гідрофобні хвости повернуті в бік повітряного прошарку.

На таких мономолекулярних шарах визначають механічні параметри мембран, їх склад, рухливість, будову і розміщення мембранних молекул, міжфазових процесів, швидкодію та ефективність фармацевтичних препаратів. Під час медикобіологічних досліджень вивчають фізикохімічні властивості мембран – розмірні й температурні градієнти. Моношари бувають як штучного, так і природного походження з мембранами здорових та патологічних утворень.

Ефективність мийних засобів ґрунтується на властивостях утворювати мономолекулярні шари ліпідів на межах розподілу гідрофільної

та гідрофобної фаз. На забруднених ділянках поверхні, що прасується у воді, мийні засоби з ліпідними молекулами охоплюють молекули бруду моношаром еліпсоїда з мильної піни, що відмивається. Не розчинні у воді частинки бруду містяться в середині еліпсоїда, оточеного моношаром із молекул мийного засобу. Поверхневий шар такого еліпсоїда має гідروفільні утворення і змивається з водою.

Прості штучні моношари мають один шар ліпідів, а природні мембрани оточені двома й більше шарами. Для штучних мембранних утворень типу ліпосома і плоских ліпідних бішарових мембран характерні подвійні шари.

Так, ліпосоми, що утворюються в результаті додавання в полярний розчин із водою фосфоліпідів (рис. 2.20). У процесі реакції відбувається хаотичне формування ліпосом – бішарових структур замкненого типу. Такі структури у полярному розчині характерні для амфіфільних частинок. Виникають спонтанно багат шарові мультиламелярні ліпосоми, для яких характерно заповнення кожного ліпідного бішару шаром водного розчину. Товщина таких біліпідних шарів перебуває в діапазоні 6,5...7,5 нм, для різних видів ліпідів. Можна отримати моноламелярні ліпосоми в результаті впливу ультразвуку на емульсійний розчин із багат шарових ліпосом, які мають малий діаметр – близько (20...40) нм. Для отримання ліпосом діаметром від 400 нм із природних мембран використовують механічну дію ультразвуку високої інтенсивності.

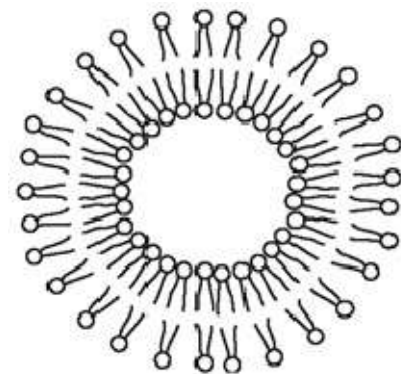


Рис. 2.20. Ліпосома сферичної форми

У мембрану ліпосом інколи потрапляють частинки природних мембран та білки. Такі ліпосоми з білками отримали назву протеоліпосом. Ліпосоми дозволяють моделювати ліпідну і білкову основу, структуру мембран та органел клітини. На основі реакцій з ліпосомами вивчають і досліджують проникність мембрани для фармацевтичних препаратів (ФП). За кількістю досліджуваного препарату, що потрапив

із ліпосоми в розчин, за заданий період часу визначають параметри швидкості виходу, градієнт концентрацій та проникність мембрани.

На практиці ліпосоми використовують для прискорення доставки ФП та визначення параметрів проникнення в системи, тканини й органи людини. У терапевтичній та косметологічній практиці до складу ФП та кремів вводять ліпосоми з біологічно активними компонентами.

В організмі людини кожний клас клітин має антигени на своїй мембрані, характерні тільки для цього класу. Кожному антигену відповідає молекула антитіла, що взаємодіє тільки з цим антигеном. При створенні антитіла в оболонці ліпосоми, що переміщується з потоком крові в зоні відповідного антигену, до поверхні клітини закріпиться антитіло, а разом з ним – і ліпосома, що переносить ФП.

2.3.3. Параметри мембран. Фазові переходи

Клітинні мембрани за нормальних умов перебувають у стані рідини з просторово впорядкованою структурою. Такий стан мембран отримав назву *рідиннокристалічного*.

Вимірюванням теплоємності клітинних мембран та рентгеноструктурним аналізом встановлено їх можливість забезпечувати фазовий перехід першого роду. Так, за низьких температур біологічні мембрани переходять у твердокристалічний стан (гель) із рідиннокристалічного стану.

У цьому разі відбувається збереження структури мембрани – біліпіди не змінюють подвійного шару зі поверненими догори гідрофільними головками та направленими всередину гідрофобними хвостами. Однак при цьому гідрофобні хвости ліпідів перестають коливатися та видовжуються паралельно один до другого (рис. 2.21).

Так, у нормальному рідинному стані площа мембрани однієї молекули ліпиду становить $0,58 \text{ нм}^2$, а у твердокристалічному стані її значення зменшується до $0,48 \text{ нм}^2$. Параметри товщини мембрани у разі переходу в стан гелю збільшуються. Повний об'єм мембрани зменшується, оскільки площа ліпиду менша.

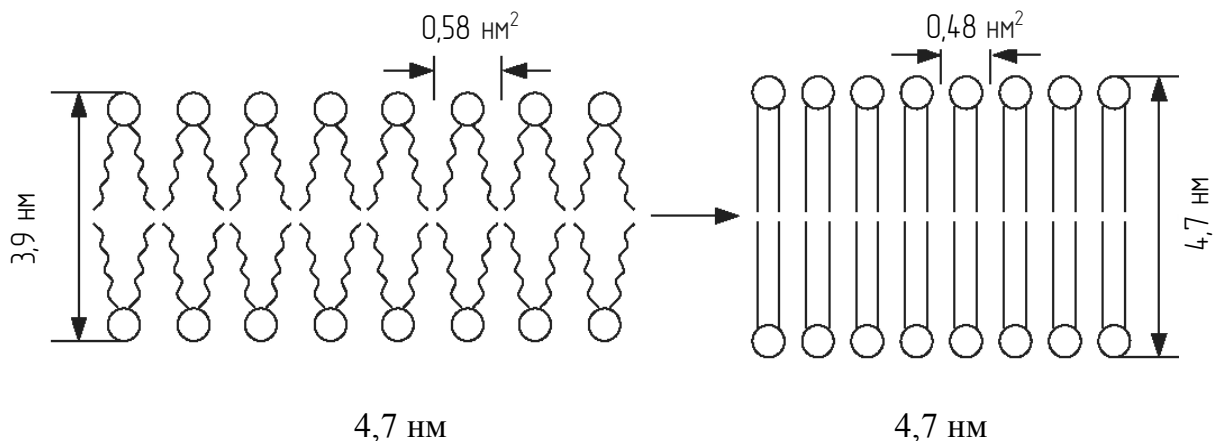


Рис. 2.21. Характер фазового переходу ліпідів зі зниженням температури з рідиннокристалічного (а) у стан гелю (б)

Параметри руху ліпідів у цих фазових станах суттєво різняться: у стані гелю ліпіди можуть лише разом коливатися чи обертатися. У стані рідини можливість більш вільного переміщення мають ліпідні хвости в серединній частині мембрани.

Структури молекул ліпідів рідинної мембрани перебувають у двох видах:

- у повній *транс*- і в подвійній *гош*-конформації (*гош-транс-гош*-конформації),
- у гелі-стані реалізується тільки *транс*-конформація (рис. 2.22).

Значення довжини молекули за *гош*-конформації менше, ніж у *транс*-конформації, а ширини – більше. Так можна охарактеризувати зменшення значень товщини і збільшення площі мембрани, яка відповідає одному ліпиду, за умови переходу зі стану гелю в рідиннокристалічний стан.

Можливість ліпідів у рідиннокристалічній мембрані утворювати *гош*-конформації призводить до підвищення її проникності для гідрофільних сполук, таких як вода.

За умови, що дві близькі ділянки розміщених поруч молекул перебувають у стані *гош*-конформації (рис. 2.23), то це призводить до створення кінк-вигину.

Кінк-вигини мають можливість рухатися за ліпідними хвостами, та за умови появи на їх шляху молекули, вона проходить гідрофобний шар.

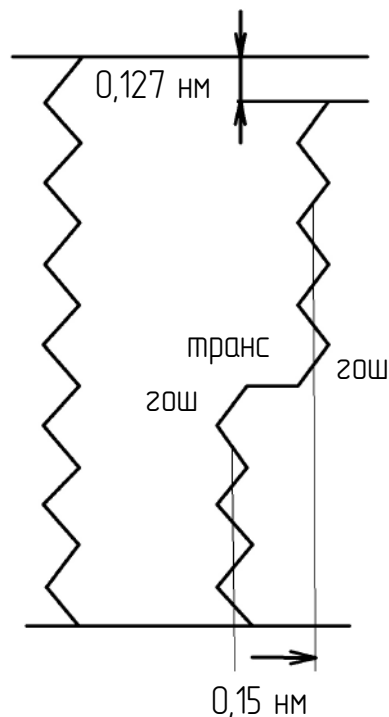


Рис. 2.22. Ланцюги вуглеводню в повній транс-конформації та стані гош-транс-гош-конформації

Під час фазових переходів у мембранах утворюються пори діаметром до 2...6 нм, що призводить до зростання проникності мембрани для іонів і низькомолекулярних речовин. Проведення нервового імпульсу характеризується зміною напрямку проникності мембрани для іонів. Так, механізми терморцепції (такі, як зміна чутливості нервових клітин-рецепторів до градієнта температур), визначаються фазовими переходами у мембранах клітин-рецепторів, що сприяє виникненню та проведенню нервового імпульсу. Фазовий перехід може відповідати хімічній природі зі збільшенням концентрації іонів Ca^{2+} від 1 до 10 ммоль/л у міжклітинному просторі, ліпіди мембрани можуть перейти у стан гелю. Припускають, що ці процеси визначають і чутливість до хімічних речовин – хеморцепцію.

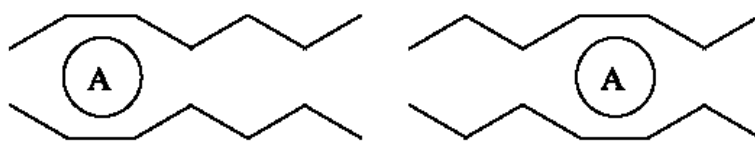


Рис. 2.23. Перенесення молекули А у результаті дифузії кінк-вигину

Стан фазового переходу в мембранах виникає протягом температурного інтервалу. Так, температурою фазового переходу називають таку температуру, за якої приблизно половина мембранних ліпідів перебуває в рідиннокристалічному стані, а інша половина – у стані гелю.

Значення температури фазового переходу залежить від ліпідного складу мембран: чим більше у хвостах ліпідів подвійних зв'язків (0...4), тобто чим більший ступінь насиченості жирнокислотних залишків, тим нижча температура фазового переходу. Так, для мембран із насиченими ліпідами це значення становить $60\text{ }^{\circ}\text{C}$, а для мембран із ненасиченими ліпідами зменшується до $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$. Це значення різниці в температурах плавлення пояснюють тим, що ненасичені жирні кислоти (рис. 2.24) зменшують сили зчеплення між ними. У разі слабких зв'язків між молекулами необхідна більш низька температура мембрани для переходу в рідинну фазу.

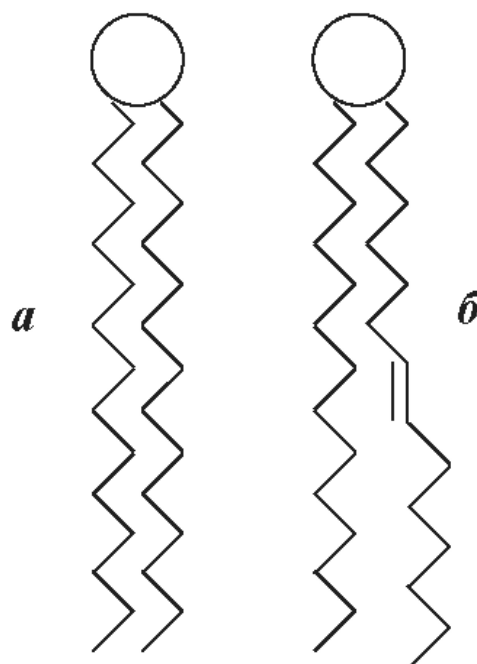


Рис. 2.24. Повнонасичений ліпід (а) та ліпід, одних із жирнокислотних залишків є ненасиченим (б)

Для молекул ліпідів характерно пристосування до спеки чи холоду залежно від їх середовища існування. Відомо, що тваринні жири за кімнатної температури перебувають у твердому стані, для рослинних жирів

більш характерний рідкий стан. Таке положення забезпечується тим, що у тваринних клітинах менше ненасичених ліпідів, ніж у рослинних.

Фазові переходи мембранних ліпідів мають співзалежну поведінку, якщо велика кількість ліпідів пройшла фазовий перехід, то за ними цей перехід зроблять й інші. Інколи можливий фазовий перехід однієї молекули ліпиду з одного стану в інший, тоді за нею цей фазовий перехід виконає і решта ліпідів із цієї зони. Таке явище отримало назву закону «Чи все, чи нічого». Ця зона є кооперативною одиницею, а її розмір кількісно відповідає числу молекул, що її заселяють. На мембранах з ліпідів їх може бути близько сотні.

Закономірності фазових переходів у мембранах вивчає мікрокало-риметрія. Для розрахунку значення кількості ΔQ теплоти, поглиненої під час плавлення речовини, що містить ν молів молекул, необхідно знати ентальпію. Знаючи ΔQ , можна розрахувати питому ентальпію плавлення:

$$\Delta H = \frac{\Delta Q}{\nu}. \quad (2.94)$$

Процес плавлення речовин проходить за температури ($T_{\text{пл}}$). Тоді енергія Гіббса для твердої фази ($G_T = H_T - T_{\text{пл}}S_T$) дорівнює енергії Гіббса в рідкому стані ($G_{\text{ж}} = H_{\text{ж}} - T_{\text{пл}}S_{\text{ж}}$). Оскільки $G_T = G_{\text{ж}}$, то

$$DG = G_T - G_{\text{ж}} = DH - TDS = 0, \quad (2.95)$$

звідки зміна ентропії під час фазового переходу дорівнює

$$\Delta S = \Delta H / T_{\text{пл}}. \quad (2.96)$$

Значення ентропії майже однакове в кожній групі сполуки CH_2 та дорівнює $4,8 \cdot 10^{-24}$ Дж/К, тоді для моля CH_2 -групи її значення близьке до 2,9 Дж/К. За великих довжин ланцюгів вуглеводню жирнокислотних залишків значення зміни ентропії на один моль молекул буде також більшим. Ентропію розраховують за формулою

$$S = k \ln W, \quad (2.97)$$

де W – значення термодинамічної ймовірності, що відповідає кількості ймовірних мікростанів системи для такого макростану; k – параметр

сталої Больцмана. Під час фазового переходу за співвідношенням (2.97) розраховують кількісну зміну мікростанів для однієї CH_2 -групи. Позначимо через W_1 кількість мікростанів у рідиннокристалічному стані, W_2 – для стану гелю.

Тоді під час фазового переходу значення зміни ентропії буде

$$\Delta S = k \ln W_2 - k \ln W_1 = k \ln (W_2/W_1), \quad (2.98)$$

звідки

$$\frac{W_2}{W_1} = e^{\Delta S/k} = e^{-4,8 \cdot 10^{-24} / 1,38 \cdot 10^{-23}} = \frac{1}{1,4}. \quad (2.99)$$

З рівняння (2.99) випливає, що ентропія $\Delta S < 0$ через закономірності зменшення ентропії в результаті переходу в твердокристалічний стан, оскільки цей стан є більше впорядкований. У процесі кристалізації зменшується в півтора рази і число мікростанів CH_2 -групи.

2.4. ОБМІН РЕЧОВИН ТА ЕНЕРГІЇ В МЕМБРАНАХ. ТРАНСПОРТУВАННЯ РЕЧОВИН КРІЗЬ БІОЛОГІЧНІ МЕМБРАНИ

Більшість процесів м'язового скорочення, всмоктування, проведення нервового імпульсу, синтезу молекул АТФ, виділення пов'язано з процесами перенесення через мембрани речовин. Такі характерні для біологічних систем процеси життєдіяльності називають транспортуванням речовин.

Транспортування речовин буває пасивним, без утрат енергії, а перенесення речовин проходить зі зменшенням значень градієнта електрорхімічного потенціалу. Це і явище дифузії, за якого відбувається переміщення речовин у бік менших концентрацій, та процес фільтрації, з просочуванням через пори речовин у бік зменшення значень тиску. Дифузія забезпечує проникнення у клітину кисню, води, вуглекислого газу, розчинених молекул ліків та отруйних сполук. Під час фільтрації відбувається проникнення через стінки кровоносних судин води, просочування плазми крові в ниркових судинних зонах.

Під час дифузії транспортування речовин відбувається через ліпідний бішар із малою швидкістю, і найбільш характерно для заряджених частинок. Так, у деяких речовинах є особливі мембранні канали та мембранні переносники, що підвищує швидкість проникнення та відбирання і селекцію транспортування речовин. Такий вид пасивного транспортування за допомогою переносників називають процесом полегшеної дифузії.

За умови перенесення речовин із зони з меншим значенням параметра електрохімічного потенціалу в зону з більшим значенням необхідної затрати енергії. Вид транспортування речовин, який вимагає витрат енергії, називають активним. Ця енергія для первинно-активного транспортування зазвичай береться з гідролізу АТФ чи окиснювально-відновлювальних реакцій. Якщо активне транспортування відбувається за рахунок градієнта концентрацій інших іонів, то це вторинно-активний чи спряжений вид транспортування.

Тверді тіла – фагоцитоз та розчини – піноцитоз, також можуть переноситися через мембрану. Під час фагоцитозу чи піноцитозу в мембрані виникає заглиблення, яке перетворюється на пухирець, який відривається від мембрани усередині клітини. За формулю пухирець (фаго- чи піносома) містить тверду речовину чи рідину, що транспортується, яка оточена везикулою (біліпідною оболонкою). Ця везикула зливається з клітинною органелою (лізосоною) та вприскує туди свій уміст.

Процес транспортування речовини у середину клітини отримав назву ендоцитоз, а транспортування речовини назовні – екзоцитоз. Під час екзоцитозу цей процес відбувається у зворотному напрямку. Тут везикула підходить до мембрани із внутрішнього боку клітини та зливається з нею, викидаючи вміст у міжклітинне середовище.

Дія та ефективність фармацевтичних препаратів зумовлена можливістю проходження бар'єра мембран.

2.4.1. Нейтральні частинки та пасивне транспортування

При різних концентраціях речовин у зонах простору виникає дифузія певної речовини із зони більших концентрацій у зону з меншою концентрацією цієї речовини. Це пасивне транспортування речовин проходить без утрат енергії до вирівнювання концентрації речовини в цих зонах і поки результуючий потік речовин не зупиниться. У біологічних живих клітинах результуючого вирівнювання можна і не досягнути, оскільки речовини неперервно синтезуються або розпадаються з одного чи другого боку мембрани.

Таке явище дифузії відбувається в усіх напрямках простору з різною швидкістю. Розглянемо пасивне перенесення в одному напрямку речовини по осі x . Такий процес відповідає рівнянню **Фіка**:

$$J = -D \frac{dc}{dx}, \quad (2.100)$$

де J – густина потоку речовини; D – коефіцієнт дифузії; dc/dx – значення градієнта концентрації речовини в бік осі x . Від'ємний знак вказує, що потік відбувається в бік зниження градієнта концентрацій.

Значення густини потоку кількісно визначається числом перенесених частинок речовини через одиницю площі поверхні, направленої перпендикулярно до потоку перенесення в одиницю часу:

$$J = \frac{1}{S} \frac{dM}{dt},$$

де dM – числове значення кількості перенесеної речовини через область з площею S за час dt . Значення відношення dM/dt – це швидкість перенесення речовини. Тоді значення густини потоку прямо пропорційне значенню цієї величини. У подальшому викладі замінимо термін «значення густини потоку» і використаємо «потік».

Так, проведемо дослідження пасивного транспортування через мембрану для незаряджених частинок. За умови, що концентрація частинок зовні суттєво менша від значення концентрації в середині клітини чи навпаки, на мембрані виникає градієнт концентрацій.

За неускладненого однорідного потоку можна припустити, що це постійна величина:

$$\frac{dc}{dx} = -D \frac{c_0^M - c_i^M}{l},$$

де c_0^M і c_i^M – значення концентрації речовини в оболонці мембрани біля її меж зовні та в середині відповідно, l – товщина мембрани. Підставивши цей вираз у рівняння Фіка, отримаємо

$$J = -D \frac{c_0^M - c_i^M}{l}. \quad (2.101)$$

Введемо поняття коефіцієнта розподілу речовини між мембраною та навколишнім середовищем:

$$K = \frac{c_0^M}{c_0} = \frac{c_i^M}{c_i}, \quad (2.102)$$

де c_0 і c_i – значення концентрацій речовин як зовні, так і в середині клітини (рис. 2.25). Відрізняються такі співвідношення між собою c_0^M і c_0 , c_i^M і c_i внаслідок різного рівня розчинності речовини як для неполярних, так і полярних розчинників. Визначимо параметри c_0^M і c_i^M з рівняння (2.102):

$$c_0^M = Kc_0; \quad c_i^M = Kc_i.$$

Підставивши їх у вираз і ввівши поняття коефіцієнта проникності

$$P = \frac{DK}{l},$$

отримаємо

$$J = -DK \frac{c_0 - c_i}{l} = -P(c_0 - c_i).$$

Останній вираз є законом Фіка для пасивного транспортування речовин через мембрану.



Рис. 2.25. Перенесення речовин через мембрану

З отриманого співвідношення можна зробити висновок, що значення потоку і швидкості транспортування речовини через мембрани прямо пропорційні значенню коефіцієнта розподілу, що кількісно характеризує ступінь ліпофільності речовини. В експерименті параметр коефіцієнта розподілу K визначають за рівнянням

$$K = \frac{c_M}{c_B},$$

де c_M – концентрація речовини в ліпофільному середовищі (олії); c_B – значення концентрації речовини у воді (гідрофільне середовище). Зростання значення K призводить до підвищення швидкості перенесення речовини через мембрану та її розчинності. Це підтверджено експериментально для нейтральних частинок речовин із близькими молекулярними масами та розміром. Так, для еритроцитів великої рогатої худоби в середовищі дигідроксипропану значення коефіцієнта проникності мембрани $K_e = 570$, що вище у 235 разів, порівняно з гліцерином, коефіцієнт якого $K_r = 7$.

У процесі перенесення моля речовини із зони з концентрацією речовини c_1 в область, де її концентрація c_2 , змінюється вільна осмотична енергія:

$$\Delta G = RT(\ln c_2 - \ln c_1).$$

Для малих змін концентрацій можна записати

$$dG = RTd \ln c = RT \frac{dc}{c}.$$

Поділимо цей вираз на dx :

$$\frac{dG}{dx} = RT \frac{1}{c} \frac{dc}{dx}.$$

Виразимо dc/dx та напишемо цей вираз у рівняння Фіка, отримаємо

$$J = -\frac{Dc}{RT} \frac{dG}{dx} = -uc \frac{dG}{dx},$$

де $u = \frac{D}{Rt}$ – значення рухливості частинки. Тоді потік прямо пропорційний значенням концентрації та градієнта вільної енергії, при цьому значення рухливості стає коефіцієнтом пропорційності цих величин.

2.4.2. Іони та їх пасивне транспортування

Розглянуті у підрозд. 2.4.1 закономірності характерні для незаряджених частинок. Так, потік J частинок із зарядом q та градієнтом $d\phi/dx$ електричного потенціалу

$$J = -qnu \frac{d\phi}{dx}, \quad (2.103)$$

де u – значення рухливості частинки; n – кількість частинок в одиничному об'єму.

Тоді для одного моля вільна електрична енергія заряджених частинок

$$\Delta G = zF(\phi_2 - \phi_1) = zeN_A(\phi_2 - \phi_1) = qN_A(\phi_2 - \phi_1),$$

де z – заряд іона в одиницях елементарного заряду; $F = N_A e$ – число Фарадея; e – заряд електрона; $N_A = 6,023 \cdot 10^{23}$ 1/моль – значення числа Авогадро. Тепер розглянемо диференціали та розділимо їх на dx , отримаємо

$$\frac{dG}{dx} = nN_A \frac{d\phi}{dx}.$$

Виразимо звідси $d\phi/dx$ і підставимо його в рівняння:

$$J = -\frac{nu}{N_A} \frac{dG}{dx} = -uc \frac{dG}{dx},$$

де $c = n/N_A$ – значення молярної концентрації.

Звідси можна зробити висновок, що вирази для потоків як заряджених, так і незаряджених частинок, подібні.

Зі зміною як електричного потенціалу, так і концентрації речовини зі стандартним хімічним потенціалом (μ_0), рівняння потоку речовини відповідає **рівнянню Теорелла**:

$$J = -uc \frac{d\bar{\mu}}{dx}.$$

Записавши в це рівняння параметри електрохімічного потенціалу, маємо

$$J = -uc \frac{d(\mu_0 + RT \ln c + zF\phi)}{dx} = -cu \frac{d\mu_0}{dx} - uRT \frac{dc}{dx} - cuzF \frac{d\phi}{dx}.$$

Ураховуючи залежність від виду розчинника стандартного хімічного потенціалу μ_0 , для зони дифузії, в якій розчинник однаковий, і з речовиною, що переміщається, не виникає хімічних змін, тобто $d\mu_0/dx = 0$. Тоді рівняння Теорелла набуває вигляду **електродифузійного рівняння Нернста–Планка**:

$$J = -uRT \frac{dc}{dx} - cuzF \frac{d\phi}{dx}, \quad (2.104)$$

яке характеризує пасивне перенесення частинок під час виникнення градієнтів електричного потенціалу та концентрації речовини в однорідній незарядженій мембрані чи в розчині.

Розв'язуючи рівняння Нернста–Планка, припустимо квазілінійну залежність значень електричного потенціалу ϕ від значень координати x . Таке припущення отримало назву наближення постійного струму

$$\frac{d\phi}{dx} = \frac{\Delta\phi}{l} = \text{const},$$

де l – товщина мембрани; $\Delta\phi$ – градієнт різниці потенціалів з різних боків мембрани.

Звідси

$$J = -uRT \frac{dc}{dx} - cuzF \frac{\Delta\varphi}{l}.$$

Після розділення змінних отримаємо

$$dx = -\frac{uRTdc}{J + cuzF \frac{\Delta\varphi}{l}}.$$

Введемо граничні умови $x = 0$, тоді $c = c_0^M$, а за $x = l$ маємо $c = c_i^M$ та використаємо інтеграл

$$l = -\frac{RTl}{zF\Delta\varphi} \ln \frac{d + zFu_i^m \Delta\varphi / l}{J + zFu_o^m \Delta\varphi / l},$$

або

$$\exp\left(\frac{zF\Delta\varphi}{RT}\right) = \frac{d + zFu_i^m \Delta\varphi / l}{J + zFu_o^m \Delta\varphi / l},$$

звідки одержуємо вираз для потоку:

$$J = \frac{zFu\Delta\varphi}{l} \cdot \frac{c_i^M \exp\left(\frac{zF\Delta\varphi}{RT}\right) - c_o^M}{1 - \exp\left(\frac{zF\Delta\varphi}{RT}\right)}.$$

У такому разі концентрації іонів у середині мембрани майже пропорційні концентраціям у їх водяних розчинах, тобто $c_o^M = Kc_o$, $c_i^M = Kc_i$.

Так, ураховуючи співвідношення $P = DK/l$ та $u = D/RT$, отримаємо такий вираз пасивного потоку іонів, як **рівняння Гольдмана**:

$$J = \frac{zFu\Delta\varphi}{RT} \cdot \frac{c_i \exp\left(\frac{zF\Delta\varphi}{RT}\right) - c_o}{1 - \exp\left(\frac{zF\Delta\varphi}{RT}\right)}. \quad (2.105)$$

Рівняння Гольдмана (2.105) дає можливість визначати різницю потенціалів і коефіцієнт проникності, значення потоку пасивних іонів, за відомими концентраціями іонів з двох боків мембрани.

Значення J потоку в рівнянні Гольдмана (2.105) пропорційне сумі двох потоків, направлених як із міжклітинного простору в клітину J_i , так із клітини назовні J_o . Ці потоки протилежно направлені один до одного

$$J = J_o - J_i.$$

Перепишемо рівняння у вигляді

$$J = \frac{zFu\Delta\varphi P}{RT} \cdot \frac{c_i \exp\left(\frac{zF\Delta\varphi}{RT}\right) - c_o}{1 - \exp\left(\frac{zF\Delta\varphi}{RT}\right)} - \frac{zFu\Delta\varphi P}{RT} \cdot \frac{c_o}{1 - \exp\left(\frac{zF\Delta\varphi}{RT}\right)}.$$

Розділивши сумарний потік у рівнянні на односторонні складові, отримаємо вирази для J_o і J_i :

$$J_i = \frac{zFu\Delta\varphi P}{RT} \cdot \frac{c_o}{1 - \exp\left(\frac{zF\Delta\varphi}{RT}\right)};$$

$$J_o = \frac{zFu\Delta\varphi P}{RT} \cdot \frac{c_i \exp\left(\frac{zF\Delta\varphi}{RT}\right) - c_o}{1 - \exp\left(\frac{zF\Delta\varphi}{RT}\right)}.$$

Потік, направлений у середину клітини, залежить від концентрації позаклітинних іонів, тоді як потік, направлений назовні, залежить від концентрації внутрішньоклітинних іонів.

На основі цих рівнянь можна стверджувати, за умови лінійної зміни електричного потенціалу по товщині мембрани, незалежність вихідного і вхідного потоків під час пасивного транспортування.

Співвідношення для протилежно направлених потоків характеризує **рівняння Уссинга–Теорелла**:

$$\frac{J_i}{J_o} = \frac{c_o}{c_i} \exp\left(-\frac{zF\Delta\varphi}{RT}\right). \quad (2.106)$$

Так, пасивне транспортування відбувається за наявності на мембрані градієнтів електричного потенціалу чи концентрації. Перенесення речовини не проходить, якщо сумарний потік близький до нуля: $J = J_o - J_i = 0$.

Деякі складові відмінні від нуля та характеризуються рівняннями Нернста–Планка, Гольдмана або Уссинга–Теорелла. На підтвердження їх закономірностей свідчить, що перенесення іонів проходить через вузькі мембранні канали чи як активне транспортування [11].

2.4.3. Рівновага Доннана і рівняння Нернста

Концентрації іонів у живих істот по обидва боки мембрани часто відрізняються як у середині клітини, так у позаклітинному середовищі. У цих зонах містяться іонні розчини. Основою встановлення і підтримки цих значень градієнтів концентрацій є різні значення проникності мембрани для різних іонів. Градієнт концентрації однієї речовини забезпечується за рахунок трансмембранної різниці потенціалів та наявності градієнта концентрації іншої речовини, та/чи різниці потенціалів з різних боків мембрани.

Так, фактором установаження рівноваги однакових іонів у двох розчинах із різними концентраціями, поділених напівпроникною мембраною, в яку проникають молекули розчинника та не можуть проникнути іони, справедлива рівність значень електрхімічних потенціалів з різних боків мембрани:

$$RT \ln c_i + zF\varphi_i = RT \ln c_o + zF\varphi_o.$$

де $\varphi_i(\varphi_o)$ та $c_i(c_o)$ – значення електричних потенціалів та концентрацій іона в середині та ззовні клітини. Припустимо, що хімічні потенціали по обидва боки мембрани $\mu_{oi} = \mu_{oo}$, і хімічні перетворення не відбувається в об'ємі одного розчинника.

За умови наявності градієнту концентрацій різниця електричних потенціалів, що виникає на мембрані, відповідає **рівнянню Нернста**:

$$\Delta\varphi = \varphi_i - \varphi_o = \frac{RT}{zF} \ln \frac{c_o}{c_i}. \quad (2.107)$$

Основою рівняння є градієнт концентрацій для появи на мембрані різниці електричних потенціалів. При однакових значень концентрацій $c_i = c_o$ електричний потенціал $\Delta\varphi = 0$.

Так, коли по обидва боки мембрани містяться в розчині іони калію та хлору різних концентрацій, параметр рівноважного мембранного потенціалу для іонів калію має вираз

$$\Delta\varphi = \frac{RT}{zF} \ln \frac{[K^+]_o}{[K^+]_i}, \quad (2.108)$$

а для хлору –

$$\Delta\varphi = -\frac{RT}{F} \ln \frac{[Cl^-]_o}{[Cl^-]_i} = \frac{RT}{F} \ln \frac{[Cl^-]_f}{[Cl^-]_o}, \quad (2.109)$$

де позначення концентрації іонів $[K^+]_i$ і $[Cl^-]_i$ ($[K^+]_o$ і $[Cl^-]_o$) – всередині та зовні клітини. Проаналізуємо та порівняємо рівняння (2.108) і (2.109):

$$\frac{[K^+]_o}{[K^+]_i} = \frac{[Cl^-]_f}{[Cl^-]_o} = e^{\frac{zF\Delta\varphi}{RT}} = r, \quad (2.110)$$

де r – відношення **Доннана**.

З виразів (2.108) і (2.110) можна зробити висновок, що за наявності трансмембранної різниці потенціалів підтримується значення градієнта концентрацій з різних боків мембрани. Навіть різницю концентрацій однієї речовини може підтримувати трансмембранна різниця концентрацій другої речовини. Так, для еритроцитів крові за наявності градієнтів концентрацій іонів створюється трансмембранний потенціал. Для м'язових клітин робота Na^+ - K^+ -насосів відбувається за рахунок енергії АТФ-сполук, які створюють градієнт концентрацій для іонів калію, що призводить до виникнення трансмембранного потенціалу, який забезпечує значення градієнта концентрації для іонів хлору.

У клітині перебувають заряджені макромолекули, такі як білки, нуклеїнові кислоти й іони. Проведемо дослідження середовища з іонами негативно заряджених макромолекул, калію та хлору. Мембрана проникна для малих іонів калію та хлору і непроникна для великих молекул. Необхідною умовою розчинів, що містяться по обидва боки мембрани є умова електронейтральності, згідно з якої сума негативних і позитивних зарядів всіх іонів дорівнює нулю.

Тоді

$$[K^+]_i = [Cl^-]_i + [R^-]_i, \quad (2.111)$$

$$[K^+]_0 = [Cl^-]_0 + [R^-]_0,$$

де $[R^-]_0$ та $[R^-]_i$ – значення концентрації макромолекул у позаклітинному та внутрішньому середовищах. У середовищі міжклітинної рідини практично немає великих заряджених частинок ($[R^-]_0 \approx 0$), тому

$$[K^+]_0 = [Cl^-]_0 = c. \quad (2.112)$$

Поєднавши (2.112) та (2.110), отримаємо:

$$[K^+]_i [Cl^-]_i = [K^+]_0 [Cl^-]_0 = c^2.$$

Підставимо у рівняння умову електронейтральності для внутрішньо-клітинного середовища:

$$\{[Cl^-]_i + [R^-]_i\} [Cl^-]_i = c^2.$$

Розв'язок квадратичного рівняння, для іонів хлору становить

$$[Cl^-]_i = -\frac{[R^-]_i}{2} + \sqrt{\frac{[R^-]_i^2}{4} + c^2}.$$

За незначних концентрацій макромолекул ($[R^-]_i \ll c$) та для малих аніонів маємо

$$[Cl^-]_i = -\frac{[R^-]_i}{2} + c. \quad (2.113)$$

Тоді з виразів (2.111) і (2.113) випливає, що внутрішньоклітинна концентрація іонів калію становить

$$[K^+]_i = \frac{[R^-]_i}{2} + c.$$

Частина малих негативних іонів хлору виходить із клітини для компенсації негативних зарядів макромолекул, а частина позитивних зарядів надходить у клітину з міжклітинного середовища, при цьому зростає величина концентрації для іонів калію.

Тоді виникає на мембрані різниця доннанівських потенціалів:

$$\varphi - \varphi_0 = -\frac{RT}{F} \ln \frac{[\text{Cl}^-]_0}{[\text{Cl}^-]_i} = -\frac{RT}{F} \ln \frac{c}{c - \frac{[R^-]_i}{2}} = \frac{RT}{F} \ln \left(1 - \frac{[R^-]_i}{2c} \right).$$

Оскільки $\ln(1 - x) \approx -x$, то

$$\varphi - \varphi_0 = \frac{RT}{F} \cdot \frac{[R^-]_i}{2c}.$$

Значення заряду макромолекули становить $n = 10 \dots 20$ одиниць. Тоді трансмембранна різниця потенціалів має такий вигляд:

$$\varphi_i - \varphi_0 = \frac{RT}{F} \cdot \frac{n[R^-]_i}{2c}.$$

Доннанівська різниця потенціалів близька до значення 1,3 мВ при концентрації макромолекул в одну соту частину (0,01 с), значення заряду макромолекули $n = 10$ за температури 37 °С.

2.4.4. Канальне іонне транспортування

При простій дифузії транспортування іонів через подвійний шар ліпідів проходить дуже повільно. Так, із розчину (діелектрична проникність $\epsilon_b \approx 80$) при проникненні одного моля іонів у мембрану з діелектричною проникністю $\epsilon_m \approx 2$ виникає зміна вільної енергії. Це значення зміни вільної енергії відповідає **формулі Борна**:

$$\Delta W = \frac{(ze)^2 N_A}{8\pi\epsilon_0 r} \left(\frac{1}{\epsilon_m} - \frac{1}{\epsilon_b} \right), \quad (2.114)$$

де r – радіус іона; z – заряд іона; ϵ_0 – електрична стала ($\epsilon_0 = 8,85 \cdot 10^{-12}$ Ф/м); N_A – число Авогадро.

Формула Борна дає можливість визначити значення величини потенціального бар'єра, який необхідно перебороти іону під час проходження через мембрани.

Так, для одновалентних іонів калію K^+ та натрію Na^+ значення потенціального бар'єра ΔW становить діапазон від 250 до 350 кДж/моль.

Значення коефіцієнта K розподілу, що відповідає відношенню числа іонів у мембрані n_M , до числа іонів, що перебувають в рідкій фазі (воді), n_B розраховують за формулою:

$$K = \frac{n_M}{n_B} = e^{-\frac{\Delta W}{RT}},$$

де R – універсальна газова стала; T – значення температури; RT – значення енергії теплових коливань. Для температури 300 К значення коефіцієнт K розподілу становитиме

$$K = e^{-\frac{350000}{8,31 \cdot 300}} = e^{-140} \approx 10^{-60}.$$

Таким чином, з кожних із 10^{60} іонів, що перебувають у водному середовищі, тільки один перебуває в ліпідній фазі мембрани. Значення ймовірності перетину іонів чи інших гідрофільних утворень речовин через мембрану простої дифузії практично незначна.

Значення швидкості проникнення іонів суттєво збільшується через іонні канали в мембрані. Такі канали характерні для іонів натрію, калію, хлору та кальцію. Іонні канали мембран утворюють інтегральні білки. Для транспортування іона канал може бути закритий чи відкритий. Стани формуються за допомогою зміни конформації білків, що приймають участь в утворенні каналів. Характер зміни конформації зумовлюється зміною параметрів у клітині чи позаклітинному середовищі. Це може бути зміна значення мембранного потенціалу, що характерна для калієвих і натрієвих каналів у нервових волокнах. Через ці канали проводяться нервові імпульси. Пори мають у середині значну кількість гідрофільних хімічних сполук і через них транспортуються гідрофільні речовини.

Зазвичай електричний потенціал змінюється лінійно по всій довжині каналу ($d\phi/dx = \Delta\phi/l = \text{const}$). Тоді у середині мембрани і біля її меж та в навколишньому середовищі значення відношення концентрацій іонів відповідає значенню коефіцієнта розподілу K . Коли канал однорідний та іони переміщуються незалежно один від одного, то

транспортування таких речовин через канали буде відповідати електродифузійним рівнянням Нернста–Планка.

У дійсності при перенесенні речовин через канали умови та порівняння не виконуються, та транспортування речовин описується складнішими рівняннями. Так канал, зазвичай дуже неоднорідний за структурою та будовою, в якому з середини розміщуються різноманітні хімічні сполуки, спорідненість відомих іонів до них неоднакова. Канали мають один або декілька іонних центрів сполучення, що становлять собою заряджені групи, з якими іон, зв'язавшись, потрапляє в потенціальну яму. Для виходу із неї потрібно подолати потенціальний бар'єр. А таких ям та бар'єрів по каналу декілька, їх висота та значення потенціалу різні. Висота змінюється при/або наявності/відсутності іонів у каналі, зміні значень трансмембранної різниці потенціалів.

У більшості каналів спостерігається ефект насичення чи блокування.

Зміна вільної енергії одновалентного іона при переході із навколишнього середовища в канал становить

$$\Delta W = \frac{e^2}{8\pi\epsilon_0 r} \left(\frac{1}{\epsilon_K} - \frac{1}{\epsilon_K} \right) - \frac{e^2}{4\pi\epsilon_0 (r + a)\epsilon_K},$$

де a – радіус каналу; ϵ_b – діелектрична проникність води; r – радіус іона; ϵ_K – діелектрична проникність каналу.

Перша складова додатку цього рівняння характеризує перехід іона з однієї зони в іншу, в яких значення діелектричної проникливості відрізняються, а друга складова відповідає за з'єднання в каналі іона з протилежно зарядженою групою. При транспортуванні іона через канал значення ΔW зменшується порівняно зі значенням зміни вільної енергії ΔW перенесення через бішар ліпідів внаслідок появи негативного доданку. Перша складова доданку в рівнянні зменшується через те, що іон проходить зону з більшими значеннями діелектричної проникності, чим значення мембранної діелектричної проникності. Значення зміни вільної енергії ΔW становить близько 30 кДж/моль при переході іона через канал.

Так, іонні канали мають різні значення провідності для різнотипних іонів. По кожному каналу транспортує, переважно, іони одного виду, в калієвому каналі транспортуються іони калію, натрієвому – іони натрію. По катіонних каналах не проходять аніони і навпаки. Для іонів одного і того ж знаку, що й основний іон, що пройшов через канал, канал уже не має такої чіткої, абсолютної селективності. Так, провідність каналу для власного іону вища, ніж для інших іонів свого знаку. Натрієві специфічні канали транспортують й іони калію в 20 разів гірше, чим натрієві іони.

Селективність каналу визначається, передусім радіусом іона, який транспортується. Для іонів, радіус яких перевищує радіус каналу, транспортування неможливе. Іони меншого радіусу зменшують і проникність для них через їх знаходження у водяному розчині в гідратованому стані. Прохід через канал вимагає витрати енергії та скидання гідратних оболонок з витратами енергії. Витрати енергії повної гідратації іонів Na^+ та K^+ перебувають в діапазоні 280...400 кДж/моль. Тепловим коливанням відповідає енергія близько 2,5 кДж/моль. Транспортування іонів по каналу менш затратне, через скинуту гідратну оболонку іона, що замінюється іншими полярними частинками – фіксованими дипольними групами. Тому розмір іона має бути таким, що забезпечує іону оптимально-максимальну взаємодію з значною кількістю таких полярних груп. Для іону калію, що потрапив у селективний фільтр – найвужче місце в каналі, яким визначається його селективні властивості в калієвому каналі, може взаємодіяти з розміщеними там атомами кисню. Для меншого за розмірами іона натрію, що опинився у калієвому каналі, можливість взаємодії є тільки з двома атомами кисню. Значення потенціальної енергії іона калію, що проходить свій канал, близька до його потенціальної енергії у воді. Тоді як зміни значення потенціальної енергії іона натрію набагато більші при знаходженні його у калієвому каналі. Найкраще проникають через канал ті іони, ефективний радіус яких відповідає радіусу каналу.

При визначенні селективності каналів враховують провідність каналу, радіус та хімічну будову і взаємодію іона.

Так канали блокуються сполуками, зв'язаними із селективним фільтром чи входом у канал. Наявні специфічні блокатори – молекули тетраетиламонію закупорюють калієві канали, а тетрадотоксина – натрієві.

2.4.5. Транспортування речовин з переносниками

У природі наявні специфічні білкові переносники, що суттєво знижують значення енергії активації, яка витрачається для перенесення речовини через подвійний ліпідний шар. Такі переносники забезпечують полегшену дифузію. Потік речовин з участю переносників через мембрану забезпечується двома складовими: потоком, викликаним простою дифузією, і потоком, викликаним полегшеною дифузією (рис. 2.26). При полегшеній дифузії речовини транспортуються швидше, чим при простій дифузії.

При пасивному транспортуванні речовин відбувається перенесення без витрат енергії із області з більшою концентрацією в область із меншою їх концентрацією.

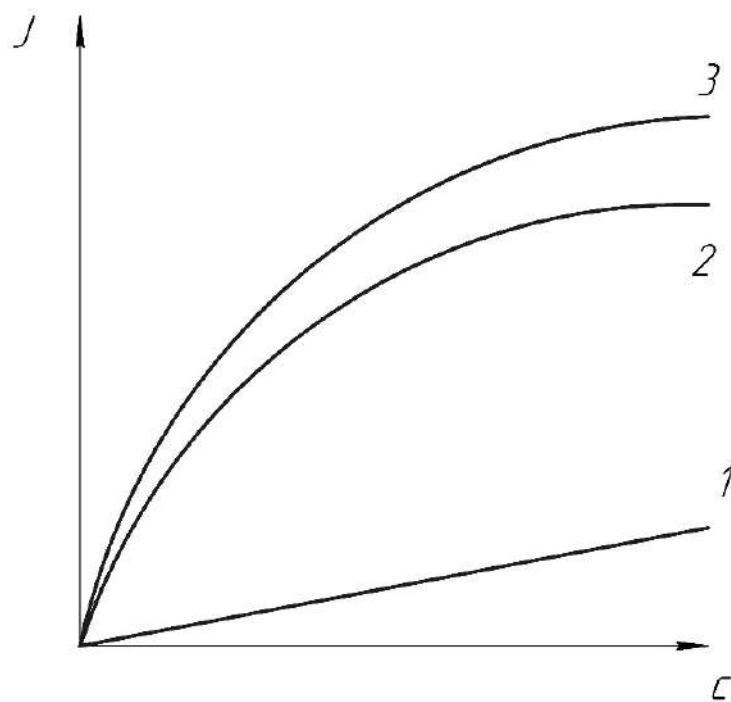


Рис. 2.26. Криві залежності потоку (J) речовини, що переноситься з зони, де значення концентрації c , в зону, де її концентрація дорівнює нулю. Види концентрації c :
1 – проста дифузія; 2 – транспортування за участі переносника; 3 – сумарне значення потоку

Транспортування речовин забезпечують переносники, тоді в самій речовині процес проникнення через мембрану відбувається із-за високої гідрофільності вкрай повільно. Свої переносники є для деяких вуглеводів, амінокислот, пуринових і піримідинових нуклеозидів та основ. Так відбуваються процеси всмоктування для багатьох харчових продуктів у кишковокику та реабсорбція в нирках.

Основні ознаки для транспортування речовин з участю переносників:

1. Для переносників характерна висока хімічна специфічність – здатність переносити тільки задані, певні субстрати. Є переносники, що здатні розпізнавати *L*- та *D*-ізомери однієї і тієї самої речовини.

2. Значення швидкості перенесення зростає пропорційно концентрації речовини, що переноситься, до стану насичення переносника (рис. 2.26, позиція 2). Для реальної клітини навіть при повному насиченні ця швидкість також буде зростати за рахунок простої дифузії (рис. 2.26, позиція 3).

3. Переносники здатні конкурентно насичуватися речовинами, структура яких схожа зі структурою субстрату.

Значення потоку речовини, що транспортується переносниками з зони із концентрацією *c* в зону із нульовою концентрацією, описується формулою

$$J = J_{\max} \frac{c}{K_m + c}, \quad (2.115)$$

де J_{\max} – значення максимального потоку з насиченням переносника; K_m – значення константи спорідненості молекул, що переміщуються до переносників, яке кількісно дорівнює концентрації речовини, при якій потік $J = J_{\max}/2$.

Однобічні потоки речовини з клітини назовні (J_o) та з міжклітинного середовища в клітину (J_i) мають вигляд:

$$J_i = J_{\max} \frac{c_o}{K_m + c_o};$$

$$J_o = J_{\max} \frac{c_i}{K_m + c_i},$$

де c_i і c_o – значення концентрації речовини всередині та зовні клітини.

За умови, що концентрації речовини по обидва боки мембрани не дорівнюють нулю, то значення сумарного потоку відповідає алгебраїчній сумі двох різноспрямованих потоків J_i і J_o :

$$J = J_i - J_o = J_{\max} \left(\frac{c_o}{K_m + c_o} - \frac{c_i}{K_m + c_i} \right). \quad (2.116)$$

З формули видно, що потік згодом буде зменшуватися, поки концентрації не вирівняються і потік не стане дорівнювати нулю. Вище уже вказувалося, що таке вирівнювання в організмі не відбувається через безперервне утворення та витрати речовини в біохімічних реакціях.

Із стану, за якого концентрація речовини з однієї сторони мембрани мала, при порівнянні з концентрацією її на протилежній стороні, значення потоку можна визначати з рівняння (2.115). Графік рівняння (2.115), поданий на рис. 2.27, не зовсім зручний для розрахунку констант K_m і J_{\max} . Це рівняння можна звести до вигляду **рівняння Лайнуївера–Берка**:

$$\frac{1}{J} = \frac{1}{J_{\max}} + \frac{K_m}{J_{\max} c}.$$

Обрахуємо графік зміни залежності $1/J = f(1/c)$, який нагадує пряму, що зображена на рис. 2.27. Отримаємо експериментальні дані обернених потоків $1/J$ і $1/c$ на певному проміжку прямої, які можна обробити методом екстраполяції та визначити значення K_m і J_{\max} по графіку.

Таким методом можна визначити наявність конкурентного інгібітора при перенесенні відповідної речовини в системі на рис. 2.27, позначення 2.

Найчастіше використовують пасивне транспортування речовин з переносниками в реакціях перенесення глюкози в еритроцити. Такий переносник для *D*-глюкози може транспортувати і речовини, що будовою схожі на субстрат типу *D*-манозу, *D*-арабінозу, *D*-ксилозу і *D*-галактозу. Для того щоб специфічний переносник цукру переніс другу речовину, він повинен мати у своїй структурі шестивуглецевий піранозний кістяк. Так, природні переносники можуть переносити і невластиві організму сполуки, такі як ліки, за умови, що ці речовини мають

структурну подібність із природним субстратом. Так, препарат для видалення пухлин і класу азотистих іпритів (сарколізин) містить залишок фенілаланіну і може переміщуватися в клітину переносником сполуки фенілаланіну.

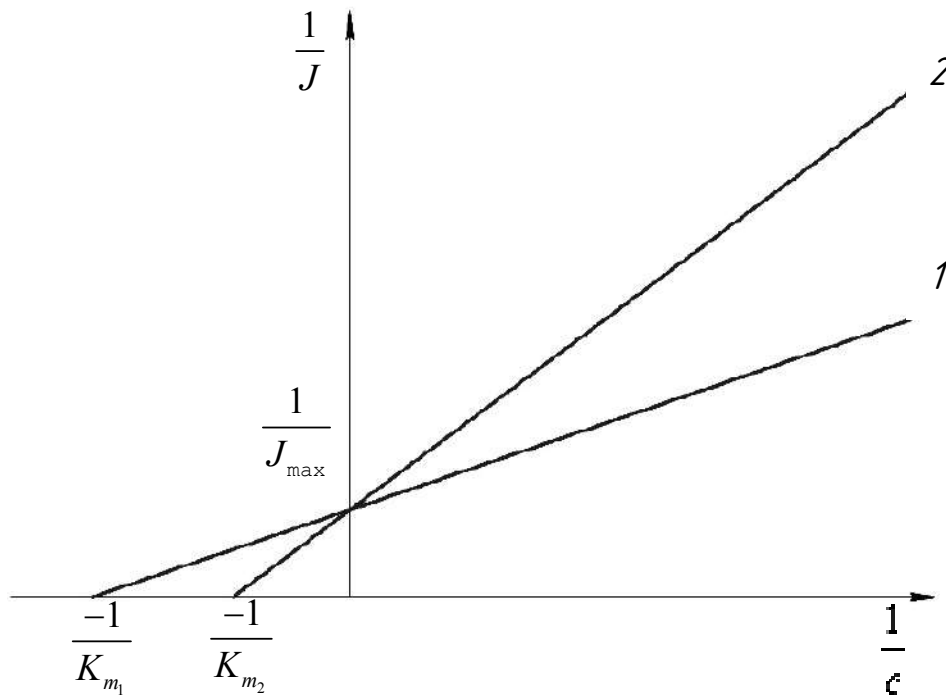


Рис. 2.27. Розрахунок констант K_m та J_{\max} по рівнянню Лайнуївера–Берка та оцінювання впливу інгібітора на значення потоку:

1 – потік речовини з умови відсутності інгібітора; 2 – потік речовини з інгібітором

Насичення переносника із значних концентрацій речовин, що транспортуються, можна оцінити в процесі реабсорбції глюкози в ниркових каналцях. Так, плазма крові під час фільтрації видавлюється під дією гідростатичного тиску у нирковий клубочок, а тоді реабсорбується назад, без електролітів, продуктів обміну і надлишкової кількості води. За умови, що концентрація глюкози в плазмі крові не перевищувала межу – так званий нирковий поріг, значення якого становить 11 ммоль/л (2 г/л), то вся глюкоза реабсорбується. В іншому разі спостерігається насичення системи перенесення глюкози й її залишок виділяється із сечею, де при нормі значення концентрації глюкози повинно дорівнювати нулю.

Під час цукрового діабету в пацієнта підвищена концентрація цукру в крові. Інколи в сечі глюкоза наявна, а значення її концентрації у крові не підвищує межу. Це вказує на збій транспортування глюкози в нирках.

При реабсорбції спостерігається ниркова межа і для інших речовин типу сульфату, фосфату, амінокислот. Насичення переносників забезпечує підтримку постійної концентрації речовини в організмі. Для глюкози значення ниркової межі в два рази більше її нормальної концентрації в плазмі крові. Звідси нирки не можуть повною мірою забезпечувати регуляцію значення кількості глюкози у крові.

Для сполуки фосфату характерна нормальна концентрація їх у крові. Цей параметр практично збігається з величиною ниркової межі, що призводить до виведення зайвої кількості сполук із сечею та підтримує його концентрації на постійному рівні.

2.4.6. Індуковане іонне транспортування

Індукованим іонним транспортуванням називають транспортування іонів за участю переносників. Такий переносник отримав назву іонофора.

Для структури іонофора характерне зовнішнє покриття неполярними групами, що дає переваги розміщенню в гідрофобній частині мембрани, а зсередини міститься покриття полярними групами порожнина, куди і приєднуються іони. По природі частина іонофорів отримана з мікроорганізмів, інші мають штучне походження.

Відповідно до формули Борна (2.114), значення енергії, що потрібна для переходу через мембрану іона, буде обернено пропорційна значенню радіуса іона. У процесі контакту іона з переносником збільшується значення радіуса частинки, що переноситься, а енергія переходу зменшується.

Так, пасивне транспортування іонів разом з переносниками відображає формула, отримана з формули Борна:

$$\Delta W = \frac{e^2}{8\pi\epsilon_0\epsilon_m b} + \frac{e^2}{8\pi\epsilon_0\epsilon_H} \left(\frac{1}{r} - \frac{1}{b} \right),$$

де W – значення енергії комплексу іонн–переносник; r – радіус іона; b – радіус переносника; ϵ_m – діелектрична проникність мембрани; ϵ_n – діелектрична проникність внутрішньої порожнини переносника. Енергія комплексу переносника з іонами калію чи натрію, що обрхована з цієї формули, складає 15 кДж/моль. Для порівняння значення енергії, необхідної для такого ж перенесення через товщу мембрани без переносника, буде в діапазоні 250..350 кДж/моль.

Так більшість переносників є електрично нейтральними, а коли з'єднаються з іоном, то проходять мембрану, як заряджений комплекс. Для інших переносників – іонізованих частинок типу нігерицин, які з'єднавшись у комплекс з переносним іоном, стають нейтральними частинками.

Серед різновидів відомих іонних переносників найбільш поширені два види. Один із них – це рухливі переносники (рис. 2.28). Ці переносники при контакті зв'язуються з іоном, потім дифундують з ним через товщу мембрани, і визволяють іон по другу його сторону та повертаються назад. З умовою, що переносник не полишає мембрану, перенесення відбувається за сценарієм так званої «**малої каруселі**» – перенесення для іонів валіноміцину. Коли ж переносник виходить за межі мембрани у так званий між- чи внутрішньо-клітинний рідинний простір, де і проходить з'єднання чи вивільнення іона, то цей процес отримав назву «**великої каруселі**». Другі переносники залишаються нерухомими відносно мембрани та формують канали мембран, які не проходять всю товщу мембрани.

Так іони, що проходять мембрану, переміщуються по ланцюжку від однієї молекули переносника до іншої. Такий процес перенесення отримав назву **естафетний** (рис. 2.29).

Рухливими переносниками є молекули антибіотиків нігерицину і валіноміцину. Сама ж молекула валіноміцину (рис. 2.30) по структурі має циклічну будову. Внутрішня поверхня порожнини містить гідрофільні групи, до яких приєднуються іони. Переносник має чітко визначену жорстку структуровану будову з фіксованим розміром порожнини.

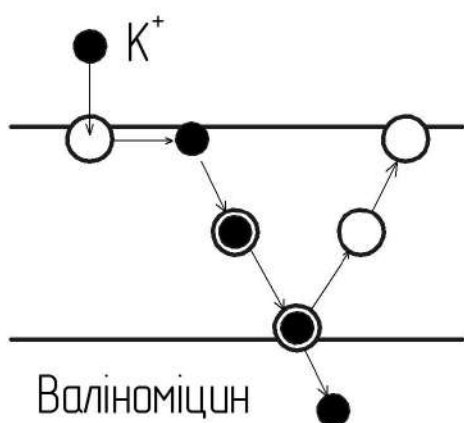


Рис. 2.28. Рухливий переносник

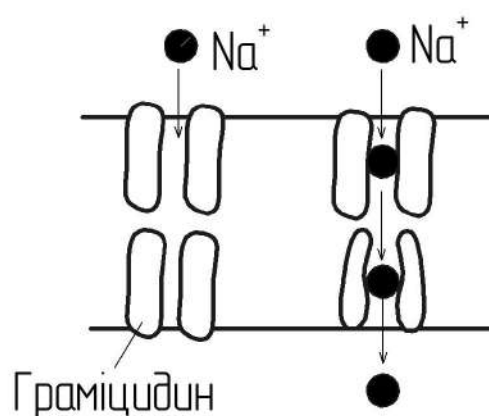


Рис. 2.29. Естафетне перенесення

З молекулами валіноміцину зв'язуються ті іони, що розмірно відповідають параметрам порожнини переносника. Такий характер взаємодії молекул валіноміцину є високоселективним.

Для молекул валіноміцину базовим іоном для перенесення є іон K^+ . Хоча він і менший за розмірами, чим іон натрію, але гірше взаємодіє з контактними групами, що вкривають порожнину каналу. Цей іон переноситься майже в 104 рази рідше, ніж іон K^+ [11; 28].

Структура молекули нігеріцину – другого рухливого переносника – становить ланцюг із 15 гідрофобних амінокислот. Молекула нігеріцину структурно не замкнена і обвивається навколо іона при з'єднанні.

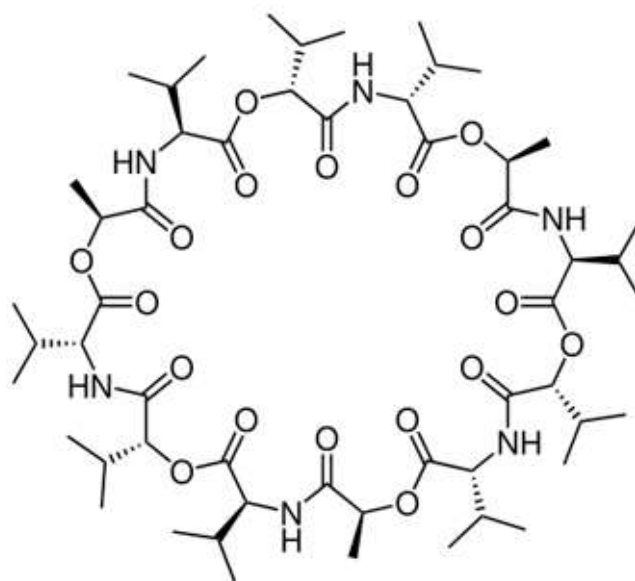


Рис. 2.30. Валіноміцин

Молекула нігерицину (слабокислотна речовина), іонізована при нейтральних значеннях рН, має можливість з'єднуватися з протонами й іонами металів. Нігерицин може переносити іони в обидва боки при трансмембранній різниці концентрацій. Тоді як валіноміцин, доставивши іон K^+ на другий бік мембрани, повертається назад порожнім. Так, з'єднавшись із протоном по один бік мембрани та перенісши його на другий, нігерицин може там зв'язатися з іоном K^+ та повернутися разом з ним назад. Таке транспортування називають **обмінним**.

Найбільш поширеним та дослідженим переносником, формуючим канали, є молекули антибіотика грамїцидину. Так, молекула грамїцидину структурно становить спіральний ланцюг, який в згорнутому стані утворює канал з внутрішнім діаметром 0,5...0,8 нм і завдовжки 3 нм. Такої довжини недостатньо для проходження всієї мембрани, тому транспортування можливе при двох молекулах грамїцидину, розміщених послідовним ланцюжком. Діаметр каналу грамїцидину може змінюватися по розміру іона, тому грамїцидину не властива висока специфічність.

Для деяких переносників типу аламецитину характерно при формуванні каналів використовувати чергування закритого та відкритого станів зі зміною значень трансмембранного потенціалу.

2.4.7. Активне транспортування

У попередніх розділах було показано пасивне транспортування частинок через мембрану в бік зменшення електрохімічного потенціалу. Для життєдіяльності в організмі виникає потреба в транспортуванні нейтральних частинок чи іонів у бік зростання електрохімічного потенціалу. Так, значення концентрацій іонів калію у клітині більша, чим у міжклітинному просторі, а для іонів натрію – менша. Такий градієнт концентрації калію забезпечується градієнтом електричного потенціалу, що направлений у протилежну сторону, та відповідає умові рівноваги згідно з рівнянням Нернста. Так, для іонів натрію вигідніше перебувати у клітині, оскільки їх заряди з іонами калію одностипні.

Випадковий викид з клітини іонів натрію нереальний і проходить лише за рахунок притоку додаткової енергії. Нині глибоко досліджені процеси активного транспортування іонів калію, натрію, водню і кальцію.

Формування стабільного градієнта концентрацій іонів калію і натрію підтримується функціонуванням натрій-калієвого насоса (Na^+ -, K^+ -насоса). Це система мембранних білків, що спонукають ферментації АТФ. Функцією цих ферментів є забезпечення процесу розщеплення молекул АТФ на складові аденозиндифосфату (АДФ) та неорганічний фосфат. Ця дія призводить до отримання енергії, що використовуються для транспортування іонів у бік зростання електрохімічного потенціалу. Процес розщеплення на складові АТФ супроводжується іонами Na^+ і K^+ та залежить від наявності іонів Mg^{2+} . Звідси можемо зробити висновок, що активне транспортування можливе виключно за рахунок спряження транспортування речовини з перебігом реакції гідролізу сполук АТФ.

До цього часу механізм спряження повною мірою не з'ясований. Найімовірніше енергія гідролізу АТФ витрачається на процес зміни конформації частини транспортного білка, що призводить до зміни його спорідненості, так звана константа зв'язування, до одних чи других іонів. Напрямок транспортування завжди проходить у той бік, де значення спорідненості менше.

Для клітини значення константи зв'язування переносника з іонами Na^+ набагато більше, чим із іонами K^+ . З цієї причини іони натрію у клітині з'єднуються з білком і переміщуються в позаклітинне середовище. По другий бік мембрани процес конформації білка змінюється так, що значення константи зв'язування з Na^+ спадає, а з іоном K^+ — зростає.

Просторова структура зони ділянки білка, що зв'язує іони, у цьому разі така, що забезпечує приєднання вже не трьох, а двох іонів калію, що переносяться в клітину (рис. 2.31).

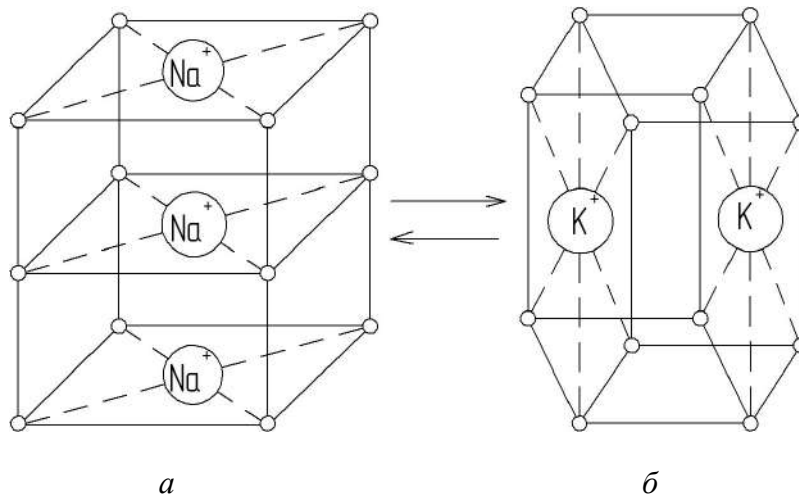
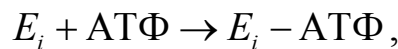


Рис. 2.31. Дві конформації іонозв'язуючої порожнини у Na^+ -, K^+ -насосі:
 а – форма усередині клітини; б – ззовні клітини

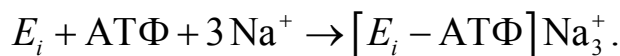
Загальноприйнято характеризувати перебіг активного транспортування для іонів K^+ та Na^+ як семиетапний процес:

1. При появі іонів Mg^{2+} на внутрішньому боці мембрани виникає комплекс ферменту АТФ-фази з сполуки АТФ:

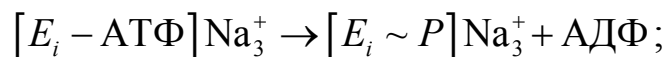


де для іона K^+ процес АТФ-фази буде $E_i - \text{Na}^+$, іонозв'язуючий центр, що перебуває на внутрішньому боці мембрани; $E_i\text{АТФ}$ – умовний комплекс ферменту з АТФ.

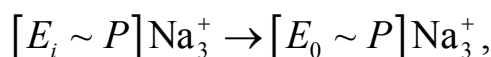
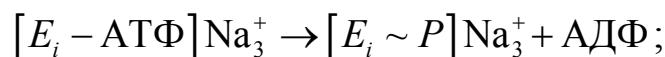
2. З'єднання АТФ призводить до зміни конформації ферменту так, що до умовного комплексу, що утворився, підєднуються три іони натрію



3. Проходить фосфорилування іонів Na^+ , K^+ -АТФ-фази і відщеплення сполуки АДФ

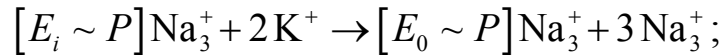


4. Тоді іонозв'язуючий центр ферменту зміщується відносно товщини мембрани (як варіант фліп-флоп-перехід білка), й іон натрію виходить на зовнішній бік клітини:

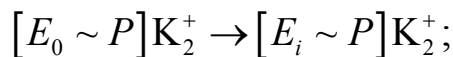


де E_0 – Na^+ , K^+ -АТФ-фаза, іонзв'язуючий центр якої розміщено на зовнішньому боці мембрани.

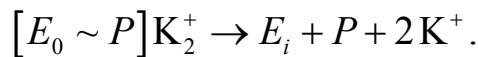
5. Відбувається обмін іонами Na^+ , K^+ зовні клітини через спад спорідненості ферменту до іонів Na^+ та зростання спорідненості до іонів K^+



6. Із приєднаними іонами калію фермент повертається в мембрану



7. Відновлюється неорганічний фосфат й іон калію K^+ і фермент переходять у початковий стан



Звідси випливає, що кількість згенерованої енергії, в результаті гідролізу однієї молекули АТФ достатньо для виходу із клітини трьох іонів натрію та внесення двох іонів калію.

Робота Na^+ - K^+ -насосів підвищує градієнти концентрацій іонів, збільшує градієнт електричного потенціалу. Отриманий електричний потенціал є електрогенним, оскільки сумарне значення внесених зарядів не відповідає сумі винесених. Міжклітинне середовище набуває більш позитивного заряду порівняно з клітиною за рахунок винесення одного «зайвого» позитивного іона.

У мембранах саркоплазматичного ретикулума м'язових клітин і цитоплазматичних мембран кардіоміоцитів є також умовний Ca^{2+} -насос, робота якого схожа до Na^+ - K^+ -насосу. За один цикл, у процесі якого витрачається одна молекула АТФ, відбувається перенесення двох іонів кальцію.

Так, активне транспортування для протонів відбувається через роботу рухливих переносників як пластохінона в мембранах хлоропластів, так і через проходження мембранними каналами, в каналах, що створені молекулами бактеріородопсину в зоні пурпурних мембран для галофільних бактерій.

По своїй природі протонні канали є інтегральними білками, що створюють внутрішню пору, де містяться ділянки – полярні групи, до яких прикріплюються протони.

Тоді енергія АТФ витрачається на зміну стану конформації білкових молекул, по результатам чого знижується спорідненість одних ділянок скріплення протонів, а інших – зростає, що примушує протон переходити на ділянку каналу з більшою спорідненістю. Дорогою таких перескоків з однієї ділянки скріплення на другу іон і проходить мембрану.

Процес перенесення іонів водню H^+ проти градієнтів їх концентрацій відбувається не тільки через енергію гідролізу АТФ, а і за рахунок світлової енергії. Такий спосіб задіяний у галофільних бактеріях, які під дією світла виштовхують протони з клітини, а величина енергії градієнта концентрації витрачається на синтез АТФ.

При рівності електричних потенціалів з двох боків мембрани потік іонів, створений системами активного транспортування, вираховується з формули

$$J = \frac{c_0 P}{2} \left(\frac{c_1}{K_1 + c_1} - \frac{c_2}{K_2 + c_2} \right), \quad (2.117)$$

де c_0 – значення концентрації АТФ-фази, яка виконала перенесення іонів у мембрані; c_1 і c_2 – концентрації іонів по обидва боки мембрани; P – значення коефіцієнта проникності комплексу іон–білкова молекула; K_1 і K_2 – параметри константи дисоціації комплексу іон–білок по різні боки мембрани.

З цієї формули можна визначити максимальну різницю концентрацій, при якій працює іонний насос.

При максимальній різниці концентрацій з обох боків мембрани, потік зупиниться і дорівнюватиме нулю. З формули (2.117) отримаємо

$$\frac{c_1}{c_2} = \frac{K_1}{K_2}.$$

Звідси зробимо висновок, що зі зростанням відношення констант дисоціації іон–білок з обох боків мембрани, зростає і різниця концентрацій, що утворює такий насос. Чим більше значення константи дисоціації комплексу іон–білок K , тим легше білок від'єднує іони. Значення

концентрації іона буде зростати у тій зоні, де найвища константа дисоціації.

Майже недосяжний стан рівноваги близький нулю у клітині для потоку іонів з активним транспортуванням. Таке положення зумовлене тим, що іони проникають через нього пасивно в зону нижчих концентрацій. Робота м'язових і нервових клітин постійно вимагає відкриття каналів пасивного перенесення іонів. Через процес вирівнювання концентрація іонів системи іонного активного транспортування майже ніколи повністю не припиняє роботу, можливі лише стани збільшення чи зменшення значень швидкості перенесення.

2.4.8. Вторинноактивне транспортування

Робота системи активного транспортування зумовлює виникнення градієнтів концентрацій речовин, які спонукають до появи на мембрані різниці хімічного чи електрохімічного потенціалів. Це призводить до перенесення других речовин проти градієнтів їх концентрацій. Таке транспортування, з джерелом енергії якого є не АТФ-сполуки чи енергія перебігу окислювально-відновлювальних реакцій, а градієнт концентрацій других речовин, називають вторинноактивним чи спряженим.

Наявні три види вторинноактивного транспортування іонів – це уніпорт, антипорт і симпорт. Для першого виду характерне спрямоване в один бік транспортування заряджених частинок через існування на мембрані градієнта електричного потенціалу, що зменшується. Це і мітохондрії, які викачують протони з матриксу в цитоплазму, через що їх внутрішня зона заряджена більш негативно, ніж зовнішня. Так, за нормальних умов градієнт електрохімічного потенціалу переважно використовують для синтезу АТФ. Якщо в клітину додають антибіотик типу валіноміцин, який є специфічним переносником іонів K^+ , то відбувається транспортування іонів K^+ з цитоплазми у внутрішній простір мітохондрій негативним електричним потенціалом. Транспортування іонів K^+ проходить проти градієнта концентрацій так, як у мітохондрій значення концентрації іонів K^+ більша, ніж у зоні цитоплазми.

Цей процес не потребує енергії АТФ з причини, що проходить у бік спаду градієнта електричного потенціалу, який виник через різниці концентрацій протонів.

Для антипорту – вид обмінного транспортування чи протитранспортування, характерний перебіг руху однаково заряджених двох типів іонів у різні боки. Так, для антибіотика нігерицину, що транспортує протони у той бік, де їх концентрація менша, знижується концентраційний градієнт зі зростанням градієнта електричного потенціалу.

Симпорт, інколи називають котранспорт, що забезпечує транспортування заряджених протилежно іонів в один бік. Переміщення одного з іонів виконується пасивно через появу градієнта концентрацій, а рух другого іона активно – через градієнт електричного потенціалу, що створюється транспортуванням першого іона.

Всмоктування глюкози в стінки кишкового є найбільш досліджений процес, вторинноактивного транспортування незаряджених молекул. Так, значення концентрації глюкози в ентероцитах більша, ніж у просвіті кишкового. Через це неможливе пасивне її всмоктування. При цьому клітини кишкового за рахунок енергії АТФ активно висмоктують натрій з ентероцитів у серозну, насичену кровеносними судинами, область кишкового. Тоді концентрація іонів Na^+ у клітині суттєво знижується порівняно зі значенням концентрації зовні. Через різниці градієнта концентрацій, із просвіту кишкового в ентероцит, відбувається пасивне транспортування іонів Na^+ . Однак малоімовірна проста дифузія іонів через бішар мембрани. Тому іони Na^+ можуть пересікти мембрану тільки з переносника. Переносник зв'язується не тільки з іонами Na^+ , але і з молекулою глюкози. Системний комплекс, що створився, переноситься в середину клітини, пасивно зі спадом градієнтів концентрацій іонів Na^+ і електричного потенціалу. Так транспортування глюкози проходить проти градієнта концентрації, не через енергії АТФ, а за рахунок наявності значень градієнта концентрації другої речовини. У цьому разі це іони Na^+ .

Системи вторинноактивного чи спряженого транспортування є і для багатьох інших речовин, як приклад, вуглеводів та амінокислот. Це вкрай важливо, оскільки для вуглеводів та амінокислот відсутні специфічні насоси.

Контрольні запитання та завдання

1. Поясніть, що вивчає гемодинаміка.
2. У чому суть ефекту Фареуса–Ліндквіста?
3. Сформулюйте формулу Пуазейля.
4. Чому дорівнює швидкість осідання еритроцитів?
5. Наведіть модель Франка.
6. Що таке пульсова хвиля? Якими параметрами визначають швидкість пульсової хвилі? Що вони характеризують?
7. Опишіть процес обміну рідиною між кровоносним капіляром і міжклітинним простором у скелетному м'язі.
8. У чому полягає сутність «моделі капіляра»?
9. Які існують методи вимірювання кров'яного тиску? Опишіть принципи їх дії.
10. Наведіть прилади вимірювання кров'яного тиску та опишіть їх принцип дії.
11. Сформулюйте перший закон термодинаміки для хімічних та біологічних процесів.
12. Що пояснює другий закон термодинаміки для відкритих середовищ?
13. Охарактеризуйте поняття «дисипативна функція».
14. Опишіть процеси, які відбуваються в результаті функціонування біологічних систем.
15. Сформулюйте рівняння Онзагера.
16. Поясніть теорему Пригожина для лінійних процесів.
17. Які методи використовують для отримання та вимірювання температур в широкому діапазоні?

18. Які методи застосовуються для вимірювання кількості теплоти, що виділяється або поглинається в різних фізичних, хімічних і біологічних процесах?
19. Назвіть властивості нагрітих і холодних середовищ.
20. Поясніть будову та сутність біологічних мембран.
21. Визначте та опишіть основні функції біологічних мембран.
22. Наведіть рівняння Фіка та опишіть його параметри.
23. Запишіть рівняння Теорелла. Що вона характеризує?
24. Який вигляд має рівняння Гольдмана для пасивного потоку іонів?
25. Опишіть відношення Донна.
26. Поясніть значення зміни вільної енергії.
27. Назвіть етапи перебігу активного транспортування для іонів K^+ та Na^+ .
28. Поясніть формулу Борна.
29. Що характеризують рівняння в'язкості крові залежно від гематокриту.
30. Поясніть, що таке гідравлічний опір судинної системи?
31. Що таке трансмуральний тиск?
32. У чому полягає метод встановлення ШОЕ?
33. Яка залежність тиску в пружній камері?
34. У чому полягає залежність об'ємної швидкості потоку крові в судинах?
35. Сформулюйте закон Гесса.
36. Яка швидкість поширення пульсової хвилі?
37. Що таке осмотичний тиск?
38. Що таке фільтрація?
39. Що таке реабсорбція?
40. Поясніть, як утворюються тони Короткова.
41. Яка швидкість зміни ентропії відкритої системи?
42. Які параметри змін стандартної вільної енергії?
43. Поясніть суть хімічного потенціалу.
44. Що таке електрохімічний потенціал?

45. Який процес називають спряженим? Поясніть його сутність.
46. Який процес називають спрягаючим? Поясніть його сутність.
47. Який критерій досягнення стаціонарного стану?
48. Поясніть, що вивчає термометрія та калориметрія.

Задачі для самоконтролю

1. Обчисліть середнє число N еритроцитів у агрегаті, якщо середній об'єм одиничного еритроцита дорівнює 110 мкм^3 , вважаючи їх сферами діаметром 8 мкм , де в'язкість плазми становить $2,1 \text{ мПа}\cdot\text{с}$, щільність еритроцитів 1060 кг/м^3 , щільність плазми 1030 кг/м^3 .

2. Визначте модуль пружності артерії, якщо товщина її стінки $0,9 \text{ мм}$, внутрішній діаметр 9 мм , щільність крові 1050 кг/м^3 . Швидкість поширення пульсової хвилі по артерії становить 11 м/с .

3. Визначте загальну зміну ентропії у відкритій системі, якщо в результаті незворотних процесів в середині неї виділилося 1320 кДж теплоти, 25% якої виділилося в навколишнє середовище, а температура системи підтримується постійною і дорівнює $38 \text{ }^\circ\text{C}$.

4. Яка різниця потенціалів утворюється на поверхні цитоплазми мембрани при перенесенні 8 нмоль іонів калію з м'язового волокна жаби в міжклітинне середовище, де робота сили, витрачена на подолання електричного відштовхування, становить $43,22 \text{ мкДж}$.

5. Обчисліть під час плавлення температуру фазового переходу жирної кислоти, якщо відомо, що ентропія змінюється на $-48 \text{ Дж}/(\text{К} \cdot \text{моль})$, а ентальпія змінюється на 22 кДж/моль .

6. Коефіцієнт латеральної дифузії для молекул білків становить близько $D = (8-10) \text{ м}^2/\text{с}$. Обчисліть середнє квадратичне переміщення за 2 с .

7. Установіть час осілого життя і частоту пересkokів з одного мембранного шару в інший, ліпідів мембран саркоплазматичного ретикула, якщо коефіцієнт латеральної дифузії $10 \text{ мкм}^2/\text{с}$. Відомо, що площа, займана однією молекулою фосфоліпіда $0,8 \text{ нм}^2$.

8. Який буде коефіцієнт розподілу для речовини, якщо коефіцієнт дифузії дорівнює $6,8 \cdot 10^{-8}$ см/с за товщини мембрани 11 нм, а коефіцієнт проникності становить 13.

9. Визначте коефіцієнт дифузії речовини, яка перебуває в камері, яку плоска біліпідна мембрана, завтовшки 12 нм, ділить на дві частини, в яких міститься речовина в концентраціях відповідно 3 і 28 моль/л, де потік речовини через мембрану $0,6$ ммоль/(м²с), а коефіцієнт розподілу 0,05.

Розділ 3

ЕЛЕКТРО- І МАГНІТОДИНАМІЧНІ ПРОЦЕСИ В БІОЛОГІЧНІЙ ПРИРОДІ

Електродинамічні явища в природі тісно пов'язані з виникненням та перебігом іонних струмів по клітинах та біологічних тканинах. Під магнітним полем розуміють вид матерії, що здійснює силову дію на рухомі електричні заряди, що перебувають у зоні дії поля, та інші тіла, що мають магнітний момент. По суті магнітне поле є проявом однієї із форм електромагнітного поля.

3.1. ЕЛЕКТРОДИНАМІЧНІ ЯВИЩА В БІОФІЗИЦІ

3.1.1. Мембранна теорія виникнення потенціалів у біоклітинах

В основі виникнення електричних явищ у тканинах та клітинах серця лежить, як відомо, проникнення іонів калію (K^+), натрію (Na^+), кальцію (Ca^{2+}), хлору (Cl^-) та ін. через мембрану м'язової клітини. У електрохімічному відношенні клітинна мембрана є оболонкою, що має відмінну проникність для різних типів іонів. Мембрана розділяє розчини електролітів, що містяться ззовні і у середині клітини, розмежовані мембраною з міжклітинним середовищем, де в не збудженому стані концентрація K^+ в 30 разів вища, ніж в позаклітинній рідині (рис. 3.1a).

Навпаки, в позаклітинному середовищі концентрація іонів Na^+ приблизно в 20 разів вища, концентрація іонів Cl^- в 13 разів вища і концентрація іонів Ca^{2+} в 25 разів вища порівняно з внутріклітинним простором. Високі значення градієнтів концентрації іонів по обидва боки мембрани наявні через роботу в ній іонних насосів. Ці насоси забезпечують транспортування іонів Na^+ , Ca^{2+} і Cl^- , що виводяться назовні із клітини, а іони K^+ навпаки, входять серединний простір клітини.

Такий процес, що проходить в протилежному напрямку концентраційних градієнтів іонів, потребує витрати енергії.

У незбудженій клітині мембрана має вищу проникність для K^+ і Cl^- , тому іони K^+ через концентраційний градієнт прагнуть вийти з клітини, і перенести свій заряд у позаклітинний простір. Іони хлору Cl^- , навпаки, входять у середину клітини, збільшуючи тим самим негативний заряд внутріклітинної рідини. Такий перехід іонів і призводить до поляризації стінок клітинної мембрани незбудженої клітини: зовнішня її поверхня стає позитивною, а внутрішня – негативною (рис. 3.1б).

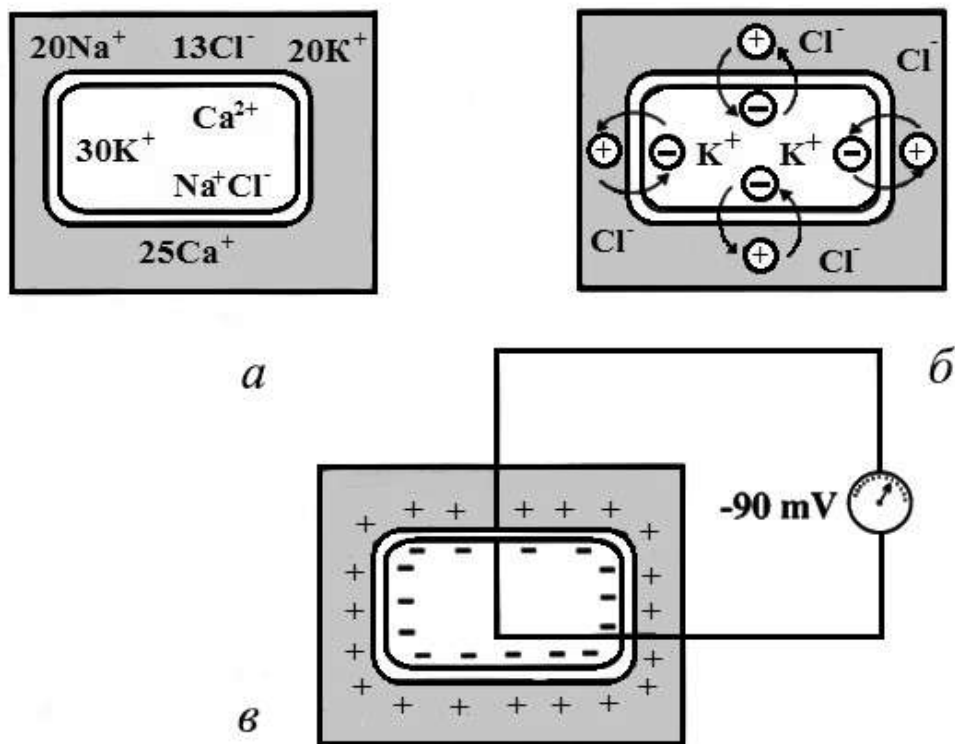


Рис. 3.1. Концентрації іонів при поляризації клітинної мембрани незбудженої клітини:

а – співвідношення концентрацій іонів у середині клітини та ззовні;

б – переміщення іонів через концентраційний градієнт;

в – принцип реєстрації трансмембранного потенціалу спокою

Різниця потенціалів, що виникає таким чином на мембрані, перешкоджає подальшому переміщенню іонів (K^+ – з клітини і Cl^- – в клітину), і настає стабільний стан поляризації мембрани клітин скоротливого міокарду в період діастолі. За допомогою мікроелектродів можна виміряти різницю потенціалів клітинної мембрани, між внутрішньою

та зовнішньою поверхнею. Цей процес показано на рис. 3.1в, і ми зареєструємо так званий трансмембранний *потенціал спокою* (ТМПС), що має негативну величину в стані спокою, що становить близько -90 mV .

При збудженні клітини відбувається різка зміна проникності її стінки до різного типу іонів. Це призводить до зміни напрямку іонних потоків через товщу клітинної мембрани. Такий процес викликає зміну значення самого ТМПС. Криву зміни трансмембранного потенціалу в часі показано на рис. 3.2.

Фаза 0. Фаза деполяризації (швидкий натрієвий струм) – початкове збудження зі стрімким зростанням проникності мембрани для іонів Na^+ клітини та направленням їх в середину клітини. Унаслідок чого змінюється значення заряду мембрани: зовнішня поверхня мембрани стає негативною, а внутрішня – позитивною. Значення трансмембранного потенціалу дії (ТМПД) змінюється від -90 mV до $+20\text{ mV}$, проходить реверсія заряду, тобто мембрана перезаряджається. Фаза триває близько 10 мс.

Фаза 1. Як тільки величина ТМПД досягне значення $+20\text{ mV}$, то почне спадати проникність мембрани для іонів Na^+ , а для іонів Cl^- – збільшуватиметься. Це приводить до виникнення невеликого струму негативних іонів Cl^- в середину клітини, які частково нейтралізують надлишок позитивних іонів Na^+ у середині клітини. Такий процес призводить до зменшення ТМПД до 0 mV чи нижче. Цю фазу називають фазою початкової швидкої реполяризації.

Фаза 2. У перебігу цієї фази значення ТМПД тримається одного рівня, що призводить до утворення площадки у вигляді плато на кривій ТМПД. Стабільний рівень значення ТМПД тримається повільним перебігом вхідного струму іонів Ca^{+2} і Na^+ , направленою в середину клітини, і струму іонів K^{+2} з клітини. Інтервал цієї фази значний і триває близько 200 мс. У перебігу фази 2 м'язова клітина залишається у збудженому стані, початок її характеризується деполяризацією, закінчення – реполяризацією мембрани.

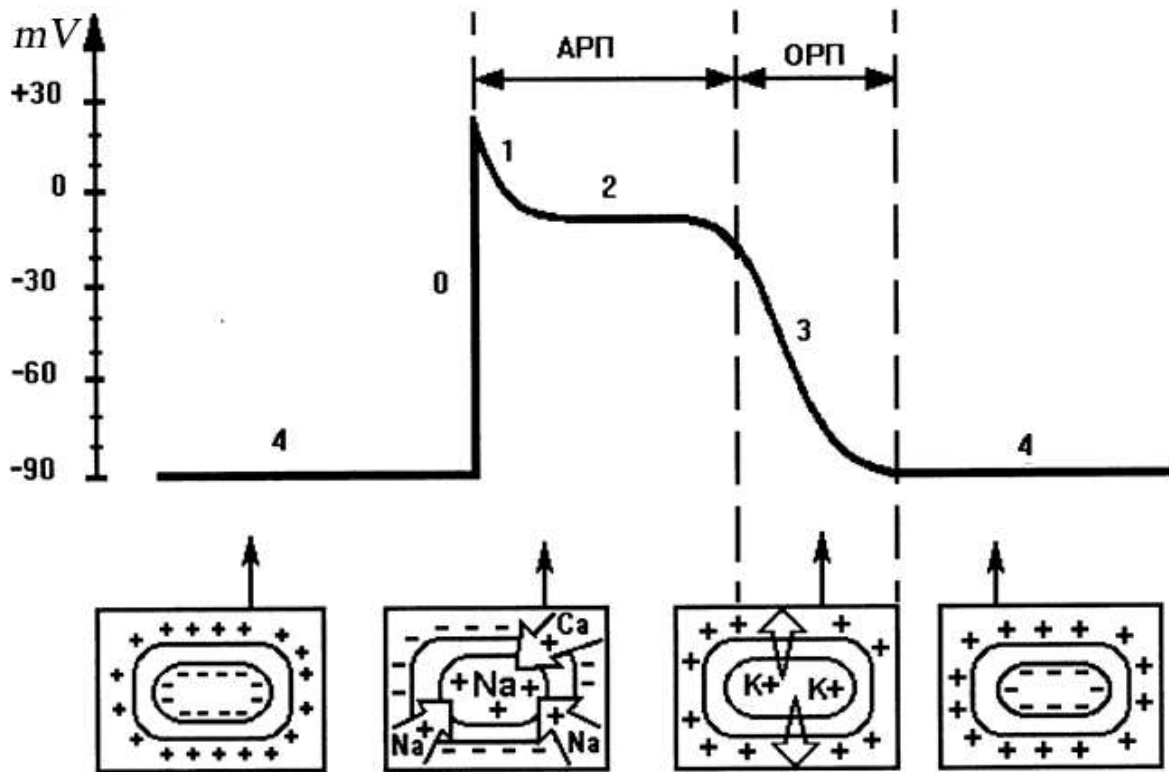


Рис. 3.2. Трансмембранний потенціал дії, АРП і ВРП – абсолютний і відносний рефрактерний періоди

Фаза 3. На початок фази 3 різко зменшується проникність клітинної мембрани для іонів Ca^{+2} , Na^{+} і суттєво збільшується її проникність для іонів K^{+} . Тому знов починає переважати переміщення іонів K^{+} назовні з клітини, що призводить до відновлення попередньої поляризації мембрани клітини, що характерна для стану спокою: внутрішня мембранна поверхня знов виявляється зарядженою негативно, а зовнішня поверхня – позитивно. Значення ТМПД досягає рівня ТМПС. Ця фаза має назву фази кінцевої швидкої реполяризації.

Фаза 4. Під час цієї фази ТМПД, названою фазою діастолі, відбувається відновлення початкової концентрації K^{+} , Na^{+} , Ca^{2+} , Cl^{-} відповідно усередині і поза клітиною завдяки дії « Na^{+} - K^{+} -насоса». Значення рівня ТМПД клітин м'язів залишається на рівні зразкового потенціалу -90 mV .

Клітини провідної системи серця і клітини синусового вузла мають здібність до спонтанного повільного збільшення ТМПС, що сприяє

зменшенню негативного заряду на внутрішній мембранній поверхні за час фази 4. Це явище називають спонтанною *деполяризацією діастолі* і лежить в основі автоматичної активності клітин синоатріального (синусного) вузла і провідної системи серця, тобто здібності до «самовільного» виникнення електричного імпульсу.

Так, зовнішня поверхня мембрани клітини заряджена:

- 1) позитивно – в незбудженій м'язовій клітині, що перебуває у стані спокою.
- 2) негативно – у клітині, що перебуває у стані збудження у фазі 0 та 1 ТМПД з функцією деполяризації та швидкої ранньої реполяризації.
- 3) позитивно – у клітині, оновлюючій свій початковий потенціал (реполяризація клітини).

3.1.2. Функції тканин серця. Функція автоматизму

Здатність тканин серця генерувати електричні імпульси при відсутності зовнішніх збуджень називають функцією автоматизму.

Цією функцією володіють клітини тканин синоатріального (СА-вузла) вузла та провідної системи серця: системи передсердя і шлуночків та атріовентрикулярного (АВ-з'єднання) з'єднання. Вони отримали назву *клітин водіїв ритму* – пейсмекерів (від англ. *pacemaker* – водій). Скоротливий міокард не має функції автоматизму.

При нормі ТМПД скоротливих м'язових клітин в перебігу всієї фази (фази 4 ТМПД) діастолі підтримується стабільно на одному рівні зі значенням -90 mV , для волокон водіїв ритму (пейсмекерів) характерне повільне спонтанне зменшення мембранного потенціалу в діастолу.

Цей процес має назву *повільної спонтанної деполяризації діастолі* і виникає в результаті особливих властивостей мембрани пейсмекерів – поступового зростання значень проникності мембрани іонів Na^+ в діастолу, що поступово входять у клітину. У результаті скупчення у клітині все більшої кількості позитивних іонів негативний заряд поверхні мембрани клітин нейтралізується частково, і різниця потенціалів між внутрішньою і зовнішньою поверхнею мембрани (ТМПС) поступово

зменшується. Як тільки ТМПС досягне критичного рівня (близько -60 mV), значення проникність для іонів Na^+ мембрани різко і невинно зростає, що призводить до появи лавиноподібної швидкої деполяризації клітини (фаза 0 ТМПД), тобто її збудження, яка є імпульсом до збудження інших клітин міокарду.

Зрозуміло, що чим вище швидкість спонтанної деполяризації діастолі, тим частіше в клітинах (водіях ритму) з'являються електричні імпульси. При нормі максимальною автоматичною активністю і максимальною швидкістю деполяризації діастолі володіють клітини СА-вузла, що генерують електричні імпульси із частотою 60...80 Гц за хвилину. Таке утворення називають центром *автоматизму першого порядку* (рис. 3.3).

Функцією автоматизму володіють деякі ділянки провідної системи передсердя та АВ-з'єднання, це область переходу атріовентрикулярного вузла (АВ-вузла) в зону пучка Гіса (рис. 3.3). Ці ділянки провідної системи серця, що є центрами *автоматизму другого порядку*, мають можливість утворювати електричні імпульси частотою 40...60 імпульсів за хвилину. Сам АВ-вузол входить до складу АВ-з'єднання і не має функції автоматизму.

Нарешті, центрами *автоматизму третього порядку*, що мають найнижчу до автоматизму здатність 25...45 імпульсів за хвилину, є нижня зона пучка Гіса, його гілки і волокна Пуркін'є.

Проте для норми характерний перебіг процесу збудження серця від імпульсів з волокон СА-вузла, який по своїй суті є єдиним водієм нормального ритму. При нестабільній пульсації СА-вузла спадає автоматизм з клітин АВ-з'єднання, волокон Пуркін'є і пучка Гіса. Волокна Пуркін'є є здебільшого тільки потенційними або латентними водіями ритму.

У разі ушкодження волокон СА-вузла, функції водія ритму можуть узяти на себе відділи провідної системи серця, що пролягають нижче, – центри автоматизму II і навіть III порядку.

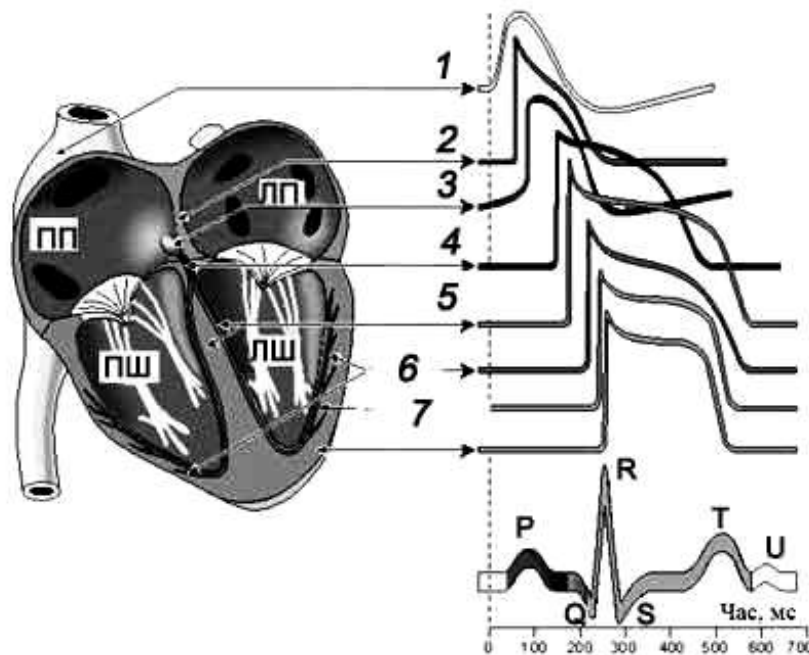


Рис. 3.3. Провідна система серця:

1 – синоатріальний вузол; 2 – міокард передсердь; 3 – АВ-вузол; 4 – пучок Гіса;
5 – права та ліва ніжки пучка Гіса; 6 – волокна Пуркін'є; 7 – міокард шлуночків

Можна зробити висновок, що всі волокна провідної системи серця, окрім області середньої частини волокон АВ-вузла, потенційно мають функцію автоматизму. У нормальному стані єдиним задатчиком водія ритму є СА-вузол, який пригнічує автоматичну активність решти (ектопічних) водіїв ритму серця.

3.1.3. Функції провідності

Функція провідності – це здатність до проведення збудження, що виникає в будь-якій зоні серця.

Функцію провідності мають як скоротливий міокард, так і волокна спеціалізованої провідної системи серця, проте в міокарді значення швидкості поширення електричного імпульсу спадає.

Слід добре засвоїти послідовність і особливості поширення стану збудження в відділах провідної системи серця. У стадії норми хвиля збудження, що виникає в клітинах СА-вузла, поширюється по найкоротшому провідному шляху в зону правого передсердя та трьом міжвузловим трактам – Бахмана, Венкебаха і Тореля – до зони АВ-вузла

і по міжпередсердному пучку Бахмана на ліве передсердя. Таке збудження поширюється по цих трактах у 2...3 рази швидше, ніж по зоні міокарду передсердя. Напрямок перебігу збудження – зверху вниз дещо ліворуч від зони СА-вузла до верхньої зони АВ-вузла. Збуджується праве передсердя, за ним ліве, а кінцеве збудження фіксується в лівому передсерді (рис. 3.4). Швидкість такого збудження незначна, близько 30...80 см/с. Час обхвату хвилиною збудження обох передсердь не перевищує 0,1 с.

В АВ-вузлі та межуючих зонах з АВ-вузлом і пучком Гіса виникає суттєва затримка збудження, при цьому швидкість перебігу близько 2...5 см/с. Час затримки хвили збудження в АВ-вузлі призводить до того, що процес збудження шлуночків відтермінується до завершення повного циклу скорочення передсердя.

Повільна швидкість проходження електричного імпульсу в АВ-вузлі призводить до того, що через АВ-вузол проходить з передсердя в шлуночки близько 180...220 імпульсів за хвилину. Тому при частішому ритмі серця до 200 ударів за хвилину деякі імпульси з передсердя не досягають шлуночків, настає так звана атріовентрикулярна блокада. АВ-вузол є одним з найвразливіших відділів провідної системи серця.

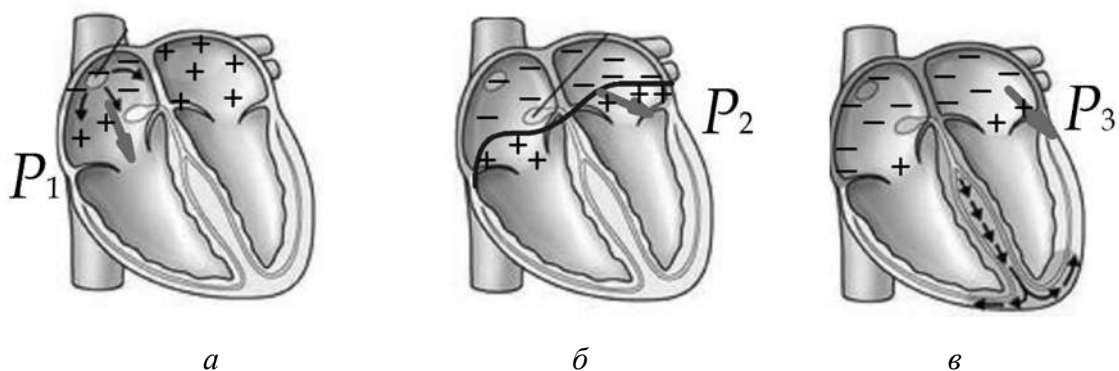


Рис. 3.4. Поширення збудження по передсердям:

a – початкове збудження по передсердям; *б* – процес збудження лівого і правого передсердя; *в* – завершальне збудження лівого передсердя;
P – вектори деполяризації передсердь

Фізіологічна затримка хвили збудження АВ-вузла визначає тимчасову нормальну послідовність збудження передсердя і шлуночків. При

підсиленому ритмі серцевих імпульсів, що надходять з *СА*-вузла або передсердя, з перевищенням 200 ударів за хвилину, навіть у здорової людини може з'явитися часткова атріовентрикулярна блокада перебігу електричного імпульсу з передсердя до шлуночків.

Хвиля збудження від *АВ*-вузла передається на розгалужену внутрішньошлункову провідну систему, що складається з передсердно-шлункового пучка (пучка Гіса), основних гілок (ніжок) пучка Гіса і волокон Пуркін'є. Швидкість проведення в нормі по пучку Гіса та гілкам становить $100...150 \text{ см} \cdot \text{с}^{-1}$, а по волокнах Пуркін'є – $300...400 \text{ см} \cdot \text{с}^{-1}$. Значення швидкості проведення імпульсу по системі шлуночків зумовлює одночасне охоплення хвилею збудження шлуночків та ефективний і оптимальний викид крові в легеневу артерію і аорту. Загальна тривалість деполяризації в нормі для шлуночків становить від 0,08 до 0,10 с [18].

Генезис різних зубців ЕКГ стадії деполяризації ґрунтується на нормальній послідовності обігу збудження міокарду шлуночків. Оскільки волокна Пуркін'є переважно розміщуються в субендокринних відділах шлуночків, а саме ці відділи збуджуються першими, і звідси волокна деполяризації поширюються до субепікардіальних ділянок серцевого м'яза (рис. 3.5). Процес збудження шлуночків починається з деполяризації лівої частини міжшлуночкової перегородки в середній її третині (рис. 3.5а). Напрямок руху фронту збудження зліва направо стрімко охоплює середню та нижню частини міжшлуночкової перегородки. Одночасно виникає збудження апікальної – верхівкової області, задньої, передньої і бічної стінок правого, а за ним і лівого шлуночку. Тут збудження поширюється від ендокарду до епікарду, а хвиля деполяризації орієнтована зверху вниз та одразу направо, а згодом відхиляється вліво.

Через інтервал 0,04...0,05 с хвиля збудження вже охоплює велику частину міокарду лівого шлуночку, а саме його апікальну область, задню і передню та бічні стінки. Напрямок хвилі деполяризації орієнтований зверху вниз та справа наліво (рис. 3.5б).

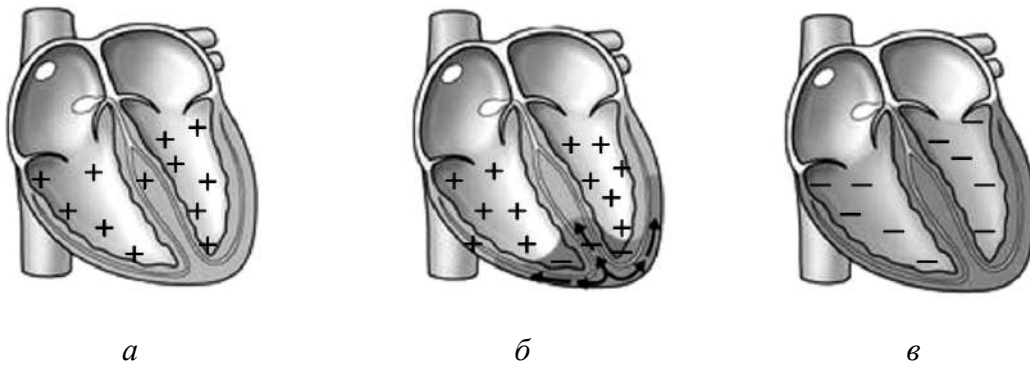


Рис. 3.5. Поширення збудження по скорочувальному міокарду шлуночків:

а – збудження (деполяризація) міжшлуночкової перегородки (0,02 с);

б – деполяризація вершин, передньої, задньої та бокової стінок шлуночків тривалістю 0,04...0,05 с;

в – процес деполяризації стану базальних відділів лівого та правого шлуночків

Останніми збуджуються базальні відділи, в періоді 0,06...0,08 с лівого і правого шлуночків, міжшлуночкова перегородка. Напрямок фронту хвилі збудження вгору і злегка направо (рис. 3.5в).

У нормі збудження поширюється по шлуночках за час від 0,08 до 0,10 с.

Хвиля деполяризації в стінці шлуночка поширюється від ендокарду до епікарду.

Нормальна послідовність обхвату збудження шлуночків така, що спочатку деполяризується міжшлуночкова перегородка, потім значна частина лівого і правого шлуночків (послідовно верхівка, задня і бічна стінки шлуночків). Завершують процес збудження міжшлуночкової перегородки базальні відділи правого і лівого шлуночків.

3.1.4. Функція збудливості й рефрактерності волокон міокарду та скорочування серця

Властивість серця збуджуватися від дії імпульсів називають **збудливістю**. Цю функцію збудливості мають клітини як провідної системи серця, так і скоротливого міокарду. Збудження серцевого м'яза супроводжується виникненням ТМПД і електричного струму.

У різні фази ТМПД збудливість м'язового волокна змінюється під час появи нового імпульсу. У фазах 0, 1, 2 з початку ТМПД клітини повністю незбудливі (рефрактерні) до появи додаткового електричного

імпульсу. Це – **абсолютний рефрактерний період** для міокардіальних волокон, в який клітина не може відповідати новою активацією на який-небудь додатковий електричний стимул. На завершення ТМПД в фазі 3 виникає **відносний рефрактерний період**, в якому поява сильного додаткового стимулу призводить до виникнення нового повторного збудження клітини, а на слабкий імпульс клітина не реагує. При діастолі в фазі 4 ТМПД відбувається повне відновлення збудливості міокардіального волокна.

Властивість серцевого м'яза, у відповідь на збудження, скорочуватися називають **скорочуванням**. Це функція переважно міокарда. Скорочення різних відділів серця в різній послідовності характеризується головною насосною функцією серця.

3.1.5. Електрограма м'язового волокна

Коливаннями значень ТМПД в різних ділянках серцевого м'язу пояснюється динаміка процесів деполяризації та реполяризації.

Проте в клінічній електрокардіографії електроди розташовують на значному віддаленні від міокардіальної клітини, щоб не заважали вимірювати ТМПД. Значення електричних потенціалів фіксується зазвичай з поверхні збудливої тканини або провідного середовища, що оточує серце (епікардіальної поверхні серця, поверхні тіла, кінцівок, стравоходу та ін.).

Тому електрокардіограмою називають зареєстрований запис коливань значень різниці потенціалів, що з'являються навколо або на поверхні збудливої тканини – серцевого провідного середовища при поширенні хвилі по серцю.

Значення різниці потенціалів, що генеруються джерелом струму, і характеризується напруга чи електрорушійна сила (ЕРС) цього джерела струму.

Процес формування значень різниці потенціалів на поверхні одичного м'язового волокна та їх генезис електрограми (ЕГ) цього волокна показаний на (рис. 3.6).

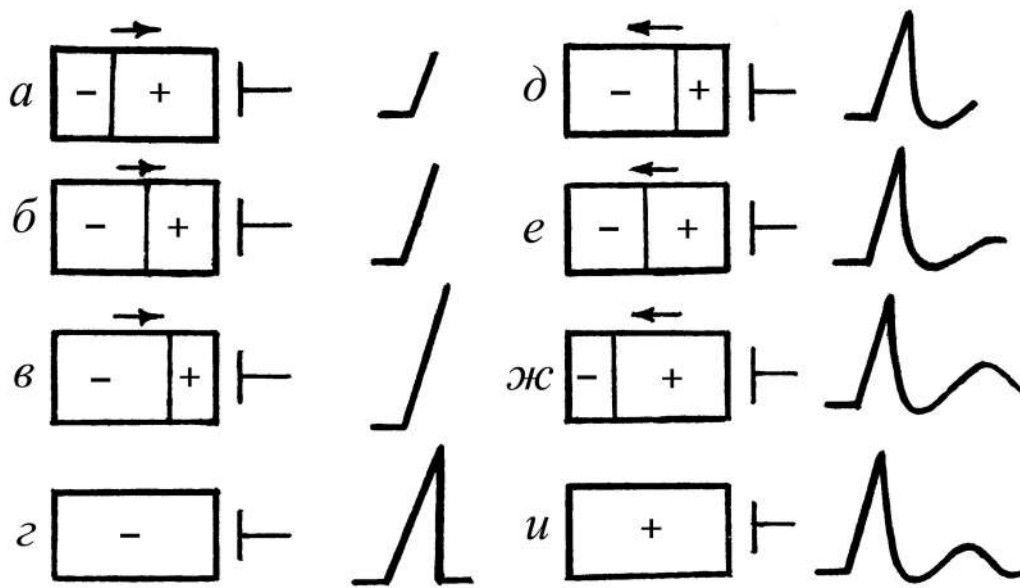


Рис. 3.6. Формування різниці потенціалів на поверхні одиночного м'язового волокна при його деполяризації та реполяризації з реєстрацією електрограми

Як вже відомо, вся зовнішня поверхня клітинної мембрани у стані спокою заряджена позитивно. Так, між двома точками цієї поверхні відсутня різниця потенціалів.

На електрограмі одиночного м'язового волокна, зареєстрована за допомогою двох електродів, розміщених на поверхні клітини, записується горизонтальна нульова (ізоелектрична) лінія (рис 3.6а). При збудженні міокардіального волокна (рис. 3.6б) зовнішня поверхня деполяризованої зони негативно заряджається відносно поверхні зони, що перебуває у стані спокою чи поляризації; між ними з'являється різниця потенціалів, що реєструється на ЕГ у вигляді позитивних зубців, що направлені від ізолінії вгору, – зубця *R* ЕКГ. Цей зубець *R* відповідає фазі 0 на ТМПД.

Коли все волокно буде у стані збудження (рис. 3.6в) та її поверхня стане заряджена негативно, то різниця потенціалів дорівнюватиме нулю між електродами і на ЕГ записуватиметься нульова ізолінія.

Швидка деполяризація одиночного м'язового волокна на ЕГ, зареєстрована за допомогою поверхневих електродів, супроводжується швидким позитивним відхиленням – зубцем *R*.

Далі в перебігу часу на електрограмі записується близька до ізоелектричної горизонтальна лінія. Так, майже всі ділянки міокардіального волокна перебувають у фазі 2 ТМПД – зоні плато, поверхня волокна залишається зарядженою негативно, та відсутня різниця потенціалів на поверхні м'язової клітини (рис. 3.6e, ж). Це сегмент *RS-T* ЕГ.

У перебігу часу, відповідного повному обхвату збудженням волокна міокарду, на ЕГ реєструється сегмент *RS-T*, в нормі розміщений на рівні ізолінії.

У стадії швидкої кінцевої реполяризації одного м'язового волокна у фазі 3 ТМПД починається в тій же зоні, що і хвиля деполяризації (рис. 3.6z). При цьому поверхня реполяризованої зони заряджається позитивно, а між розміщеними на поверхні волокнами в зоні двох електродів, знов виникає різниця потенціалів, яка на ЕГ проявляється зубцем *T* електрограми на фоні ізолінії. Оскільки до електрода, сполученого з «+» кінцем електрокардіографа, виникає обернена зона з негативним, а не з позитивним значенням заряду, яка при поширенні хвилі деполяризації на ЕГ реєструватиметься не позитивним, а негативним зубцем *T*.

У зв'язку з тим, що швидкість поширення процесу реполяризації суттєво менше від швидкості зміщення фронту деполяризації, то значення тривалості зубця *T* електрограми буде більше тривалості зубця *R*, а його амплітуда – менше.

Перебіг процесу швидкої кінцевої реполяризації одного волокна на електрографі фіксується у вигляді негативних кінцівок зубця *T*.

Так на вигляд і форму зубців електрограми впливає не тільки електрична активність м'язу, а і місцезнаходження позитивного та негативного електродів відведення, що реєструють електрограму.

3.1.6. Дипольні властивості хвилі та вектор деполяризації і реполяризації

В електрокардіографії всі електричні явища, поверхні збудливого середовища (волокна, серця), що виникають, характеризують дипольною концепцією поширення стану збудження в міокарді. Такий опис

більш сприйнятливий для трактування електрокардіографічних змін. Розглянемо детальніше властивості серцевого диполя.

Як видно на рис. 3.7, процес поширення хвилі деполяризації по одиночному м'язовому волокну можна умовно представити як переміщення подвійного шару зарядів, розміщених на межі збудженої (–) і не збудженої (+) ділянок волокна. Ці заряди, однакові за значенням та протилежні по знаку, розміщені на безкінечно малій відстані один від одного та позиціонуються як елементарні серцеві диполі.

Так, позитивний полюс диполя (+) майже завжди повернений у бік не збудженого, тоді як негативний полюс (–) – у бік збудженої ділянки міокардіального волокна. Диполь створює елементарну ЕР.

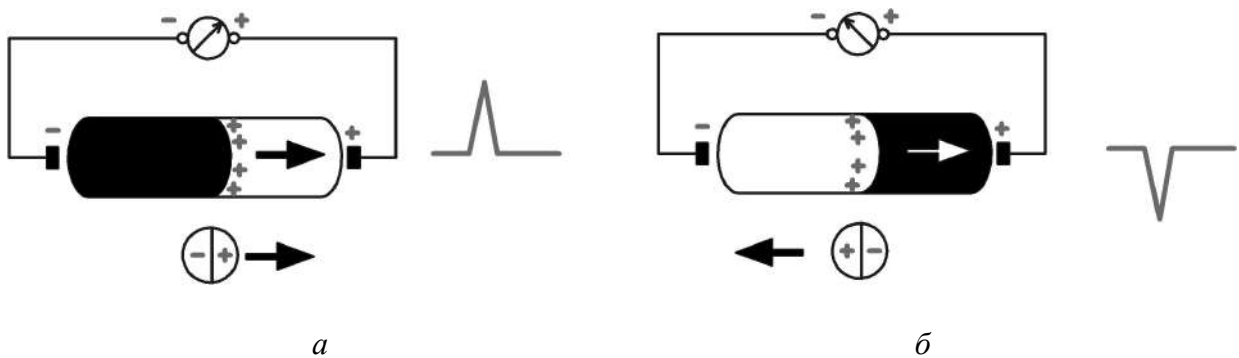


Рис. 3.7. Напрямок вектора серцевого диполя при деполяризації (а) і (б) при реполяризації одиночного м'язового волокна

Електрорушійна сила диполя – це векторна величина, що характеризується кількісними значенням потенціалу та напрямком у просторі від (–) негативного до (+) позитивного.

Вважатимемо, що вектор диполя направлений від негативного полюса до позитивного, як показано на рис. 3.8.

На рисунку також видно, що напрямок руху хвилі деполяризації по одиночному м'язовому волокну завжди збігається з напрямком вектора диполя, а напрямок руху хвилі реполяризації протилежної орієнтації вектора диполя.

Тепер, щоб описати, як виглядатиме форма електрограми при деполяризації та реполяризації керуються установленими правилами.

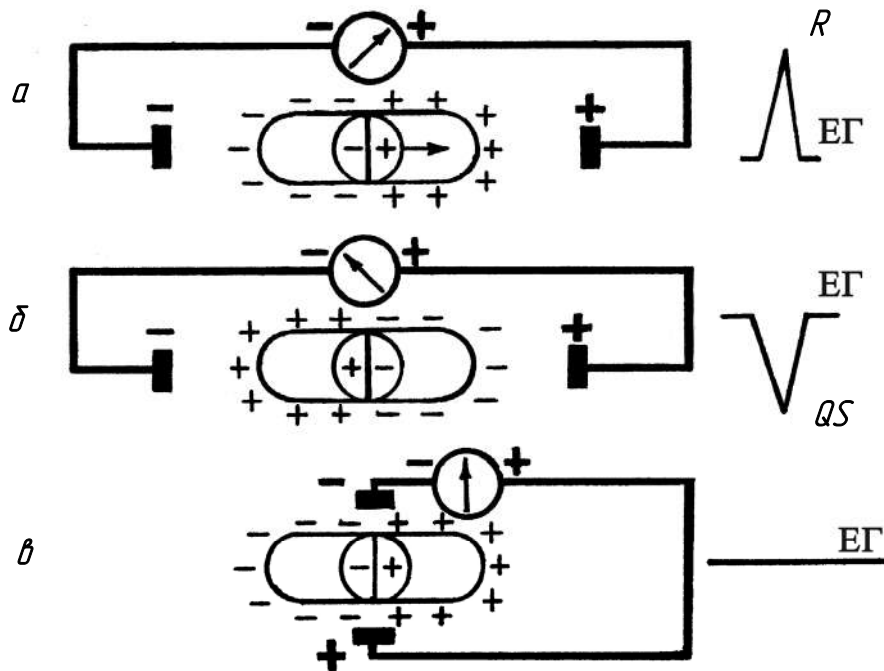


Рис. 3.8. Конфігурація електрограми при будь-якому розміщенні активного позитивного електрода і будь-якому напрямку руху хвилі де- і реполяризації:

a – позитивний зубець ЕГ; *б* – негативні відхилення ЕГ;
в – відсутні позитивні або негативні відхилення електрографа

Правило перше. При поширенні збудження вектор диполя направлений у бік позитивного електрода відведення, на ЕКГ ми зафіксуємо відхилення вгору від ізолінії – позитивний зубець ЕКГ (рис. 3.8*a*).

Правило друге. При направленні диполя в бік негативного електрода в відведенні, на ЕКГ ми зареєструємо негативне відхилення, нижче від ізолінії. Це негативний зубець ЕКГ (рис. 3.8*б*).

Правило третє. За умови, що вектор диполя перебуває перпендикулярно до осі відведення, на ЕКГ фіксується ізолінія, на якій немає ні позитивних чи негативних відхилень ЕКГ, що показано на рис. 3.8*в*.

3.1.7. Електричне поле джерела струму та його вектор

Електрорушійну силу джерела струму (м'язового волокна чи серця) можна зафіксувати, підключивши електроди як на поверхні збудливої тканини, так і в провідному просторі, що оточує джерело. Цей процес пояснюється наявністю навколо джерела зі струмом електричного поля (рис. 3.9).

Диполь створює в навколишньому просторі силові лінії, що направлені від позитивного заряду диполя до негативного. По нормалі перпендикулярно до них проходять ізопотенціальні лінії з однаковим негативним чи позитивним потенціалом. На межі між негативною і позитивною частинами електричного поля міститься лінія нульового потенціалу.

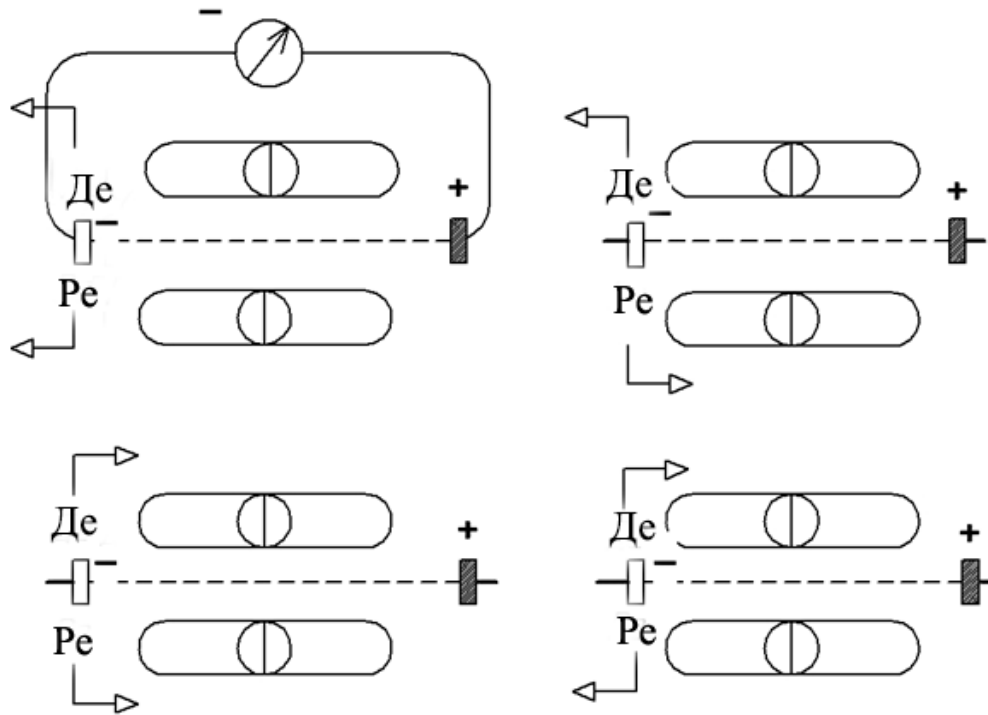


Рис. 3.9. Перебіг струмів ЕКГ при де- та реполяризації

Поміщаючи електроди в будь-які точки електричного поля, фіксуємо різницю потенціалів, що характеризує ЕРС джерела струму. Основні закономірності отримання ЕГ, властиві одиночному м'язовому волокну, залишаються справедливими і під час опису електричного поля джерела струму та формування ЕКГ. Конфігурація ЕКГ залежить від напрямку вектора диполя відносно електродів відведення, фактично відносно напрямку осі електрокардіографічного відведення. У випадках, що розглядаються нами, віссю для однополюсного електрокардіографічного відведення вважають лінію, що з'єднує позитивний електрод, розміщений у точці електричного поля, з електродом, що розміщений у центрі диполя (в центрі джерела струму), – негативний полюс відведення (рис. 3.10).

Самі осі електрокардіографічних відведень за вибором можуть розташовуватися в електричному полі в будь-якому напрямку не тільки паралельно і перпендикулярно напрямку диполя, що розглянутий для позиції електродів № 1, 3, 5 і 7 (рис. 3.10), але і під деяким кутом до нього (позиції електродів № 2, 4, 6 і 8). Для цих випадків можна визначити значення і конфігурацію електрокардіографічних комплексів, використовуючи правило розкладання векторів.

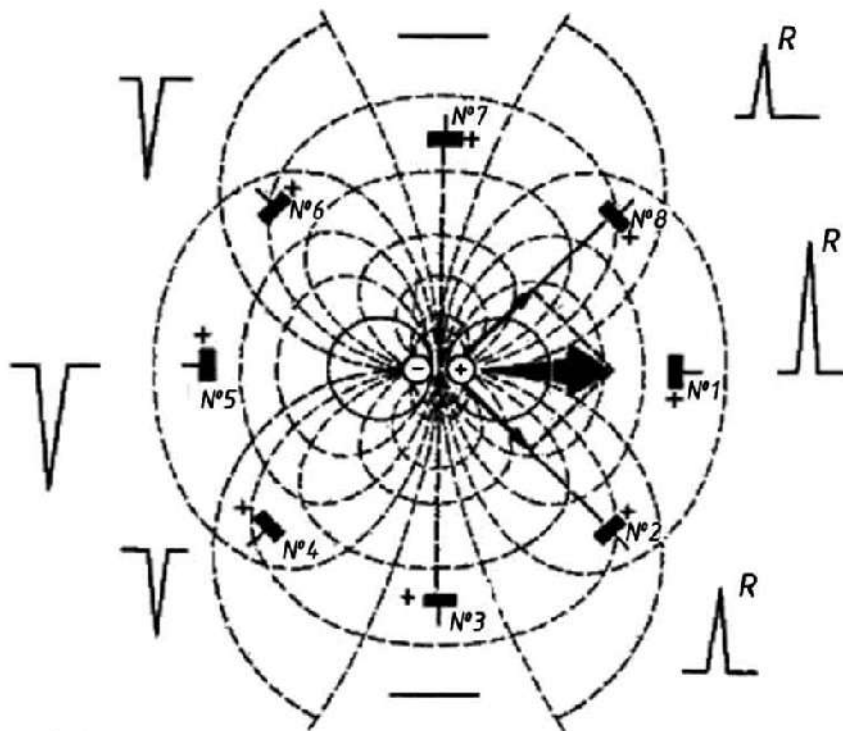


Рис. 3.10. Форма ЕКГ залежно від розміщення позитивного (активного) електрода відведення в полі серцевого диполя: 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8 – позиції електродів

З'ясуємо, як виглядатиме ЕКГ, зареєстрована за допомогою відведення з позитивним електродом, встановленим у позиції № 8 на рис. 3.10. Для цього достатньо з кінця реального вектора джерела струму провести перпендикуляр до осі електрокардіографічного відведення № 8 і отримати проекцію ЕДС джерела струму на вісь цього відведення. Тому сумарна електрична активність, зареєстрована в цьому відведенні, буде позитивною, і основним відхиленням на ЕКГ буде позитивний зубець *R* дещо меншої амплітуди, чим при розміщенні електрода в позиції № 1, що збігається з напрямком реального вектора ЕРС.

Навпаки, у відведенні, записаному за допомогою позитивного електрода, встановленого в позиції № 4, вектор проєктується на негативну половину осі відведення. Тому основним відхиленням на ЕКГ є негативний зубець S .

Аналогічним чином можна визначити конфігурацію електрокардіографічних комплексів при будь-якому іншому розміщенні електродів. Амплітуда і форма електрокардіографічних комплексів будь-яких розташувань електродів у електричному полі зумовлюються значенням і напрямком проєкції ЕДС вектора диполя джерела струму на вісь цього електрокардіографічного відведення (рис. 3.11).

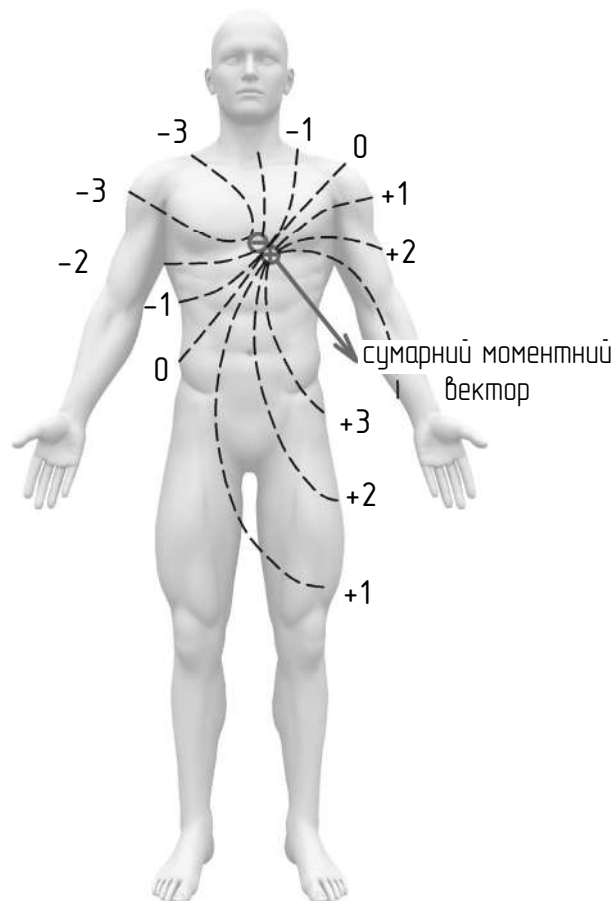


Рис. 3.11. Електричне поле єдиного диполя серця через декілька десятків мілісекунд з початку збудження шлуночків

У серці одночасно (у кожен момент систоли) відбувається збудження багатьох ділянок міокарду, причому напрямок векторів деполяризації і реполяризації в кожній ділянці буде різним і прямо протилежним.

Електрокардіограф фіксує сумарну чи результуючу ЕДС серця для цього моменту збудження.

Моментний сумарний вектор серця обраховується як алгебраїчна сума діючих векторів та їх складових.

Можна теоретично припустити три випадки складання векторів і отримання результуючого сумарного вектора:

1) за умови, що два вектори джерела струму направлено в один бік і паралельні один одному, то результуючий вектор є сумою векторів і направлений в той самий бік;

2) вектори джерел струму направлені в протилежні боки, то результуючий вектор буде дорівнювати їх різниці й направлений у бік більшого вектора;

3) при направлені під кутом один до одного два вектори джерел струму, вектор результуючої ЕРС дорівнює по величині та напрямку діагоналі паралелограма, з умовою, що його сторонами є наші два вектора. При цьому допускається, що обидва вектори виходять з однієї точки.

Суттєвий вплив на значення амплітуди електрокардіографічних зубців проявляє відстань від електрода до джерела струму. Значення зубців ЕКГ обернено пропорційне квадрату відстані від розміщення електрода до джерела струму. Зробимо висновок, що чим далі розміщений електрод від джерела струму, тим менше значення амплітуди зубців електрокардіограми. Ця закономірність діє при віддаленні електродів від серця менше, чим 12 см. При більших відстанях зміна амплітуди зубців менша.

3.1.8. Формування електрокардіограми при поширенні хвилі збудження по серцю

Поширення хвилі деполяризації і реполяризації по серцю є незрівнянно складнішим процесом, ніж рух фронту збудження по одиночному м'язовому волокну. У серці зосереджена значна кількість серцевих диполів, елементарних джерел струму, які зумовлені збудженням міокардіальних волокон і вирізняється як по амплітуді, так і по напрямку.

Проте, згідно з дипольною концепцією електрокардіографії, серце розглядають як джерело струму – єдиний диполь серця, який генерує в оточуючому об'ємному провіднику – середовищі тіла, електричне поле (рис. 3.12), яке і може бути зареєстроване накладеними електродами, розміщеними на поверхні тіла. Напрямок вектора єдиного диполя серця є сумарний моментний вектор всієї кількості елементарних джерел струму, що діють в цей період.

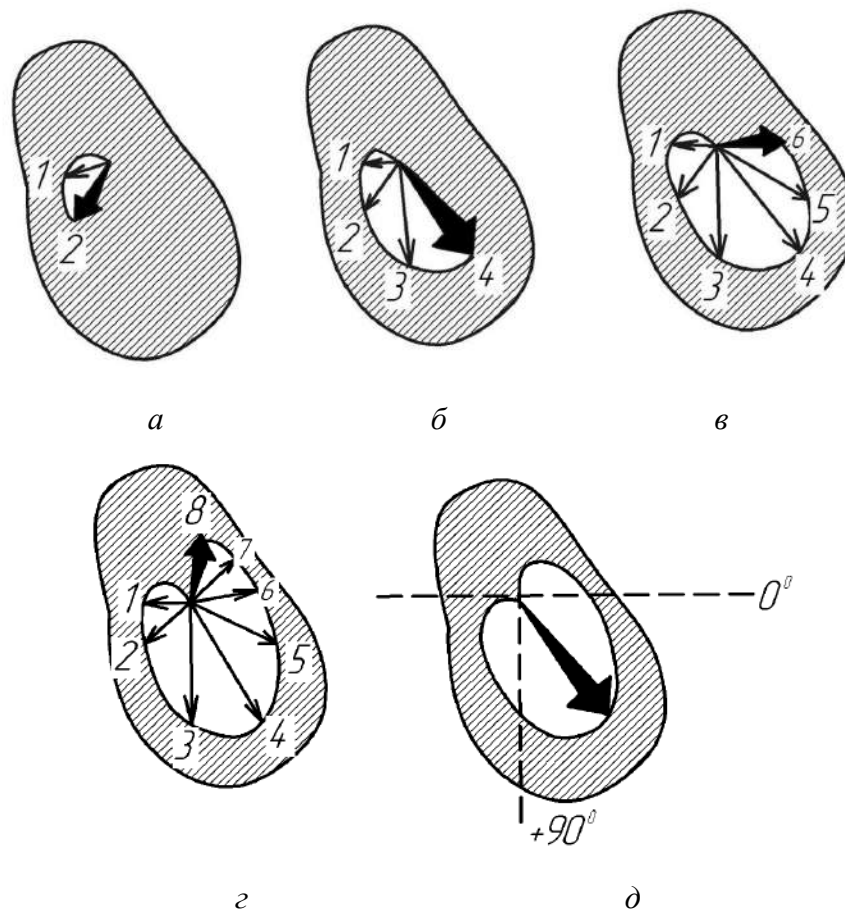


Рис. 3.12. Напрямки векторів ЕРС єдиного серцевого диполя під час деполяризації шлуночків (а–г) та результуючий середній вектор збудження шлуночків (д)

Як видно з рис. 3.12, у процесі збудження вектор єдиного диполя серця змінює своє значення та орієнтацію. Моменту поширення збудження відповідає свій в часі сумарний моментний вектор (1, 2, ..., 8). Просумувавши, шляхом з'єднання напрямків послідовних моментних векторів, отримаємо векторну петлю, що наочно відображає графічно проходження збудження в серцевому м'язі. Підсумувавши по правилу

всі моменти вектори, отримаємо середній результуючий вектор серця ЕДС, що характеризує середній напрямок і значення ЕДС серця протягом всього періоду при деполяризації шлуночків. Моментний вектор та середній результуючий ЕДС вектор серця – це основні параметри під час опису ЕКГ і різних його змін. Результуючий середній вектор деполяризації шлуночків позначають *AQRS*, а для деполяризації передсердя – *AP*, для реполяризації шлуночків – *AT*.

Єдиний моментний вектор диполя серця становить алгебраїчна сума всієї кількості векторів елементарних серцевих диполів, що діють в цей момент поширення збудження по волокнам серця.

Результуючий середній вектор інтегрально характеризує середнє значення і орієнтацію ЕРС серця протягом всієї реполяризації відповідних відділів серця (*AQRS*, *AP*, *AT*) та періоду поширення хвилі збудження.

У нормі результуючий середній вектор деполяризації шлуночків зорієнтований вліво та вниз під кутом $30\text{--}70^\circ$ до горизонталі, що проведена по електричному центрі диполя серця (рис. 3.12). Це майже відповідає напрямку орієнтації анатомічної вісі серця. Розміщення в просторі двох полюсів єдиного диполя серця в час збудження шлуночків відповідає напрямку позитивного полюса диполя, що направлений до верхівки, а негативний полюс – до основи серця. Унаслідок цього ізопотенціальні лінії з позитивним потенціалом упродовж майже всього періоду збудження розміщуються, переважно, у лівій і нижній частині тіла, а негативні ізопотенціальні лінії – в правій і верхній частині тіла. Лінія нульового потенціалу орієнтована перпендикулярно напрямку середнього результуючого вектора.

При встановленні електродів на поверхні тіла реєструються на ЕКГ зміни значень електричного поля серця за час деполяризації та реполяризації міокарда, що викликані змінами значення й орієнтації серцевого диполя впродовж всього збудження серця.

Розглянемо процес формування ЕКГ, зареєстрованого шляхом підключення поверхневих електродів. На поверхні тіла встановлені електроди двох відведень (рис. 3.13). Вісь відведення, що розміщена горизонтально,

позначимо як вісь I. Для вісі другого відведення, що направлене під кутом до горизонталі, позначимо як відведення III.

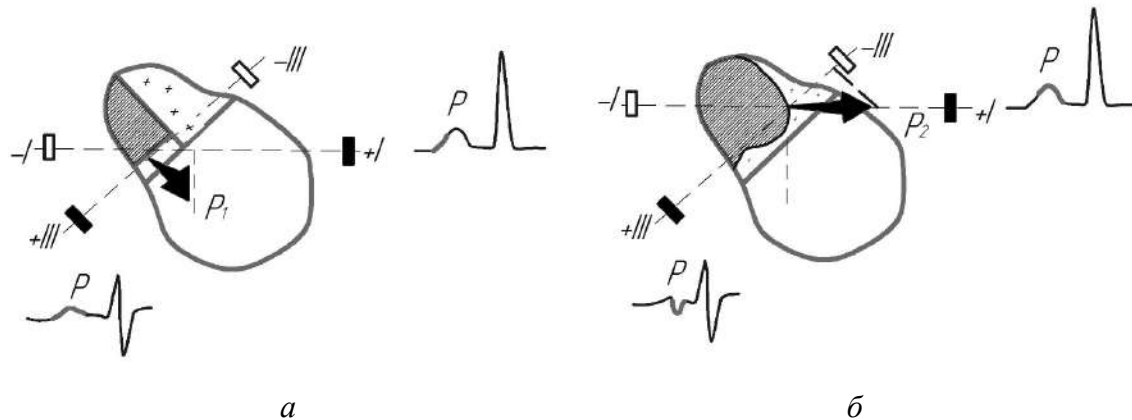


Рис. 3.13. Формування зубця P при деполяризації передсердя:

a – напрямок вектора деполяризації правого передсердя (P_1) направлений вниз;

$б$ – другий вектор деполяризації переважно лівого передсердя (P_2) направлений вліво

У нормі хвиля збудження поширюється по передсердю зверху вниз від області СА-вузла до верхньої межі АВ-вузла. Деполяризація передсердя реєструється на ЕКГ у вигляді зубця P .

По часу перший вектор моменту деполяризації правого передсердя (P_1) направлений вниз і трішки вліво (рис. 3.13а), а другий вектор моменту деполяризації переважно лівого передсердя (P_2) – вліво (рис. 3.13б).

У I відведенні проекції векторів P_1 і P_2 на вісь цього відведення орієнтовані в бік позитивного полюса відведення. Тоді на ЕКГ фіксується позитивне відхилення – сформований позитивний зубець P . У відведенні III проекцію векторів P_1 орієнтовано у бік позитивного електрода. У підсумку у відведенні III отримуємо незначне початкове позитивне відхилення – це початкова позитивна фаза першого зубця P . Незначна по величині проекція другого моментного вектора на вісь III відведення орієнтована в бік негативного електрода. Це призводить до того, що на ЕКГ може інколи реєструватися друга незначна негативна фаза зубця P , викликана кінцевим ізольованим збудженням лівого передсердя.

Слід зазначити, що процес реполяризації передсердя зазвичай не відображається на кривій ЕКГ, через нашарування в часі на стан деполяризації шлуночків, який називають комплексом QRS .

З передсердя електричний імпульс прямує в *AB*-вузол, де відбувається повільне поширення хвилі збудження. Потім збуджується пучок Гіса, його ніжки та гілки пучка Гіса з волокнами Пуркін'є. Значення різниці потенціалів, що з'явилася у цей період на серці, дуже незначна, оскільки збуджується одна атріовентрикулярна провідна система. На ЕКГ записується ізоелектричний сегмент *P-Q(R)* (рис. 3.14).

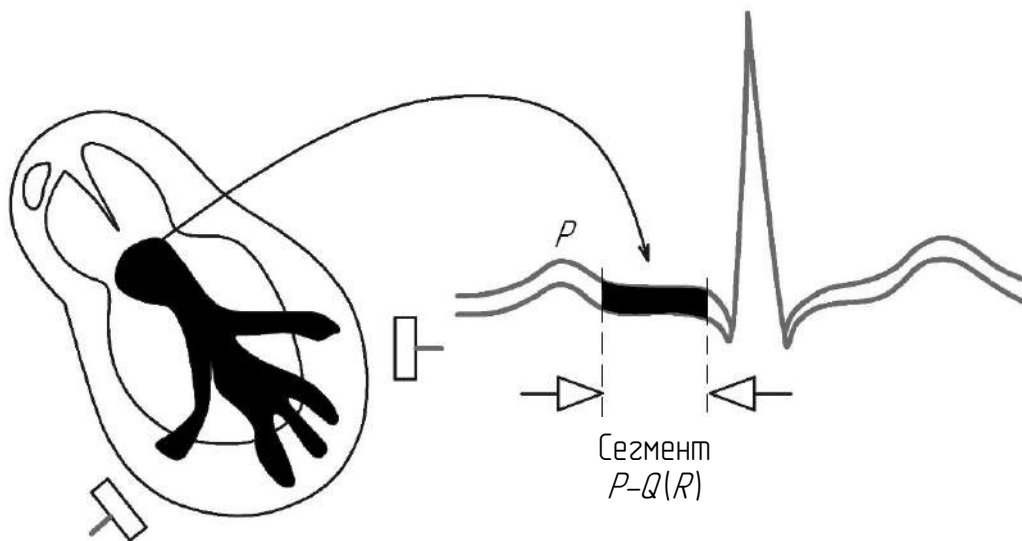


Рис. 3.14. Сегмент інтервалу *P-Q(R)*

Деполаризація шлуночків. Процес деполаризації міокарду шлуночків на ЕКГ фіксується як комплекс *QRS*. Його генезис характеризується шляхом проходження збудженням міокарду шлуночків. Зазвичай виокремлюють три послідовні фази поширення збудження по шлуночках.

Первинний вектор моменту триває 0,01–0,03 с початку *QRS* комплексу. Зафіксуємо його, як вектор у час 0,02 с (рис. 3.15а). Збудження шлуночків розпочинається зі стадії деполаризації лівого боку міжшлуночкової перегородки в середній зоні її третинної частини. Фронт збудження рухається справа та вперед. Позитивний полюс серцевого диполя спрямований у бік позитивного електрода III відведення. У відведенні III фіксуватиметься позитивне відхилення – невеликий зубець *r*. Навпаки, цей вектор направлений у бік негативного електрода I відведення. У першому відведенні формується негативне відхилення у вигляді невеликого зубця *q(Q)*. Незначну амплітуду зубців *r* і *q* пояснюють тим,

що значення різниці потенціалів, що з'явилась при збудженні міжшлуночкової перегородки, невелике.

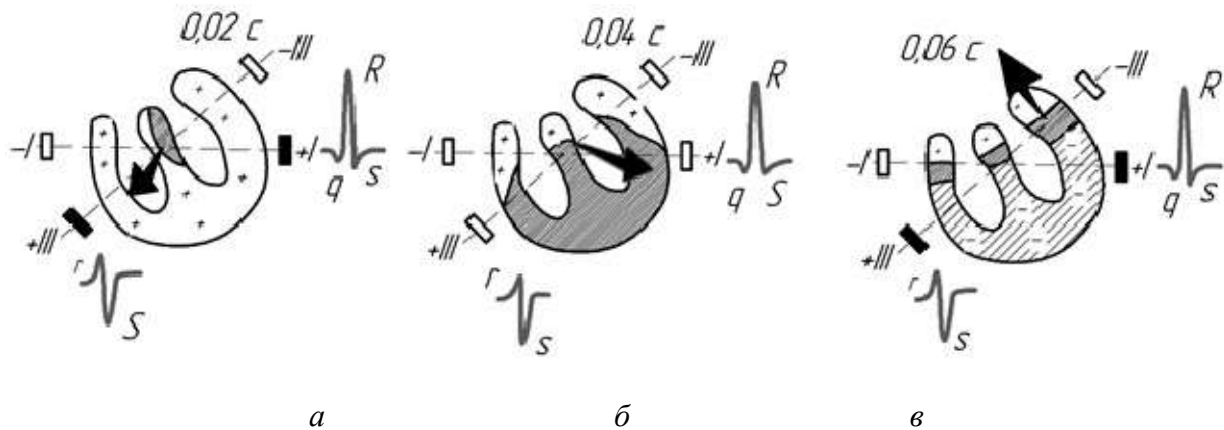


Рис. 3.15. Комплекс QRS при деполяризації шлуночків:

- a* – збудження міжшлуночкової перегородки;
- б* – збудження лівого шлуночка з переважанням ЕРС лівого шлуночка;
- в* – збудження в шлуночках базальних відділів і міжшлуночкової перегородки

Потім збуджуються апікальні області лівого і правого шлуночків. Збудження поширюється від ендокарду до епікарду, та хвиля стану деполяризації направлена вниз направо, а згодом вниз вліво. Так, у результаті деполяризації верхніх частин правого і лівого шлуночків та їх бічної, передньої і задньої стінок з'являється середній вектор моменту QRS тривалістю 0,04–0,05 с.

Розглянемо цей вектор за час 0,04 с (рис. 3.15б). Такий деполяризаційний моментний вектор шлуночків за час 0,04 с є підсумком складання двох векторів: незначного за величиною правошлуночкового, орієнтованого зліва направо, та лівошлуночкового, направленого справа наліво, такого, що має незрівнянно велику величину. Додавання цих двох векторів дає сумарний моментний вектор, орієнтований справа наліво та вниз. Він направлений у бік позитивного електрода першого відведення, в результаті у цьому ж відведенні з'являється позитивне значення відхилення з високою амплітудою – зубець R .

Моментний деполяризаційний вектор шлуночків за час 0,04 с повернений у бік негативного полюса III відведення. У цей момент тут буде формуватися глибоке негативне відхилення у вигляді зубця S .

Завершальний моментний вектор за час $0,06...0,08$ с QRS комплексу. Розглянемо такий вектор за час $0,06$ с (рис. 3.15в). Кінцевими в період $0,06...0,08$ с збуджуються базальні волокна відділів міжшлуночкової перегородки, лівого і правого шлуночків. Фронту хвилі збудження відповідає моментний деполяризаційний вектор шлуночків за час $0,06$ с направлений вгору і трошки вправо, тобто у бік негативних електродів I та III відведень.

На ЕКГ в I відведенні у цей момент фіксуватиметься невелике негативне відхилення – зубець S_1 . А у відведенні III напрямок моментного вектора $0,06$ с також у бік негативного полюса сприятиме ще більшому поглибленню зубця S_{III} .

Таким чином, генезис зубців комплексу QRS у відведеннях I і III характеризує збудження шлуночків у різних етапах: на початку – збудження міжшлуночкової (зубці q_1 і r_{III}) перегородки, потім – деполяризацію верхніх частин і стінок шлуночків, переважно лівого шлуночку (спочатку реєструється основний зубець R_1 QRS комплексу), а потім збудження в шлуночках волокон базальних відділів (зубець S_1, S_{III}).

У період повного обхвату збудженням шлуночків різниця потенціалів відсутня (рис. 3.16), а на ЕКГ реєструється електрична лінія – сегмент $RS-T$.

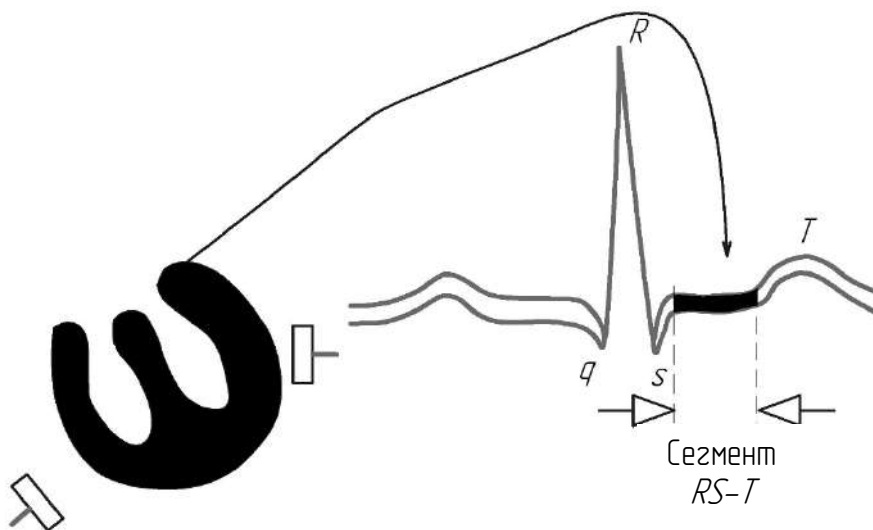


Рис. 3.16. Сегмент інтервалу $RS-T$ в період повного охоплення збудженням шлуночка

Процес кінцевої швидкої реполяризації шлуночків характеризується зубцем T на ЕКГ. Проходження фронту реполяризації в зоні міокарда шлуночків різниться від руху хвиль реполяризації у одиночних м'язових волокнах.

Так, в одиночному м'язовому волокні напрямки розповсюдження хвиль у процесах реполяризації і деполяризації збігаються, а у стані норма для цілого серця їх напрямки протилежні – деполяризація проходить від ендокарду до епікарду (рис. 3.17а), а реполяризація – від епікарду до ендокарду (рис. 3.17б). Це зумовлено тим, що тривалість ТМПД у субепікардіальних відділах шлуночків на час 0,03...0,04 с менша, ніж у ділянках субендокардіальних, та процес реполяризації в часі розпочнеться раніше саме в субепікардіальних відділах.

Оскільки під час реполяризації ці відділи набувають позитивного заряду, а субендокардіальні відділи ще збуджені та заряджені негативно, напрямки векторів єдиного серцевого диполя (орієнтація від негативного до позитивного полюса) такий самий, як і в періоді деполяризації (від ендокарду до епікарду), і електроди, встановлені на поверхні, фіксуватимуть переважно позитивне відхилення – позитивний зубець T (рис. 3.17б).

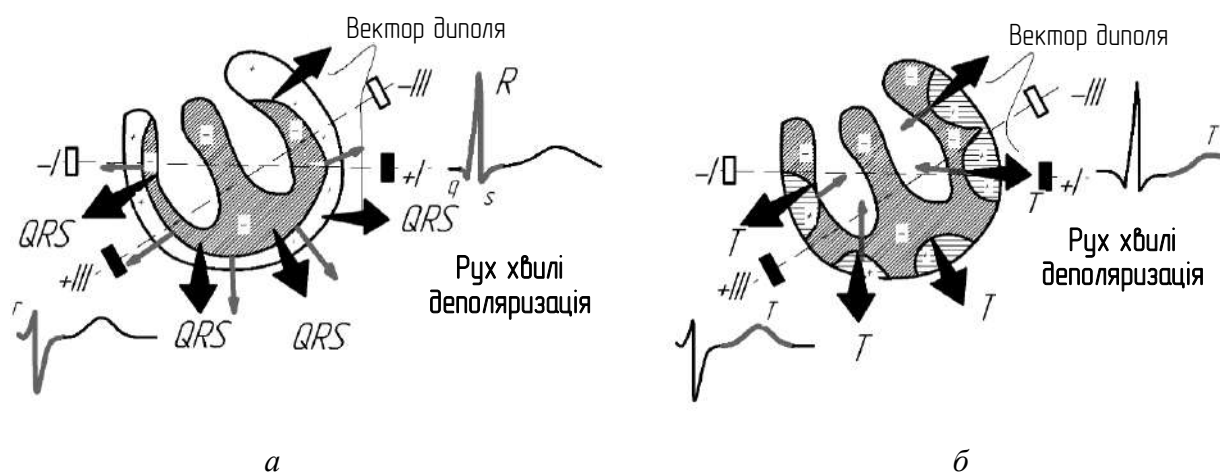


Рис. 3.17. Поширення хвилі реполяризації по волокнах міокарду шлуночків та процес формування зубця T (б). Напрямок руху хвилі деполяризації по клітинам шлуночків (а).

Можна визначити конфігурацію ЕКГ, знаючи загальні закономірності формування шлуночкових комплексів ЕКГ та послідовність обхвату збудженням шлуночків, при будь-якому розміщенні активних електродів. Також можна обрахувати величину і напрямок окремих моментних векторів, процес збудження, середній результуючий вектор, ЕРС серця та реполяризацію міокарду, використовуючи аналіз відомих ЕКГ у різних відведеннях.

На цих положеннях ґрунтується векторний принцип аналізу ЕКГ.

На рис. 3.18 показано розміщення трьох моментних векторів деполаризації шлуночків – 0,02, 0,04 і 0,06 с – відносно осей п'яти електрокардіографічних відведень, умовно позначених I, III, aVL , aVF і aVR .

У відведенні I шлуночковий комплекс має вигляд Rs :

1) моментний вектор 0,02 с перпендикулярний осі відведення I, і його проекція на цю вісь дорівнює нулю, у зв'язку із чим зубець Q не виражений;

2) моментний вектор 0,04 с направлений у бік позитивного електрода I відведення, тому на ЕКГ фіксується максимальний позитивний зубець R_1 ;

3) проекція кінцевого моментного вектора 0,06 с невелика і направлена у бік негативного електрода I відведення, що обумовлює появу на ЕКГ невеликого зубця s .

У відведенні aVF шлуночковий комплекс має вигляд rs з невеликими зубцями r і s :

1) невеликий початковий моментний вектор 0,02 с направлений у бік позитивного електрода відведення aVF , і на ЕКГ реєструється невелике позитивне відхилення – зубець r ;

2) середній моментний вектор 0,04 с перпендикулярний осі відведення aVF , а проекція його на вісь цього відведення дорівнює нулю;

3) невелика проекція кінцевого моментного вектора 0,06 с орієнтована у бік негативного електрода відведення aVF , що приводить до появи на ЕКГ зубця r рівного за амплітудою зубцю r .

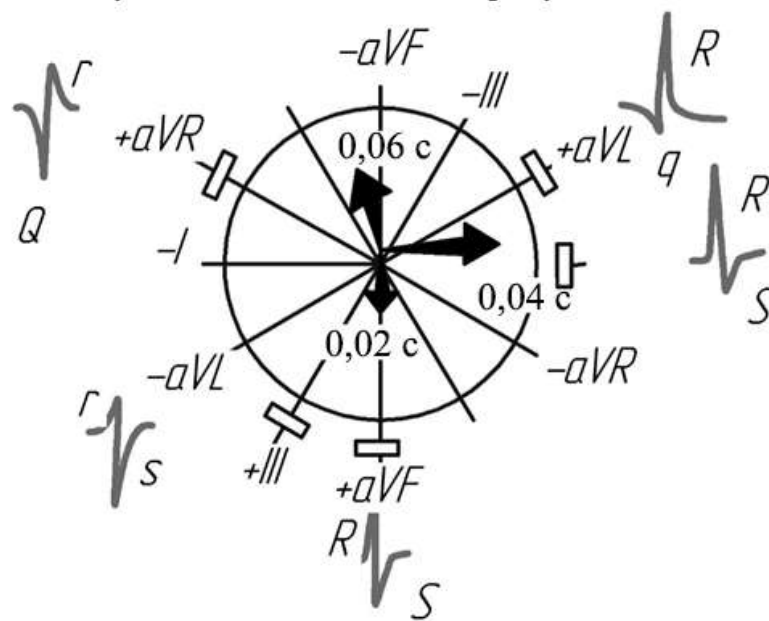


Рис. 3.18. Форми комплексу QRS при розміщенні моментних векторів QRS

У відведенні aVR шлуночковий комплекс має вигляд Qr :

1) проекції моментних векторів $0,02$ с і $0,04$ с направлені у бік негативного електрода відведення aVR , тому в цей період (аж до $0,04$ с) на ЕКГ реєструється досить широкий і глибокий зубець Q ;

2) проекція кінцевого моментного вектора $0,06$ с орієнтована до позитивного електрода відведення aVR , тому на ЕКГ з'являється в кінці шлуночкового комплексу невеликий зубець r .

Аналогічним чином пояснюють конфігурацію шлуночкового комплексу QRS в решті відведень.

3.1.9. Електрокардіографічна апаратура

Електрокардіографи – засоби, системи та прилади, що реєструють зміни різниці потенціалів між двома точками в електричному полі серця. Спектр сучасних електрокардіографів характеризується точністю, широкою функціональністю, високою технічною досконалістю, можливістю здійснити як одноканальний, так і багатоканальний запис ЕКГ, з одночасним його аналізом.

При багатоканальному запису реєструються зміни потенціалів у різних електрокардіографічних відведеннях, що суттєво скорочує час

дослідження, підвищує точність та достовірність характеристик біоелектричного поля серця.

По структурі електрокардіографи мають вхідний пристрій – кабелі підключення електродів у відведеннях, систему підсилювача біопотенціалів та реєструючого пристрою (рис. 3.19).

Так, різниця потенціалів, що реєструється на поверхні тіла при роботі серця, отримується через систему електродів, що встановлюються на ділянках тіла. Через кабелі відведення та дроти, що замаркіровані різним кольором, відповідно до стандарту ВОЗ, електричний сигнал, пропорційний зафіксованому потенціалу, подається в систему комутатора, забезпечуючи підключення системи відведень до підсилювачів, що підсилюють вхідний біосигнал.

Мала напруга, що сприймається електродами і перебуває в діапазоні $0,01\text{--}3\text{ mV}$, багатократно посилюється та потрапляє у вхідний канал реєструючого пристрою у вигляді гальванометра.

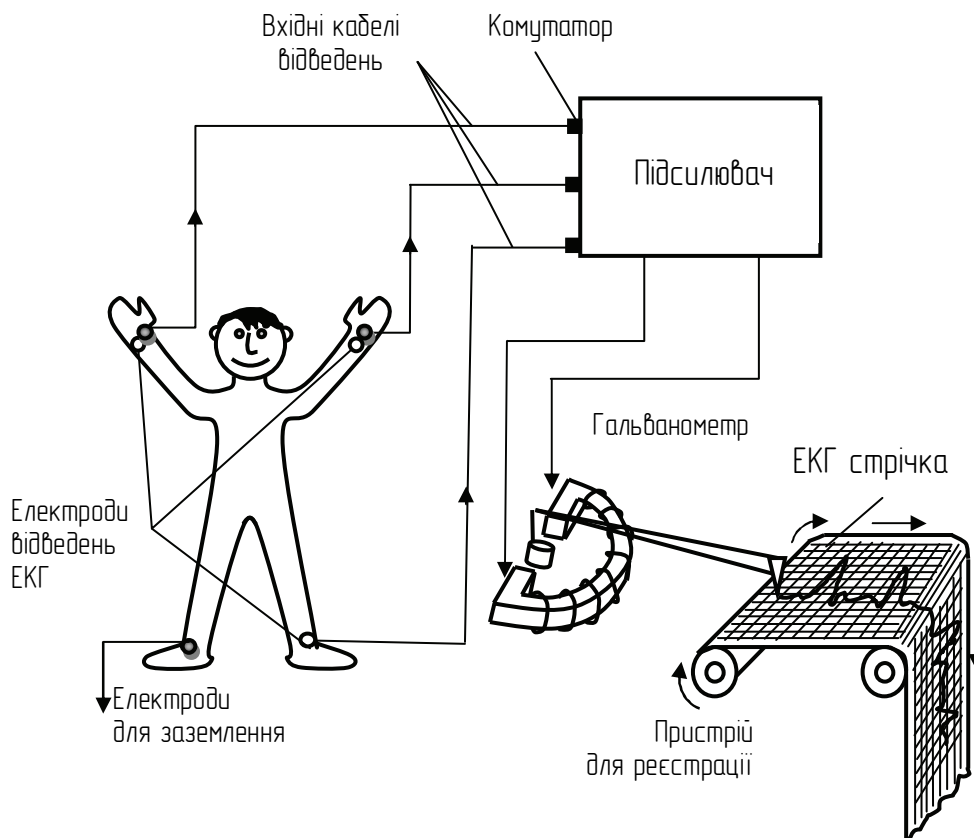


Рис. 3.19. Принцип дії електрокардіографа

На гальванометрі такі електричні сигнали перетворюються в механічні коливання та записуються на рухомому носію (паперовій стрічці) (рис. 3.20). У деяких електрокардіографах здійснюється тепловий запис ЕКГ з допомогою стрілки-писаря, яка нагрітим кінцем малює відповідну криву на спеціальному теплочутливому папері.

Існують електрокардіографи капілярного типу (мінгографи). Запис ЕКГ виконується тонким розпилем чорнила.

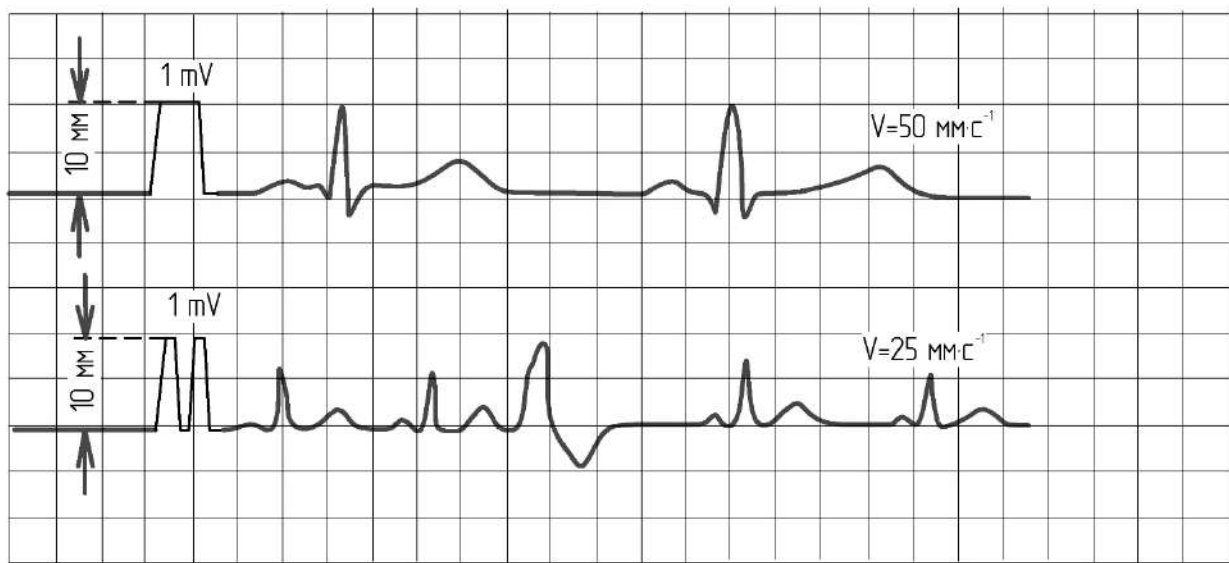


Рис. 3.20. ЕКГ зареєстрована зі швидкістю 50 мм за секунду (а) та 25 мм за секунду (б). На початку кожної кривої калібровочний імпульс у 1 мілівольт

Кожен електрокардіограф має калібратор – механізм регулювання та контролю підсилення. На етапі калібрування в підсилювач подається стандартизована калібрувальна напруга, що дорівнює 1 mV . Посилення електрокардіографа зазвичай встановлюється так, щоб цю напругу викликало відхилення реєструючої системи на 10 мм (рис. 3.20). Така система калібрування дозволяє забезпечувати сталість та достовірність ЕКГ, зареєстрованих у різний час у пацієнта чи різними приладами.

Механізми переміщення носія інформації (стрічки) в електрокардіографах забезпечують рух стрічки з різною швидкістю: 25, 50, 100 ммс^{-1} і так далі. Залежно від швидкості руху стрічки змінюється і форма реєструючої ЕКГ (рис. 3.20а), або більш стислою (рис. 3.20б). Найчастіше

в практичній електрокардіології швидкість реєстрації ЕКГ становить 50 ммс^{-1} .

Електрокардіографи розміщуються в сухих, теплих приміщеннях за температури (10–30) °С. Електрокардіограф під час роботи повинен бути заземлений.

Види електрокардіографічних відведень

На поверхні тіла людини параметри різниць потенціалів, що виникають при роботі серця, можуть записуватися різними системами відведень ЕКГ. У кожному відведенні є різниця потенціалів між двома точками електричного поля серця, де встановлені електроди.

Різні види електрокардіографічних відведень відрізняються між собою місцями встановлення електродів.

Так, електроди, закріплені в точках на поверхні тіла, під'єднуються до гальванометра електрокардіографа. Один із цих електродів під'єднують до позитивного полюса гальванометра (це активний або позитивний електрод відведення), а другий електрод приєднують до негативного полюса (негативний електрод відведення).

У клінічній практиці найчастіше використовують систему 12 відведень ЕКГ: три посилені однополюсних відведення від кінцівок, три стандартних відведення, і шість грудних відведень.

3.1.10. Системи стандартних відведень

У 1913 р. Ейнтховеном була запропонована система стандартних двополюсних відведень. У цій системі фіксують різницю потенціалів між кінцівками, двома точками електричного поля, що віддалені від серця і розміщені у фронтальній площині. Електроди накладають на праву руку (червона позначка), ліву руку (жовта позначка) та ліву ногу (зелена позначка). Ці електроди підключаються попарно до електрокардіографа для реєстрації сигналів кожного у трьох стандартних відведеннях. А четвертий електрод закріплюють на праву ногу для з'єднання заземлюючого дроту (чорна позначка).

Від кінцівок стандартні відведення реєструються при попарному такому підключенні електродів:

I відведення – ліва рука (+) і права рука (–);

II відведення – ліва нога (+) і права рука (–);

III відведення – ліва нога (+) і ліва рука (–).

Знаками позитивний (+) і негативний (–) потенціал позначено підключення електродів до негативного або позитивного полюсів гальванометра. Система позначок фіксує негативний і позитивний полюс кожного відведення.

Три стандартні відведення утворюють рівнобічний трикутник (трикутник Ейнтховена), вершинами якого є права рука, ліва рука і ліва нога зі встановленими там електродами (рис. 3.21). У центрі рівнобічного трикутника Ейнтховена розміщений електричний центр серця, або точковий єдиний серцевий диполь, однаково віддалений від усіх трьох стандартних відведень.

Умовною лінією називають вісь відведення, що з'єднанує два електроди електрокардіографічного відведення. Перпендикулярні лінії, проведені з умовного центру серця – єдиного серцевого диполя, до вісі кожного стандартного відведення, поділяють кожну з вісей на дві частини: негативну, повернену до негативного електрода (–) і позитивну, звернену у бік позитивного (активного) електрода (+) відведення.

Якщо ЕРС серця в який-небудь момент серцевого циклу направлена на позитивну частину відведення осі, то на ЕКГ реєструється позитивне відхилення у вигляді позитивних зубців P , R , T . За умови, що ЕРС серця спрямована на негативну частину осі відведення, на ЕКГ фіксуються негативні відхилення – зубці S , Q , зрідка негативні частини зубців T чи P .

В електрокардіографії при аналізі ЕКГ і розкладанні вектора ЕРС серця прийнята система зміщення осі цих відведень і проведенні їх через електричний центр серця. Отримуємо зручну триосьову систему координат з кутом у 60° між віссю кожного відведення, як і в трикутнику Ейнтховена. Такий невеликий зсув осей стандартних відведень

цілком правомірний, оскільки проекція серцевого вектора на них не змінюється.

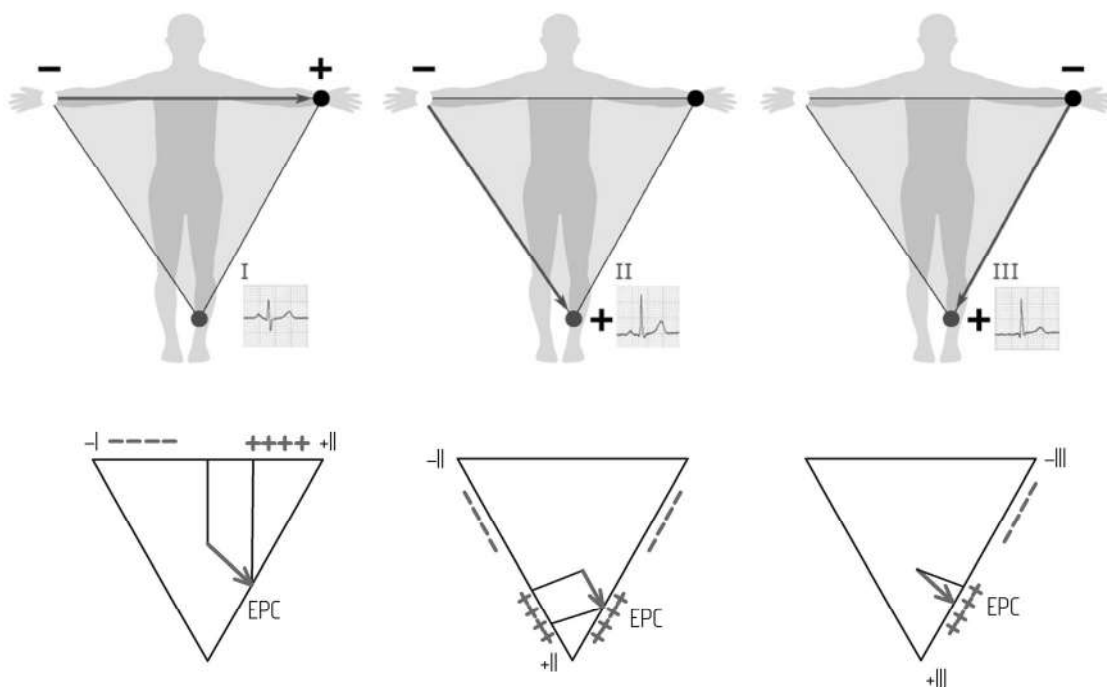


Рис. 3.21. Три стандартних електрокардіографічних відведення від кінцівок Ейнтховена. У нижній частині – трикутник Ейнтховена, бік якого є віссю розглянутого стандартного відведення

Гольдбергером у 1942 р. були запропоновані **посилені відведення** від кінцівок. У цій системі реєструється різниця потенціалів між однією з кінцівок, де є активний позитивний електрод цього відведення (ліва рука, права рука чи ліва нога), та значенням середнього потенціалу двох інших кінцівок. За негативний електрод таких відведень приймають об'єднаний електрод *Гольдбергера*, що з'являється в результаті з'єднання через додатковий опір інших двох кінцівок (рис. 3.22).

Три посилені однополюсні відведення від кінцівок визначають як:

aVR – посилене від правої руки відведення;

aVL – посилене від лівої руки відведення;

aVF – посилене від лівої ноги відведення.

Таке позначення цих посилених відведень від кінцівок з'явилося з перших букв англійських слів: « V » – *voltage* (потенціал); « a » – *augmented* (посилений); « L » – *left* (лівий); « R » – *right* (правий); « F » – *foot* (нога).

На рис. 3.22 осі посилених однополюсних відведень кінцівок отримують, сполучаючи електричний центр серця з місцем накладення активного електрода цього відведення, фактично – з вершин трикутника Ейнтховена.

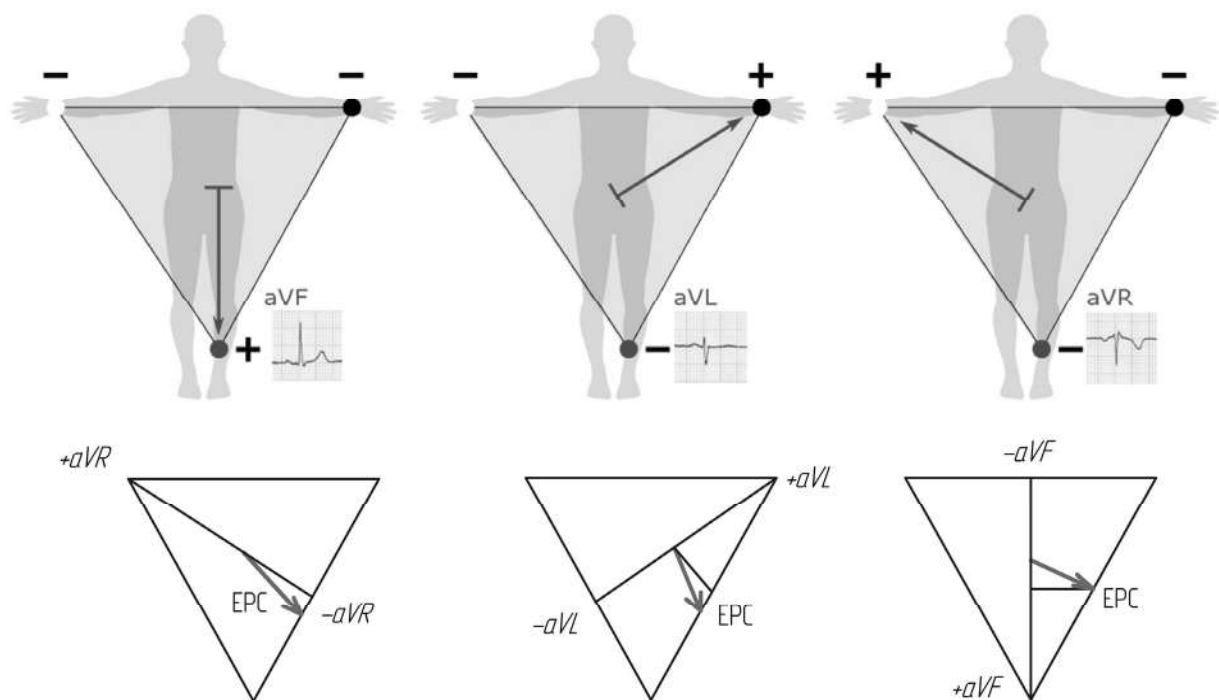


Рис. 3.22. Три посилені однополюсні відведення Гольдбергера від кінцівок. На нижній частині – трикутник Ейнтховена з осями трьох посилених від кінцівок однополюсних відведень.

З рисунка видно, що електричний центр серця немов би ділить осі відведень на дві частини: негативну, звернену до об'єданого електрода Гольдбергера, та позитивну, звернену до активного електрода.

Шестиосьова система координат по Бейлі (Bailey). У цій системі з'являється можливість зареєструвати зміни ЕРС серця у фронтальній площині зі стандартними і посиленими однополюсними відведеннями від кінцівок у площині, в якій розміщений трикутник Ейнтховена.

Шестивісьова система координат утворюється при поєднанні осей трьох посилених і трьох стандартних відведень від кінцівок. Це дає можливість точніше та більш наочно визначати різні відхилення ЕРС серця у фронтальній площині.

Посилені відведення ділять вісь кожного відведення на позитивну і негативну частини, які повернені до активного (позитивного) чи негативного електрода (рис. 3.23).

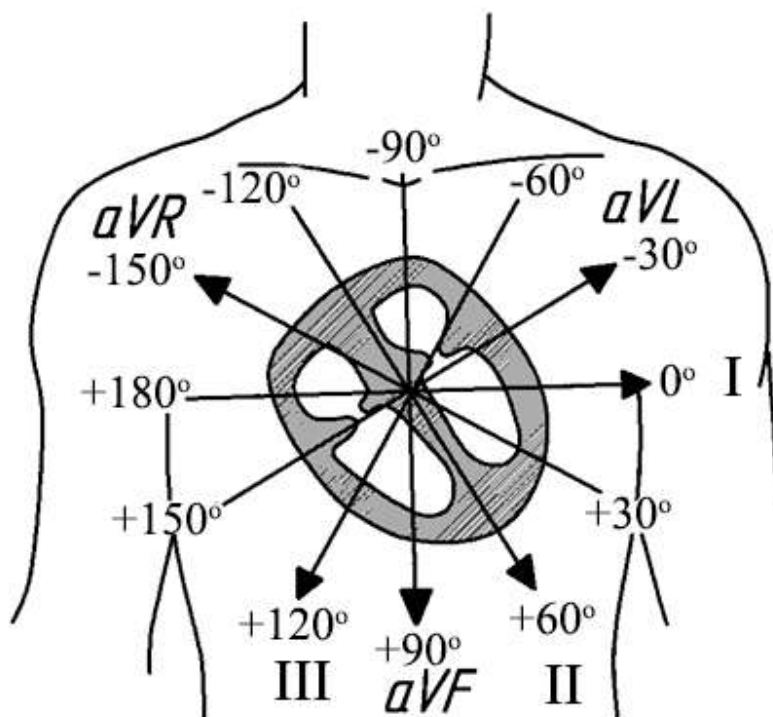


Рис. 3.23. Відведення по Бейлі (Bailey) проведені через електричний центр серця

Електрокардіографічні відхилення є проєкції ЕРС серця на осі в різних відведеннях. Величину та напрямок вектора ЕРС серця у фронтальній площині можна визначити просумувавши амплітуди і полярності електрокардіографічних комплексів у різних відведеннях.

Напрямок осей відведень визначають у градусах чи радіанах. Початком відліку (0°) є радіус, проведений горизонтально з місця електричного центру серця в ліву сторону в напрямку позитивно-активного полюса першого стандартного відведення.

Напрямок позитивного полюса другого стандартного відведення розміщений під кутом 60° , а підсилене *aVF* відведення – під кутом 90° , напрямок стандартного III відведення розміщений під кутом 120° , підсилене *aVL* відведення міститься під кутом -30° , а підсилене *aVR* відведення має напрямок під кутом -150° . Напрямок осі відведення *aVL* перпендикулярний осі стандартного другого відведення, а вісь першого

стандартного відведення перпендикулярна підсиленій осі aVF , а вісь aVR перпендикулярна вісі III стандартного відведення.

3.1.11. Напрямки грудних відведень

Однополюсні грудні відведення, запропоновані в 1934 р. **Вільсоном** (Wilson), реєструють значення різниці потенціалів між негативним об'єднаним електродом Вільсона та активним позитивним електродом, що розміщується у визначених місцях на поверхні грудної клітки.

Негативний об'єднаний електрод Вільсона появляється при під'єднанні через додаткові опори всіх трьох кінцівок (лівої руки, правої руки і лівої ноги), сумарний об'єднаний потенціал яких наближається до нуля (близько $0,2\text{ mV}$).

Для реєстрації ЕКГ встановлюють 6 прийнятих позицій грудного електрода на бічній і передній поверхні грудної клітки, які разом з об'єднаним електродом Вільсона створюють шість 6 грудних відведень (рис. 3.24). Грудні відведення позначаються заголовною латинською літерою V (потенціал, напруга) з додаванням номера позиції активного позитивного електрода, позначеного арабськими цифрами.

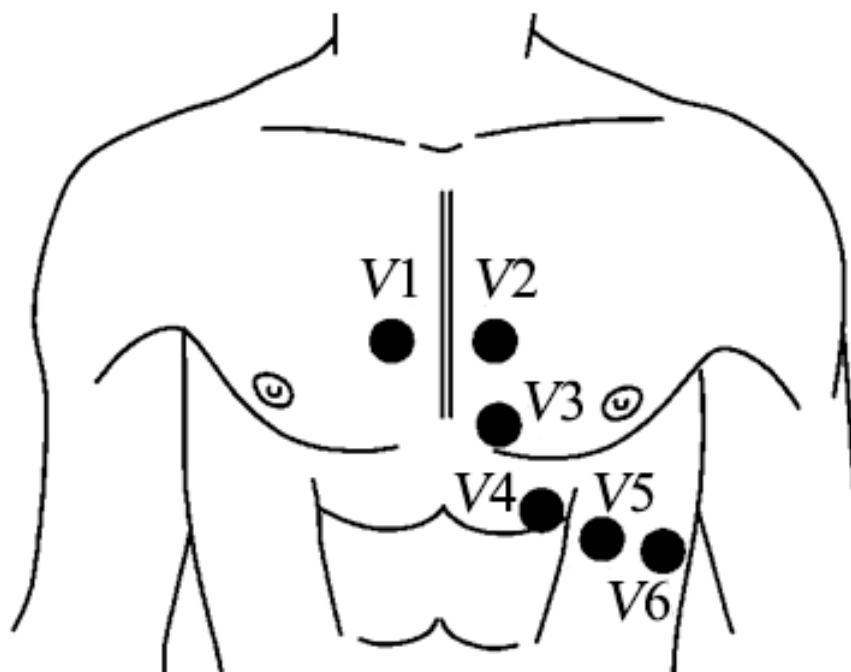


Рис. 3.24. Місця накладення 6-ти грудних електродів $V1$ – $V6$

Відведення $V1$ – активний електрод встановлений у четвертому міжребер'ї груднини з правого краю.

Відведення $V2$ – активний електрод розміщений у четвертому міжребер'ї груднини з лівого краю.

Відведення $V3$ – активний електрод розміщено між другою і четвертою точкою, по лівій парастернальній лінії на рівні четвертого ребра.

Відведення $V4$ – активний електрод вставлений по лівій серединно-ключичній лінії в п'ятому міжребер'ї.

Відведення $V5$ – активний електрод поставлений по лівій передній пахвовій лінії на горизонтальному рівні, що і $V4$.

Відведення $V6$ – активний електрод встановлений на горизонтальному рівні по лівій середній пахвовій лінії, що і електроди відведень $V4$ і $V5$.

Грудні відведення в горизонтальній площині реєструють зміни ЕРС серця. Вісь кожного грудного відведення створена лінією, що сполучає електричний центр серця з місцем розміщення активного електрода на грудній клітці (рис. 3.25).

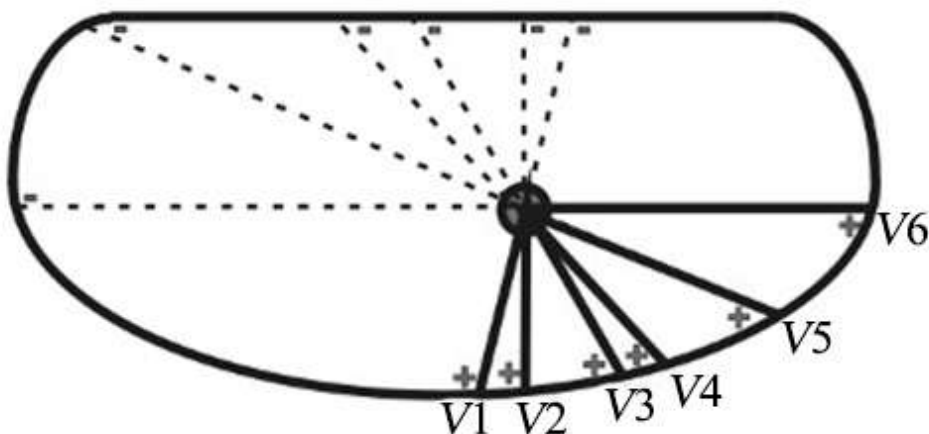


Рис. 3.25. Розміщення осей по Вільсону в 6 грудних відведень по горизонтальній площині («нульовий» електрод Вільсона)

Осі відведень $V2$ і $V6$ та $V1$ і $V5$ майже перпендикулярні один одному.

Сумарна ЕРС всього серця є результатом одночасної дії електричного потенціалу, що варіюється, у правих і лівих відділах серця, в задній,

передній стінці шлуночків, та верхівці серця і відображається в кожному із електрокардіографічних відведеннь.

3.1.12. Позиції додаткових відведеннь

Під час застосування додаткових відведеннь діагностичні можливості ЕКГ розширюються. Використання їх доцільно за складних патологій і потребі виявлення масиву кількісних змін параметрів.

Локалізація позицій активного електрода на поверхні грудної клітки відрізняє методику використання додаткових грудних відведеннь.

У відведеннях $V7$ – $V9$ встановлюють по задній пахвовій ($V7$) лопатці ($V8$) і паравертебральній ($V9$) лініях активний електрод на рівні горизонталі, де розміщено електроди $V4$ – $V6$ (рис. 3.26). Ці відведення зазвичай використовують для точнішої діагностики осередкових змін міокарду в задньобазальних відділах лівого шлуночку.

Для діагностики гіпертрофії правих відділів серця у відведеннях $V3$ – $V6$: поміщають на правій стороні грудної клітки активний грудний електрод у позиціях, що симетричні точкам встановлення електродів $V3$ – $V6$.

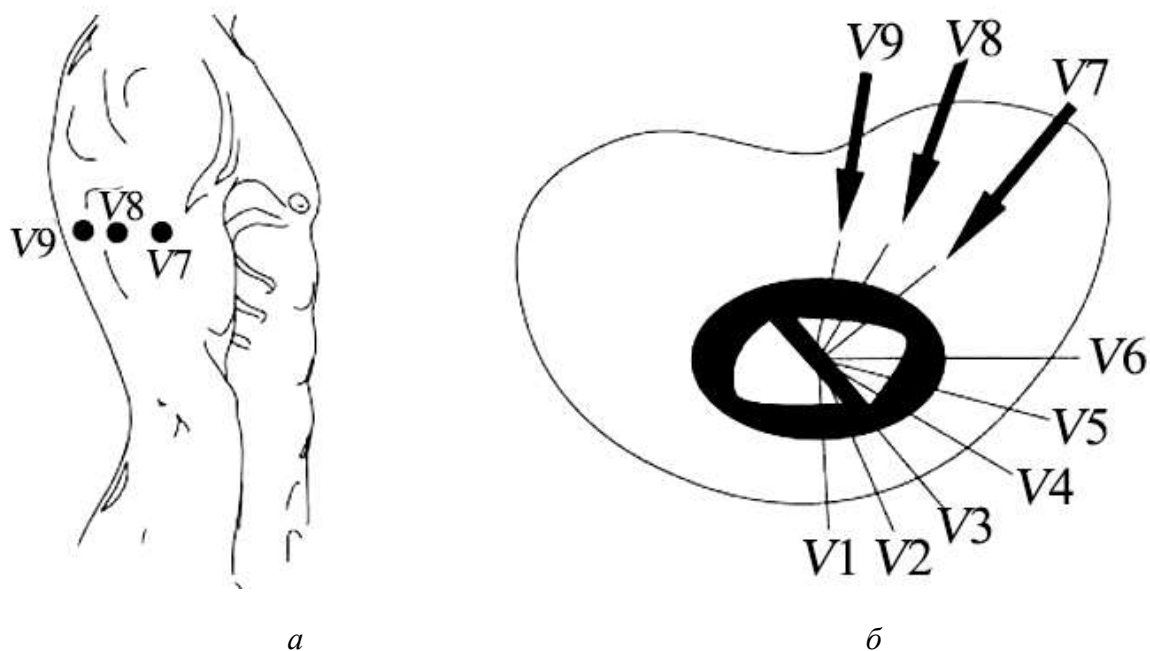


Рис. 3.26. Розміщення електродів (а) і осей (б) по Небу додаткових грудних відведеннь $V7$ – $V9$.

Відведення по **Небу**. Двополюсні грудні відведення, запропоновані в 1938 р. Небом, реєструють значення різниці потенціалів двох точок, на поверхні грудної клітки. Для запису трьох відведень за Небом застосовують електроди для запису стану трьох стандартних відведень. Установлений на правій руці електрод (червона мітка) поміщають у друге міжребер'я, правий бік краю грудини; а електрод з лівої ноги (зелена мітка) переміщують у позицію грудного відведення V_4 (у верхній частині серця), електрод, підключений на ліву руку (жовта мітка), розташовують на горизонтальному рівні, як і зелений електрод, але на пахвовій задній лінії. У положенні I перемикача відведень електрокардіографа, для стандартного відведення, реєструють криву D ЕКГ. Переводячи перемикач на інші II і III стандартні відведення, реєструють потенціали у відведеннях A і I . Для відведення за Небом характерна діагностика осередкових змін міокарду задньої стінки (відведення D), бічної передньої стінки (відведення A) і передньої стінки верхніх відділів (відведення I).

Передкардіальна картографія. Останніми роками все більшого поширення в клінічній практиці отримує методика реєстрації так званої передкардіальної картограми біля 35 точок на бічній і передній поверхні грудної клітки. Такі електроди встановлюють п'ятьма горизонтальними рядами від другого до шостого міжребер'я по лінійці 7 електродів для кожного ряду. Розміщують електроди від правої парастернальної до лівої задньої пахвової лінії.

Передкардіальна картографія дозволяє досліджувати велику зону міокарду, уточнювати локалізацію осередкових змін міокарду, а також вимірювати розміри некротичної і перінфарктної зони у разі гострого інфаркту міокарду.

3.1.13. Методика проведення електрокардіографічного дослідження

Реєстрацію електрокардіограм проводять у спеціальних приміщеннях, що перебувають на значній відстані від електромоторів, джерел

електромагнітного випромінювання, розподільних електрощитів, рентгенівських і фізіотерапевтичних кабінетів. Кушетка для зняття ЕКГ повинна знаходитись на відстані більше 1,5–2 м від дротів електромережі.

Зону зняття ЕКГ доцільно екранувати, кушетку, обладнання, прилади повинні бути заземлені.

Зняття ЕКГ проводяться після 10...15-хвилинного відпочинку та не раніше, чим через дві години після їжі. Хворий повинен бути роздягнений до поясу, гомілки повинні бути також звільнені від одягу.

Запис ЕКГ проводиться зазвичай у горизонтальному положенні пацієнта, що лежить на спині, в розслабленому стані.

3.1.14. Накладання електродів

На внутрішню поверхню гомілок і передплічч у кінцевих зонах накладають чи закріплюють за допомогою гумових стрічок чи притискачів мінімум чотири металевих електроди, та в зоні серця на груднину встановлюють один чи декілька грудних електродів, за допомогою гумових груш-присосок для систем з багатоканальним записом (рис. 3.27).

Для зменшення збудження електричних підсилювачів та кількості наведених завад необхідно забезпечити хороший контакт електродів зі шкірою та надійне заземлення самого приладу.

Для цього виконують:

- 1) знежирення шкіри спиртовим розчином у місцях накладення електродів;
- 2) змочити місця під'єднання електродів, у разі суттєвого волосяного покриву шкіри, мильним розчином;
- 3) нанести на електроди шар струмопровідної пасти для зменшення контактного опору.

Не слід застосовувати марлеві прокладки, які в процесі зняття ЕКГ висихають, та суттєво збільшують контактний опір електрод-шкіра.

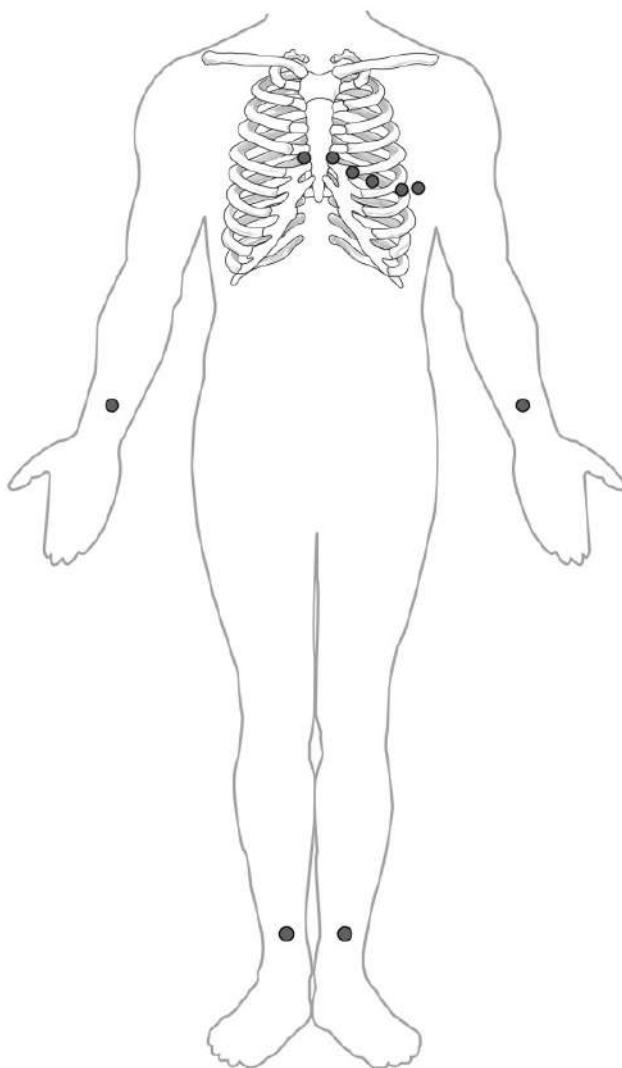


Рис. 3.27. Електрокардіографічні електроди на кінцівках і грудній клітці

Необхідно застосовувати електродну спеціальну пасту чи нанести водний розчин натрію хлориду, водопровідної води в місцях контакту електродів зі шкірою.

3.1.15. Підключення дротів до електродів

До накладених на шкіру електродів на кінцівках чи на поверхні грудної клітки підключають дріт відведення від електрокардіографа, помічений відповідним кольором. Стандартизоване маркування вхідних дротів: ліва рука – жовта мітка, права рука – червона мітка, ліва нога – зелена мітка, права нога (місце підключення заземлення пацієнта) – чорна мітка, грудний електрод – біла чи сіра мітка.

При 6-канальному електрокардіографу з фіксацією ЕКГ в 6-ти грудних відведеннях, до самого електроду $V1$ підключають дріт з червоним наконечником, до другого електроду $V2$ – жовтий, третій $V3$ – зелений, четвертий $V4$ – коричневий, п'ятий $V5$ – чорний та шостий $V6$ – синій чи фіолетовий. Позначення та маркування решти інших дротів така ж, що і в системах одноканальних електрокардіографів.

3.1.16. Вибір підсилення електрокардіографа

Перед початком реєстрації ЕКГ встановлюють однакове підсилення вхідного біосигналу та калібрування системи. При калібруванні на електрокардіограф подають напругу, що дорівнює 1 mV на гальванометр реєстратора. Підсилення кожного каналу підбирається так, щоб напруга в 1 mV викликала відхилення стрілки гальванометра з реєстрацією на носії (стрічці) та дорівнювала 10 мм. У положенні перемикача відведень «0» чи режимі «калібрування» встановлюють підсилення електрокардіографа і реєструють калібровочний сигнал. Можна зменшити чи збільшити підсилення: $1\text{ mV} = 5\text{ мм}$ чи $1\text{ mV} = 15$, або 20 мм.

3.1.17. Процес запису електрокардіограми

Реєстрацію ЕКГ здійснюють у стані спокою пацієнта. Фіксують значення кривих ЕКГ у положенні стандартних відведень (I, II, III), переходять у підсилені відведення для кінцівок (aVR , aVL і aVF) та грудних відведень ($V1$ – $V6$). Для кожного відведення реєструється не менше чим 4 серцевих цикла кривої ЕКГ зубців $PQRST$. Запис кривих ЕКГ проводять за швидкості руху носія: стрічки паперу 50 мм/с. Зменшення швидкості до (25 мм/с) проводять при тривалому запису ЕКГ, з фіксацією порушень ритму – аритмії. У нових системах фіксують ім'я, вік, дату і час дослідження, номер історії пацієнта і запис проводять на листах формату А4 з розшифрованою кардіограм. У старих системах ЕКГ на паперовій стрічці записують ім'я пацієнта, його вік, номер історії хвороби, дату і час дослідження. При використанні функціональних проб (ФП) суттєво розширюються діагностичні можливості методу ЕКГ.

Виявляють ФП приховані ЕКГ порушення, які не були зафіксовані при звичайному електрокардіографічному дослідженні у спокої (прихована коронарна недостатність, аритмія).

3.1.18. Електрокардіограма з фізичним навантаженням

Найбільш поширеними функціональними пробами є проби з фізичним нормованим дозованим навантаженням. Ці дослідження застосовуються для встановлення аритмії, прихованої коронарної недостатності, незначних порушень роботи серця та граничної межі фізичних навантажень.

При фізичному навантаженні проявляється підвищення артеріального тиску, тахікардія, збільшення енергетичних затрат у роботі серця та потреба в кисні тканин міокарду. У здорової людини фізичні навантаження викликають необхідне адекватне розширення діаметрів коронарних судин та суттєве збільшення процесу скоротності міокарду. У хворих атеросклерозом збільшення потреби в кисні міокарду призводить до появи гострої коронарної недостатності зі змінами на ЕКГ нападами стенокардії.

У наш час найбільшого поширення в клінічній практиці набули проби з дозованим фізичним навантаженням на велоергометрі або біговій доріжці. Найбільш доступною є *велоергометрія*. Такий велоергометр дозволяє дозувати фізичне навантаження та оцінювати значення виконаної роботи з затратами енергії [(Вт) чи кілограмометрах (кГм)]. У складі вимірювальної системи при проведенні функціональної проби з навантаженням використовують багатоканальний електрокардіограф, сфігмоманометр чи тонометр для вимірювання рівня артеріального тиску. У відділенні функціональної діагностики, де проводять дослідження, повинен бути дефібрилятор з набором реабілітаційних засобів.

Велоергометричну пробу проводять зазвичай у першій половині дня натщесерця або через 2–3 год. після їжі. Бажано, щоб за добу до проведення дослідження пацієнт не приймав лікарських препаратів, що впливають на результати проби з фізичним навантаженням (сустак, нітронг,

β -адреноблокатори, серцеві глікозиди, сечогінні, деякі протиаритмічні препарати).

Застосовуються різні схеми проведення велоергометричної проби. Найчастіше навантаження підвищують ступенеподібно кожні 3 або 5 хв, починаючи з потужності 150 кГм/хв. Таке ступенеподібне підвищення величини навантаження можна здійснювати як безперервно протягом 15–20 хв (у відносно добре тренованих осіб зі свідомо високою толерантністю до фізичного навантаження), так і з 3–5-хвилинними перервами для відпочинку після кожного ступеня навантаження (у менш тренованих осіб або хворих із захворюваннями серця). Велоергометричну пробу проводять під постійним контролем ЕКГ на екрані осцилоскопа, рівня артеріального тиску і стану хворого. Запис ЕКГ і вимірювання артеріального тиску проводять до початку дослідження, в кінці кожної хвилини проби, а також на 30-й секунді, 1, 2, 3, 5, 7 і 10-й хвилинах відпочинку.

Велоергометрична проба протипоказана у разі гострого інфаркту міокарду і передінфарктного стану, серцевої недостатності, гострого тромбофлебиту, вираженої дихальної недостатності. Відносними протипоказаннями до проведення проби з дозованим фізичним навантаженням на велоергометрі є виражена артеріальна гіпертензія (артеріальний тиск вище від 220/130 мм рт. ст.), тахікардія неясного генезу (частота ритму вище за 100 ударів за хвилину), важкі порушення ритму і провідності, непритомні полягання в анамнезі, лихоманка.

3.1.19. Моніторинг ЕКГ за Холтером

Останніми роками широкого поширення у клінічній практиці отримало тривале моніторування ЕКГ за Холтером. Метод застосовується зазвичай для діагностики швидких порушень ритму серця, а також для виявлення ішемічних змін ЕКГ у хворих з ішемічною хворобою серця (ІХС). Істотною перевагою методу є можливість тривалої (протягом 1–2 діб) реєстрації ЕКГ у звичних для пацієнта умовах. Прилад для тривалого моніторування ЕКГ за Холтером складається

з системи відведень, спеціального пристрою, реєструючого ЕКГ на магнітну стрічку, і стаціонарного електрокардіоаналізатора. Мініатюрний реєструючий пристрій і електроди розміщуються на тілі пацієнта. Зазвичай використовують від двох до чотирьох передкардіальних біполярних відведень, відповідних, наприклад, стандартним позиціям грудних електродів V_1 і V_5 (рис. 3.28). Запис ЕКГ проводиться на магнітну стрічку за дуже малої швидкості її руху ($25 \dots 100$ мм хв⁻¹). При проведенні дослідження пацієнт веде щоденник, до якого вносить дані про характер виконуваного пацієнтом навантаження і про суб'єктивні неприємні відчуття хворого (болі в області серця, задишка, перебої, серцебиття й ін.) з вказівкою точного часу їх виникнення.

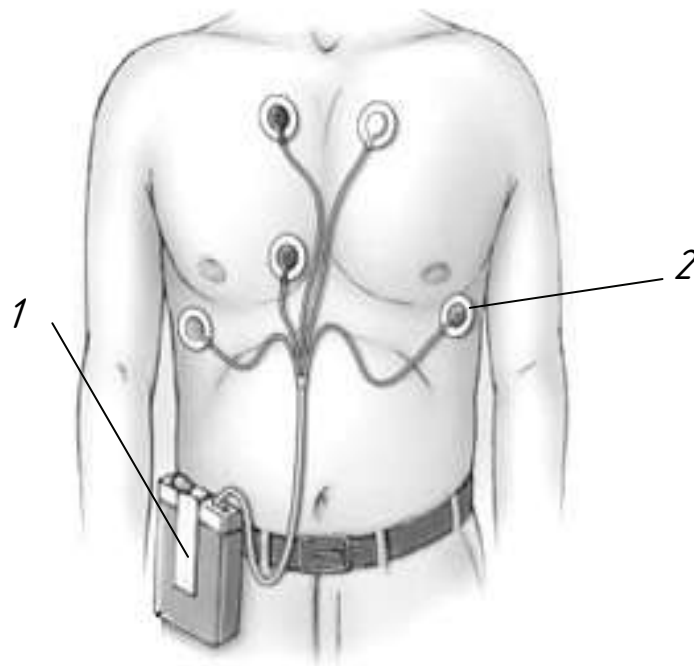


Рис. 3.28. Схема налагодження активних (темний колір) індиферентних електродів для тривалої реєстрації ЕКГ за Холтером:

1 – мініатюрний реєструючий пристрій; 2 – електроди

Після закінчення дослідження касету з магнітним записом ЕКГ поміщають в електрокардіоаналізатор, який в автоматичному режимі аналізує серцевий ритм і зміни кінцевої частини шлуночкового комплексу, зокрема сегменту $RS-T$. Одночасно проводиться автоматичний

друк епізодів добової ЕКГ, кваліфікованим приладом як порушення ритму або зміни процесу реполяризації шлуночків.

У сучасних системах для тривалого моніторингу ЕКГ за Холте-ром передбачено представлення даних на спеціальній паперовій стрічці у стислому компактному вигляді, що дозволяє отримати наочне уявлення про найбільш істотні епізоди порушень ритму серця і зсувів сегменту *RS–T*. Інформація може бути представлена також у цифровому вигляді й у вигляді гістограм, що відображають розподіл протягом доби різних частот серцевого ритму і (або) епізодів аритмій.

3.1.20. Черезстравохідна електрична стимуляція серця

Черезстравохідна електрична стимуляція серця (ЧЕС) – неінвазивний метод дослідження, який використовують для діагностики прихованої коронарної недостатності у хворих ІХС, вивчення характеру й електрофізіологічних механізмів порушень ритму серця, а також для купірування пароксизмальних надшлуночкових тахіаритмій. Суть методу полягає в регульованому збільшенні частоти серцевих скорочень (ЧСС) шляхом нав'язування штучного ритму електричною стимуляцією передсердя. Для цього використовують гнучкий біполярний електрод – катетер, який вводиться через ніс або рот у стравохід і встановлюється на рівні передсердя. Електрод дозволяє реєструвати внутрішньостравохідну ЕКГ, тому при його установленні орієнтуються на появу максимальної амплітуди зубця *P* стравохідною ЕКГ.

3.1.21. Електрографія пучка Гіса

Реєстрація електрограми пучка Гіса належить до інвазивних високоінформативних методів електрофізіологічного дослідження, який використовують для уточнення локалізації атріовентрикулярної блокади, характеру пароксизмальних тахіаритмій, джерела і механізмів ектопічних порушень ритму і тому подібне.

Метод дозволяє виміряти швидкість проведення електричного імпульсу по різних ділянках провідної системи серця.

Для запису електрограми пучка Гіса в праві відділи серця вводять біполярний катетер-електрод, який встановлюють на рівні медіальної стулки тристулкового клапана. При цьому один електрод розміщено в зоні передсердя, а інший – у правому шлуночку. Обидва електроди розміщуються в зонах передсердя та пучка Гіса.

Після фільтрації і посилення сигнал від електродів подається на реєструючий пристрій, за допомогою якого записуються електрограми пучка Гіса. Одночасно реєструються стандартні відведення ЕКГ [19].

3.2. ЕЛЕКТРОМАГНІТНІ КОЛИВАННЯ І ХВИЛІ

3.2.1. Параметри магнітного поля

Магнітне поле – це різновид матерії, за допомогою якої здійснюється силова дія на рухомі електричні заряди, іони, що перебувають в зоні дії поля, та інші об'єкти, що мають магнітний момент. Насправді магнітне поле це одна із складових електромагнітного поля.

Визначимо якісні та кількісні характеристики магнітного поля. Виберемо рамку із струмом, на яку діє магнітне поле. На рамку із струмом діє момент сили M , що залежить від орієнтації рамки. Максимальне значення M_{\max} залежить від параметрів магнітного поля, де розміщений контур, і від параметрів та форми контуру: значення сили струму I , циркулюючої по контуру, та площі S , що замикає контур:

$$M_{\max} \sim IS. \quad (3.1)$$

Величину p_m називають магнітним моментом контуру із струмом

$$p_m = IS. \quad (3.2)$$

Таким чином,

$$M_{\max} \sim p_m. \quad (3.3)$$

Магнітний момент це векторна величина. Для плоского контуру із струмом вектор p_m направлений перпендикулярно площини контуру і зв'язаний з нормаллю і напрямком струму I (рис. 3.29).

Магнітний момент є характеристикою й елементарних частинок (протони, нейтрони, електрони та їх складові), що визначає поведінку їх у магнітному полі.

За одиницю магнітного моменту встановлено добуток ампер на квадратний метр ($A \cdot m^2$). Магнітний момент молекул, атомів, ядер елементарних частинок визначають в одиницях атомного (μ_B) чи ядерного (μ_J) магнетону Бору:

$$\mu_B = 0,927 \cdot 10^{-23} \text{ А} \cdot \text{м}^2 (\text{Дж} / \text{Тл}),$$

$$\mu_J = 0,505 \cdot 10^{-26} \text{ А} \cdot \text{м}^2 (\text{Дж} / \text{Тл}).$$

Магнітна індукція в точці поля дорівнює відношенню максимального поворотного моменту, що діє на контур рамки із струмом у магнітному полі, до магнітного моменту цієї рамки:

$$\mathbf{B} = \frac{M_{\max}}{p_m}. \quad (3.4)$$

Вектор \mathbf{B} направлений у напрямку вектора p_m у положенні рівноваги контуру.

На рис. 3.30 наведено положення контуру рамки із струмом у магнітному полі зі значенням індукції B . Воно пропорційне максимальному моменту сили (a) чи нульовому значенню (b). Останній випадок відповідає положенню рівноваги (відповідно вектори \mathbf{B} і p_m колінеарні).

Одиницею магнітної індукції є **тесла** (Тл):

$$1 \text{ Тл} = 1 \text{ Н м} / 1 \text{ А м}^2 = 1 \text{ Н} / (\text{А} \times \text{м}).$$

У полі зі значенням магнітної індукції 1 Тл на контурі, магнітний момент якого $1 \text{ А} \times \text{м}^2$, діє максимальний момент сили $1 \text{ Н} \times \text{м}$.

Магнітне поле умовно зображується лініями магнітної індукції, дотичні до яких показують напрямок вектора \mathbf{B} .

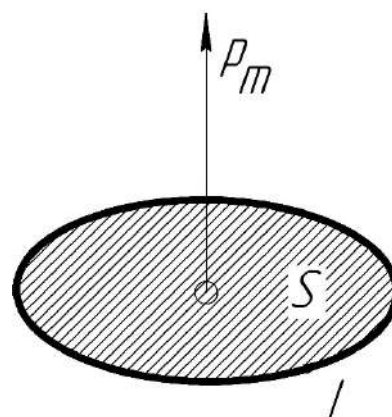


Рис. 3.29. Магнітний момент

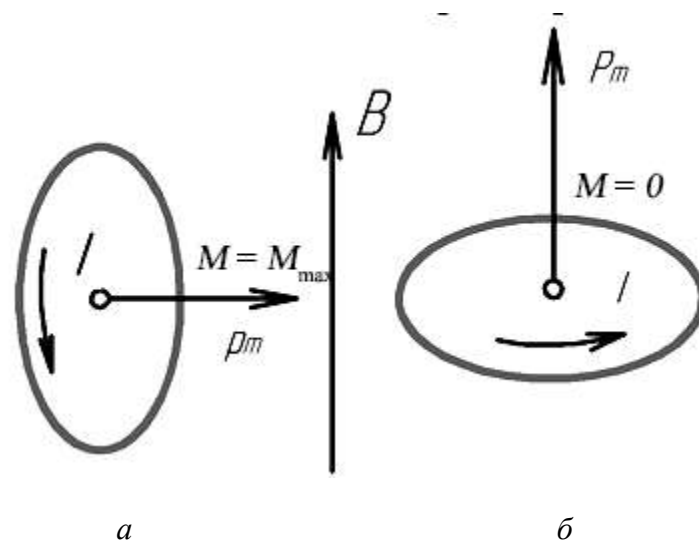


Рис. 3.30. Контур рамки зі струмом у магнітному полі з індукцією B :
 а – максимальний момент сили; б – мінімальний(нульовий) момент сили

Кількість ліній чи густина ліній, які проходять через одиничну перпендикулярно розміщену площадку, що дорівнює значенню модуля вектора \mathbf{B} . Оскільки еквипотенціальні лінії магнітного поля не мають початку чи кінця, лінії магнітної індукції є замкненими. Такі поля називають вихровими.

Циркуляція вектора магнітної індукції не дорівнює нулю за будь-якими лініями магнітної індукції:

$$\oint \mathbf{B}_l dl \neq 0. \quad (3.5)$$

Розглянемо деякий майданчик площею S , що перебуває в зоні однорідного магнітного поля зі значенням індукції B (рис. 3.31).

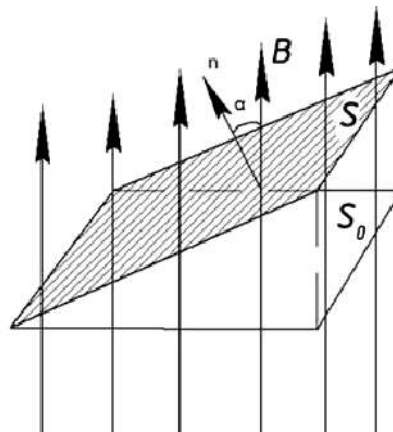


Рис. 3.31. Майданчик S в області однорідного магнітного поля індукції B

Визначимо параметри лінії магнітної індукції, що проходять через цей майданчик. Його проекція на площину, перпендикулярну лініям, дорівнює S_0 . Тоді кількість ліній, що пронизують майданчики S і S_0 , однакова. Оскільки густина ліній дорівнює значенню B , то інтегральне число ліній, пронизуючих майданчики, становить

$$\Phi = BS_0. \quad (3.6)$$

На рис. 3.31 видно, що $S_0 = S \times \cos \alpha$, звідки

$$\Phi = BS \times \cos \alpha \text{ або } \Phi = B_n S, \quad (3.7)$$

де Φ – магнітний потік, $B_n = B \cos \alpha$ – це проекція вектора \vec{B} на n -й напрямок нормалі до майданчика.

При неоднорідному магнітному полі й об'ємної поверхні S , а не плоским майданчиком (рис. 3.32), магнітний потік Φ також дорівнює числу ліній магнітної індукції, пронизуючих поверхню.

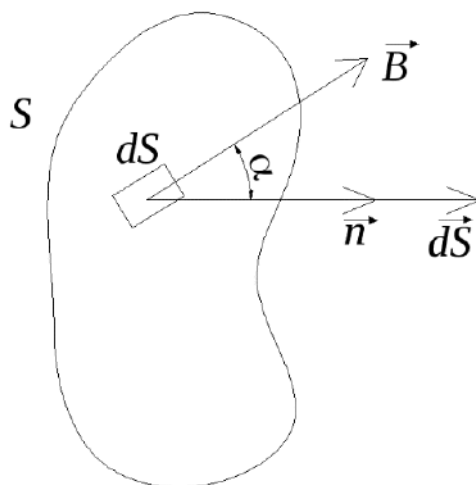


Рис. 3.32 Неоднорідне магнітне поле – поверхня

Одиницею індукції магнітного поля, згідно з (3.7), є вебер (Вб):

$$1 \text{ Вб} = 1 \text{ Тл} \times \text{м}^2.$$

З формули (3.7) видно, що потік може бути як позитивним ($\cos \alpha \gg 0$), так і негативним ($\cos \alpha < 0$). Лінії магнітної індукції, що входять в замкнену поверхню, вважають від'ємними, а вихідні – позитивними.

Враховуючи, що лінії магнітної індукції замкнені, тоді, проходячи крізь замкнену поверхню, магнітний потік дорівнює нулю.

3.2.2. Контур зі струмом у магнітному полі. Закон Ампера

Характеристикою магнітного поля є його силова дія на електричні заряди, що рухаються та струми. Дослідженнями Ампера був встановлений закон, що визначає параметри цієї силової дії.

Для провідника зі струмом, що перебуває в магнітному полі, виділимо малу ділянку dl , яку можна було б розглядати як вектор, що направлений у бік струму (рис. 3.33).

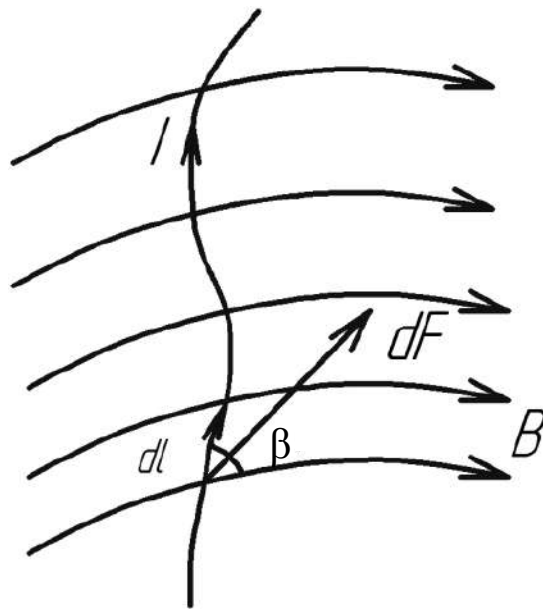


Рис. 3.33. Напрямок силової дії магнітного поля на провідник зі струмом

Добуток сили струму I на малу ділянку dl провідника $I dl$ називають **елементарним струмом**. Сила, що діє з боку магнітного поля на цей струм,

$$dF = IB \sin \beta dl, \quad (3.8)$$

або у векторній формі

$$dF = I dl \times B. \quad (3.9)$$

Узявши інтеграл, отримуємо силу, що діє на ділянку провідника з боку магнітного поля:

$$F = I \int dl \times B. \quad (3.10)$$

Співвідношення (3.8)–(3.10) виражають закон Ампера.

Для прямолінійного провідника зі струмом I та завдовжки l , що розміщений в однорідному магнітному полі під якимось кутом β до магнітної індукції B (рис 3.34), сила Ампера

$$F = IBl \sin \beta. \quad (3.11)$$

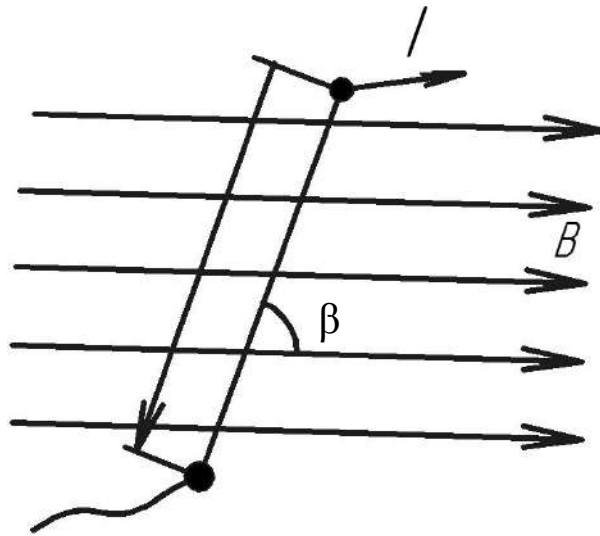


Рис. 3.34. Прямолінійна ділянка провідника в однорідному магнітному полі

Для прямокутної рамки $KLMN$ зі струмом I , що поміщена в однорідне магнітне поле індукції B (рис. 3.35а) визначимо силу Ампера. На сторонах рамки поставимо номери і позначимо напрямки сил, що впливають на них з боку магнітного поля, F_1, F_2, F_3, F_4 .

Величини сил F_1 і F_3 , що прикладені до середин відповідних сторін, направлені у взаємно протилежних напрямках і згідно з формулою (3.11) рівні. Сили ж $F_2 = IBb$ і $F_4 = IBb$ створюють пару сил, у момент якої (рис. 3.35б)

$$M = IBb(a/2) \sin \alpha + IBb(a/2) \sin \alpha = IBba \sin \alpha. \quad (3.12)$$

Оскільки $Iba = IS = pm$, то з урахуванням (3.12) маємо

$$M = p_m B \sin \alpha, \quad (3.13)$$

або у векторній формі

$$M = p_m \times B. \quad (3.14)$$

На основі цієї залежності було введено поняття «одиниця магнітної індукції».

За законом Ампера обрахуємо роботу магнітного поля, яка виконується при переміщенні контуру із струмом або з умови зміни його форми.

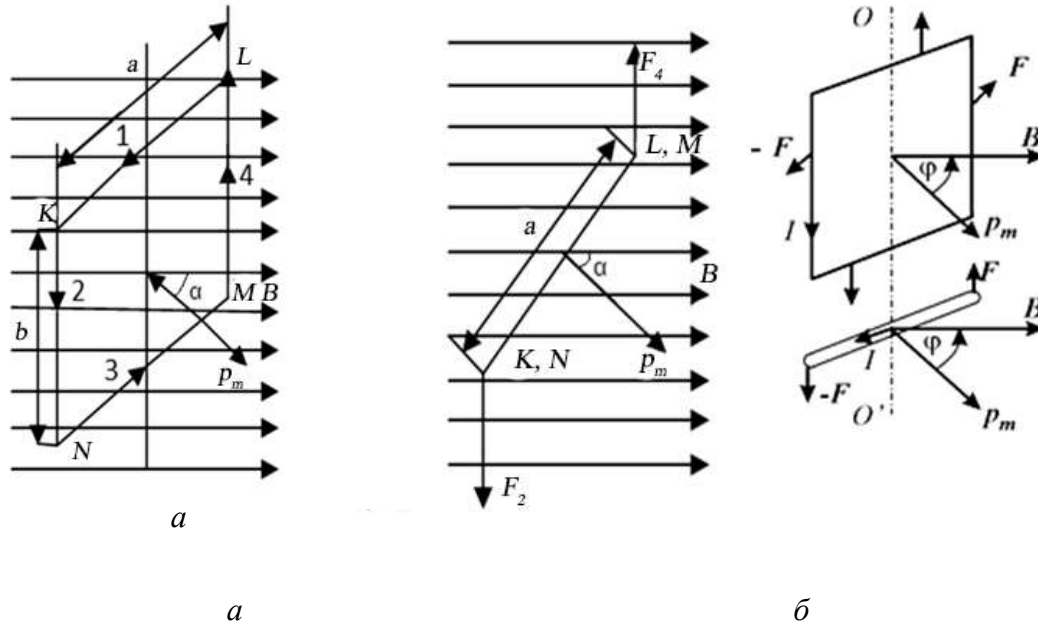


Рис. 3.35. Напрямки дії сил Ампера в прямокутній рамці:

a – в однорідному магнітному полі індукції B , *б* – напрямки дії сил F_2 та F_4 та їх момент p_m .

Сили F_2 і F_4 виконують (рис. 3.35б) позитивну роботу (обертання рамки проти годинникової стрілки), при цьому кут α зменшується ($d\alpha < 0$), тому при обертанні рамки $dA = -Mda$ або, враховуючи (3.13),

$$dA = -Bp_m \sin \alpha \times d\alpha = -IBS \sin \alpha \times d\alpha \quad (3.15)$$

(вважаємо, що при елементарному повороті $d\alpha$ сила струму I не змінюється). Диференціюючи (3.15), отримуємо

$$d\Phi = -BS \sin \alpha \times d\alpha. \quad (3.16)$$

Зіставляючи (3.15) і (3.16), маємо

$$dA = Id\Phi. \quad (3.17)$$

Узявши інтеграл, визначимо роботу сил магнітного поля для переміщення чи зміни форми контуру зі струмом у полі:

$$A = \int Id\Phi. \quad (3.18)$$

Здійснення роботи силами поля означає зміну енергії контуру зі струмом. Це могла бути зміна енергії, пов'язана з рухом контуру (це кінетична енергія) чи зі зміною його місцезнаходження (це потенційна

енергія). Ці зміни можуть відбуватися окремо одна від одної, чи одночасно. Для розглянутого прикладу – контур не прискорюється, таким чином змінюється тільки його потенційна енергія в магнітному полі. Оскільки така робота є мірою передавання енергії один одному, то значення елементарної роботи сил поля відповідає елементарній зміні потенційній енергії контуру із струмом у магнітному полі $dA = -dE_n$, взятій зі зворотним знаком. Ураховуючи (3.15), запишемо

$$dE_n = Bp_m \sin \alpha \times da. \quad (3.19)$$

Інтегруючи цей вираз, отримуємо

$$E_n = -p_m B \cos \alpha + \text{const}. \quad (3.20)$$

Знайдемо сталу в рівнянні

$$E_n = -p_m B \cos \alpha. \quad (3.21)$$

З формули (3.21) видно, що потенційна енергія контуру в стійкій рівновазі ($\alpha = 0$) мінімальна: $E_n = -p_m B$, а при нестійкій рівновазі максимальна: $E_n = p_m B$.

3.2.3. Магнітне поле та його дія на рухомий електричний заряд. Сила Лоренца

Сила, що діє згідно з законом Ампера на провідник зі струмом у магнітному полі, є результатом впливу на електричні заряди, які переміщуються та генерують цей струм.

Циліндричний провідник зі струмом I , завдовжки l , розміщений у магнітному полі зі значенням індукції B , показано на рис. 3.36.

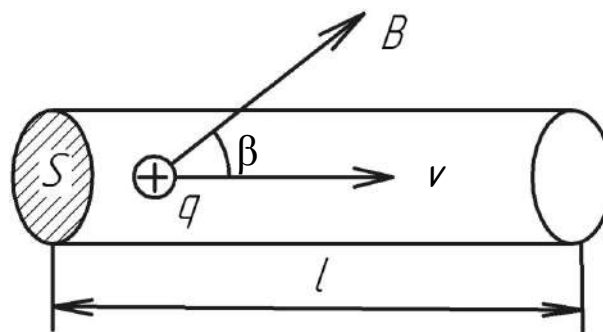


Рис. 3.36. Циліндричний провідник у магнітному полі індукції

Тоді швидкість позитивного заряду g при направленому руху дорівнює v . А силу, що діє на одиничний, окремий рухомий заряд, визначають відношенням сили F , що прикладена до провідника зі струмом, до загальної кількості N носіїв струму:

$$f_{\text{л}} = F / N. \quad (3.22)$$

Розкриємо вираз для сили, використовуючи (3.22) і вважаючи, що сила струму дорівнює $I = jS$:

$$F = jSB l \sin \beta,$$

де j – щільність струму. Ураховуючи (3.22), отримуємо

$$F = jBS l \sin \beta = gnvSB l \sin \beta, \quad (3.23)$$

де $n = N / (Sl)$ – концентрація частинок.

Підставляючи (3.23) у (3.22) отримаємо рівняння сили, що діє з боку магнітного поля на рухомий окремий електричний заряд. Ця сила отримала назву «сила **Лоренца**»:

$$f_{\text{л}} = gNvSlBl \sin \beta / SlN = gnvB \sin \beta. \quad (3.24)$$

Напрямок сили Лоренца можна визначити з векторного запису рівняння (3.24):

$$f_{\text{л}} = gv \times B. \quad (3.25)$$

Як видно з (3.25), ця сила завжди нормальна площині, в якій лежать вектори v і B . Так, відомо, за умови, якщо сила перпендикулярна швидкості, то змінюється її напрямок, але не значення. Звідси сила Лоренца не здійснює роботи та не змінює кінетичної енергії заряду, що переміщується.

При нерухомому заряді відносно магнітного поля чи з умови, що його швидкість паралельна вектору магнітної індукції, чи антипаралельна, то сила Лоренца дорівнює нулю. Її напрямок залежить від знака заряду.

В однорідне магнітне поле індукції B влітає зі швидкістю V позитивно заряджена частинка (рис. 3.37).

На неї діє сила Лоренца $f_{\text{л}}$, що визиває доцентрове прискорення. Тоді з другого закону Ньютона

$$mv^2 / r = gvB, \quad (3.26)$$

де r – радіус траєкторії, за якої рухається заряджена частинка; m і g – маса і заряд частинки. З рівняння (3.26) отримуємо

$$r = mv / (gB). \quad (3.27)$$

З цього співвідношення випливає, що траєкторією є коло, а радіус траєкторії постійний. За умови, що швидкість частинки не змінюється, період обертання її по колу буде

$$T = 2\pi r / v = 2\pi / (g / m)B.$$

Відношення g/m є *питомим зарядом частинки*. Так, період обертання частинки в магнітному полі визначається тільки магнітною індукцією та питомим зарядом і не залежить від радіусу кола та швидкості. Цю властивість використовують у роботі прискорювачів заряджених частинок – *циклотронах* [24].

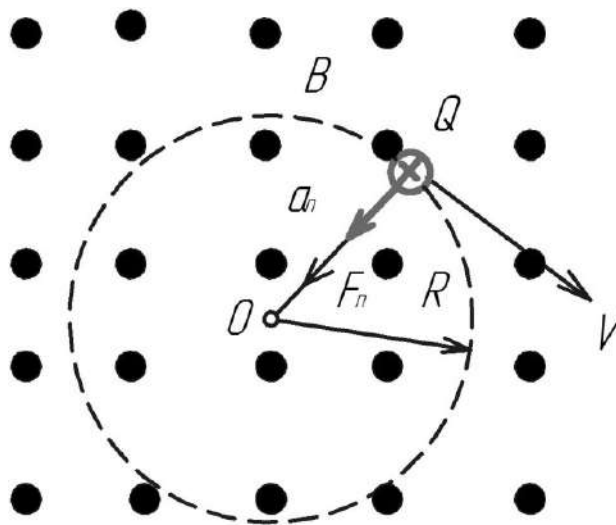


Рис. 3.37. Позитивно заряджена частинка в однорідному магнітному полі індукції B

На рис. 3.38 зображено траєкторію руху зарядженої частинки, що потрапляє в однорідне магнітне поле під довільним кутом до магнітної індукції B зі швидкістю V .

Тоді розкладемо вектор V на дві складові v_{\parallel} і v_{\perp} , що направлені перпендикулярно йому уздовж вектора магнітної індукції поля. Тоді як під час руху частинки в магнітному полі паралельна складова v_{\parallel} залишається постійною і сила Лоренца, що діє на частинку, змінить напрямом v_{\perp} .

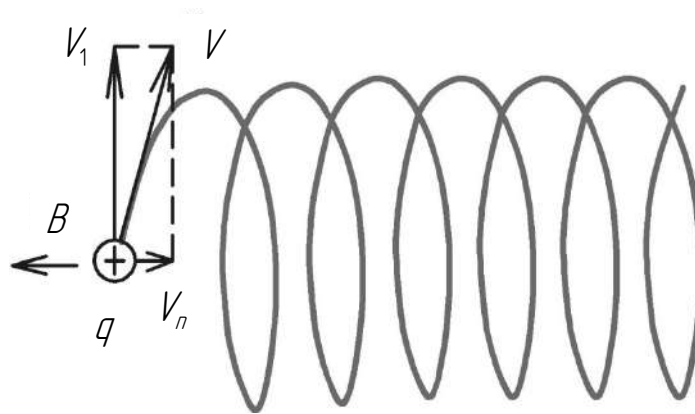


Рис. 3.38. Траєкторії зарядженої частинки, що влітає зі швидкістю v в однорідне магнітне поле під довільним кутом до B

Під дією сили Лоренца частинка обертається по колу. Таким чином, траєкторією руху буде умовно гвинтова лінія, при якій обертання по колу проходить спільно з рухом уздовж вектора магнітної індукції зі швидкістю v_{\parallel} . Якщо на рухому заряджену частинку q діють магнітне поле з магнітною індукцією B та електричне поле з напруженістю E (рис. 3.39), то результуюча сила дорівнює

$$f_{\text{рез}} = f_e + f_l = qE + qv \times B. \quad (3.28)$$

Для електронного мікроскопу, осцилографу, чи телевізора, що здійснюють управління електронами чи іншими зарядженими частинками, діючи на них магнітними і електричними полями, результуючу силу в цьому разі можна розрахувати з формули (3.28).

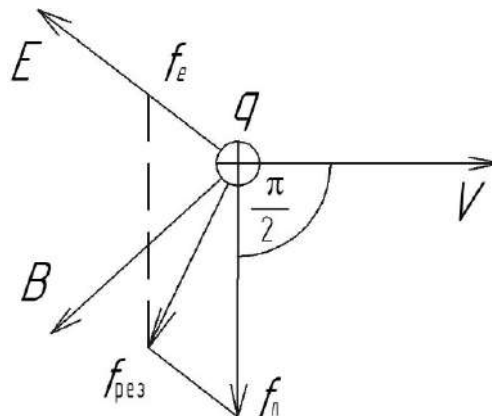


Рис. 3.39. Результуюча сила f_e , що діє на рухому заряджену частинку q в електричному полі з напруженістю E і магнітному полі з магнітною індукцією B

3.2.4. Питомий заряд частинок

Знання величини питомого заряду частинок дозволяє визначити масу атомів або молекул та ізотопний склад речовини. Принцип дії пристрою визначення питомого заряду частинок наведений на рис. 3.40. Так, потік іонів однакового знака, що пересікає магнітне й електричне поле, при цьому вектор магнітної індукції направлений від читача перпендикулярно площини листка. Значення величин E і B встановлюють таким чином, що ці поля діють на заряд q з силами, рівними по модулю, але протилежно направленими: $f_e = f_{\text{л}}$ або $qE = qvB$, звідки

$$v = E / B. \quad (3.29)$$

Одні іони, швидкості яких задовольняють умову (3.29), не спрямляються полями та вилітають з простору, – інші, що відхиляються (штрихові лінії на рисунку) та затримуються. Так, частина пристрою, що зображений на рис 3.40, є селектором швидкостей, що змінюють E чи B , і можна відбирати із пучка іонів групи, що мають різні швидкості та швидкості, визначувані формулою (3.29). Деякий розкид швидкостей зумовлений шириною отвору O .

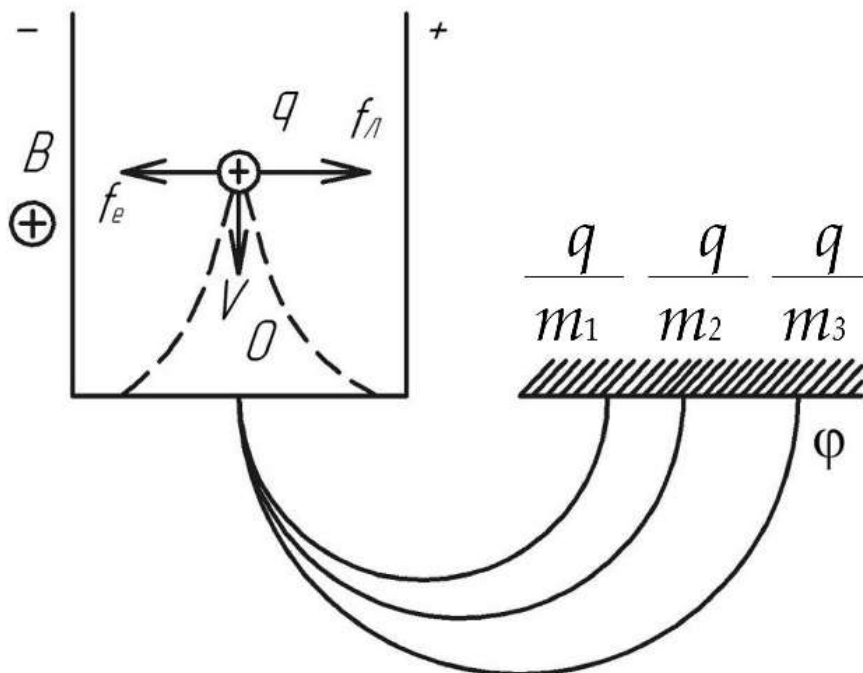


Рис. 3.40. Принцип дії одного з пристроїв вимірювання питомого заряду частинок

Так іони, вилітаючи з селектора зі швидкостями, потрапляють в однорідне магнітне поле індукції B . Пролітаючи напівколовими траєкторіями, вони залишають сліди на фотопластині Φ у різних площинах і залежно від питомого їх заряду.

З формули (3.27) розрахуємо питомі заряди іонів, що потрапили в різні місця фотопластини:

$$g / m = v / (rB).$$

Після прояву на ній будуть темні лінії або плями в місцях потрапляння іонів, тому можна, по-перше, встановити сам факт наявності іонів з певним питомим зарядом q/m або масою m , а по-друге, за інтенсивністю ліній – частку іонів з тим або іншим значенням питомого заряду.

Розглянутий прилад є один з різновидів мас-спектрографа. Розділені іони в деяких випадках фіксують за струмом, такий варіант приладу називають **мас-спектрометром**.

Мас-спектрографи і мас-спектрометри використовують для визначення ізотопного складу речовин [24].

3.2.5. Закон Біо–Савара–Лапласа

Для характеристики магнітного поля, крім магнітної індукції, використовують поняття **напруженості магнітного поля**.



Рис. 3.41. Контур із струмом I та точка A

Так, у зоні A утворимо магнітне поле контуром із струмом I (рис. 3.41). Увесь простір заповнений речовиною з відносною магнітною проникністю μ_{r1} , і в зоні A магнітна індукція буде B_1 , що можна виміряти, наприклад, за допомогою тесламетра чи магнітометра. При наповненні простору другою речовиною зі значенням μ_{r2} відносною магнітної проникності, то магнітна індукція в зоні A буде B_2 .

Виконуючи зміну різними речовинами контуру, переконуємося, що відношення

$B / (\mu_0 \mu_r)$ або B / μ (μ – абсолютна магнітна проникність, а μ_0 – магнітна стала) у всіх випадках однакове:

$$B_1 \mu_1 = B_2 / \mu_2 = \dots = B / \mu. \quad (3.30)$$

Відношення

$$H = B / \mu = B(\mu_r \mu_0), \quad (3.31)$$

отримало назву **напруженість** магнітного поля. Напруженість не залежить від параметрів середовища, а встановлюється тільки силою струму, що проходить по контуру, та розміщенням контуру відносно точки A та його формою. Вектори B і H направлені в один бік. Значення напруженості магнітного поля, що виникло внаслідок перебігу постійного струму, обчислюють за законом Біо–Савара–Лапласа. Ж. Б. Біо та Ф. Савар отримали цей закон, шляхом експериментального визначення дії струмів різної форми на положення магнітної стрілки. В дослідженнях П. С. Лапласа було проаналізовано дані, що отримали Біо та Савар, і встановлено, що значення напруженості магнітного поля для будь-якого струму складається зі значень напруженості полів його окремих елементів.

Для провідника зі струмом I виділимо елемент струму $I dl$, з якого проведемо радіус-вектор r крапку A (рис. 3.42, де α – кут між векторами dl та r).

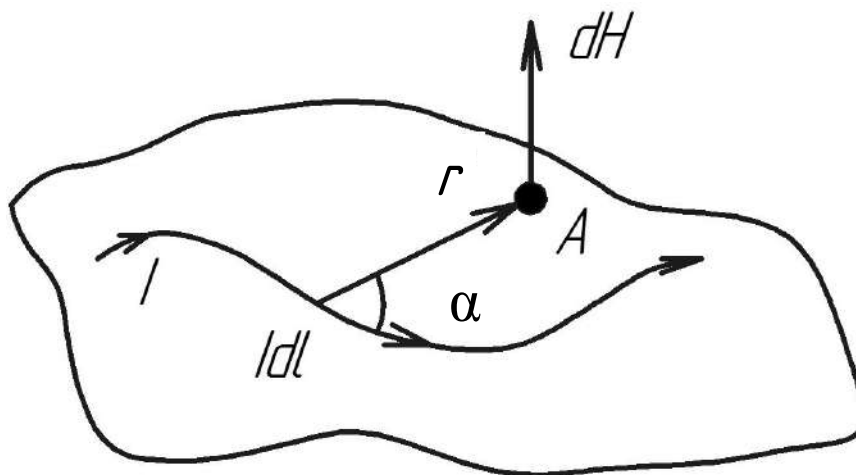


Рис. 3.42. Провідник із струмом I в точці A

У точці A провідник струму відтворює магнітне поле, значення dH елементарної напруженості якого визначає **закон Біо–Савара–Лапласа**:

$$dH = k(I dl \sin \alpha / r^2), \quad (3.32)$$

де k – коефіцієнт пропорційності, залежний від вибору одиниць у системі СІ $k = 1/(4\pi)$, тому

$$dH = Idl \sin \alpha / 4\pi r^2, \quad (3.33)$$

або у векторній формі

$$dH = (I / 4\pi r^3) dl \times r. \quad (3.34)$$

Із (3.33) за загальним правилом векторного добутку видно, що dH направлений перпендикулярно площині, в якій перебувають вектори dl і r (рис. 3.42). Інтегруючи (3.34), отримуємо напруженість магнітного поля, що був створений контуром зі струмом чи частиною цього контуру:

$$H = 1 / 4\pi \int dl \times r / r^3. \quad (3.35)$$

Напрямок параметрів магнітного поля в центрі кола, по якому проходить струм, зображено на рис. 3.43. Коловою називають силу струму, що проходить по провідникові, що має форму кола. Такому струму відповідає електричний заряд, що також обертається по колу.

Оберемо елемент Idl струму і встановимо напрямок елементарної dH напруженості створеного ним магнітного поля в центрі кола O (рис. 3.43).

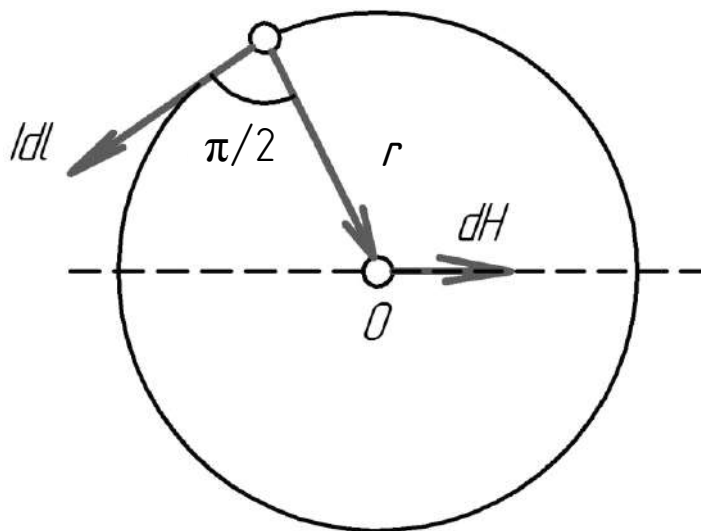


Рис. 3.43. Струм I , що проходить по колу та напрямок напруженості dH магнітного поля

Для будь-якого елемента струму dH направлений уздовж пунктирної лінії, перпендикулярної площини кола зі струмом, тому (3.33) можна записати у скалярній формі:

$$H = 1 / 4\pi \int \sin \alpha \times dl / r^2.$$

Ураховуючи, що $\sin \alpha = 1$, $r = \text{const}$, встановимо рівняння для визначення напруженості магнітного поля в місці центра кругового струму:

$$H = I / 4\pi r^2 \int_0^{2\pi r} dl = I / 2r. \quad (3.36)$$

З отриманого рівняння визначимо одиницю напруженості магнітного поля – це *ампер на метр* (А/м). Така напруженість характерна для центра кругового струму, по якому проходить струм 1 А з діаметром, що дорівнює 1 м.

Знаючи відносну магнітну проникність середовища і напруженість магнітного поля, знаходимо магнітну індукцію:

$$B = \mu_r \mu_0 H = \mu_r \mu_0 I / (2r). \quad (3.37)$$

Магнітне поле прямолінійного нескінченного провідника із струмом. Розглянемо (рис. 3.44а) необмежений прямолінійний провідник із струмом. Позначмо елемент $I dl$ струму та проведемо радіус-вектор r у точку A , що віддалена від провідника на відстань b .

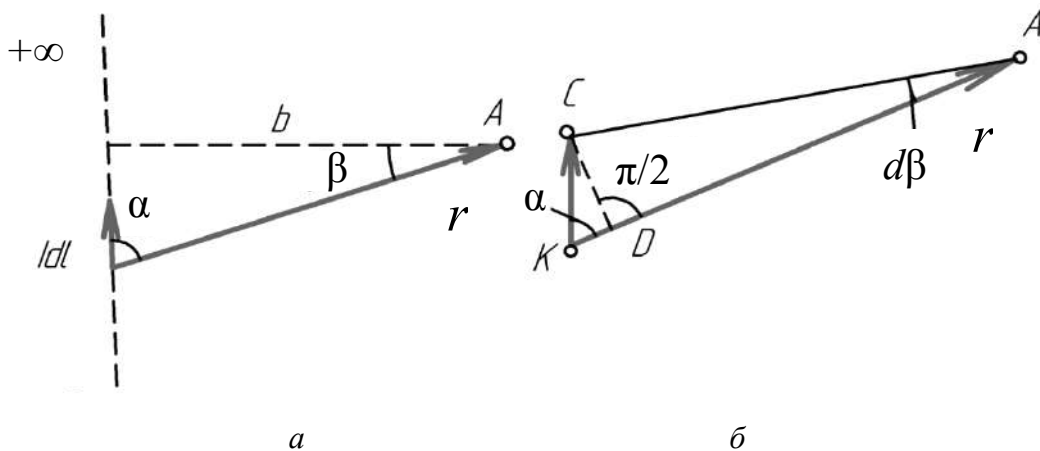


Рис. 3.44. Визначення векторів для:
 а – необмеженого прямолінійного провідника зі струмом;
 б – співвідношень для визначення кутів

Так, елементарний dH вектор направлений перпендикулярно площині рисунка від читача. На рис. 3.44 показано, що для будь-якого елемента струму елементарна напруженість магнітного поля в зоні A перпендикулярна площині рисунка, тому, як і в попередньому прикладі, (3.33) можна записати в скалярній формі:

$$H = I / 4H \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{\sin \alpha dl}{r}.$$

Тоді перетворимо вираз під інтегралом так, щоб у нього була одна змінна – кут α . За рис. 3.44а знаходимо $r = b / \cos \beta$ і $\sin \alpha = \cos \beta$. На рис. 3.44б показаний у збільшеному вигляді кут, під яким із зони A буде видно вектор dl . З $\triangle CAD$ випливає, що $||CO|| = |CA| d\beta$; оскільки $|CA| = r$, то $|CD| = rd\beta$.

З $\triangle CDK$ маємо

$$|CD| = dl \sin \alpha,$$

отже,

$$rd\beta = dl \sin \alpha,$$

звідки $dl = rd\beta \sin \alpha$.

Підставляючи це значення в останню рівність, отримаємо

$$dl = bd\beta / \cos^2 \beta. \quad (3.38)$$

Ураховуючи вираз (3.38) та рівняння (3.36), отримаємо

$$H = \frac{I}{4\pi} \int \frac{\cos \beta \cos^2 \beta bd\beta}{b^2 \cos^2 \beta} = \frac{I}{4\pi b} \int_{-\pi/2}^{+\pi/2} \cos \beta d\beta.$$

Для меж інтеграла обрано кінцеві значення кута: $\pm H/2$. Після інтегрування отримуємо вираз напруженості магнітного поля, що створене прямолінійним нескінченним провідником зі струмом у будь-якому просторі, віддаленому на відстань b від провідника:

$$H = I / (2\pi). \quad (3.39)$$

3.2.6. Закон повного струму. Магнітне поле соленоїда

При визначенні напруженості магнітного поля за законом Біо–Савара–Лапласа використовують і закон повного струму.

Розглянемо еквівалентні лінії напруженості магнітного поля, створені прямолінійним нескінченним провідником зі струмом у площині, що перпендикулярна провідникові, виготовленому у вигляді кіл (рис. 3.45).

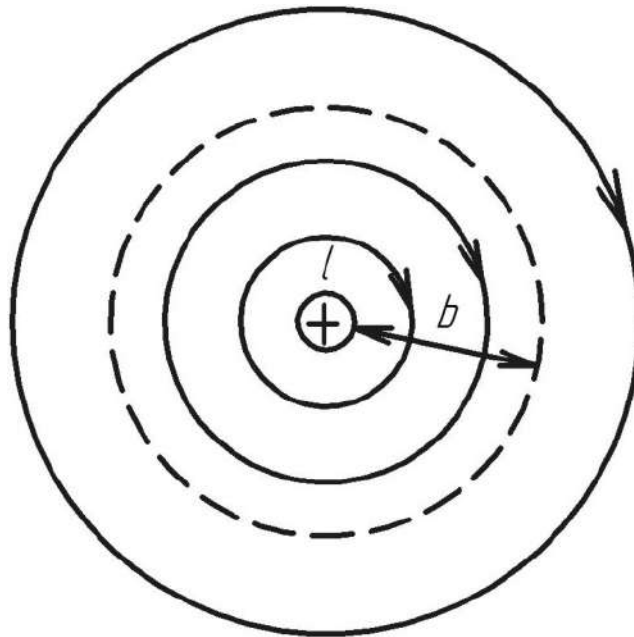


Рис. 3.45. Лінії напруженості магнітного поля провідника зі струмом у вигляді концентричних кіл

Розглянемо довільний контур радіуса b , що збігається з однією з ліній напруженості H . Ураховуючи, що контур і еквіпотенціальна лінія напруженості однакові за формою, то

$$\oint H_1 dl = \oint H dl. \quad (3.40)$$

Для обчислення циркуляції підставимо у рівняння (3.40) формулу (3.38), маємо:

$$\begin{aligned} \oint H_1 dl &= \oint \frac{I}{2\pi b}; \\ dl &= \frac{I}{2\pi b} \int_0^{2\pi b} dl = I; \end{aligned}$$

$$\oint H_l dl = I, \quad (3.41)$$

та отримаємо **закон повного струму**, що встановлює циркуляцію по колу вектора напруженості магнітного поля та величини сили струму.

У загальному вигляді закон повного струму

$$\oint H_l dl = \Sigma I.$$

Так, циркуляція вектора напруженості магнітного поля по контуру дорівнює алгебраїчній сумі струмів, що охоплюються цим контуром.

Таким чином, коли контур (рис. 3.46) охоплює три струми: I_1 і I_2 – позитивні, а I_3 – негативний, то закон для повного струму має вигляд

$$\oint H_l dl = I_1 + I_2 - I_3.$$

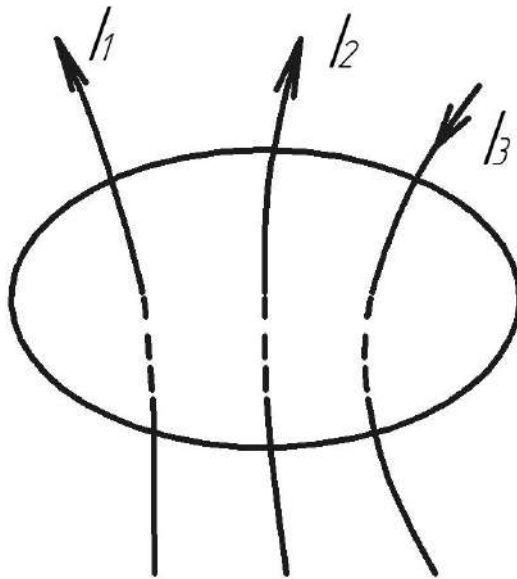


Рис. 3.46. Контур охоплює три струми

Із закону для повного струму визначимо значення **напруженості** (рис. 3.47) **магнітного поля соленоїда**; світлими лініями показано лінії напруженості. Зі зростанням довжини соленоїда і зменшенням його діаметру, зростає в середині нього однорідність магнітного поля.

Для розрахунку встановимо поля у середині соленоїда – однорідні, а поза соленоїдом – достатньо слабкі. Так, N – загальне число витків; l – довжина соленоїда; $n = N/l$ – щільність намотування – **відношення** числа витків до довжини соленоїда.

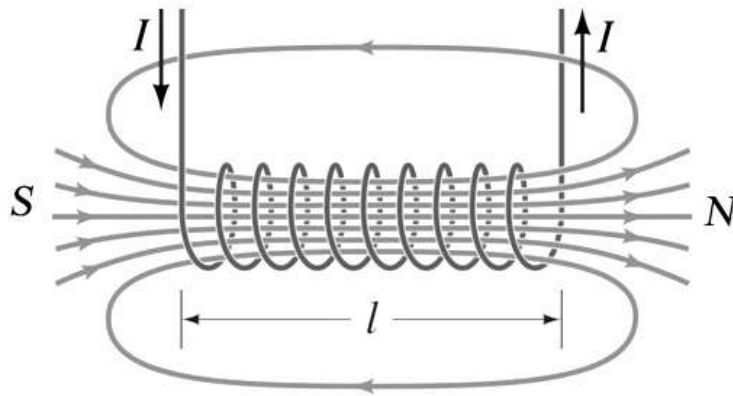


Рис. 3.47. Соленоїд

Розглянемо на рис. 3.46 контур L , для якого розраховується циркуляція. Перша частина контуру l тотожна з лінією H у середині соленоїда, а друга, l_1 – проходить повз них. Тоді циркуляція обчислюється двома інтегралами:

$$\oint H_l dl = \int_l H_l dl + \int_{l_1} H_l dl. \quad (3.42)$$

Оскільки у середині соленоїда $H = H_l$, то $\int_l H_l dl = Hl$ поза соленоїдом H незначне, тому $\int_{l_1} H_l dl = 0$. З рівняння (3.42) маємо $\oint H_l dl = Hl$.

Використовуючи закон повного струму (3.40), отримуємо $Hl = \sum I_i = NI$, звідки

$$H = I(N/l) = In. \quad (3.43)$$

Це означає, що **напруженість магнітного поля соленоїда** дорівнює добутку сили струму на число витків, віднесених до довжини соленоїда.

3.3. МАГНІТОБІОЛОГІЯ. ФІЗИЧНІ ОСНОВИ РЕОГРАФІЇ

3.3.1. Магнітні властивості речовини

Немає таких речовин, стан яких не змінювався б при внесенні їх в магнітне поле. Більше того, знаходячись у магнітному полі, речовини самі стають джерелами такого поля. У цьому сенсі всі речовини називають *магнетиками*.

Оскільки макроскопічні відмінності магнетиків зумовлені їх будовою, то доцільно розглянути магнітні характеристики електронів, ядер, атомів і молекул, а також поведінку цих частинок у магнітному полі. Виклад проведемо в межах класичної фізики.

Умовно вважатимемо, що електрон в атомі рівномірно обертається навколо ядра зі швидкістю v по круговій орбіті радіусом r (рис. 3.48). Такий рух аналогічний круговому струму і характеризується **орбітальним магнітним моментом** $p_{\text{орб}}$ (необхідно пам'ятати, що електрон – негативно заряджена частинка і його рух протилежний напрямку струму).

Сила струму відповідного руху електрона, який обертається із частотою ν , дорівнює

$$I = e\nu, \quad (3.44)$$

де e – заряд електрона. Оскільки $\nu = v/(2\pi r)$, то

$$I = ev / (2\pi r). \quad (3.45)$$

Тоді

$$p_{\text{орб}} = \frac{ev}{2\pi r} \pi r^2 = \frac{evr}{2}. \quad (3.46)$$

Електрон, що обертається по орбіті, має момент імпульсу $L_{\text{орб}}$ (рис. 3.48), який відповідно дорівнює

$$L_{\text{орб}} = m_e vr, \quad (3.47)$$

де m_e – маса електрона.

Відношення магнітного моменту частинки до її моменту імпульсу називають **магнітомеханічним**. Розділивши (3.46) на (3.47), знайдемо **орбітальне магнітомеханічне відношення** для електрона:

$$G_{\text{орб}} = \frac{p_{\text{орб}}}{L_{\text{орб}}} = \frac{e}{2m_e}. \quad (3.48)$$

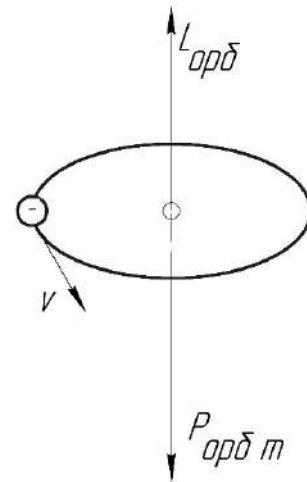


Рис. 3.48. Обертання електрона навколо ядра по круговій орбіті

Магнітомеханічне відношення виражають через множник Ланде g :

$$G_{\text{орб}} = g_{\text{орб}} \frac{e}{2m_e}, \quad (g_{\text{орб}} = 1). \quad (3.49)$$

Електрон має також і власний момент імпульсу, який називають **спіном**. Спіну відповідає спіновий магнітний момент. **Магнітомеханічне відношення спіна** вдвічі більше орбітального:

$$G_s = \frac{e}{m_e} = g_s \frac{e}{2m_e}, \quad (g_s = 2). \quad (3.50)$$

Співвідношення (3.49) і (3.50) показують, що між магнітним і механічним (момент імпульсу) моментами існує цілком певний «жорсткий» зв'язок, оскільки e і m_e – величини постійні, цей зв'язок виявляється в магнітомеханічних явищах. Одне з таких явищ вперше спостерігали А. Ейнштейн і де Гааз у 1915 р. Легкий стрижень S підвіщувався на тонкій нитці в соленоїді (рис. 3.49). При пропусканні струму по соленоїду створювалося магнітне поле і магнітні моменти електронів розташовувалися впорядковано, що приводило до впорядкованої орієнтації моментів імпульсу. У результаті увесь стрижень набував імпульсу і повернувся, що було помітно по відхиленню світлового «зайчика», відбитого від дзеркала.

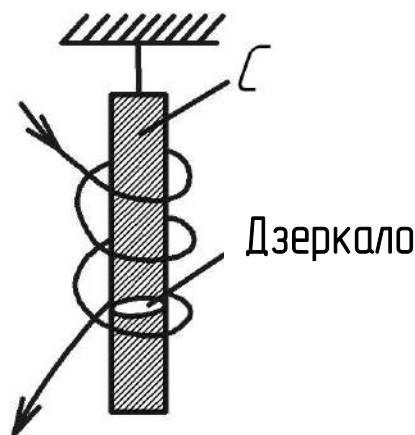


Рис. 3.49. Підвішений легкий стрижень S на тонкій нитці в соленоїді

Магнітомеханічні явища дозволяють визначати магнітомеханічні відношення і на підставі цього зробити висновки про роль орбітальних або спінів магнітних моментів у процесах намагнічування.

Так, наприклад, досліди Ейнштейна і де Гааза показали, що за намагнічування феромагнітних матеріалів відповідальні магнітні моменти спінів електронів.

Ядра, атоми і молекули також мають магнітний момент. Магнітний момент молекули є векторною сумою магнітних моментів атомів, з яких вона складається.

Магнітне поле впливає на орієнтацію частинок речовини, що мають магнітні моменти, внаслідок чого речовина намагнічується. Ступінь намагнічування речовини характеризується *намагніченістю*.

Середнє значення вектора намагніченості дорівнює відношенню сумарного магнітного моменту $\sum p_{mi}$ всіх частинок, розміщених в об'ємі магнетика, до цього об'єму:

$$J = \frac{\sum p_{mi}}{V}. \quad (3.51)$$

Таким чином, намагніченість є середнім магнітним моментом одиниці об'єму магнетика. Одиницею вимірювання намагніченості є *ампер на метр* (А/м).

Магнетики поділяють на три основні класи: *парамагнетики*, *діамагнетики* і *феромагнетики*. Кожному з них відповідає і свій тип магнетизму: парамагнетизм, діамагнетизм і феромагнетизм. Розглянемо їх природу.

Згідно з класичної теорії парамагнетизму, молекули парамагнетиків мають відмінні від нуля магнітні моменти.

За відсутності магнітного поля ці моменти розміщені хаотично і намагніченість дорівнює нулю (рис. 3.50а). При внесенні парамагнітного зразка до магнітного поля магнітні моменти молекул орієнтуються переважно по напрямку B , внаслідок чого $J \neq 0$ (рис. 3.50б).

Ступінь впорядкованості магнітних моментів залежить від двох протилежних чинників – магнітного поля і молекулярно-хаотичного руху, тому намагніченість залежить як від магнітної індукції, так і від температури.

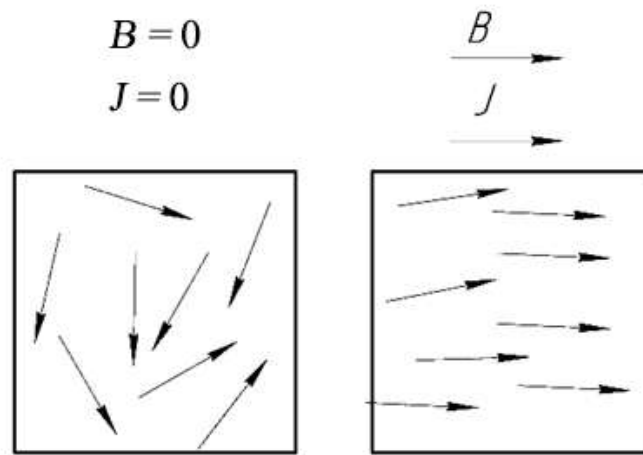


Рис. 3.50. Магнітні моменти парамагнетиків:

a – у відсутності зовнішнього магнітного поля; b – у середовищі магнітного поля

Якщо стрижень з парамагнетика розмістити у вакуумі в однорідному магнітному полі, то в положенні рівноваги він установиться уздовж ліній магнітної індукції (рис. 3.51, вигляд зверху), що відповідає орієнтації J по напрямку B . Магнітне поле, створене парамагнетиком, підсилює, хоча і трохи, зовнішнє магнітне поле, тому індукція B результуючого поля більше магнітної індукції B_0 поля за відсутності парамагнетика ($B > B_0$). Це означає, що відносна магнітна проникність парамагнетиків більше одиниці ($\mu_r > 1$). До парамагнетиків належить алюміній, кисень, молібден тощо.

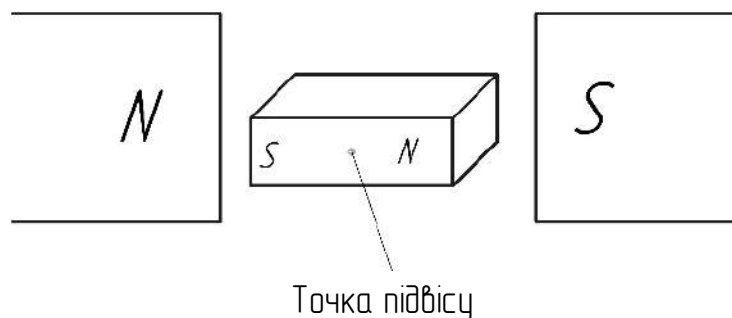


Рис. 3.51. Підвішений стрижень з парамагнетика у вакуумі в однорідному магнітному полі

У неоднорідному магнітному полі у вакуумі частинки парамагнітної речовини переміщуються у бік більшого значення магнітної індукції, як то кажуть, «втягуються в поле».

Пояснення природи діамagnetизму дещо складніше, тому спочатку доцільно розглянути одне механічне явище.

Вісь звичайної дитячої дзиги описує обертальні конусоподібні рухи, які називають **прецесією** (рис. 3.52а). Вона виникає тоді, коли на тіло, що обертається, з моментом імпульсу $L_{\text{орб}}$ діє перекидаючий момент сили тяжіння. Якби дзига не оберталася, то вона би перекинулася під дією моменту сили тяжіння mg , обертання ж дзиги приводить до прецесії.

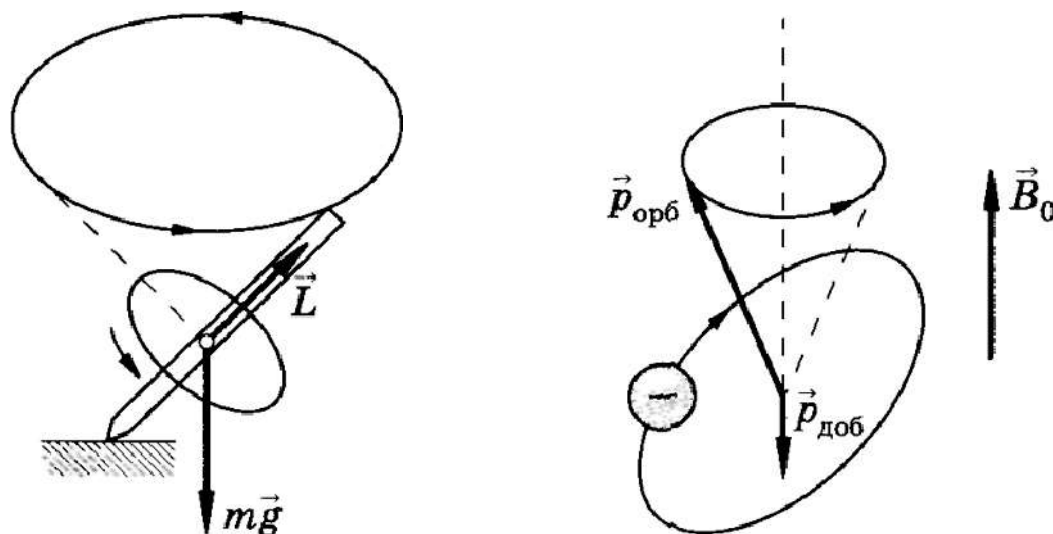


Рис. 3.52. Виникнення прецесії електронної орбіти:

а – момент імпульсу, орбітальний магнітний момент і сила тяжіння, що діють на електрон;

б – прецесія електронної орбіти електрона

Це відбувається і з електронними орбітами в магнітному полі. Електрон, що обертається по орбіті, має момент імпульсу, подібно до дзиги, а також характеризується орбітальним магнітним моментом $p_{\text{орб}}$. Тому на нього, як на контур із струмом, з боку магнітного поля діє момент сили тяжіння. Таким чином, створюються умови для виникнення прецесії електронної орбіти або електрона, що обертається (рис. 3.52б). Вона приводить до появи додаткового магнітного моменту електрона $p_{\text{орб}}$, направлено протилежно індукції B_0 зовнішнього магнітного поля, що ослабляє поле. Так виникає діамagnetизм.

Діамagnetизм властивий всім речовинам. У парамагнетиках діамagnetизм перебивається сильнішим парамагнетизмом. Якщо магнітний момент молекул дорівнює нулю або настільки малий, що діамagnetизм

переважає над парамагнетизмом, то речовини, що складаються з таких молекул, належать до діамагнетиків.

На рис. 3.53 схематично показано молекули діамагнетика за відсутності магнітного поля (а) і в полі (б). Намагніченість діамагнетика направлена протилежно магнітній індукції, її значення збільшується зі зростанням індукції.

Оскільки власне магнітне поле, створене діамагнетиком, направлене протилежно зовнішньому, то індукція B у середині діамагнетика зменшується і по модулю буде менше від одиниці ($\mu_r < 1$). До діамагнетиків належить азот, індукції B_0 за відсутності поля ($B < B_0$).

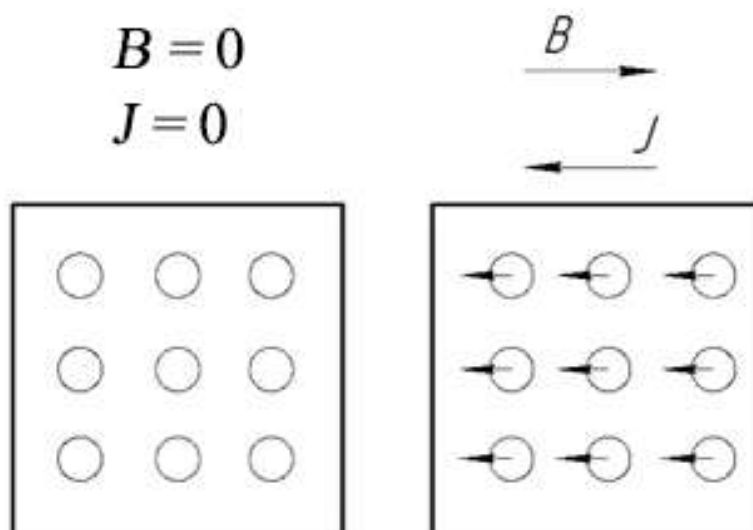


Рис. 3.53. Молекули діамагнетика за відсутності магнітного поля (а) і в полі (б)

Якщо стрижень з діамагнетика розмістити у вакуумі в однорідному магнітному полі, то в положенні рівноваги він установиться перпендикулярно лініям магнітної індукції.

Частинки діамагнетика у вакуумі в неоднорідному магнітному полі «виштовхуватимуться з поля». Наприклад, полум'я свічки в такому полі випробовує відхилення. Продукти згорання є діамагнітними частинками.

Магнітні властивості речовин залежать від будови молекул, тому магнітні методи вимірювань використовують у хімічних дослідженнях. Спеціальний розділ фізичної хімії – магнетохімія – вивчає зв'язок між магнітними і хімічними властивостями речовини.

Феромагнетики, подібно до парамагнетиків, створюють намагніченість, направлену по індукції поля; їх відносна магнітна проникність набагато більше одиниці ($\mu_r \gg 1$). Проте феромагнетизм істотно відмінний від парамагнетизму. Феромагнітні властивості властиві не окремим атомам або молекулам, а лише деяким речовинам, що перебувають у кристалічному стані. Пояснення цьому явищу дає квантова теорія.

До феромагнетиків належить кристалічне залізо, нікель, кобальт, багато сплавів цих елементів між собою і з іншими неферомагнітними з'єднаннями, а також сплави і з'єднання хрому і марганцю з неферомагнітними елементами.

Намагніченість феромагнетиків залежить не тільки від магнітної індукції, але і від їх попереднього стану, від часу знаходження зразка в магнітному полі. Феромагнітні властивості речовини зберігаються лише нижче певної температури, відповідній точці Кюрі.

Хоча феромагнетиків не дуже багато в природі, зазвичай саме їх використовують як магнітні матеріали в техніці. Це зумовлено їх сильним магнетизмом, залишковою намагніченістю і коерцитивною силою.

Значні механічні сили, що діють на феромагнітні тіла і постійні магніти в магнітному полі, знаходять різноманітні застосування в медицині: виправлення грудної клітки у дітей [23], магнітні заглушки для запобігання виділенням з штучного зовнішнього свища обідком кишки [24], видалення феромагнітних порошинок і тирси з ока.

3.3.2. Магнітні властивості тканин організму.

Фізичні основи магнітобіології

Тканини організму в значній мірі діамагнітні, подібно до води. Проте в організмі є і парамагнітні речовини, молекули й іони.

Біоструми, що виникають в організмі, є джерелом слабких магнітних полів. У деяких випадках індукцію таких полів вдається виміряти. Так, наприклад, на підставі реєстрації тимчасової залежності індукції магнітного поля серця (біострумів серця) створений діагностичний метод – *магнітокардіографія*.

Оскільки магнітна індукція пропорційна силі струму, а сила струму (біострум), згідно з законом Ома, пропорційна напрузі (біопотенціал), то загалом магнітокардіограма аналогічна електрокардіограмі. Проте магнітокардіографія на відміну від електрокардіографії є безконтактним методом, оскільки магнітне поле може реєструватися і на деякій відстані від біологічного об'єкту – джерела поля. Розвиток магнітокардіографії залежить від технічних можливостей вимірювання достатньо слабких магнітних полів. Так, з появою SQUID (СКВІД)-датчиків (багатовиткова котушка мідного дроту, що перебуває в надпровідному стані – середовищі рідкого гелію), що мають чутливість 10^{-15} Тл стало можливим у магнітоізолюваних приміщеннях вимірювати магнітне поле окремих органів людини.

Так виникли діагностичні методи – *магнітоенцефалографія* (реєстрація діяльності мозку), *магнітоміографія* (реєстрація життєдіяльності м'язів), *магнітоокулографія* (робота м'язів ока), *магніторетинографія* (функціонування зорової системи ока) й інші методи.

Магнітне поле діє на біологічні системи, які в ньому містяться. Цю дію вивчає розділ біофізики, званий *магнітобіологією*.

Є відомості про загибель дрозоділи в неоднорідному магнітному полі, морфологічних змінах у тварин і рослин після перебування в постійному магнітному полі, про орієнтацію рослин у магнітному полі, впливі магнітного поля на нервову систему і зміну характеристик крові і так далі.

Природно, що первинними у всіх випадках є фізичні або фізико-хімічні процеси. Такими процесами можуть бути орієнтація молекул, зміна концентрації молекул або іонів у неоднорідному магнітному полі, силовий вплив (сила Лоренца) на іони, що переміщуються разом з біологічною рідиною, ефект Холла, що виникає в магнітному полі при поширенні електричного імпульсу збудження й ін. У цей час фізична природа впливу магнітного поля на біологічні об'єкти ще не до кінця встановлена. Це важливе питання перебуває на стадії дослідження. Інформація про електричну активність біологічних органів на поверхні

тіла завжди значним чином спотворена. Це є наслідком неоднорідності електропровідних тканин, які оточують досліджуваний орган. Натомість, струми, що проходять усередині та на поверхні тіла, утворюють слабе магнітне поле, яке слабо впливає на сильно насичені водою тканини.

Тому біомагнетизмом у медицині зацікавились лише 30 років тому.

Магнітні поля (у більшій мірі, ніж електричні) можуть відображати визначені аномалії у роботі органів (або їх патологічний стан).

Далі побачимо, що рівень магнітної індукції таких полів дуже низький. Тому треба використовувати пристрої з високою чутливістю до магнітної індукції (близько одиниць–десятків пікотесл), які також повинні мати низький рівень власних шумів.

У сучасних надпровідних інтерференційних детекторах (SQUID) досягли чутливості 10^{-15} Тл/Гц^{1/2} у смузі частот від 1 до 100 Гц. Для порівняння рівень спонтанної активності мозку становить близько $(3-10)^{-14}$ Тл/Гц^{1/2}, тому можна вимірювати магнітні поля серця та мозку. Також у вимірюваному сигналі є небажані складові з інших органів вимірюваного об'єкта – джерел коливань із частотою від 10^{-4} до 10^2 Гц [1].

У зв'язку з існуванням геомагнітного поля Землі (стала складова магнітної індукції залежить від місця вимірювань і складає від 50 до 70 мкТл, градієнт геомагнітного поля – від 10 до 20 пТл/м) мають місце геомагнітні шуми (внаслідок іоносферичних струмів – на відстані до 100 км від поверхні Землі), Треба також врахувати промислові шуми, рівень яких може бути у 100 разів більшим, ніж рівень геомагнітного поля.

Крім електродвигунів та різноманітних транспортних засобів, шуми утворюють енергетичні мережі і підмережі, розведені у цьому будинку. Магнітне поле від цих джерел становить кілька сотень нанотесл, а градієнт – від 0,5 до 20 нТл/м.

Градієнти магнітного поля наведено у табл. 3.1.

Таблиця 3.1. Значення магнітної індукції в частотному діапазоні B (10^{-1} нТл/м)

Місце вимірювання	Частотна область, Гц		
	від 0 до 40	від 40 до 90	від 90 до 120
Вулиця	1	50	5
Квартира	1	250	50
Окрема лабораторія			
В ареалі лікарні	5	1000	250
У будинку лікарні	25	3000	750

За сучасними уявленнями магнітографія дає важливі додаткові дані до інформації, одержаної вимірюванням електричного поля відповідних органів.

Це стосується, зокрема, вимірювання слабких потенціалів на поверхні шкіри (від генераторів, розміщених у середині організму), коли ці електричні потенціали важко вимірювати внаслідок сильних локальних ефектів (наприклад, поляризація електродів та контактна різниця потенціалів).

Позитивною рисою біомагнетизму є безконтактний спосіб вимірювання (і, як наслідок, – відсутність проблем розміщення «земляного» вузла).

Оскільки магнітна проникність повітря і біологічних тканин однакова, та на межах цих середовищ немає відбиття.

Магнітометри під час експлуатації безпечні, але треба працювати у добре екранованих приміщеннях (або в місцях з низьким рівнем паразитних магнітних полів).

Практичне використання результатів біомагнітних вимірювань значною мірою залежить від їх динаміки. Власні шуми сучасних магнетометрів спотворюють дійсне значення біомагнітного поля і технологій.

На частотах, вищих 5 Гц, шуми досягають значень від $3^3 \dots 10^3$ до $5^{-1} \dots 10^{-1}$ пТл/Гц^{1/2}, а чутливість на вході SQUID-детекторів на частотах, вищих 0,1 Гц, становить від 10^{-27} до 10^{-29} Вт/Гц.

Перспективи розвитку магнетометрів, тесламетрів (на найближче майбутнє) дуже великі.

Частотні діапазони базових біомагнітних сигналів і значення амплітуд їх магнітних індукцій наведено у табл. 3.2.

Таблиця 3.2. Частотні діапазони базових біомагнітних сигналів

Сигнал	Амплітуда магнітної індукції, пТл	Діапазон частот, Гц
Магнітокардіограма (МКГ)	50–70	0,05–100
Фетальна МКГ	1	0,05–100
Магнітоенцефалограма (МЕГ) (α -ритм, 2 см вище від скальпа)	1–2	0,5–30
Евокована, МЕГ	0,1	0,2–50
Магнітоміограма	10–90	0–20
Магнітоокулограма	10	0–100
Магніторетинограма	0,1	0,1–50

3.3.3. Магнітокардіограми

Перше вимірювання електричного поля серця людини здійснили на початку 60-х років Г. М. Бауле та Мак Фі (за допомогою котушок індуктивності з кількістю витків до 2 млн, намотаних на феритове осердя). Тільки використання магнетометра SQUID дозволило одержати МКГ з тими ж якостями, що і ЕКГ (рис. 3.54).

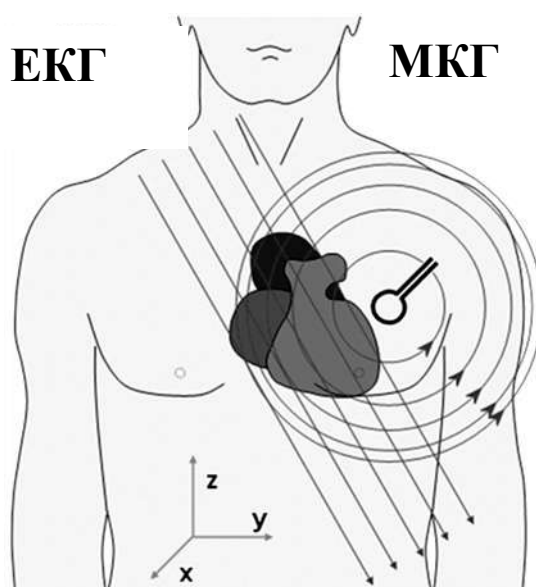


Рис. 3.54. Напрямки векторів вимірювання ЕКГ та МКГ

МКГ вміщує елементи, подібні для ЕКГ (тому зубці, наприклад, позначають тими ж літерами P , Q , R , S , T).

Амплітуда зубця R сильно залежить від розмірів серця, його електричної потужності, розмірів грудної клітки тощо, а це вже індивідуальні характеристики окремого пацієнта (рис. 3.55).

Звичайно у МКГ магнітна індукція має максимальне значення близько 50 пТл. Унаслідок усього вищесказаного форма сигналу змінюється при переміщенні зонда-детектора у площині на грудях (навіть при зсувах, менших за 1 см). Тому форма МКГ у різних пацієнтів може бути різною і при зйомках з тих самих місць.

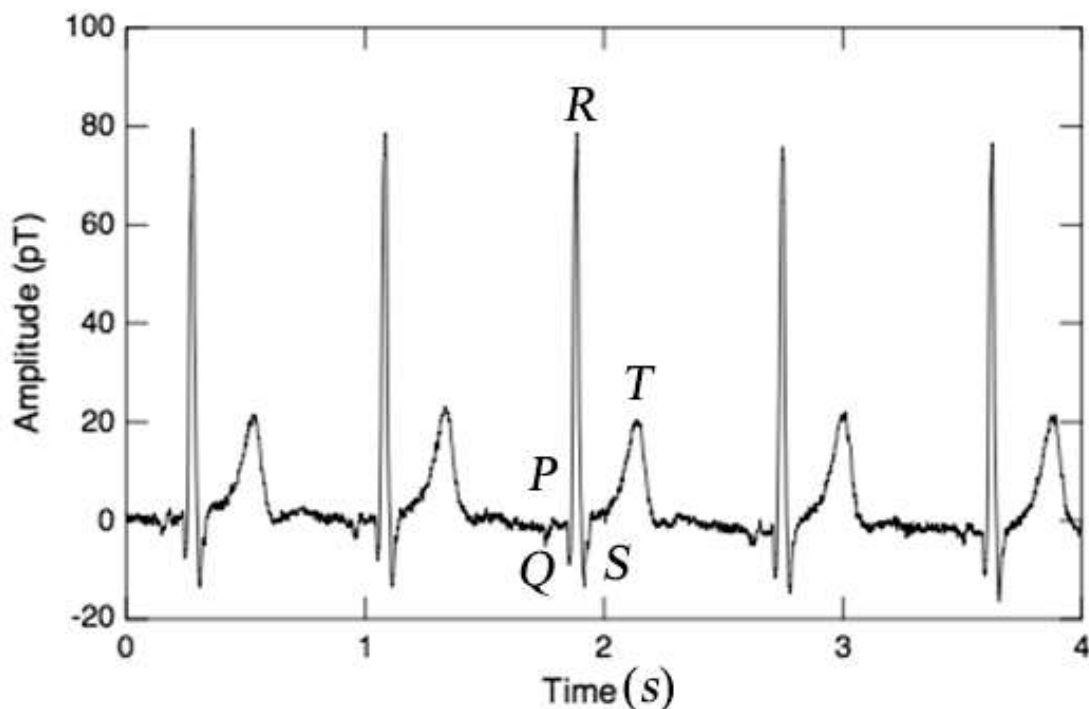


Рис. 3.55. МКГ в режимі реального часу вимірюється магнітометром

У магнетокардіографії дані, одержані на стандартній ортогональній сітці, звичайно відображаються по-різному. Найбільш простим є відображення середнього з множини МКГ завдовжки в один серцевий цикл для кожної точки в ортогональній сітці.

Звичайно із стандартної сітки підкидають перший стовпець та рядок G , тобто діяльність серця характеризують 36 кривими МКГ. Іноді об'єм даних зменшують таким чином, що вимірювання проводять лише

в положеннях *B3*, *B6*, *C4*, *C5*, *D5* і *E6*. Під час досліджень біомагнітного поля серця виміри проводять також над спиною (положення магнітного детектора позначають буквами *J*, *K*, *L* і звичайно використовують три стовпці, навпроти стовпців 5, 6, 7).

Для діагностики серцевої хвороби велике значення має розподіл магнітного поля у часі. При цьому розглядають не окрему МКГ в окремому місці над грудями, а розподіл магнітного поля у просторі (на поверхні грудей). Єдиною можливістю наочного уявлення є достатня густина ізоліній зі сталими значеннями магнітної індукції. Приклад для трьох різних моментів часу наведено на рис. 3.56.

Важливо мати достатньо густу сітку, в якій проводиться вимірювання магнітної індукції. Наприклад, вимірюють магнітне поле серця у 144 точках, взаємно віддалених у кортикальному напрямку на 2 см, а у горизонтальному (вздовж грудей) – на 3 см.

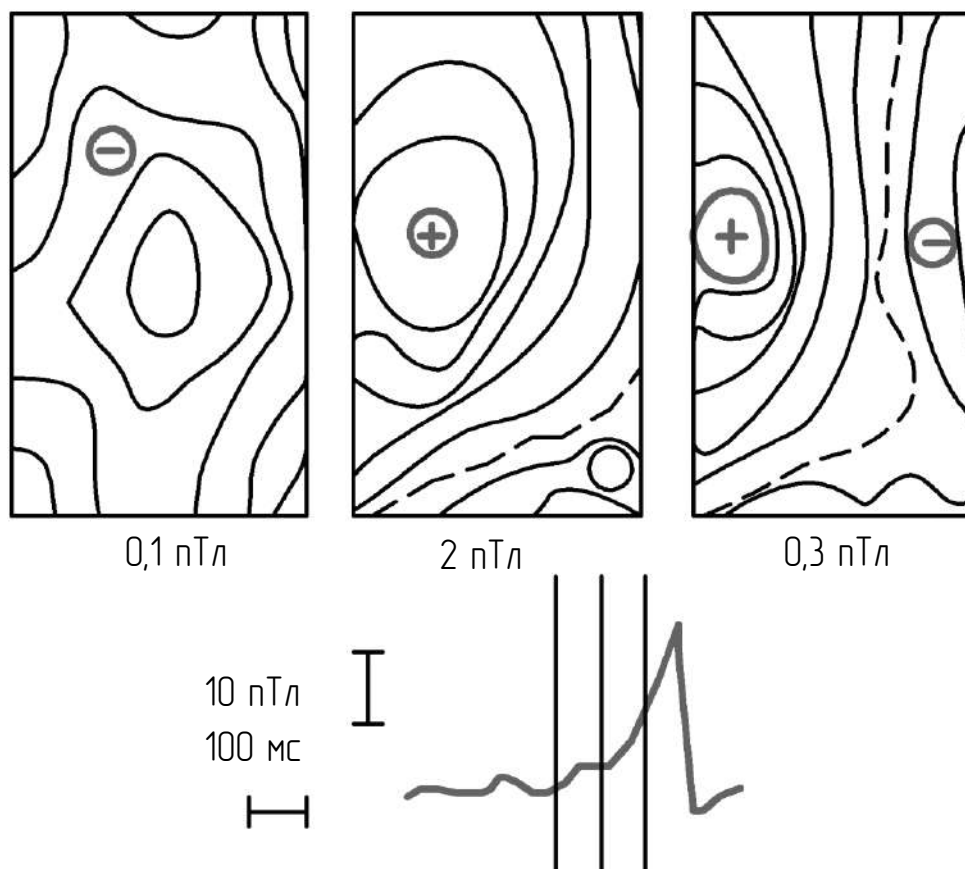


Рис. 3.56. Три різні моменти часу в мапі МКГ

Кожну із 144 виміряних МКГ дискредитують у часі (наприклад, через 2 см) і тоді для окремих важливих моментів часу роблять карту розподілу магнітного поля.

Наочне уявлення про діяльність серця, мабуть, у майбутньому допоможе створити кольорове зображення карт, де ті самі рівні мають однакові кольори.

Тоді патологію можна буде класифікувати за розподілом кольорів.

Магнетокардіографія дозволяє порівняно з ЕКГ отримати кращу динаміку сигналу плоду у череві матері, оскільки ЕКГ плоду значно маскується ЕКГ матері (рис. 3.57). Це, у першу чергу, зумовлено високою електропровідністю плодової води, яка суттєво не впливає на магнітний сигнал. Тому фетальну МКГ можна знімати і з боку серця матері.

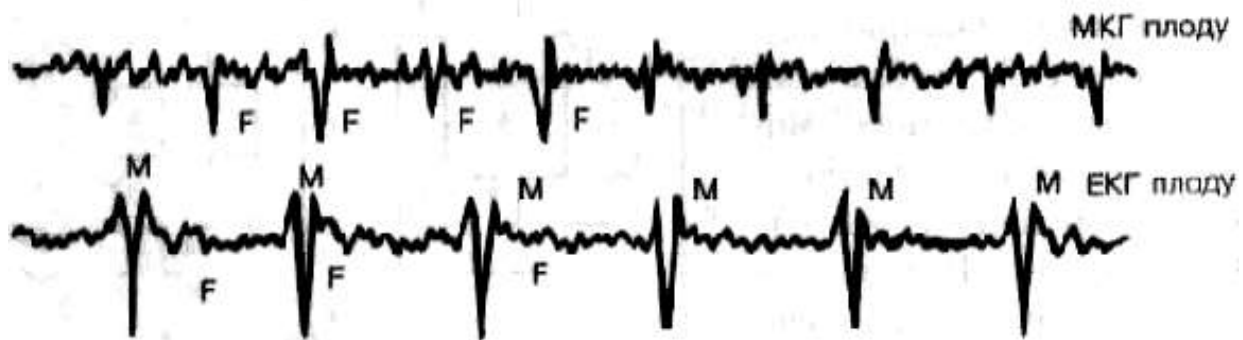


Рис. 3.57. МКГ та ЕКГ плоду (*M* – складова ЕКГ матері; *F* – сигнал плоду)

На рис. 3.57 одночасно наведено приклад МКГ та ЕКГ плоду (буквою *M* позначено складову ЕКГ, що належить до матері, буквою *F* – сигнали плоду).

3.3.4. Магнітоенцефалографія

Магнітне поле мозку вперше було виміряне Д. Когеном у 1968 році (з використанням котушки індуктивності з двома мільйонами витків на феритовому осерді). У наш час для цієї мети майже виключно використовують SQUID-магнетометри, які водночас з досконалим екрануванням місця вимірювань дозволяють досягти результатів, що їх використовують у клінічній практиці.

Магнетометр розміщують так, щоб середина його реєструючої катушки індуктивності перебувала у точно визначеному місці над поверхнею голови пацієнта.

Для збільшення динаміки сигналу магнітоенцефалографії (МЕГ) слід вживати відповідну методику усереднення. Цим можна загасити одноразові зміни у МЕГ, які можуть бути типовими для патологічного стану.

Тому краще використовувати адаптивну фільтрацію, яка в наш час при застосуванні багатьох магнетометрів дозволяє картографувати магнітне поле у реальному часі.

Дуже чутлива МЕГ до просторового розміщення локальних електричних генераторів. Особливо це характерно для генераторів, розміщених у зовнішніх шарах, тому їм відповідають графоелементи, які є лише в МЕГ (їх в ЕЕГ часто зовсім не можна зареєструвати),

Навпаки, якщо існують джерела у середніх шарах мозку, то внаслідок їх більшої віддаленості від магнетометра часто їх активність взагалі не виявляється в МЕГ, хоча в ЕЕГ вони є.

Крім евакової МЕГ (у здорової людини знову переважає альфа-активність, якщо очі заплющені), вимірюють та оцінюють наведену МЕГ.

Відповідно до закордонного досвіду МЕГ має велике значення у разі діагностування різних захворювань ЦНС. Наприклад, у лікарнях США, Італії, Німеччини сукупність МЕГ використовують для точної оцінки розміщення джерела епілепсії в мозку пацієнта, яке не реагує на хімічну терапію (рис. 3.58).

Хірурги на основі епілептичних графоелементів мають змогу точніше локалізувати відповідні місця у мозку (чим точніше локалізація, тим менша кількість мозкової тканини видаляється).

Для діагностики шерегу очних захворювань велике значення має точна локалізація дипольних генераторів відгуку, викликаного зоровою стимуляцією.

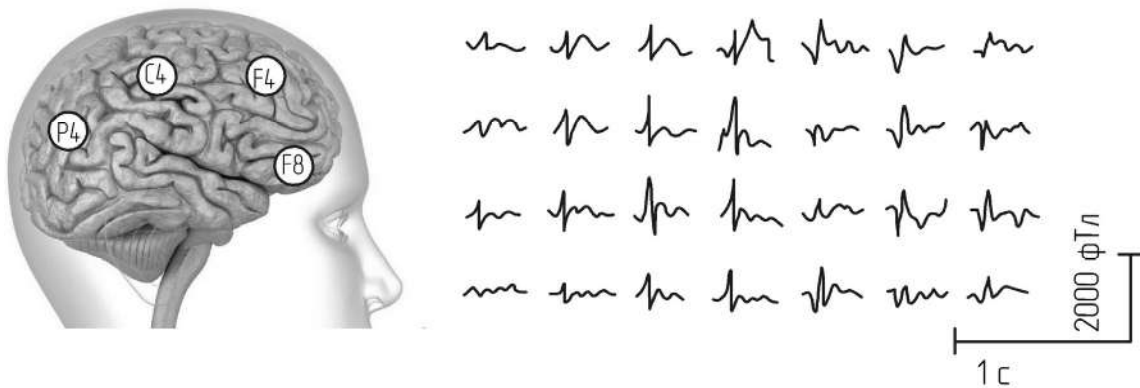


Рис. 3.58. Карта МEG для виявлення джерела епілепсії

Аналогічно, якісну перевірку слухового апарату можна провести на основі еквііндуктивних карт наведених відгуків після слухової стимуляції.

Локалізацію дипольних генераторів у часі здійснюють за допомогою часового шеругу еквііндукційних карт.

Різниця індукції між сусідніми лініями становить 100 фТл (негативна індукція спрямована в середину черепа, позитивна – у зовнішньому напрямку). Стрілки вказують орієнтацію еквівалентного диполя струму.

На рис. 3.59а для правої гемісфери наведено карти позитивної (орієнтованої із черепа) та негативної магнітної індукції (орієнтованої до черепа), спричинених топовими імпульсами із частотами, наведеними на кожній карті. На рис. 3.59б наведено залежність взаємної віддаленості d між диполями струму.

На магнітне поле мозку впливають також інші види стимулів. Прикладом є часовий шеруг еквііндуктивних карт мозку як реакцій на електричне збудження лівої руки.

Віддаленість сусідніх точок на сітці дорівнює 2 см, тому карти відображають область розміром $10 \times 16 \text{ см}^2$ на поверхні черепа. Звичайно еквідистантні карти в МEG використовують для відтворення розподілу альфа-активності.

В університеті міста Нью-Йорка демонстрували пристрій Bellevue Hospital Center, який локалізує нервову активність з точністю, кращою

за 3 мм. Пристрій складено з 14 SQUID-ів (що є найбільшою кількістю, використаною в одній системі).

Сенсори з низькотемпературних ніобієвих провідників охолоджуються у Дюарових посудинах з рідким гелієм.

Картографування проводиться рухом цих посудин (в кожній сім сенсорів) навколо голови пацієнта. Дослідники сподіваються, що поступово можна буде розмістити до 100 сенсорів у єдиній Дюаровій посудині й отримати суттєво більше інформації без руху посудин.

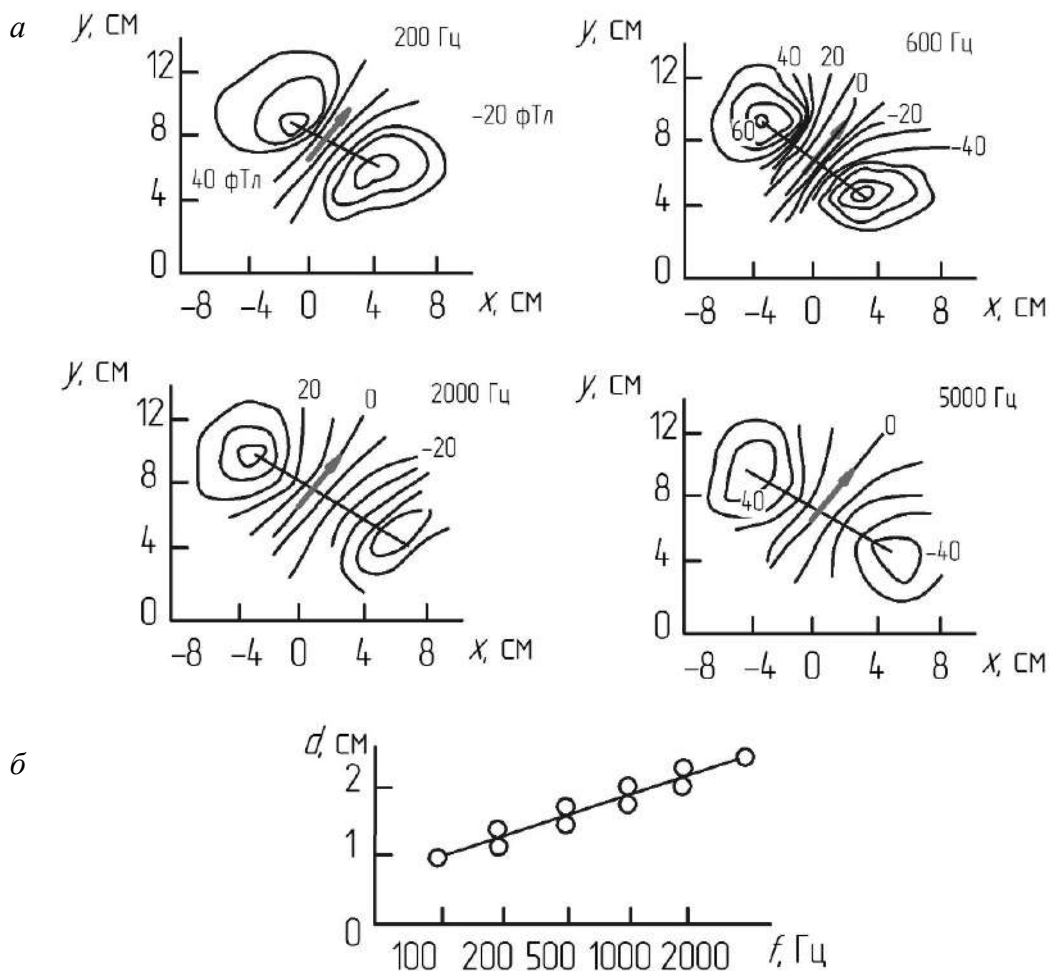


Рис. 3.59. Еквііндуктивні карти МЕГ із звуковою стимуляцією

(які виникають як відповідь на звукову стимуляцію) від частоти стимулів:
 а – для правої гемісфери; б – наведено залежність взаємної віддаленості d між диполями струму

Для альфа-активності має місце сильна кореляція між ЕЕГ та МЕГ. ЕЕГ та МЕГ взаємно доповнюють одна одну, що дуже важливо, особливо у початкових фазах неврологічних захворювань [1].

3.3.5. Магнетоміограма

М'язи в активному стані є також джерелом магнітного поля. Рівень магнетоміограми (ММГ) того ж порядку, що й рівець МКГ.

Контракція м'яза виникає одночасно з імпульсним магнітним полем, яке є квазістатичним, тобто змінюється дуже повільно, і після звільнення м'яза повільно зменшується.

Залежність інтенсивності магнітного поля, вимірюваного на поверхні голені, від часу має характерний вигляд (майже однаковий у різних осіб, хоч кількісно індивідуально значно різний). Початкова амплітуда магнітної індукції звичайно зменшується вдвічі за 30 хв після розслаблення (звільнення м'яза).

Типова мегнетограма, знята з голеного м'яза, наведена на рис. 3.60. На графіку наведено усереднений результат 32 вимірювань складової магнітної індукції, перпендикулярної до поверхні ноги.

На практиці ММГ вимірюють уздовж шерегу паралельних прямих, перпендикулярних до продольної осі ноги.

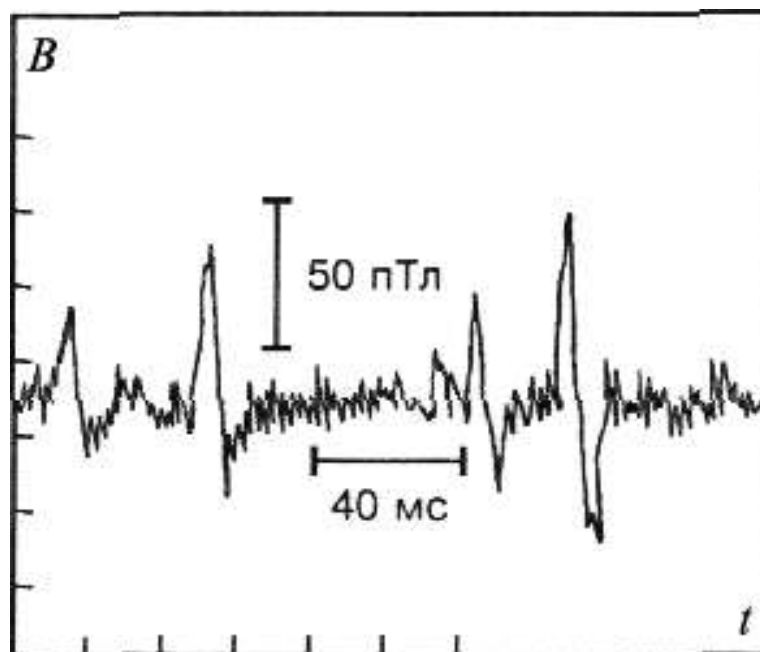


Рис. 3.60. Типова магнетограма голеного м'яза

У діагностиці порівнюють ММГ для обох ніг у відповідних місцях (на однаковій відстані від м'яза, наприклад, 20 мм).

Спектр ММГ залежить від виду досліджуваного м'яза. Наприклад, при вимірюванні в області ліктя спектр ММГ має максимум близько 40 Гц, при вимірюванні в області долоні – 80 Гц.

3.3.6. Фетальна магнетокардіографія

Унаслідок впливу неоднорідних електропровідних тканин, що містяться навколо серця плоду, електрична активність серця завжди дещо спотворена. Натомість, електричні струми, що проходять усередині плоду, утворюють на поверхні материнського тіла слабке магнітне поле, на яке вода плоду впливає дуже мало. Тому, незважаючи на коштовне технічне забезпечення, магнетокардіографія в акушерстві є дуже перспективною.

При аналізі фетальної магнітокардіографії (ФМКГ) слід враховувати зміни її амплітуди, викликані синусною аритмією дихання. За допомогою ФМКГ можна діагностувати усі ті самі захворювання, що й при аналізі ФЕКГ. Найважливішим напрямом ФМКГ є отримання інформації про роботу серця плоду, зокрема, аналіз пренатальних аритмій.

3.3.7. Фізичні основи реографії

Будь-яка біологічна система гетерогенна, її опір (імпеданс) струму визначається таким, що змінюються в досить широких межах опорами її складових частин (табл. 3.3).

Опір (імпеданс) організму, визначається опором шкіри, а він залежить від багатьох факторів, в першу чергу, від товщини, вологості шкіряного покриву.

Так струм у середині тіла поширюється по кровоносних і лімфатичних судинах, м'язах і оболонках нервових волокон. Опір (імпеданс) тканин залежить від фізіологічного стану організму. Опір зростає під час захворювань, запальних процесів, набуханні клітин та тканин, оскільки при цьому зменшується перетин міжклітинних з'єднань. До зменшення опору призводить підвищена пітливість, вік.

Таблиця 3.3. Питомі опори деяких тканин і рідин організму

Біологічна тканина	Питомий опір, Ом·м
Рідина спинномозкова	0,55
Кров	1,66
М'язи	2
Мозкова та нервова тканини	14,3
Жирова тканина	33,3
Суха шкіра	105
Кість без надкiсницi	107

Значення опору якої-небудь системи змінного струму визначається активним і реактивним (індуктивним і ємкісним) опорами. У живих системах як конденсатори виступають біологічні мембрани, а системи, що проявляють індуктивні властивості, практично відсутні. Повний опір – імпеданс – біологічних тканин визначається лише омичним R і ємкісним X_c опорами:

$$Z = \sqrt{R^2 + X_c^2}, \quad (3.52)$$

а напруга, що проходить по біологічній тканині, відстає по фазі від сили струму на кут φ :

$$\varphi = \arctg\left(\frac{X_c}{R}\right). \quad (3.53)$$

Значення кутів зсуву фаз для біологічних об'єктів наведені в табл. 3.4.

Таблиця 3.4. Кут зсуву фаз для різних біологічних об'єктів (за частоти 1 кГц)

Біологічна тканина	Значення кута зсуву фаз, град
Шкіра жаби	55
Нерв жаби	64
М'яз кролика	65

Параметри та залежності опору від значень частоти змінного струму різняться для тканин з патологією (хворих), здорових та неживих тканин.

На рис. 3.61 наведено характерний вид частотної залежності опорів (імпедансу) здорової (крива 1) і мертвої (крива 2) тканини у якій унаслідок дії яких-небудь пригнічуючих факторів (наприклад, термічної дії) зруйновані мембрани, тобто відсутній ємкісний опір. Дослідження

частотної залежності імпедансу тканин знайшли використання при пересадці органів.

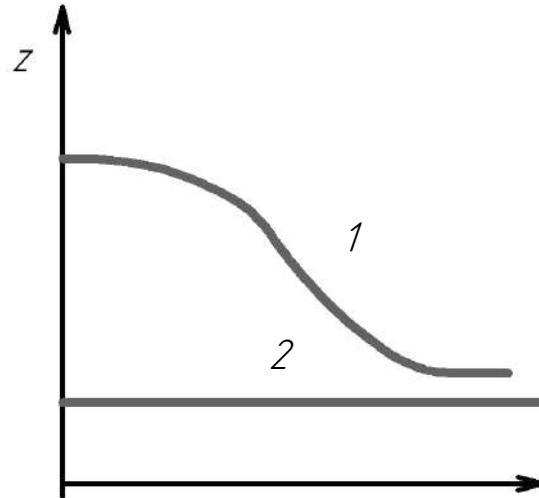


Рис. 3.61. Частотна залежність імпедансу живої (1) і мертвої (2) тканин

Так, імпеданс тканин і органів змінюється при різних станах наповнення кровоносних судин, і залежить від роботи серцево-судинної системи. Реєстрація імпедансу тканин і органів у процесі серцевої діяльності лежить в основі діагностичного методу – реографії (імпеданс-плетізмографії). Знімають реограми серця (реокардіограми), головного мозку (реоенцефалограми), магістральних судин, легень, печінки і кінцівок. Переважно дослідження проводять на частоті 30 кГц [28].

Контрольні запитання та завдання

1. Що лежить в основі виникнення електричних явищ у тканинах та клітинах серця?
2. Поясніть, що таке функція провідності.
3. Опишіть функцію збудливості і рефрактерності волокон міокарду та скорочування серця.
4. Що описує електрограма м'язового волокна?
5. Поясніть формування різниці потенціалів на поверхні одиничного м'язового волокна при його деполяризації та реполяризації з реєстрацією електрограми.

6. Наведіть дипольні властивості хвилі та вектор деполяризації і реполяризації.
7. Опишіть формування зубця P при деполяризації передсердя.
8. Який принцип формування сегменту інтервалу $P-Q (R)$?
9. Покажіть процес формування комплексу QRS при деполяризації шлуночків.
10. Опишіть формування сегменту інтервалу $RS-T$ у період повного охоплення збудженням шлуночка.
11. Поясніть характер поширення хвилі реполяризації по волокнам міокарду шлуночків та процес формування зубця T .
12. Наведіть форми комплексу QRS при розміщенні моментних векторів QRS .
13. Поясніть принцип дії електрокардіографа.
14. Які є види електрокардіографічних відведень?
15. Назвіть системи стандартних відведень.
16. Які є напрямки грудних відведень? Опишіть їх.
17. Які є позиції додаткових відведень?
18. Опишіть методику проведення електрокардіографічного дослідження.
19. Поясніть принцип накладання електродів.
20. Наведіть різні методи дослідження серця.
21. Якими параметрами визначається магнітне поле?
22. Поясніть дію магнітного поля на рухомий електричний заряд.
23. Опишіть принцип дії одного з пристроїв вимірювання питомого заряду частинок.
24. Наведіть закон Біо–Савара–Лапласа.
25. Наведіть закон повного струму. Опишіть магнітне поле соленоїда.
26. Які основні магнітні властивості речовини?
27. Поясніть фізичні основи магнітобіології.
28. Опишіть параметри, що впливають на силу Ампера.
29. Запишіть рівняння для сила Лоренца.
30. Що за речовини парамагнетика, діамагнетика і феромагнетика?

31. Запишіть рівняння напруженості магнітного поля.
32. Який питомий заряд частинок?

Задачі для самоконтролю

1. Обчисліть роботу, яку необхідно здійснити, щоб розгорнути диполь на кут 43° , який утворений зарядами 30 нКл, плечем – 2 мм та вільно встановився в електричному полі напруженістю 6 кВ/м.
2. Визначте щільність струму в мідному провіднику завдовжки в 2 м, який перебуває під напругою $5,2$ В. Відомо, що питомий опір міді становить 17 нОм·м.
3. Обчисліть масу мідного металу, що виділиться при електролізі на катоді за інтервал часу 2 год при силі струму 6 А.
4. Розрахуйте період обертання електрона по колу в однорідному магнітному полі напруженістю 10 кА/м.
5. Визначте індукцію магнітного поля в середині соленоїда завдовжки 12 см, якщо по ньому проходить струм силою 6 А, а сам соленоїд має 300 витків.
6. Знайдіть ємність у колі змінного струму частотою 50 Гц, яка включена послідовно після опору 15 Ом, якщо зрушення фаз між струмом і напругою 55° .
7. Визначте ємність ідеального контуру, який резонує на 1200 м та має індуктивність $1,8$ мГн.
8. Визначте діелектричну проникність ϵ гліцерину, якщо його абсолютний показник заломлення $n = 5,1$. Магнітна проникність $\mu = 1$.
9. Плоский повітряний конденсатор ємністю 6 нФ і площею пластин 1 м² заряджений до різниці потенціалів, що дорівнює 150 В. Визначте силу F притягання між пластинами конденсатора і його потенційну енергію W .
10. Визначте падіння напруги в середині батареї з ЕРС, що дорівнює 9 В, і на зовнішньому опорі, та ККД батареї, якщо батарея має внутрішній опір у $3,3$ Ом, а сила струму в ланцюзі становить $1,6$ А.

Розділ 4.

КВАНТОВА БІОФІЗИКА. ФІЗИКА АТОМІВ І МОЛЕКУЛ. ІОНІЗУЮЧЕ ВИПРОМІНЮВАННЯ

У даному розділі розглянуто електронну будову біологічних молекул, електронні переходи в них, процеси перетворення енергії збуджених станів молекул в інші види енергії, а також будову електронних енергетичних рівнів молекул, донорно-акцепторні властивості біологічних молекул, поглинання світла речовиною і люмінесценція з точки зору електронних переходів, хімічні реакції електронно-збуджених молекул, хімічні властивості фотопродуктів та механізм люмінесценції.

4.1. АТОМНА ФІЗИКА ТА КВАНТОВА МЕХАНІКА. ЛАЗЕРИ І РАДІОСПЕКТРОСКОПІЯ

4.1.1. Гіпотеза де Бройля. Досліди по дифракції електронів і інших частинок

Розвиток квантової механіки став можливим після виявлення хвильових властивостей мікрочастинок. Ідея про хвильові властивості була спочатку висловлена як гіпотеза французьким фізиком Луї де Бройлем у 1924 році.

У фізиці протягом багатьох років панувала теорія, відповідно до якої світло є електромагнітною хвилею. Однак після робіт Планка (теплове випромінювання), Ейнштейна (фотоефект) й інших стало очевидним, що світло має корпускулярні властивості.

Щоб пояснити деякі фізичні явища, необхідно розглядати світло як потік частинок – фотонів.

Корпускулярні властивості світла не відкидають, а доповнюють його хвильові властивості. Отже, фотон – елементарна частинка світла, що має хвильові властивості. Можна вважати, що й інші частинки – електрони, нейтрони – мають хвильові властивості.

Імпульс p фотона можна виразити залежністю

$$p = hv / c = h / \lambda. \quad (4.1)$$

Тоді для інших мікрочастинок масою m , що рухаються зі швидкістю v ,

$$p = mv = h / \lambda, \text{ звідки } \lambda = h / (mv). \quad (4.2)$$

По де Бройлю, рух частинки, наприклад електрона, подібно хвильовому процесу з довгої хвилі λ , зумовленою формулою (4.2). Ці хвилі називають хвилями де Бройля.

Гіпотеза де Бройля була настільки незвичайною, що багато великих фізиків не надали їй належного значення. Декількома роками пізніше ця гіпотеза одержала експериментальне підтвердження: була виявлена дифракція електронів.

Знайдемо залежність довжини хвилі електрона від прискорювальної напруги U електричного поля, у якому він рухається. Зміна кінетичної енергії електрона дорівнює роботі сил поля:

$$\Delta E_k = A, \text{ або } \frac{mv^2}{2} = eU.$$

Виразимо звідси швидкість v , підставивши її в (4.2), маємо

$$\lambda = \frac{h}{\sqrt{2emU}}. \quad (4.3)$$

Для одержання досить гарного пучка електронів, який можна зафіксувати, наприклад, на екрані осцилографа, необхідна прискорювальна напруга близько 1 кВ. У цьому разі з (4.3) знаходимо $\lambda = 0,4 \cdot 10^{-10}$ м, що відповідає довжині хвилі рентгенівського випромінювання.

Раніше було відзначено, що дифракція рентгенівських променів спостерігається на кристалічних тілах; отже, для дифракції електронів необхідно також використовувати кристалічні речовини.

К. Девісон і Л. Джермер уперше спостерігали дифракцію електронів на монокристалі нікелю, Дж. П. Томсон і незалежно від нього П. С. Тартаковський – на металевій фользі (полікристалічне тіло). Електронограма – дифракційна картина, отримана від взаємодії електронів з полікристалічною фольгою.

Здатністю дифрагувати мають й інші частинки, як заряджені (протони, іони й ін.), так і нейтральні (нейтрони, атоми, молекули).

Аналогічно рентгеноструктурному аналізу можна застосовувати дифракцію частинок для визначення впорядкованого або розупорядкованого розміщення атомів і молекул речовини й для оцінювання параметрів кристалічних ґрат.

У наш час широке поширення мають методи електроннографії (дифракція електронів) і нейтронографії (дифракція нейтронів).

Може виникнути питання: що відбувається з окремими частинками, як утворюються максимуми й мінімуми при дифракції окремих частинок?

Досліди по дифракції пучків електронів дуже малої інтенсивності як окремих частинок показали, що при цьому електрон не «розмазується» по різних напрямках, а поводить себе як ціла частинка. Однак імовірність відхилення електрона по окремих напрямках у результаті взаємодії з об'єктом дифракції різна. Найбільш імовірне влучення електронів у ті місця, які з розрахунку відповідають максимумам дифракції, менш імовірно їхнє влучення в місця мінімумів.

Таким чином, хвильові властивості властиві не тільки колективу електронів, але й кожному електрону окремо.

4.1.2. Електронний мікроскоп. Електронна оптика

Хвильові властивості частинок можна використовувати не тільки для дифракційного структурного аналізу, але й для одержання збільшених зображень предмета.

З (4.4) випливає, що межа розподільчої здатності оптичного мікроскопа зазвичай визначається граничним значенням довжини хвилі світла, сприйманого оком людини. Підставивши в цю формулу значення довжини хвилі де Бройля (4.3), знайдемо межу розподільчої здатності електронного мікроскопа, у якому зображення предмета формується електронними пучками:

$$z = \frac{0,5h}{\left[\sqrt{2emUn} \sin(u/2) \right]}. \quad (4.4)$$

Як можна переконатися, межа розподільчої здатності z електронного мікроскопа залежить від прискорювальної напруги й можна домогтися, щоб він був значно менше, а розподільча здатність значно більше, ніж в оптичного мікроскопа.

Електронний мікроскоп і його окремі елементи по своєму призначенню подібні оптичному, тому скористаємося аналогією для пояснення його пристрою й принципу дії. Схеми обох мікроскопів зображені на рис. 4.1 (*a* - оптичний, *б* - електронний).

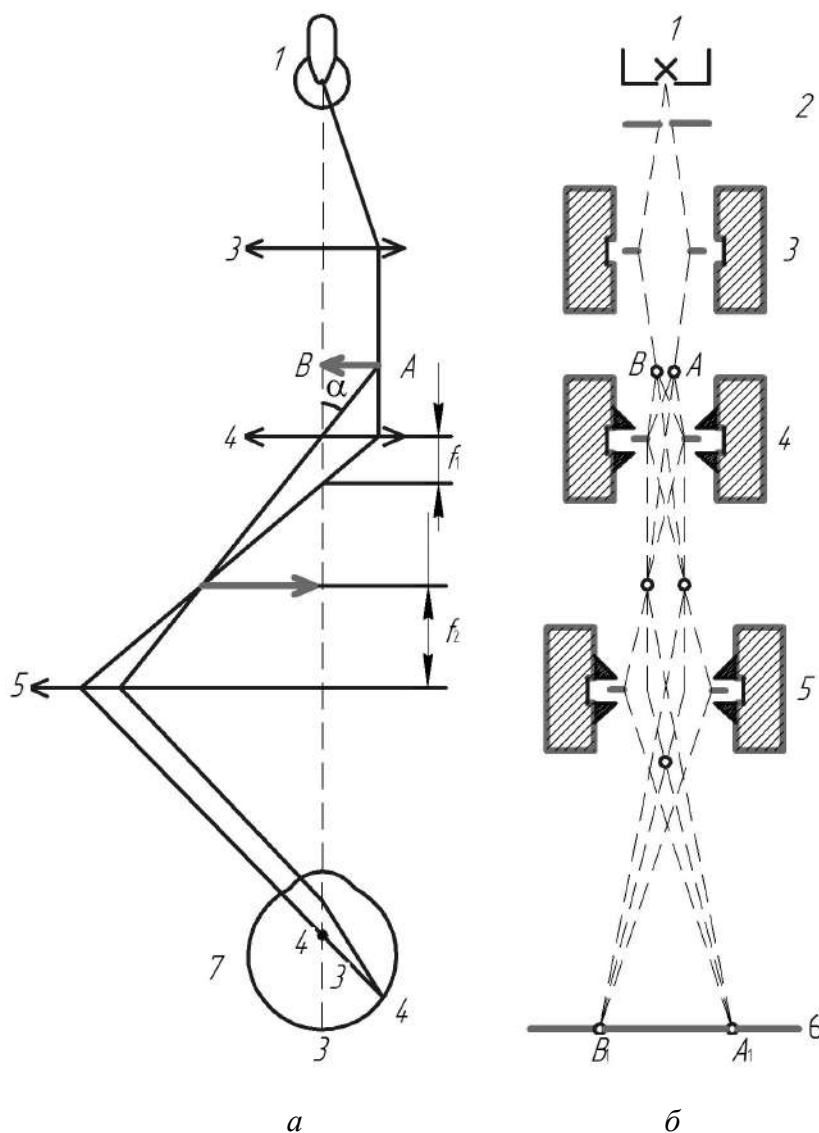


Рис. 4.1. Схеми мікроскопів:

a – оптичний: 1 – лампа розжарювання; 2 – лінзи; 3 – об’єктив; 4 – окуляр; 5 – око; 7 – око;
б – електронний: 3 – електронна лінза (конденсорна); 4 – електронна лінза, що служить об’єктивом,
 5 – електронна лінза (проекційна); 6 – катодолумінесцюючий екран

В оптичному мікроскопі носієм інформації про предмет AB є фотон, світло. Джерелом світла звичайно служить лампа розжарювання I . Після взаємодії із предметом (поглинання, розсіювання, дифракція) потік фотонів перетворюється й містить інформацію про предмет. Потік фотонів формується за допомогою оптичних пристроїв, зазвичай, лінз: конденсора 3 , об'єктива 4 , окуляра 5 . Зображення A_1B_1 реєструється оком 7 (або фотопластинкою, фотолюмінесцентним екраном і т. д.).

В електронному мікроскопі носієм інформації про предмет є електрон, а джерелом електронів – катод, що підігрівається. Прискорення електронів і утворення пучка здійснюють фокусуючим електродом і анодом – системою, що називають електронною гарматою. Після взаємодії із предметом (зазвичай розсіювання) потік електронів перетвориться й міститиме інформацію про предмет.

Формування потоку електронів відбувається під впливом електричного поля (система електродів і конденсаторів) і магнітного (система котушок зі струмом). Ці системи називають електронними лінзами за аналогією з оптичними лінзами, які формують світловий потік (3 – конденсорна; 4 – електронна, що служить об'єктивом, 5 – проєкційна). Зображення реєструється на чутливій до електронів фотопластинці або катодолюмінесцентному екрані 6 .

Щоб оцінити розподільчу здатність електронного мікроскопа, підставимо у формулу (4.4) прискорювальну напругу 100 кВ і кутову апертуру близько 10^{-2} рад (приблизно такі кути використовують в електронній мікроскопії). Тоді отримаємо $z \approx 0,1$ нм. Практично за допомогою найбільш гарного електронного мікроскопа можна досягти межі дозволу близько 10^{-10} м; це в сотні разів краще, ніж в оптичних мікроскопів.

Застосування прискорювальної напруги, більшої 100 кВ, хоча й підвищує розподільчу здатність, але пов'язане з деякими труднощами, зокрема відбувається руйнування досліджуваного об'єкта електронами, що мають більшу швидкість.

До переваг електронного мікроскопа варто віднести більшу розподільчу здатність, що дозволяє розглядати великі молекули, можливість

змінювати при необхідності прискорювальну напругу, отже й розподільчу здатність і порівняно зручне керування потоком електронів за допомогою магнітних і електричних полів.

Вкажемо деякі особливості експлуатації електронного мікроскопа. У тих його частинах, де пролітають електрони, повинен бути вакуум, тому що у разі відсутності вакууму зіткнення електронів з молекулами повітря (газу) призведе до спотворення зображення. Ця вимога до електронної мікроскопії ускладнює процедуру дослідження, робить апаратуру більш громіздкою й дорогою. Вакуум спотворює нативні властивості біологічних об'єктів, а в ряді випадків руйнує або деформує їх.

Для розглядання в електронному мікроскопі придатні лише дуже тонкі зрізи, тому що електрони сильно поглинаються й розсіюються речовиною. Тому в деяких випадках доцільно зробити відбиток досліджуваної поверхні об'єкта на шарі пластмаси. Цю процедуру називають реплікацією, а пластмасову копію поверхні – реплікою.

Сучасний електронний мікроскоп дає максимальне 600 000-кратне збільшення й гарантовану межу дозволу $3 \cdot 10^{-10}$ м.

Наявність хвильових і корпускулярних властивостей як у фотонів, так і в електронів і інших частинок дозволяє низку положень і законів оптики поширити й на опис руху заряджених частинок в електричних і магнітних полях. Ця аналогія дозволила виділити як самостійний розділ електронну оптику – область фізики, у якій вивчається структура пучків заряджених частинок, взаємодіючих з електричними й магнітними полями. Як і звичайну оптику, електронну можна підрозділити на геометричну (променеву) і хвильову (фізичну). У рамках геометричної електронної оптики, зокрема, описується рух заряджених частинок в електричному й магнітному полях. Схематичне зображення побудови зображення в електронному мікроскопі ґрунтується на геометричній електронній оптиці.

Використання хвильової електронної оптики доцільно у разі, коли проявляються хвильові властивості заряджених частинок. Гарною

ілюстрацією є знаходження розподільчої здатності, що наведено на початку розділу.

4.1.3. Хвильова функція

Оскільки з мікрочастинкою зіставляють хвильовий процес, що відповідає її руху, то стан частинок у квантовій механіці описується хвильовою функцією, що залежить від координат і часу: $\psi(x, y, z, t)$. Ця функція аналогічна функції s . Якщо силове поле, що діє на частинку, є стаціонарним, тобто не залежним від часу, то ψ -функцію можна представити у вигляді добутку двох співмножників, один із яких залежить від часу, а інший – від координат:

$$\psi(x, y, z, t) = f(t)\psi(x, y, z). \quad (4.5)$$

Надалі будемо розглядати тільки стаціонарні стани: ψ -функція є ймовірнісною характеристикою стану частинки. Пояснимо зміст цього твердження.

Виділимо в просторі досить малий об'єм $dV = dx dy dz$, у межах якого значення ψ -функції можна вважати однаковими. Ймовірність знаходження dW_b частинки в цьому об'ємі пропорційна об'єму й залежить від квадрата модуля функції:

$$dW_b = |\psi|^2 dV. \quad (4.6)$$

Звідси випливає фізичний зміст хвильової функції:

$$|\psi|^2 = dW_b / dV. \quad (4.7)$$

Квадрат модуля хвильової функції дорівнює густині ймовірності, тобто відношенню ймовірності знаходження частинки в об'ємі до цього об'єму.

Інтегруючи вираз (4.6) по деякому об'ємі V , отримаємо ймовірність знаходження частинки в цьому об'ємі:

$$W_s = \int_V |\psi|^2 dV. \quad (4.8)$$

4.1.4. Співвідношення невизначеностей

Одним з важливих положень квантової механіки є співвідношення невизначеностей, запропоновані В. Гейзенбергом.

Нехай одночасно вимірюють положення й імпульс частинки, при цьому неточності у визначеннях абсциси й проекції імпульсу на вісь абсцис, які дорівнюють відповідно Δx й Δp_x .

У класичній фізиці немає яких-небудь обмежень, що забороняють із будь-яким ступенем точності одночасно виміряти як одну, так і іншу величину, тобто $\Delta x \rightarrow 0$ й $\Delta p_x \rightarrow 0$.

У квантовій механіці положення принципово інше: Δx і Δp_x , що відповідають одночасному визначенню x і p_x , пов'язані залежністю:

$$\Delta x \Delta p_x \geq \frac{h}{2\pi}. \quad (4.9)$$

Таким чином, чим точніше визначена координата x ($\Delta x \rightarrow 0$), тим менш точно визначена проекція p_x ($\Delta p_x \rightarrow \infty$), і навпаки. Аналогічно

$$\Delta y \Delta p_y \geq \frac{h}{2\pi}; \quad \Delta z \Delta p_z \geq \frac{h}{2\pi}. \quad (4.10)$$

Формули (4.9), (4.10) називають співвідношеннями невизначеностей. Пояснимо їх одним модельним експериментом.

Зменшення ширини щілини при дифракції приводить до збільшення ширини центрального максимуму. Аналогічне явище буде й при дифракції електронів на щілині в модельному досліді. Зменшення ширини щілини означає зменшення Δx (рис. 4.2), це приводить до більшого «розмазування» пучка електронів, тобто до більшої невизначеності імпульсу й швидкості частинок.

Ще одне співвідношення невизначеностей можна представити у вигляді

$$\Delta E \Delta t \geq \frac{h}{2\pi}, \quad (4.11)$$

де ΔE – невизначеність енергії деякого стану системи; Δt – проміжок часу, протягом якого воно існує. Співвідношення (4.11) означає, що чим

менший час існування якого-небудь стану системи, тим складніше визначити його значення енергії.

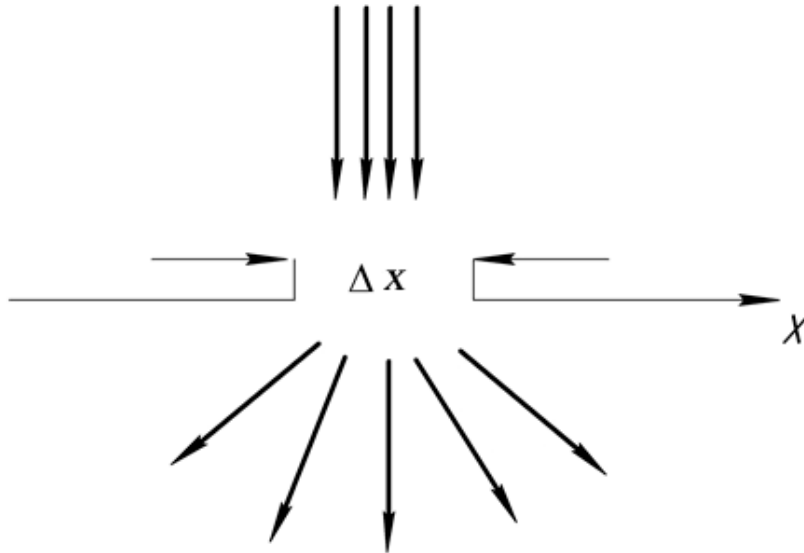


Рис. 4.2. Зменшення Δx

Енергетичні рівні E_1 , E_2 мають деяку ширину (рис. 4.3) залежну від часу перебування системи у стані, що відповідає цьому рівню.

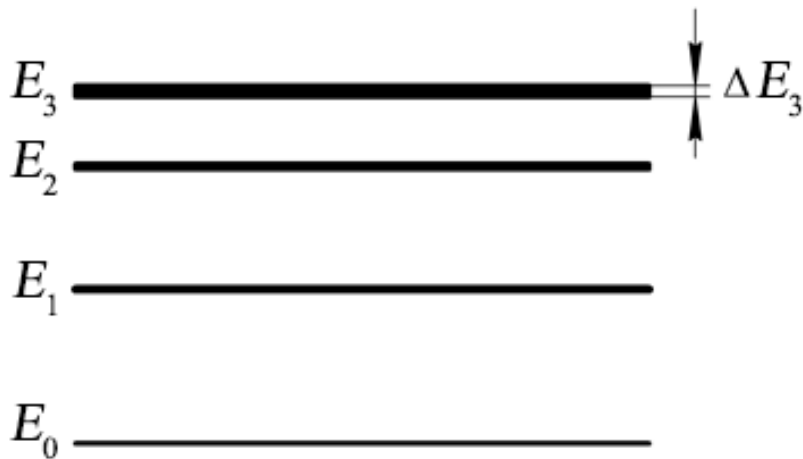


Рис. 4.3. Ширина енергетичних рівнів

«Розмитість» рівнів приводить до невизначеності енергії ΔE випромінюваного фотона і його частоти $\Delta \nu$ при переході системи з одного енергетичного рівня на іншій:

$$\Delta E = \Delta(h\nu) = h\Delta\nu. \quad (4.12)$$

Це проявляється в розширенні спектральних ліній.

4.1.5. Рівняння Шредінгера. Електрон у потенціальній ямі

Оскільки стан мікрочастинки описують ψ -функцією, то треба вказати спосіб знаходження цієї функції з урахуванням зовнішніх умов. Це можливо в результаті розв'язання основного рівняння квантової механіки, запропонованого Е. Шредінгером (1926). Таке рівняння у квантовій механіці постулюється так само, як у класичній механіці постулюється другий закон Ньютона.

Стосовно до стаціонарних станів рівняння Шредінгера може бути записане так:

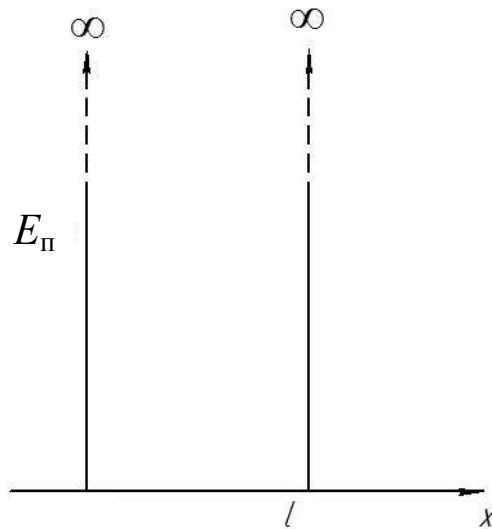
$$\frac{\partial^2 \psi}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 \psi}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 \psi}{\partial z^2} + \frac{8\pi^2 m}{h^2} (E - E_n) \psi = 0, \quad (4.13)$$

де m – маса частинки; E і E_n – її повна й потенціальна енергії (потенціальна енергія визначається силовим полем, у якому перебуває частинка, і для стаціонарного випадку не залежить від часу). Якщо частинка переміщається тільки уздовж деякої лінії, наприклад уздовж осі OX (одновимірний випадок), то рівняння Шредінгера істотно спрощується й приймає такий вигляд:

$$\frac{\partial^2 \psi}{\partial x^2} + \frac{8\pi^2 m}{h^2} (E - E_n) \psi = 0. \quad (4.14)$$

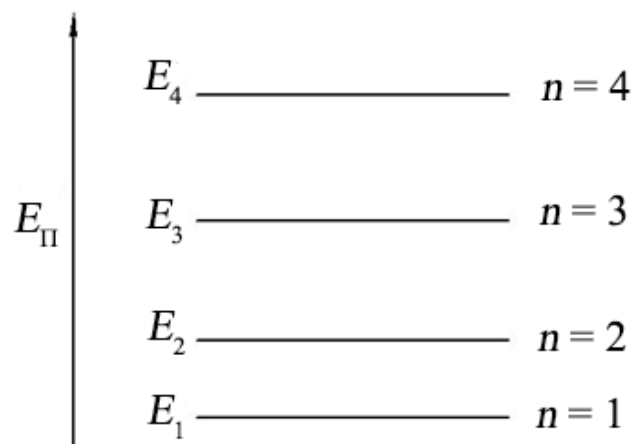
Одним з найбільш простих прикладів на використання рівняння Шредінгера є розв'язання завдання про рух частинки в одновимірній потенціальній ямі. Нехай електрон переміщається уздовж осі OX тільки в межах $0 < x < 1$ (рис. 4.4). Це означає, що в зазначеному інтервалі ψ -функція відмінна від нуля, а поза інтервалом $x \leq 0$, $x \geq 1$ дорівнює нулю.

Оскільки на частинку у виділеному інтервалі силові поля не діють, то її потенціальна енергія може мати будь-яке постійне значення (найбільш зручно прийняти $E_n = 0$). Поза цим інтервалом електрона немає, тому варто вважати його потенціальну енергію нескінченно великою. На рис. 4.5 показана графічна залежність $E_n = f(x)$.

Рис. 4.4. Переміщення електрона вздовж осі Ox

Інтервал $0 < x < l$, що задовольняє сформульованим вище умовам, називають одновимірною прямокутною потенціальною ямою з нескінченно високими стінками. З обліком $E_n = 0$ рівняння Шредінгера (4.14) для інтервалу $0 < x < l$ має вигляд

$$\frac{\partial^2 \psi}{\partial x^2} + \frac{8\pi^2 m}{h^2} E \psi = 0. \quad (4.15)$$

Рис. 4.5. Рівні потенціальної енергії $E_n = f(x)$

Зробивши заміну

$$\omega^2 = \frac{8\pi^2 m E}{h^2}, \quad (4.16)$$

отримаємо

$$\frac{\partial^2 \psi}{\partial x^2} + \omega^2 \psi = 0. \quad (4.17)$$

Це рівняння аналогічно диференціальному рівнянню гармонічного коливання, розв'язком якого є функція:

$$\psi = \psi_0 \cos(\omega x + \varphi_0), \quad (4.18)$$

де ψ_0 – амплітуда хвильової функції; φ_0 – її початкова фаза.

Щоб знайти дві сталі ψ_0 й φ_0 , а також можливі значення ω або E , розглянемо граничні умови:

– при $x = 0$, $\psi = 0$. Підставляючи ці значення в (4.16), одержуємо $0 = \psi_0 \cos(0 + \varphi_0) = \psi_0 \cos \varphi_0$. Фізичний зміст тут має тільки одне значення: $\cos \varphi_0 = 0$, звідки $\varphi_0 = \pi / 2$;

– при $x = l$, $\psi = 0$. Ураховуючи $\varphi_0 = 0$ з (4.16), маємо $0 = \psi_0 \cos(\omega l + \pi / 2)$. Фізичний зміст тут має тільки одне значення: $\cos(\omega l + \pi / 2) = 0$, або $\omega l + \pi / 2 = (2n + 1)(\pi / 2)$, звідки

$$\omega = n\pi / l, \quad (4.19)$$

де n – ціле число, воно приймає значення 1, 2, 3, ...; $n \neq 0$, оскільки в протилежному разі $\psi = 0$ при кожному x , що означає відсутність електрона в потенціальній ямі.

Число n називають головним квантовим числом. З (4.17) знаходимо енергію $E = \frac{h^2 \omega^2}{8\pi^2 m}$, що з обліком (4.18) дає

$$E_n = \left[\frac{h^2}{(8ml^2)} \right] n^2. \quad (4.20)$$

Індекс n при E показує, що різним значенням головного квантового числа n відповідає й різна енергія.

Підставляючи ω з (4.18) у (4.17) і з огляду на $\varphi_0 = \pi / 2$, одержуємо

$$\psi = \psi_0 \cos\left(\frac{nx\pi}{l} + \frac{\pi}{2}\right) = \psi_0 \cos\pi\left(\frac{nx}{l} + \frac{1}{2}\right). \quad (4.21)$$

Проаналізуємо вирази (4.20) і (4.21). Насамперед видно, що розв'язок рівняння Шредингера для електрона в потенціальній ямі без яких-небудь додаткових постулатів приводить до дискретних, квантових значень енергії:

$$E_1 = \left[\frac{h^2}{(8ml^2)} \right]; \quad E_2 = \left[\frac{h^2}{(8ml^2)} \right] 4, \quad (4.22)$$

Енергетичні рівні E_1, E_2, E_3, E_4 , що відповідають різним станам електрона, схематично показані на рис. 4.8. Обчислимо різницю енергій сусідніх рівнів $n+1$ і n :

$$\Delta E = E_{n+1} - E_n = \frac{h^2(n+1)^2}{8ml^2} - \frac{h^2 n^2}{8ml^2} = \frac{h^2(n^2 + 2n + 1 - n^2)}{8ml^2} = \frac{h^2(2n+1)}{8ml^2}. \quad (4.23)$$

З (4.23) видно, що при деякому фіксованому значенні n дискретність, тобто розходження енергій сусідніх рівнів, тим менше, чим більші розміри потенціальної ями.

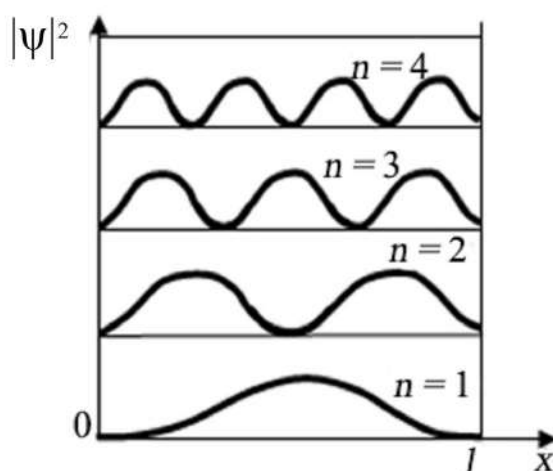


Рис. 4.6. Графічна залежність $|\psi|^2$ від x при різних квантових числах

Так, наприклад, розрахуємо два випадки при $n = 1$:

1) $l = 5 \cdot 10^{-10}$ м, що приблизно відповідає розмірам атома; тоді $\Delta E = 4,5$ еВ. Це величини одна за одною збігається зі значеннями, отриманими для атома водню по теорії Бору;

2) $l = 10^{-1}$ м, що фактично відповідає такій ширині потенціальної ями, що електрон можна вважати вільним, при цьому $\Delta E = 1,1 \cdot 10^{-16}$ еВ.

Тут дискретність незначна й практично можна вважати, що енергія електрона змінюється безупинно.

Звівши (4.22) у квадрат, отримаємо густину ймовірності $|\psi|^2$ знаходження електрона в різних місцях потенціальної ями.

На рис. 4.6 показано графічну залежність $|\psi|^2$ від x при різних дискретних станах, тобто різних квантових числах. Як видно з рисунка, електрон може з різною ймовірністю перебувати в різних місцях потенціальної ями. Є такі зони, у яких ймовірність знаходження електрона взагалі дорівнює нулю. Це істотно відрізняється від подань класичної фізики, згідно з яким ймовірність знаходження частинки в різних місцях потенціальної ями однакова (рис. 4.7) і неможливий поділ ями на зони, у яких виключене знаходження частинки.

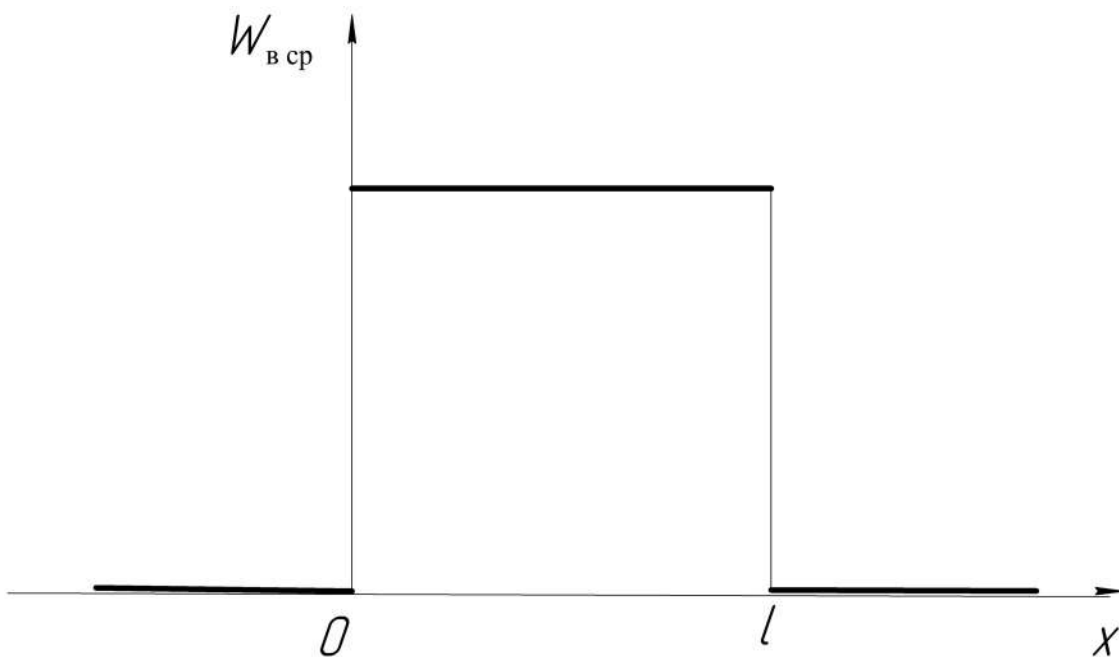


Рис. 4.7. Потенціальна яма

Рівняння Шредінгера можна застосувати й до більш складних силових полів, наприклад до електрону в атомі. Це приведе до додаткових труднощів, але не змінить основних особливостей атомних систем: дискретності енергетичних станів, ймовірнісних суджень про знаходження електрона, своєрідної залежності $|\psi|^2$ від координат і т. д.

4.1.6. Рівняння Шредінгера для атома водню. Квантові числа

Опис станів атомів і молекул за допомогою рівняння Шредінгера є досить складним завданням. Найбільш просто вона вирішується для одного електрона, що перебуває в полі ядра. Такі системи відповідають атому водню й воднеподібним іонам (однократно іонізований атом гелію, дворазово іонізований атом літію й т. п.). Однак і в цьому разі розв'язання завдання виходить за рамки нашого курсу, тому обмежимося лише якісним викладом питання. Насамперед у рівняння Шредінгера (4.13) варто підставити потенційну енергію, що для двох взаємодіючих зарядів e (електрон) і Ze (ядро), що містяться на відстані r у вакуумі, виражається в такий спосіб:

$$E_n = \frac{(-e)Ze}{4\pi\epsilon_0 r} = \frac{-Ze^2}{4\pi\epsilon_0 r}, \quad (4.24)$$

При центральній симетрії поля, створеного ядром, зручніше вирішувати завдання не в декартових прямокутних координатах, а в сферичних r , θ і φ . Розв'язок рівняння Шредінгера знаходять у вигляді добутку трьох функцій, кожна з яких залежить від однієї змінної:

$$\psi(r, \theta, \varphi) = f_1(r)f_2(\theta)f_3(\varphi), \quad (4.25)$$

Аналогічно тому, як для електрона в прямокутній потенціальній ямі з нескінченно високими стінками граничні умови привели до конкретних можливих значень ψ і енергії, так і в потенціальній ямі, що відповідає атому водню, фізичні умови приведуть до можливих значень f_1 , f_2 , f_3 і, отже, ψ -функції. Тут також проявляється головна особливість квантово-механічних систем – дискретність станів.

Дискретність матично полягає в тому, що кожна з функцій рівняння (4.25) має цілий набір (спектр) рішень, кожному з яких відповідає певне квантове число й відмінність від прямокутної потенціальної ями з нескінченно високими стінками: стан електрона в атомі характеризується не одним, а декількома квантовими числами.

Перше з них – головне квантове число $n = 1, 2, 3, \dots$, що визначає рівні енергії електрона за законом

$$E = \frac{-me^4 Z^2}{8\epsilon_0^2 h^2 n^2}. \quad (4.26)$$

Це вираження є розв'язком рівняння Шредінгера й повністю збігається з відповідною формулою теорії Бору.

На рис. 4.8 показані рівні можливих значень повної енергії атома водню (E_1, E_2, E_3, E_4 і т. д.) і графік залежності потенціальної енергії E_n від відстані r між електроном і ядром. Зі зростанням головного квантового числа n збільшується r , а повна і потенціальна енергії прямують до нуля.

Кінетична енергія також прямує до нуля. Заштрихована область ($E > 0$) відповідає стану вільного електрона. Друге квантове число – орбітальне l , котре при даному n може приймати значення $0, 1, 2, \dots, n-1$. Це число характеризує орбітальний момент імпульсу L електрона відносно ядра:

$$L_l = \frac{h}{2\pi} \sqrt{l(l+1)}. \quad (4.27)$$

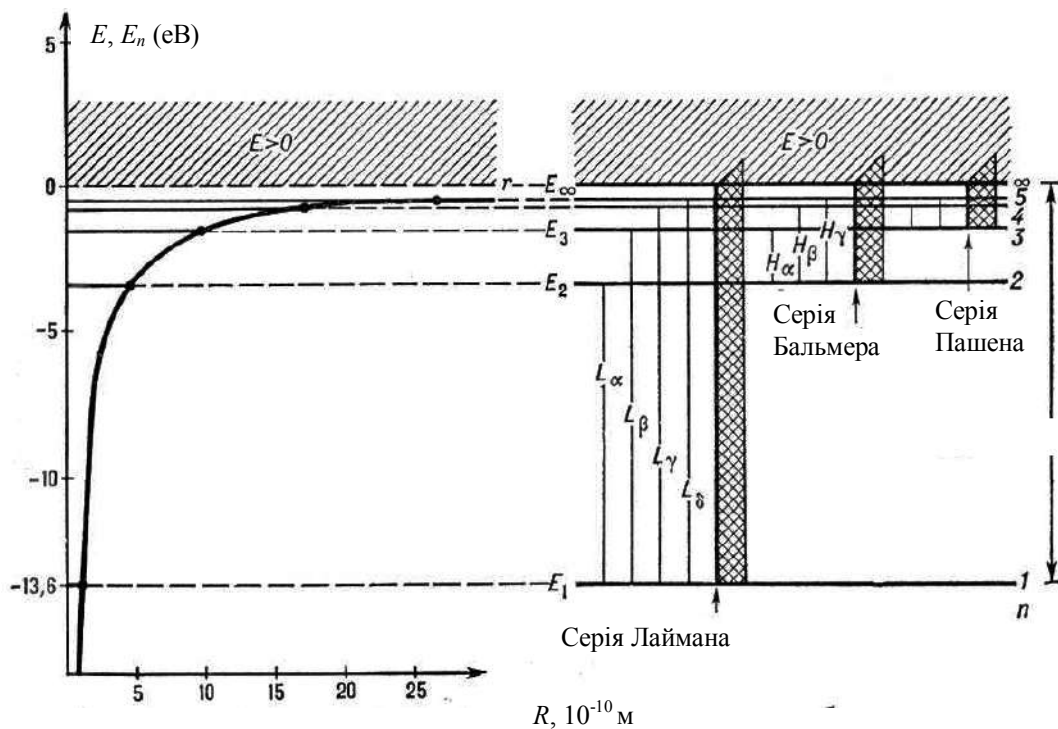


Рис. 4.8. Рівні можливих значень повної енергії атома водню

Третє квантове число – магнітне m_l , котре при даному l приймає значення $0, \pm 1, \pm 2, \dots \pm l$; усього $2l + 1$ значень. Це число визначає проєкції орбітального моменту імпульсу електрона на деякий довільно обраний напрямок Z :

$$L_{lz} = \frac{h}{2\pi} m_l. \quad (4.28)$$

Четверте квантове число – спінове (магнітне спінове) m_s . Воно може приймати тільки два значення $(\pm \frac{1}{2})$ і характеризує можливі значення проєкції спіна електрона:

$$L_{sz} = \frac{h}{2\pi} m_s. \quad (4.29)$$

Стани електрона в атомі із заданими n і l позначають у такий спосіб: $1s, 2s, 2p, 3s$ і т. д. Цифра вказує значення головного квантового числа, а буква – орбітальне квантове число символам s, p, d, f, \dots , яким відповідають значення $l = 0, 1, 2, \dots$ і т. д. Число станів із заданими n і l буде $2(l + 1)$.

Щоб знайти загальне число станів, що мають однакове головне квантове число, просумуємо $2(l + 1)$ по всіх можливих значеннях l :

$$\sum_{l=0}^{l=n-1} 2(2l + 1) = 2n^2. \quad (4.30)$$

Таким чином, першому рівню енергії атома водню відповідають два стани електрона, другому – 8, третьому – 18 і т. д. (табл. 4.1).

Необхідно враховувати повний момент імпульсу електрона – орбітальний плюс спіновий, при цьому замість m_l і m_s використовують інші квантові числа: j і m_j . Квантове число j – орбітальне плюс спінове – визначає дискретні значення повного моменту імпульсу L електрона:

$$L = \frac{h}{2\pi} \sqrt{j(j + 1)}. \quad (4.31)$$

При заданому l квантове число j приймає два значення $(\pm \frac{1}{2})$.

Магнітне квантове число m_j характеризує можливі проекції повного моменту імпульсу на деякий довільно обраний напрямок Z :

$$L_z = \frac{h}{2\pi} m_j. \quad (4.32)$$

При заданому j квантове число m_j приймає $2j+1$ значень: $-j, -j+1, \dots, +j$.

4.1.7. Теорія Бора

Ще до створення квантової механіки в 1913 р. датський фізик Н. Бор запропонував теорію атома водню й воднеподібних іонів, що ґрунтувалася на ядерній моделі атома й двох його постулатах. Постулати Бору не уклалися в рамки класичної фізики. Відповідно до першого постулату, атом і атомні системи можуть довгостроково перебувати тільки в деяких стаціонарних станах. Перебуваючи в таких станах, атом не випромінює й не поглинає енергії.

Стаціонарним станам відповідають дискретні значення енергії: E_1, E_2, E_3, E_4 . Будь-яка зміна енергії атома або атомної системи пов'язана стрибкоподібним переходом з одного стаціонарного стану в інший.

По другому постулату при переході атома з одного стану в інший атом випускає або поглинає фотон, енергія якого визначається рівнянням. Перехід від стану з більшою енергією в стан з меншою енергією супроводжується випромінюванням фотона. Зворотний процес можливий при поглинанні фотона.

Відповідно до теорії Бора, електрон в атомі водню обертається по круговій орбіті навколо ядра. Із всіх можливих орбіт стаціонарні стани відповідають лише тим, для яких момент імпульсу дорівнює цілому числу $h/2\pi$:

$$mv_n r_n = \frac{h}{2\pi} n(n=1, 2, 3, \dots), \quad (4.33)$$

де m – маса електрона; v_n – його швидкість на n -й орбіті; r_n – її радіус.

На електрон, що обертається по круговій орбіті в атомі, діє кулонівська сила притягання з боку позитивно зарядженого ядра, що по другому закону Ньютона дорівнює добутку маси на доцентрове прискорення (запис подано для вакууму):

$$\frac{Ze \cdot e}{4\pi\epsilon_0 r_n^2} = \frac{Ze^2}{4\pi\epsilon_0 r_n^2} = \frac{mv_n^2}{r_n}, \quad (4.34)$$

де e – заряд електрона; Ze – заряд ядра. Для водню $Z = 1$, для воднеподібних іонів $Z > 1$. Крім v_n , із (4.33) і (4.34) одержуємо

$$r_n = \frac{\epsilon_0 h^2 n^2}{\pi Z e^2 m}. \quad (4.35)$$

Використовуючи (4.34), знаходимо кінетичну енергію електрона:

$$E_k = \frac{mv_n^2}{2} = \frac{Ze^2}{8\pi\epsilon_0 r_n}, \quad (4.36)$$

а сума кінетичної (4.36) і потенціальної (4.24) енергій дає повну енергію електрона:

$$E = E_k + E_p = \frac{Ze^2}{8\pi\epsilon_0 r_n} - \frac{Ze^2}{4\pi\epsilon_0 r_n} = -\frac{Ze^2}{8\pi\epsilon_0 r_n}, \quad (4.37)$$

Підставляючи вирази (4.35) у (4.37), отримуємо

$$E = \frac{-me^4 Z^2}{8\epsilon_0^2 h^2 n^2}, \quad (4.38)$$

На підставі другого постулату й формули (4.36) Бор одержав формулу, що пояснює серіальні закономірності спектра водню й воднеподібних іонів. Теорія Бора у свій час стала тріумфом розвитку атомної фізики. Уперше, хоча й для найпростішої атомної системи (один електрон обертається навколо ядра), були розкриті закономірності спектрів. Незважаючи на великий успіх теорії Бора, незабаром стали помітні й її недоліки. Так, у рамках цієї теорії не вдалося пояснити розходження інтенсивності спектральних ліній, тобто відповісти на запитання, чому одні енергетичні переходи більш ймовірні, чим інші? Теорія Бора

не розкрила спектральних закономірностей більш складного атома гелію (два електрони, що обертаються навколо ядра).

Недоліком теорії Бора була її непослідовність. Вона була ні класичною, ні квантовою, вона поєднувала в собі положення принципово відмінних теорій: класичної й квантової фізики. Так, наприклад, у теорії Бора вважається, що електрон обертається в атомі по певній орбіті (класичні подання), але при цьому він не випромінює електромагнітної хвилі (квантові подання).

У першій чверті нашого ХХ століття стало зрозуміло, що теорія Бора повинна бути замінена іншою теорією атома. З'явилася квантова механіка.

4.1.8. Енергетичні рівні молекул

Оскільки молекули складаються з атомів, то рух у середині молекул складніший внутрішньоатомного. У молекулі, крім руху електронів відносно ядер, відбувається коливальний рух атомів біля їхнього положення рівноваги (коливання ядер разом з навколишніми їхніми електронами) і обертовий рух молекули як цілого.

Для електронного, коливального й обертового руху молекули відповідають три типи рівнів енергії: $E_{\text{ел}}$, $E_{\text{кол}}$ і $E_{\text{вр}}$.

Відповідно до квантової механіки, енергія всіх видів руху в молекулі приймає тільки дискретні значення (квантується). Уявімо приблизно повну енергію E молекули сумою квантованих значень енергій різних видів:

$$E = E_{\text{ел}} + E_{\text{кол}} + E_{\text{вр}}. \quad (4.40)$$

На рис. 4.9 схематично зображено систему рівнів молекули: далеко віддалені електронні рівні енергії a' і a'' , для яких $E_{\text{кол}} = E_{\text{вр}} = 0$; ближче розміщені коливальні рівні v' , v'' , для них $E_{\text{вр}} = 0$; найбільш тісно розміщені обертальні рівні J' й J'' з різними значеннями $E_{\text{вр}}$.

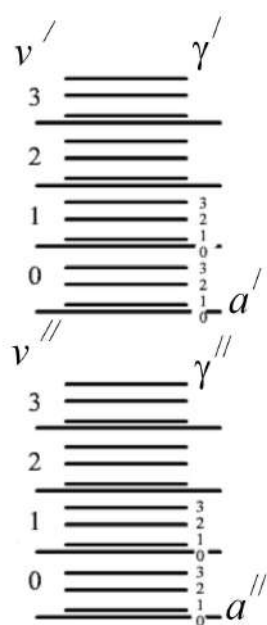


Рис. 4.9. Система рівнів молекули

Відстань між електронними рівнями енергії приблизно декілька електрон-вольт, між сусідніми коливальними рівнями $10^{-2} - 10^{-1}$ еВ, між сусідніми обертальними рівнями $10^{-5} - 10^{-3}$ еВ.

4.1.9. Випромінювання й поглинання енергії атомами й молекулами

Атом і молекула можуть перебувати в стаціонарних енергетичних станах. У цих станах вони не випромінюють і не поглинають енергію. Енергетичні стани схематично зображують у вигляді рівнів (рис. 4.9). Найнижчий рівень енергії – основний – відповідає основному стану.

При квантових переходах атоми й молекули стрибкоподібно переходять з одного стаціонарного стану в інший, з одного енергетичного рівня на іншій.

Зміна стану атомів пов'язана з енергетичними переходами електронів. У молекулах енергія може змінюватися не тільки в результаті електронних переходів, але й внаслідок зміни коливання атомів і переходів між обертальними рівнями.

При переході з вищих енергетичних рівнів на нижчі атом або молекула віддає енергію, при зворотних переходах – поглинає.

Атом у звичайному стані здатний тільки поглинати енергію.

Розрізняють два види квантових переходів:

1) без випромінювання або поглинання електромагнітної енергії атомом або молекулою. Такий перехід без випромінювання відбувається при взаємодії атома або молекули з іншими частинками, наприклад у процесі зіткнення. Розрізняють непружне зіткнення, за якого змінюється внутрішній стан атома й здійснюється перехід без випромінювання, і пружне – зі зміною кінетичної енергії атома або молекули, але зі збереженням внутрішнього стану;

2) з випромінюванням або поглинанням фотона. Енергія фотона дорівнює різниці енергій початкового і кінцевого стаціонарних станів атома або молекули:

$$h\nu = E_i - E_k. \quad (4.41)$$

Формула (4.41) виражає закон збереження енергії.

Залежно від причини, що зумовлює квантовий перехід з випускеним фотоном, розрізняють два види випромінювання. Якщо ця причина внутрішня й збуджена частинка мимовільно переходить на нижній енергетичний рівень, то таке випромінювання називають спонтанним (рис. 4.10а).

Воно випадкове й хаотичне за часом, частоті (можуть бути переходи між різними підрівнями), по напрямку поширення й поляризації.

Джерела світла, що використовують у побуті, випускають спонтанне випромінювання. Інші випромінювання можуть бути змушеними або індукованими (рис. 4.10б).

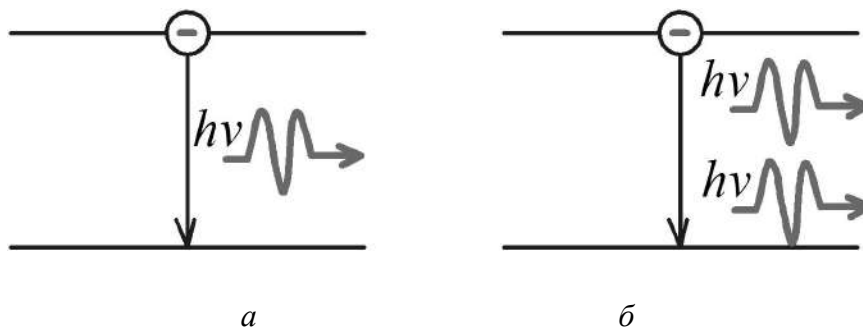


Рис. 4.10. Спонтанне випромінювання (а) та індуковане (б)

Випромінювання виникає при взаємодії фотона зі збудженою частинкою, якщо енергія фотона дорівнює різниці рівнів енергії. У результаті змушеного квантового переходу від частинки будуть поширюватися в одному напрямку два однакових фотони: один – первинний, що збуджує, а інший – вторинний (індукований). Випромінювана атомами або молекулами енергія формує індукований спектр випущення, а що поглинається – спектр поглинання.

Інтенсивність спектральних ліній визначається числом однакових переходів, що відбуваються за секунду, і тому залежить від кількості випромінюючих (поглинаючих) атомів і ймовірності відповідного переходу.

Квантові переходи здійснюються не між будь-якими енергетичними рівнями. Установлено правила добору або заборони, що формулюють умови, при яких переходи можливі й неможливі або малоймовірні.

Енергетичні рівні більшості атомів і молекул досить складні. Структура рівнів і, отже, спектрів залежить не тільки від будови одиночного атома або молекули, але й від зовнішніх причин.

Електромагнітна взаємодія електронів приводить до тонкого розщеплення енергетичних рівнів (тонка структура). Вплив магнітних моментів ядер зумовлює надтонке розщеплення (надтонку структуру). Зовнішні стосовно атома або молекули електричні й магнітні поля також спричиняють розщеплення енергетичних рівнів (явища Штарка й Зеемана).

Спектри є джерелом різної інформації.

Насамперед по виду спектра можна ідентифікувати атоми й молекули, що входять у завдання якісного спектрального аналізу. По інтенсивності спектральних ліній визначають кількість випромінюючих (поглинаючих) атомів, тобто кількісний спектральний аналіз. При цьому порівняно легко знаходять домішки в концентраціях 10^{-5} – 10^{-6} % і встановлюють склад зразків дуже малої маси – до декількох десятків мікрограмів.

По спектрах можна з'ясувати будову атома або молекули, структуру їх енергетичних рівнів, рухливість окремих частин більших

молекул і т. д. Знаючи залежність спектрів від полів, що впливають на атом або молекулу, одержують інформацію про взаємне розміщення частинок, тому що вплив сусідніх атомів (молекул) здійснюється за допомогою електромагнітного поля.

Вивчення спектрів тіл, що рухаються, дозволяє на підставі оптичного ефекту Доплера визначити відносні швидкості випромінювача й приймача випромінювання.

Якщо врахувати, що по спектру речовини вдається зробити висновки про її стан, температуру, тиск й т. д., то можна високо оцінити використання випромінювання й поглинання енергії атомами й молекулами як дослідницький метод.

Залежно від енергії (частоти) фотона, що випускається або поглинається атомом (або молекулою), класифікують такі види спектроскопії: радіо-, інфрачервона, видимого випромінювання, ультрафіолетова й рентгенівська.

По типу речовини (джерела спектра) розрізняють атомні, молекулярні спектри й спектри кристалів.

4.1.10. Поглинання світла

Інтенсивність світла, що поширюється в біологічному середовищі, зменшується через поглинання та розсіювання його молекулами та атомами речовини.

Поглинанням світла називають процес ослаблення інтенсивності світла під час проходження його крізь будь-яку речовину, як результат перетворення світлової енергії в інші види енергії.

Установимо закон поглинання світла речовиною. Якщо вибрати невеликий шар речовини завтовшки dx (рис. 4.11), то ослаблення інтенсивності dI світла цим шаром при поглинанні буде тим більше, чим більше товщина шару й інтенсивність світла, що потрапляє на цей шар:

$$dI = -kI dx, \quad (4.42)$$

де k – натуральний показник поглинання (коефіцієнт пропорційності, що залежить від поглинаючого середовища й незалежний у певних

межах від інтенсивності світла); знак « \leftarrow » означає, що інтенсивність світла під час проходження через речовину зменшується, тобто $dI < 0$. Інтегруючи (4.42) і підставляючи відповідні межі (рис. 4.11), одержуємо

$$\int_{I_0}^{I_l} \frac{dI}{I} = -k \int_0^l dx \quad \text{або} \quad \ln \frac{I_l}{I_0} = -kl,$$

звідки потенціуючи, маємо

$$I_l = I_0 e^{-kl}. \quad (4.43)$$

Ця формула виражає закон поглинання світла Бугера. Як видно натуральний показник поглинання k є величиною зворотної відстані, на якому інтенсивність світла послабляється в процесі поглинання у просторі в e разів.

Натуральний показник поглинання залежить від довжини хвилі світла, тому доцільно закон (4.43) записати для монохроматичного світла:

$$I_l = I_0 e^{-k_\lambda l}, \quad (4.44)$$

де k_λ – монохроматичний натуральний показник поглинання.

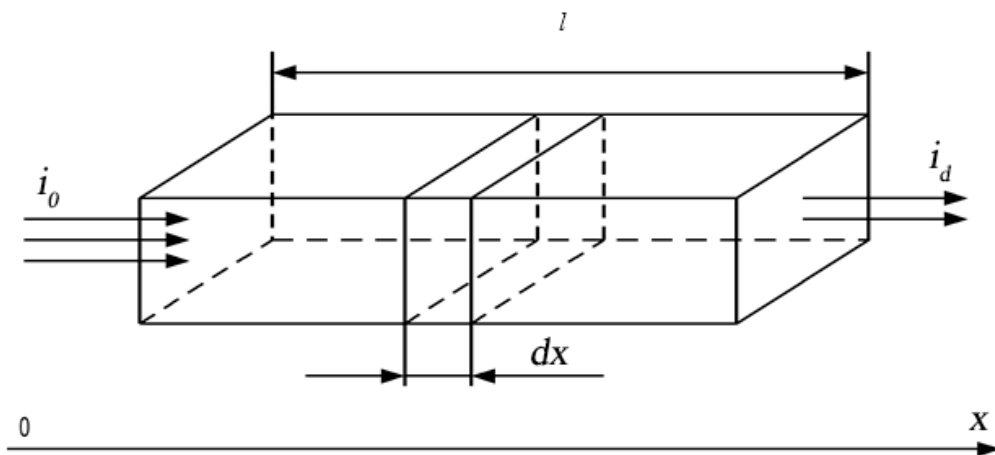


Рис. 4.11. Поглинання світла прямокутним паралелепіпедом

Оскільки поглинання світла зумовлене взаємодією з молекулами, то можна закон поглинання зв'язати з деякими характеристиками молекул. Нехай n – концентрація молекул, що поглинають кванти світла. Ефективний розтин поглинання молекули позначимо σ (деяка площа, при влученні фотона в яку відбувається його захоплення молекулою).

Якщо вважати, що площа розтину прямокутного паралелепіпеда (рис. 4.11.) дорівнює S , то об'єм виділеного шару становить Sdx , а кількість молекул у ньому – $nSdx$.

Загальна площа ефективного розтину молекул цього шару дорівнює $\sigma nSdx$. На цей шар падає потік фотонів $\Phi = IS$. Частка площі ефективного розтину молекул у загальній площі розтину становить

$$\frac{\sigma nSdx}{S} = \sigma ndx, \quad (4.45)$$

Можна вважати, що така сама, як і (4.45), частина фотонів, що потрапили на шар, поглинається молекулами, тому що відношення площ визначає ймовірність взаємодії одного фотона з молекулами виділеного шару.

Частка поглинутих шаром фотонів може бути виражена через потік ($d\Phi/\Phi$) або інтенсивність (dI/I) світла. На підставі викладеного можна записати

$$\frac{dI}{I} = -\sigma ndx, \quad (4.46)$$

звідки після інтегрування й потенціювання маємо

$$I_l = I_0 e^{-\sigma nl}. \quad (4.47)$$

У це рівняння на відміну від (4.45) входить параметр молекули σ .

Припустимо, що молекули, що поглинають фотони, перебувають у розчиннику, що не поглинає світло. Молярна концентрація $C = n/N_A$, звідки $n = CN_A$. Перетворимо добуток σn :

$$\sigma n = \sigma CN_A = \chi' C, \quad (4.48)$$

де $\chi' = \sigma N_A$ – натуральний молярний показник поглинання. Його фізичний зміст – сумарний ефективний розтин поглинання всіх молекул одного моля розчиненої речовини. Використовуючи це поняття, можна (4.46) записати в такому вигляді (закон Бугера–Ламберта–Бера):

$$I_l = I_0 e^{-\chi' Cl}. \quad (4.49)$$

У лабораторній практиці закон Бугера–Ламберта–Бера звичайно виражають через показову функцію в десятичному еквіваленті:

$$I_l = I_0 10^{-\chi Cl}, \quad (4.50)$$

де χ – молярний показник поглинання; $\chi = 0,43\chi'$, тому що $e \approx 10^{0,43}$. Звичайно χ відносять до якої-небудь довжини хвилі й називають монокроматичним молярним показником поглинання (χ_λ).

Відношення потоку випромінювання, що пройшло крізь тіло або розчин, до потоку випромінювання, що впало на це тіло, називають коефіцієнтом пропускання.

Виразимо його як відношення інтенсивності:

$$\tau = I_l / I_0. \quad (4.51)$$

Десятковий логарифм величини зворотного коефіцієнта пропускання називають оптичною щільністю розчину:

$$D = \lg\left(\frac{1}{\tau}\right) = \lg\left(\frac{I_0}{I_l}\right) = \chi_\lambda C. \quad (4.52)$$

На основі закону Бугера–Ламберта–Бера розроблений ряд фотометричних методів по визначенню концентрації речовини в пофарбованому розчині (концентраційна колориметрія). У цих методах безпосередньо вимірюють світлові потоки, що пройшли через розчин, коефіцієнт проникнення або оптичну щільність. Залежності $k_\lambda = f_1(\lambda)$ і $\chi_\lambda = f_2(\lambda)$ є спектрами поглинання речовини.

Спектри поглинання є джерелом інформації про стан речовини й про структуру енергетичних рівнів атомів і молекул.

4.1.11. Розсіювання світла

Розсіюванням світла називають явище, за якого світловий пучок, що поширюється в середовищі, відхиляється по всіляких напрямках.

Необхідна умова для виникнення розсіювання світла – наявність оптичних неоднорідностей, тобто областей з іншим, чим основне середовище, показником заломлення.

Розсіюванню й дифракції світла властиві деякі загальні риси, обидва явища залежать від співвідношення перешкоди або неоднорідності й довжини хвилі. Відмінність між цими явищами полягає в тому, що дифракція обумовлюється інтерференцією вторинних хвиль, а розсіювання –

додаванням (а не інтерференцією) випромінювання, що виникають при змушених коливаннях електронів у неоднорідностях під впливом світла.

Розрізняють два основних види таких неоднорідностей:

– дрібні сторонні частинки в однорідній прозорій речовині. Такі середовища є мутними: дим (тверді частинки в газі), туман (крапельки рідини в газі), суспензії, емульсії й т. д. Розсіювання в мутних середовищах називають явищем Тиндаля;

– оптичні неоднорідності, що виникають у чистій речовині через статистичне відхилення молекул від рівномірного розподілу (флуктуації щільності). Розсіювання світла на неоднорідностях цього типу називають молекулярним; наприклад, розсіювання світла в атмосфері.

Зменшення інтенсивності світла внаслідок розсіювання, як і при поглинанні, описують за допомогою показникової функції:

$$I_l = I_0 e^{-ml}, \quad (4.53)$$

де m – показник розсіювання (натуральний).

При спільній дії поглинання й розсіювання світла ослаблення інтенсивності також є показниковою функцією:

$$I_l = I_0 e^{-\mu l}, \quad (4.54)$$

де μ – показник ослаблення (натуральний), тоді $\mu = m + k$.

Релей установив, що при розсіюванні в мутному середовищі на неоднорідностях, приблизно менших $0,2\lambda$, а також при молекулярному розсіюванні, інтенсивність розсіяного світла обернено пропорційна четвертому ступеню довжини хвилі (закон Релея):

$$I \approx 1/\lambda^4. \quad (4.55)$$

Це означає, що з білого світла речовиною, наприклад у зоні Д (рис. 4.12), будуть переважно розсіюватися блакитні й фіолетові промені (напрямок А), а червоні – проходити в напрямку Б падаючого світла. Аналогічне явище спостерігається й у природі: блакитний колір піднебесся – розсіяне світло, червоний колір призахідного Сонця – зміна спектра білого світла через значне розсіювання блакитних і фіолетових променів у товщі атмосфери при похилому падінні.

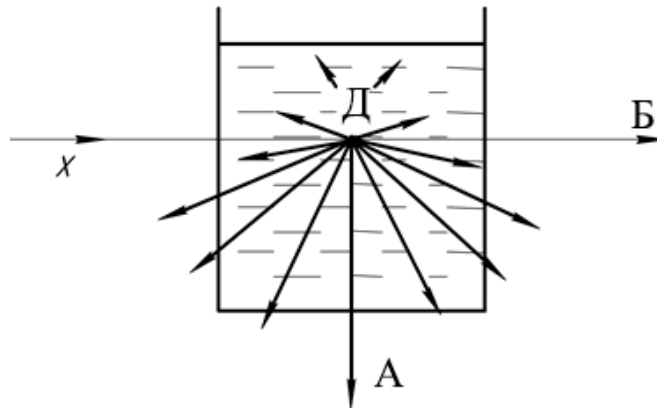


Рис. 4.12. Розсіювання променів у точці Д

Менше розсіювання червоних променів використовують у сигналізації: розпізнавальні вогні на аеродромах, найбільш відповідальне світло світлофора – червоний і т. д. Інфрачервоні промені розсіюються ще менше. Якщо зняти звичайним методом, туман сильно обмежує видимість; якщо зняти в інфрачервоному випромінюванні на спеціальній пластинці, туман не заважає, він виявився прозорим для більш довгих хвиль.

Якщо розчинені частинки великі порівняно з довжиною хвилі, то розсіювання не відповідає закону Релея (4.55) – у знаменнику дробу буде стояти λ^2 . Розсіяне світло втрачає свою блакить і стає білішим. Так, запилене небо міст здається нам білястим на противагу темно-синьому піднебісцю чистих морських просторів.

Напрямок розсіяного світла, ступінь його поляризації, спектральний склад і т. д. приносять інформацію про параметри, що характеризують міжмолекулярну взаємодію, розміри макромолекул у розчинах, частинок у колоїдних розчинах, емульсіях, аерозолях і т. д. Методи вимірювання розсіяного світла з метою одержання такого роду відомостей називають нефелометрією, а відповідні прилади – нефелометрами.

4.1.12. Види люмінесценції

Люмінесценцією називають надлишкове над тепловим випромінювання тіла при певній температурі, що має тривалість, що значно перевищує період (10^{-15} с) випромінюваних світлових хвиль.

Ознака тривалості в цьому визначенні була запропонована С. І. Вавіловим для того, щоб відрізнити люмінесценцію від деяких інших явищ вторинного світіння, наприклад відбиття й розсіювання світла.

Залежно від виду збудження розрізняють кілька типів люмінесценції.

Люмінесценція зумовлена зарядженими частинками: іонами – іонолюмінесценція, електронами – катодолюмінісценція, ядерним випромінюванням – радіолюмінесценція. Люмінесценцію під впливом рентгенівського випромінювання називають рентгенолюмінесценцією, фотонів – фотолюмінесценцією. При розтиранні, роздавлюванні або розколюванні деяких кристалів виникає триболюмінесценція. Електричним полем збуджується електролюмінесценція, частинним випадком якої є світіння газового розряду. Люмінесценцію, що супроводжує екзотермічна хімічна реакція, називають хемілюмінесценцією.

4.1.13. Фотолюмінесценція

Фотолюмінесценцію, яку називають іноді просто люмінесценцією, підрозділяють на флуоресценцію (короткочасне післясвітіння) і фосфоресценцію (порівняно тривале післясвітіння).

Початковим актом будь-якої фотолюмінесценції є збудження фотоном з енергією $h\nu$ атома або молекули. У найбільш простому варіанті, що звичайно реалізується в одноатомних парах і газах, атом повертається в основний стан, випромінюючи фотон світла тієї ж частоти ν (рис. 4.13). Це явище називають резонансною флуоресценцією (резонансним розсіюванням).

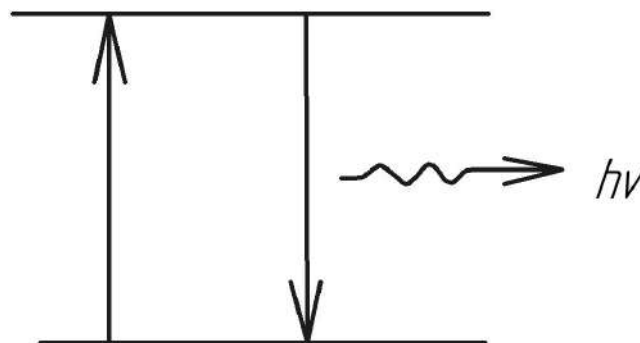


Рис. 4.13. Фотолюмінесценція

Спеціальні дослідження показали, що таке світіння виникає приблизно через 10^{-8} с після освітлення речовини й тому не є розсіюванням у звичайному розумінні цього слова.

При додаванні в люмінесціюючі пари сторонніх газів (водень, кисень й ін.) резонансна флуоресценція зменшується.

Це зумовлено тим, що за час, поки атом перебуває в збудженому стані, він може зустрітися з молекулою іншого сорту й віддати їй енергію. Кінетична енергія молекули при цьому зростає, а атом без випромінювання переходить в основний стан.

Більш імовірно, що зі збудженого стану 3 (рис. 4.14) молекула без випромінювання перейде на рівень 2, потім спонтанно з випромінюванням кванта з енергією $h\nu'$ на рівень 1 *N*.

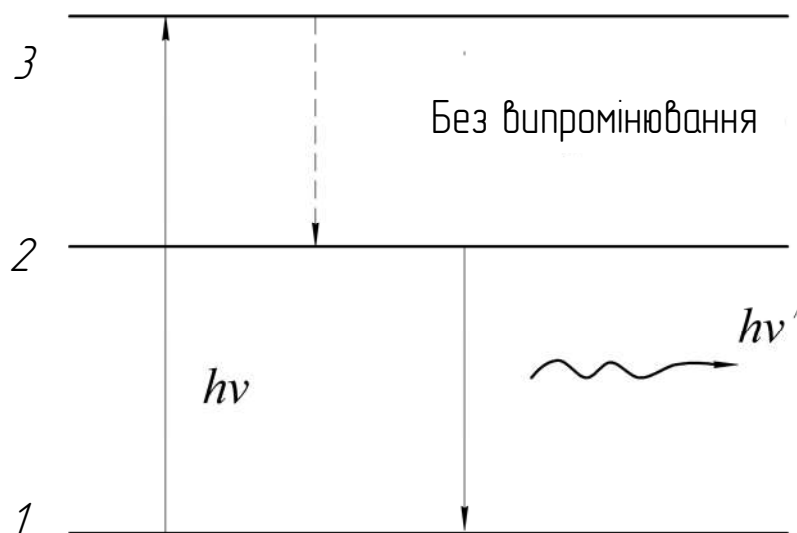


Рис. 4.14. Трирівнева фотолюмінесценція

У складних органічних молекулах виникає перехід зі збудженого стану 3 у деяке проміжне, метастабільне 4, перехід з якого в неосновний стан малоімовірний (рис. 4.15).

За рахунок кінетичної чи молекулярно-кінетичної енергії навколишніх частинок або за рахунок нового кванта світла можливий перехід молекули на збуджений рівень 2, а потім – в основний стан 1. Такий один з механізмів фосфоресценції. Нагрівання збільшує ймовірність відходу з метастабільного рівня й підсилює фосфоресценцію.

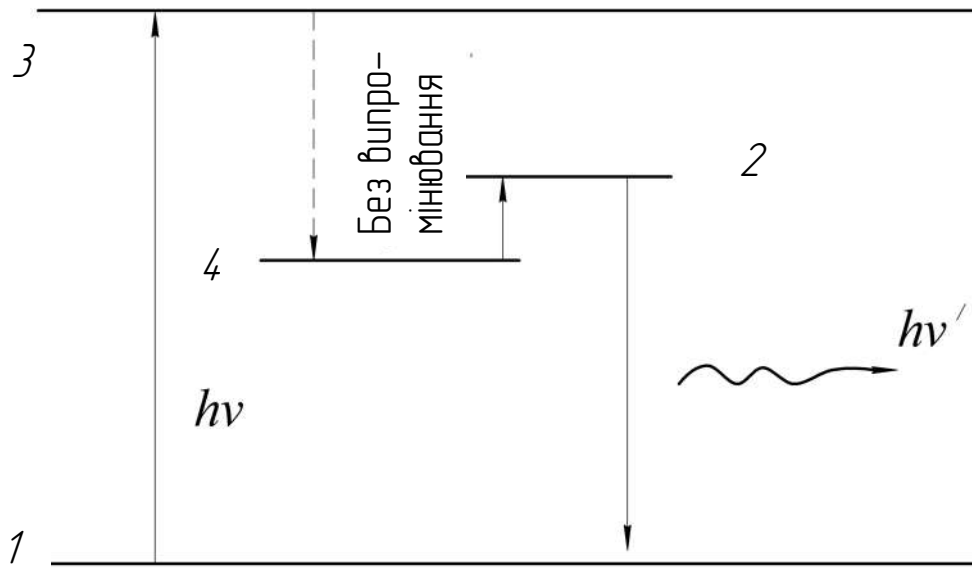


Рис. 4.15. Багаторівнева фотолюмінесценція

Для фотолюмінесценції зазвичай справедливий закон Стокса: спектр люмінесценції зміщується у бік довших хвиль відносно спектра, що викликав цю фотолюмінесценцію (рис. 4.16).

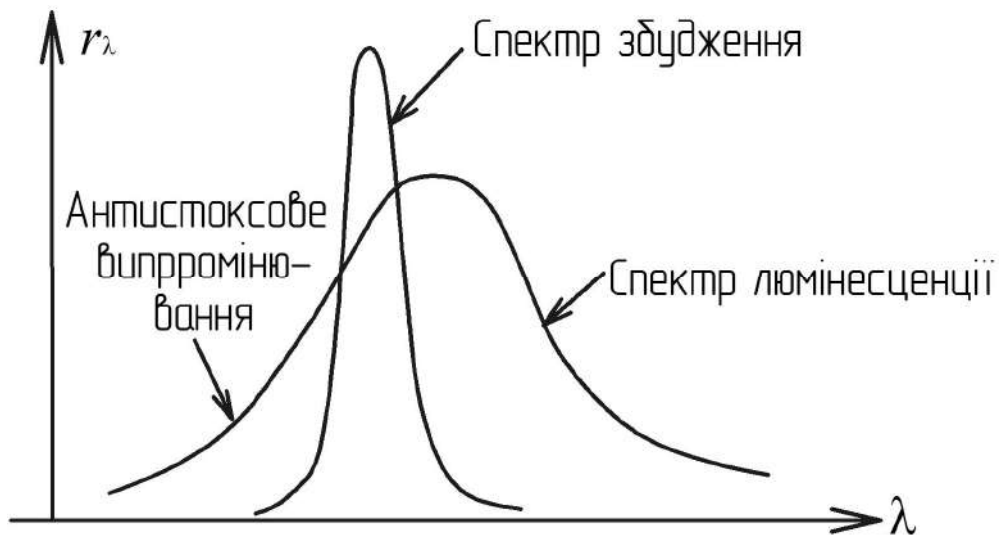


Рис. 4.16. Закон Стокса

Справді, як видно з рис. 4.17, енергія $h\nu'$ випромінюваного фотона не більше енергії $h\nu$ поглиненого фотона:

$$h\nu' \leq h\nu. \quad (4.62)$$



Рис. 4.17. Антистоксова люмінесценція

Антистоксове випромінювання виникає при збудженні частинки, що вже перебувала в збудженому стані (рис. 4.18, рівень 3).

При переході з рівня 2 на основний 1 випромінюється енергія $h\nu'$. Як видно з рисунка

$$h\nu' > h\nu \text{ або } \lambda' < \lambda. \quad (4.63)$$

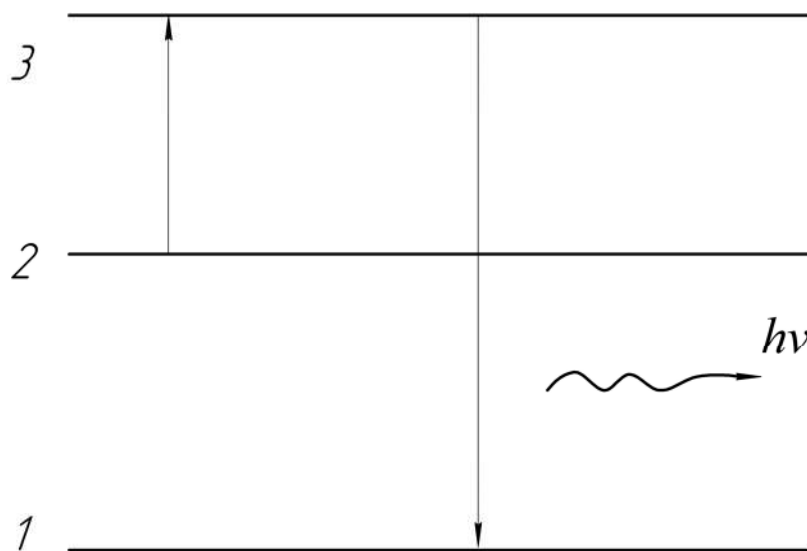


Рис. 4.18. Фотолюмінесценція з антистоксовим випромінюванням

Низка біологічно функціональних молекул, наприклад молекули білків, має флуоресценцію. Параметри флуоресценції чутливі до структури оточення флуоресціюючої молекули, тому по люмінесценції можна вивчати хімічні перетворення й міжмолекулярну взаємодію.

В останні десятиліття стали широко застосовувати спеціальні флуоресціюючі молекули, що додаються мембранним системам ззовні. Такі молекули одержали назву флуоресцентних зондів (нековалентний зв'язок з мембраною) або флуоресцентних міток (хімічний зв'язок).

Зміна флуоресценції зондів і моток дозволяє виявити конформаційні перебудови в білках і мембранах.

Розглянемо деякі застосування фотолюмінесценції для медичних цілей.

Люмінесцентний аналіз, заснований на спостереженні люмінесценції об'єктів з метою їхнього дослідження, використовують для виявлення початкової стадії псування продуктів, сортування фармакологічних препаратів і діагностики деяких захворювань. Так, уражені грибок волосся й лусочки під ультрафіолетовим світлом дають яскраво-зелене люмінесцентне світіння. Проникність капілярів шкіри можна визначити, уводячи підшкірно люмінесцентні барвники.

При сприятливих умовах люмінесцентний аналіз дозволяє виявити люмінесціюючі речовини масою до 10^{-10} м. Люмінесцентний аналіз мікроскопічних об'єктів проводять за допомогою спеціальних люмінесцентних мікроскопів, в яких на відміну від звичайних джерел світла, зазвичай використовують ртутні лампи високого й надвисокого тисків і застосовують два світлофільтри. Один з них, розміщений перед конденсором, виділяє область спектра джерела світла, що зумовлює люмінесценцію об'єкта, інший, що перебуває між об'єктивом і окуляром, виділяє світло люмінесценції.

На основі фотолюмінесценції створені джерела світла, спектр яких більше відповідає денному світлу, ніж у лампах розжарювання. Це має значення як для виробничих цілей, так і для гігієнічних. У таких люмінесцентних лампах, названих лампами денного світла, відбувається електричний розряд у парах ртуті при низькому тиску (електролюмінесценція). На внутрішній поверхні лампи, зробленої зі звичайного скла (рис. 4.19), нанесений тонкий шар люмінофора, що фотолюмінесціює під впливом випромінювання парів ртуті.

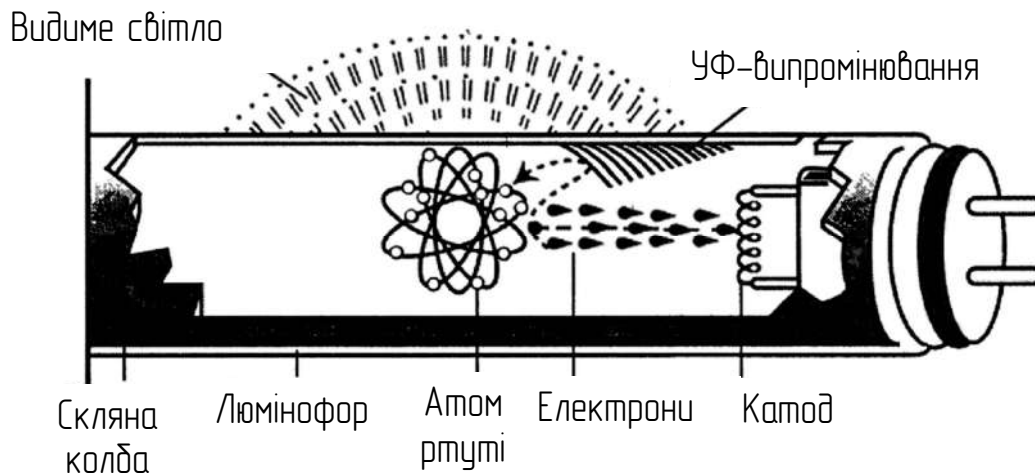


Рис. 4.19. Люмінесцентна лампа

Змінюючи склад люмінофора, можна підібрати найбільш придатний спектр фотолюмінесценції. На рис. 4.20 показаний один з можливих спектрів, інтенсивні лінії відповідають спектру випарів, випромінювання яких частково проходить через люмінофор.

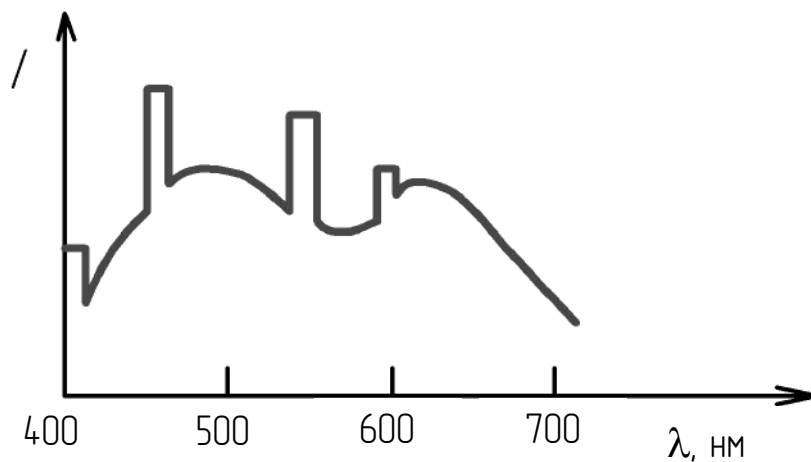


Рис. 4.20. Один з можливих спектрів фотолюмінесценції

4.1.14. Хемілюмінесценція

Люмінесценція, що супроводжує перебіг хімічної реакції має назву хемілюмінесценція.

Вона випускається або безпосередньо продуктами реакції, або іншими компонентами, які збуджуються в результаті перенесення енергії їм від продуктів реакції.

Яскравість хемілюмінесценції, тобто число квантів, що випускаються за одиницю часу, зростає зі збільшенням швидкості реакції й ефективності хемілюмінесценції – середнього числа квантів, що доводиться на один акт реакції. По хемілюмінесценції можна визначити склад речовини (хемілюмінесцентний аналіз).

Приватний прояв хемілюмінесценції – світіння, що супроводжує хімічні реакції біологічних об'єктів, – називають біохемілюмінесценцією. Випромінювання гнилушок, світляків – приклади біохемілюмінесценції (біолюмінесценції).

У середовищі біофізиків малоінтенсивна біолюмінесценція одержала назву надслабкого світіння, що активно вивчалось серед учених, зокрема Ю. А. Владимировим.

Було показано, що в біологічних системах хемілюмінесценція виникає при рекомбінації перекісних вільних радикалів ліпідів: $RO_2 + RO_2 \rightarrow$ збуджений продукт \rightarrow продукт + квант хемілюмінесценції.

Інтенсивність хемілюмінесценції істотно зростає при додаванні до досліджуваних біологічних систем, наприклад, солей двовалентного заліза. Якщо подібний експеримент провести із плазмою крові при гнійному апендициті й при холециститі, то можна помітити, що світіння в першому випадку слабкіше. Таким чином, хемілюмінесценція може використовуватися як діагностичний метод.

4.1.15. Лазери та їх застосування у медицині

З середини ХХ століття з'явився новий самостійний напрям розвитку фізики – квантова електроніка з приходом молекулярних підсилювачів та генераторів радіохвиль.

Квантова електроніка – це науковий напрям, що вивчає методи підсилення й утворення електромагнітних коливань у середовищі змущеного випромінювання квантових систем. Результати та досягнення в цьому напрямку знань широко застосовуються в медицині.

Так, при вимушеному (індукованому) випромінюванні кількість переходів, що були скоєні за одиницю часу, залежить від інтенсивності

випромінювання, а вона зі свого боку від числа фотонів, що потрапляють у саму речовину за цей же час. Вимушені переходи визначаються заселеністю рівнів відповідних збуджених енергетичних станів.

Для окремої частинки рівноімовірне вимушене поглинання, якщо частинка перебуває переважно у нормальному стані, і випромінювання, якщо частинка збуджена.

При кількості збуджених частинок у речовині, що дорівнює числу не збуджених частинок, підсилення падаючої електромагнітної хвилі не відбувається. Число не збуджених частинок більше в спокійному стані речовини, ніж на будь-якому рівні збудження. Таким чином, умов для підсилення хвилі немає.

Так, розподіл частинок з енергетичних рівнів, відповідає закону Больцмана. Графічно на рис. 4.21 показані енергетичні рівні та розподіл частинок згідно з законом Больцмана. З рисунку тривалість відповідає довжині кожного рівня та пропорційна числу частинок з однаковим рівнем енергії.

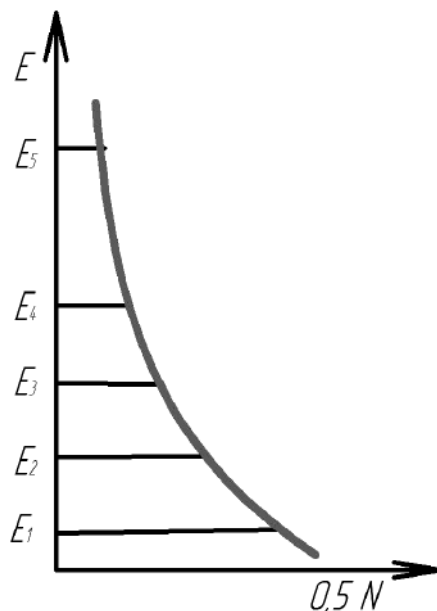


Рис. 4.21. Графічне зображення закону Больцмана спільно з енергетичними рівнями

Посилення електромагнітних хвиль можна викликати, використовуючи активне середовище, в якому, щонайменше, для двох рівнів був би розподіл частинок, зворотний больцманівському.

Цей стан формально виходить з розподілу Больцмана для температури $T < 0$ К, тому і отримав назву стану з **негативною температурою**. У міру поширення світла в такому просторі інтенсивність його поступово зростає, і має місце явище, зворотне явищу поглинання.

Так, по закону Бугера це означає, що

$$I_e = I_0 e^{-kl},$$

при $k < 0$ інверсній населеності рівнів відповідає середовище з негативним показником поглинання.

Такий стан з інверсного населення можна створити, відбираючи відповідні частинки або спеціально збуджуючи частинки за допомогою світла чи електричного розряду. Довго не існує природний стан з негативною температурою.

Закономірності вимушеного випромінювання знайшли свою нішу в квантових генераторах (підсилювачів). Перший такий генератор у діапазоні надвисоких частот – НВЧ (мазер), який був створений у 1955 р. незалежно один від одного вченими з СРСР Н. Г. Басовим та О. М. Прохоровим та американським дослідником Ч. Таунсом з колегами. Робота такого генератора була заснована на вимушеному випромінюванні молекул аміаку. Такий генератор отримав назву – **молекулярний квантовий генератор**.

В 1960 р. розроблений уперше квантовий генератор для видимого діапазону випромінювання – **лазер** з рубінами як робочої речовини. Такий оптичний квантовий генератор (ОКГ) продукує імпульсне випромінювання 694,3 нм та короткочасовою потужністю в імпульсі 1 МВт. Процес збудження або, за термінологією квантової електроніки, явище накачування здійснюється за допомогою спеціальної лампи.

У цьому ж році був спроектований гелій-неоновий газовий лазер, зі збудженням у період електричного розряду.

Випромінювальними є атоми неону, а атоми гелію відіграють допоміжну роль. На рис. 4.22 зображено схематично енергетичні рівні атомів неон і гелію. Під час електричного розряду частина атомів неону переміщується з основного рівня 1 на збуджений 3. Для чистого

неону час життя на цьому рівні малий, і тому атоми переміщуються на рівні 1 чи 2, чим і реалізується принцип больцманівського розподілу. При створенні інверсної населеності необхідне зростання населеності рівня 3 та спад на рівні 2.

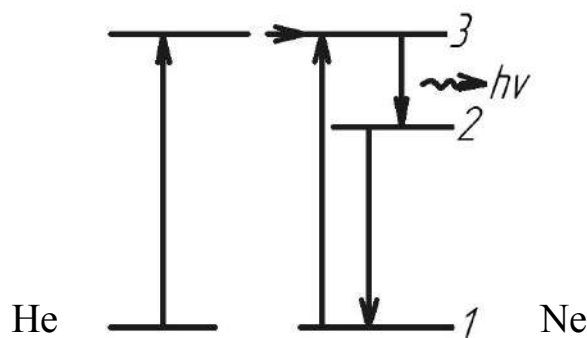


Рис. 4.22. Енергетичні рівні атомів гелію і неону

Атоми гелію сприяють збільшенню населеності рівня 3. Перший збуджуючий рівень гелію збігається з рівнем 3 атома неону, у результаті зіткнення збудженого атома гелію з не збудженим атомом неону і проходить передача енергії.

З ціллю розселення рівня 2 виконується підбір такого необхідного розміру газорозрядної трубки, за якого в результаті зіткнення з її стінками атом неону віддавав би енергію, переходячи при цьому з рівня 2 на рівень 1. Таким чином створюється стан стаціонарної інверсної населеності рівнів 2 та 3 для атома неону.

Основним конструктивним елементом гелій-неонового лазера (рис. 4.23) є газорозрядна кварцова трубка 1, на середині трубки 2 при тиску близько 150 Па міститься суміш неону і гелію (неону майже в 10 разів менше, ніж гелію), діаметр її близько 7 мм. У трубці вмонтовані електроди 3 для утворення розряду газу. На самих кінцях трубки розміщено плоскопаралельні дзеркала 5 і 6, одне з яких (6) напівпрозоре. Виникнення фотонів у вимушеному випромінюванні залежить від напрямку їх руху, багаторазово відбиваються від дзеркал чи вилітає з бічної поверхні трубки, призводить до появи вимушених переходів. Так, пучок, перпендикулярний дзеркалам, матиме найбільшу інтенсивність і виходить назовні через напівпрозоре дзеркало 6.

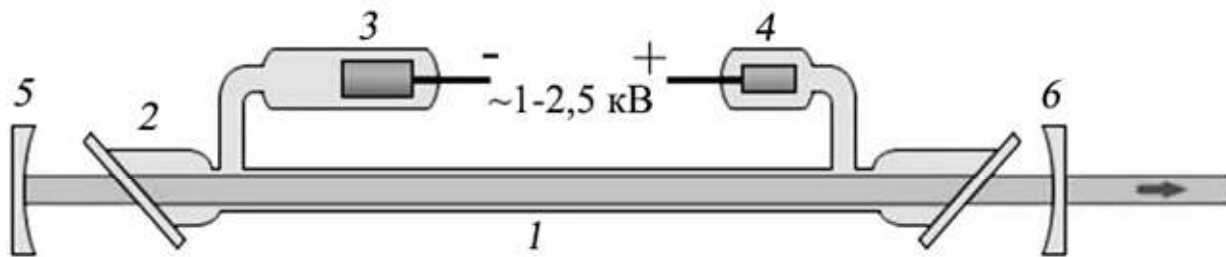


Рис. 4.23. Конструкція гелій-неонового лазера:

1 – газорозрядна трубка; 2 – трубка; 3 – катод; 4 – анод; 5 – дзеркало; 6 – напівпрозоре дзеркало

Такий лазер є лазером безперервної дії. На рівнях 2 і 3 неону вони мають складну структуру, при цьому гелій-неоновий лазер може працювати на 30 довжинах хвиль в області інфрачервоного і видимого діапазонів. Дзеркала 5 і 6 виготовляють з багатошаровими покриттями, і через інтерференції створюється заданий коефіцієнт відображення для такої довжини хвилі. Для червоного гелій-неонового лазера випромінюються хвилі завдовжки 632,8 нм.

Використання лазерів ґрунтується на властивостях їх випромінювання: висока монохроматичність ($\Delta\lambda \approx 0,01$ нм), досить велика потужність, вузька когерентність і пучок.

Застосовують лазери для вимірювання відстані між Місяцем та Землею (з точністю – близько десятків сантиметрів), для пропалювання малих отворів, голографії, та в інших сферах.

Лазери широко використовують у медицині. Це, зазвичай, два провідні напрями.

Перший напрям – це застосування лазерів у руйнації біологічної тканини, що разом з коагуляцією білка дає можливість виконати безкровне розсічення. Це і безопераційне відновлення відшарувань сітківки за допомогою офтальмокоагулятора; безкровний світловий ніж у хірургії, не потребує стерилізації; лікування глаукоми шляхом «перебігу» лазером отворів розміром 50–100 мкм для відтоку внутрішньоочної рідини; знищення ракових клітин; руйнування дентину при лікуванні зубів.

Наступний напрям пов'язаний з голографією. На основі гелій-неонового лазера з використанням оптики волокон створенні гастроскопи,

які дозволяють голографічно формувати об'ємне зображення внутрішньої порожнини шлунку.

Гелій-неоновий лазер впроваджено в лікування трофічних виразок, ІХС та ряду інших захворювань.

4.1.16. Розщеплення енергетичних рівнів атомів у магнітному полі

На контур зі струмом, що розміщений у магнітному полі, діє момент сили. При стійкій рівновазі контуру магнітний момент збігається з напрямком вектора магнітної індукції. Такий напрямок, без стороннього впливу, займає контур зі струмом. По іншому орієнтуються в магнітному полі окремі магнітні моменти частинок.

Проекція моменту імпульсу електрона на вибраний напрямок приймає дискретні значення. Для встановлення таких проекцій, необхідно виділити напрямок Z . Найбільш поширений спосіб – задання магнітного поля, і в цьому разі визначають проекцію орбітального моменту

імпульсу $L_{LZ} = \frac{h}{2\pi} m_e$, проекцію спіна $L_{SZ} = \frac{h}{2\pi} m_s$, проекцію повного

моменту імпульсу електрона $L_Z = \frac{h}{2\pi} m_j$, проекцію моменту імпульсу

атома $L_{AZ} = \frac{h}{2\pi} m_J$ на напрямок вектора магнітної індукції B .

Співвідношення між магнітним моментом і моментом імпульсу дозволяє застосовувати ці формули для встановлення дискретних проекцій магнітного моменту на напрямок вектора B . Так, всупереч класичним уявленням орієнтуються магнітні моменти частинок відносно магнітного поля під деякими кутами.

При розрахунках атома із формули $L_{AZ} = \frac{h}{2\pi} m_J$ знаходимо значення проекції магнітного моменту на напрямок вектора магнітної індукції:

$$p_{mz} = g \frac{e}{2m} L_{AZ} = g \frac{e}{2m} \frac{h}{2\pi} m_J = -g\mu_B m_J, \quad (4.64)$$

де g – множник Ланде (g -фактор) залежить від квантових чисел L, J, S ; $\mu_B = eh/(4\pi m)$ – магнетон Бора. Знак « $-$ » у (4.64) зумовлений негативним зарядом електрона.

Далі отримуємо

$$E_{\Pi} = p_m B \cos \alpha$$

для енергії контуру зі струмом у магнітному полі.

Цю формулу можна застосувати і до атома. З огляду на те, що $p_m \cos \alpha$ дорівнює проекції p_{mz} магнітного моменту на направлення вектора магнітної індукції, можемо отримати

$$E_{\Pi} = -p_m B \cos \alpha = -p_{mz} B = g\mu_B m_J B.$$

Звідси енергія атома в магнітному полі, враховуючи, що при його відсутності енергія атома відповідає E_0 , визначається з формули

$$E = E_0 + g\mu_B m_J B. \quad (4.65)$$

Оскільки магнітне квантове число m_J приймає $2J + 1$ значень від $+J$ до $-J$, то з формули (4.65) випливає, що при переміщенні атома в магнітне поле кожен енергетичний рівень розщеплюється на $2J + 1$ підрівнів. Це співвідношення зображене на рис. 4.24 для $J = 1/2$.

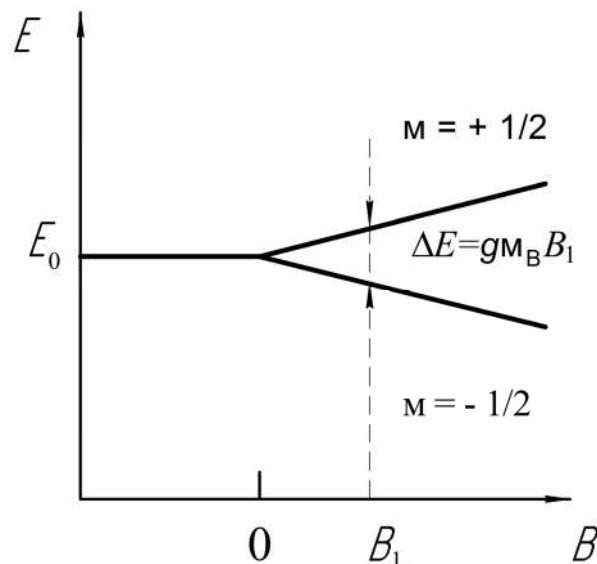


Рис. 4.24. Розщеплення енергетичних рівнів атомів у магнітному полі

Відстань між сусідніми підрівнями дорівнює μ ,

$$\Delta E = g\mu_B B. \quad (4.66)$$

Розщеплення енергетичних рівнів призводить і до розщеплення ліній спектра атомів, розміщених у магнітному полі. Таке природне явище називають ефектом Зеемана.

З виразу (4.65) для двох підрівнів E_2 і E_1 , що появились при накладенні магнітного поля,

$$E_2 = E_{02} + g\mu_B B m_J, \quad E_1 = E_{01} + g\mu_B B m_J, \quad (4.67)$$

де E_{02} і E_{01} – первинна енергія атома при відсутності магнітного поля. Застосовуючи $h\nu = E_i - E_k$ і (4.67), встановимо рівняння для випромінюваних атомом частот:

$$\nu = (E_{02} - E_{01})/h + \mu_B B (g_2 m_{J2} - g_1 m_{J1})/h = \nu_0 + \Delta\nu, \quad (4.68)$$

де

$$\nu_0 = (E_{02} - E_{01})/h, \quad (4.69)$$

ν_0 – частота спектральної лінії при відсутності магнітного поля:

$$\Delta\nu = \mu_B B (g_2 m_{J2} - g_1 m_{J1})/h, \quad (4.70)$$

ν – розщеплення спектральної лінії в магнітному полі. З (4.70) випливає, що $\Delta\nu$ перебуває в залежності від магнітного квантового числа, магнітної індукції поля та множника Ланде. Якщо $g_1 = g_2 = g$, то

$$\Delta\nu = g\mu_B B (m_{J2} - m_{J1})/h.$$

Для магнітного квантового числа

$$\Delta m_J = m_{J2} - m_{J1} = 0, \pm 1. \quad (4.71)$$

Це відповідає трьом можливим частотам: $\nu_0 + g\mu_B B/h$, ν_0 , $\nu_0 - g\mu_B B/h$. Таким чином, у магнітному полі лінія спектра розщеплюється на три рівні (рис. 4.25).

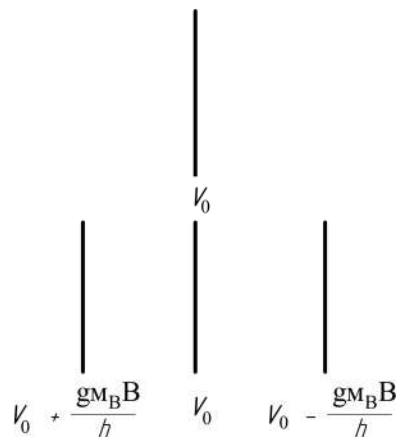


Рис. 4.25. Розщеплення енергетичного рівня на $2J + 1$ підрівнів

Це нормальне розщеплення називають простим ефектом Зеемана. Таке розщеплення буває тільки в сильних магнітних полях.

Для слабких магнітних полів характерний аномальний ефект Зеемана, при цьому $g_1 \neq g_2$ та і вигляд самого розщеплення ліній спектра значно складніший.

4.1.17. Електронний парамагнітний резонанс і його використання в медицині

Для атома, що перебуває в магнітному полі, переходи, що відбуваються спонтанно між підрівнями на одному і тому ж рівні, малоймовірні. У дійсності такі переходи відбуваються чи індукуються під дією зовнішнього електромагнітного поля. Умовою для їх здійснення є збіг частот електромагнітного поля із частотою фотонів, яке відповідає різниці енергій між розщепленими підрівнями. Тоді виникає поглинання енергії електромагнітного поля, що отримало назву **магнітний резонанс**.

По типу частинок – носіїв магнітного моменту – поділяють ядерний магнітний резонанс (ЯМР) і електронний парамагнітний резонанс (ЕПР).

Так, ЕПР виникає в речовинах, які мають парамагнітні частинки: атоми, молекули, іони, радикали, в яких є магнітний момент, зумовлений електронами. Явище Зеемана пояснюють розщепленням електронних рівнів, тому і назва резонансу – «електронний». Найпоширеніший ЕПР на частинках із суто магнітним моментом спіна, його називають електронним спіновим резонансом.

Явище ЕПР було відкрито Е. К. Завойским у 1944 р. з резонансним поглинанням в іонах солей залізної групи. Е. К. Завойскому з колегами вдалося встановити цілу низку закономірностей такого явища.

Умова резонансного поглинання енергії:

$$h\nu = g\mu_B B_{\text{рез.}} \quad (4.72)$$

Так магнітний резонанс виникав, якщо одночасно на частинку діє електромагнітне поле із частотою ν та постійне магнітне поле індукції $B_{\text{рез.}}$. З умови (4.72) випливає, що встановити резонансне поглинання можливо

двома напрямками: чи при незмінній частоті змінювати магнітну індукцію, чи при незмінній магнітній індукції змінювати частоту. Практично більш зручним виявляється перший напрям.

На рис. 4.26 зображено розщеплення в електроні (а) енергетичного рівня і зміна значень потужності P електромагнітної хвилі, що пройшла через зразок, залежно від зміни значень індукції магнітного поля (б). У разі виконання умови (4.72) виникає ЕПР.

Вигляд форми та інтенсивності ліній спектра, що виникає у ЕПР, залежав від взаємодії електронних магнітних моментів, переважно, спінових, один з одним, та решітками твердого тіла.

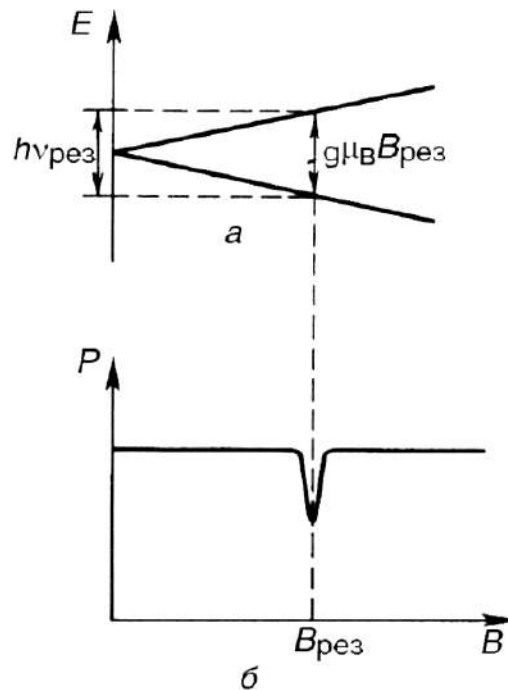


Рис. 4.26. Явище розщеплення електронного (а) енергетичного рівня та зміна значень P потужності електромагнітної хвилі, яка проникла в зразок, у середовищі зміни значень індукції магнітного поля (б).

Припустимо, що умова (4.72) підтверджується. Для виникнення процесу поглинання енергії необхідно, щоб у атомів речовини була суттєво більша населеність нижніх підрівнів, чим верхніх. У протилежному випадку переважає індукване випромінювання енергії.

Поряд з поглинанням енергії при електронному парамагнітному резонансі та збільшенням населеності верхніх підрівнів відбувається

і зворотний процес – переходи без випромінювання на нижні підрівні, а енергія частинки передається решітці. За умови передавання енергії частинок решітці цей процес називають **спін-решітковою релаксацією**, який характеризується інтервалом часом τ . Із співвідношення Гейзенберга $\Delta E \Delta t \geq \frac{h}{2\pi}$ випливає, що релаксація призводить до розширення рівня.

Звідси випливає, що резонансне поглинання відбувається не завжди при одному значенні магнітної індукції B , а в певному інтервалі значень ΔB індукції (рис. 4.27). На заміну безкінечно вузької лінії поглинання формується лінія кінцевої ширини: чим скорочується час спін-решіткової релаксації, тим збільшується ширина лінії ($\tau_1 < \tau_2$, для кривих 1 і 2 з рис. 4.27).

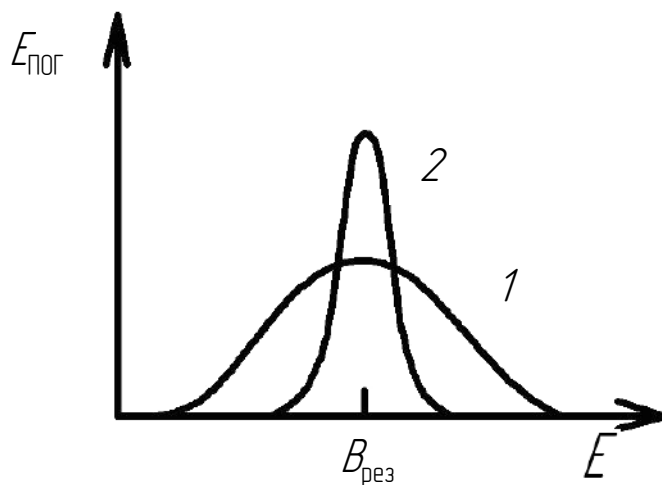


Рис. 4.27. Резонансне поглинання

Процес розширення ліній ЕПР зумовлений і спін-спіною взаємодією спінових електронів та другою взаємодією парамагнітних частинок. Такі процеси з різними типами взаємодії впливають не тільки на значення ширини лінії поглинання, але і на її вигляд і форму.

Поглинання енергії ЕПР, – сумарна (інтегральна) інтенсивність лінії, при деяких умовах буде пропорційна числу парамагнітних частинок. Таким чином, по вимірним значенням інтегральної інтенсивності можна встановити концентрацію цих частинок.

Важливими параметрами, що характеризують синглетову лінію поглинання, є ν , $B_{\text{рез}}$, g (положення точки резонансу), що відповідають умові (4.72). При постійній частоті ν значення $B_{\text{рез}}$ залежить від g -фактора. За умови простого g -фактора це дозволяє встановити характер магнетизму системи (орбітальний чи спіновий). Так, якщо ж електрон зв'язаний з атомом у складі кристалічних твердих ґрат чи іншої молекулярної системи, то на нього впливають внутрішні сильні поля. Визначаючи g -фактор, отримуємо інформацію про поля і внутрішньо-молекулярні зв'язки.

Медико-біологічні програми опираються на аналіз групи близьких ліній у спектрі ЕПР, які називають *розщепленням*. Для спектра ЕПР існує два найбільш характерні типи розщеплення.

Першей тип – це розщеплення електронне, яке виникає, коли атом чи молекула мають кілька електронних розщеплень, що викликають ЕПР. Другий тип – це саме надтонкі розщеплення, що виникають при взаємодії магнітного моменту ядра з електронами.

Принцип та методика вимірювання параметрів ЕПР ґрунтується на розрахунку будь-яких змін параметра коливальної системи, які виникають з поглинанням електромагнітної енергії.

Спектрометр ЕПР використовують для реєстрації цих змін значень параметрів коливальної системи. Він складається з: 1 – електромагніт, що формує однорідне сильне магнітне поле з можливістю плавно змінювати її індукції; 2 – генератор електромагнітного поля НВЧ-випромінювання; 3 – чутливий елемент – «поглинаюча комірка», що випадаюче НВЧ-випромінювання концентрує на зразку і дає можливість виявити енергію поглинання цим зразком, виготовлена у вигляді об'ємного резонатора; 4 – електронна схема, що фіксує запис спектрів ЕПР чи спостереження за ними; 5 – зразок; 6 – двоканальний двопроміневий осцилограф (рис. 4.28).

Для ЕПР-спектрометра «Рубін» застосовують частоту близько 10 ГГц з довжиною хвилі $\lambda = 3$ см. Згідно з формулою (4.72), отримуємо максимум ЕПР поглинання при $B = 0,3$ Тл та $g = 2$.

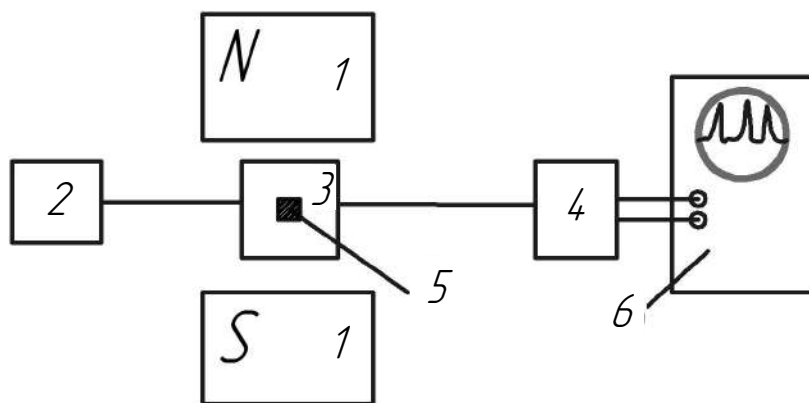


Рис. 4.28. Структурна схема ЕПР-спектрометра:

- 1 – електромагніт; 2 – генератор електромагнітного поля НВЧ-випромінювання;
 3 – «поглинаюча комірка»; 4 – плата керування з електронною схемою,
 що фіксує запис спектрів ЕПР чи спостереження за ними; 5 – зразок;
 6 – двоканальний осцилограф

Виявлення та дослідження вільних радикалів є одним із медико-біологічних застосувань методу ЕПР. Отримані спектри ЕПР опроміненних білків пояснили механізм виникнення вільних радикалів та виявили зміни вторинних і первинних продуктів радіаційного ураження.

Явище ЕПР ініціювало вивчення фотохімічних процесів, таких як фотосинтез та канцерогенну активність оточуючих речовин.

Визначення значень концентрації радикалів у повітряному середовищі є одним із застосувань санітарно-гігієнічного напрямку, вивчення біологічних молекул, метод спін-міток, зміст якого полягає в тому, що з молекулою досліджуваного об'єкта зв'язується парамагнітне з'єднання з добре відомою структурою. Знаходять положення такої спін-позначки в молекулі. Візаалізуючи їх у різних частинах молекул, можна встановити розміщення різних груп атомів, вивчати природу, їх орієнтацію, взаємодію і хімічні зв'язки та виявляти молекулярний рух. Контакт і єднання до молекули не однієї, а декількох спін-міток, наприклад, тих двох, що дозволяють отримати інформацію про відстані мічених груп.

Спінкові зонди – парамагнітні частинки, що нековалентно пов'язані з молекулами, несуть інформацію про стан оточуючих їх молекул [26].

4.1.18. Ядерний магнітний резонанс. ЯМР-інтроскопія

Ядерний магнітний резонанс (ЯМР) не належить до розділу фізики атомів і молекул, проте розглядається в одній частині з ЕПР як явище магнітного резонансу. Магнітний момент ядер додається з магнітними моментами нуклонів. Зазвичай цей момент виражають в ядерних магнетонах ($\mu_{\text{я}}$); $\mu_{\text{я}} = 5,05 \cdot 10^{-27} \text{ А} \cdot \text{м}^2$. Магнітний момент протону наближено дорівнює $p_{\text{mp}} = 2,79\mu_{\text{я}}$, а нейтрона $p_{\text{mn}} = -1,91\mu_{\text{я}}$. Знак « \leftrightarrow » означає, що магнітний момент нейтронів або ядра орієнтований протилежно спіну.

Магнітний момент ядра, що перебуває в магнітному полі, може приймати лише дискретні значення орієнтації. Це означає, що енергії ядра буде відповідати підрівням, відстань між якими залежить від індукції магнітного поля.

Якщо в цих умовах на ядро впливати електромагнітним полем, то можна викликати переходи між підрівнями. Щоб здійснити ці переходи, а також поглинання енергії електромагнітного поля, необхідно виконати умову:

$$h\nu = g_{\text{я}}\mu_{\text{я}}B, \quad (4.73)$$

де $g_{\text{я}}$ – ядерний множник Ланде.

Вибіркове поглинання електромагнітних хвиль певної частоти речовиною в постійному магнітному полі, зумовлене переорієнтацією магнітних моментів ядер, називають ЯМР.

ЯМР можна спостерігати при виконанні умови (4.73) лише для вільних атомних ядер. Експериментальні значення резонансних частот ядер, що розміщено в атомах та молекулах, не відповідає умові (4.73). При цьому відбувається «хімічний зсув», який виникає в результаті впливу локального (місцевого) магнітного поля, створюваного в середині атома електронними струмами, індукованих зовнішнім магнітним полем. У результаті такого «діамагнітного ефекту» виникає додаткове магнітне поле, індукція якого пропорційна індукції зовнішнього магнітного

поля, але протилежна йому за напрямком. Тому повне ефективне магнітне поле, що діє на ядро, характеризується індукцією

$$B_{\text{ЕФ}} = (1 - \sigma)B, \quad (4.74)$$

де σ – стала екранування по порядку величини, що дорівнює 10^{-6} і залежить від електронного оточення ядер.

Звідси випливає, що для такого типу ядер, що перебувають в різних оточеннях (різні молекули або різні, не еквівалентні місця однієї і тієї ж молекули), резонанс спостерігається за різних частот. Це і визначає хімічний зсув. Він залежить від природи хімічного зв'язку, електронної будови молекул, концентрації певної речовини, типу розчинника, температури і т. д.

Якщо два або кілька ядер у молекулі екрановані по-різному, тобто ядра в молекулі займають хімічно не еквівалентні положення, то вони мають різний хімічний зсув.

Спектр ЯМР такої молекули містить стільки резонансних ліній, скільки хімічно НЕ еквівалентних груп ядер такого типу в ній є. Інтенсивність кожної лінії пропорційна числу ядер у цій групі.

У спектрах ЯМР розрізняють два типи ліній по їх ширині. Спектри твердих тіл мають більшу ширину, і цю область застосування ЯМР називають ЯМР широких ліній. У рідинах спостерігають вузькі лінії, і це називають ЯМР високого дозволу.

На рис. 4.29 зображені криві ядерного магнітного резонансу для твердих тіл (а) і рідин (б). Гострота екстремуму зачення в рідинах зумовлена наступним. Кожне ядро взаємодіє зі своїми сусідами. Оскільки орієнтація ядерних магнітних моментів, які оточують ядро цього типу, змінюється від точки до точки в речовині, то повне магнітне поле, що діє на різні однотипні ядра, також змінюється. Це означає, що для всієї сукупності ядер область резонансу повинна являти собою широку лінію.

Однак через швидкі переміщення молекул у рідині локальні магнітні поля недовговічні. Це призводить до того, що ядра рідини перебувають під впливом одного і того ж середнього поля, тому лінія резонансу є різкою.

Для хімічних сполук, в яких спостерігається ЯМР ядер, що займають хімічно еквівалентні місця в молекулі, спостерігається самотня лінія. З'єднання більш складної будови дає спектри з багатьох ліній.

За хімічним зрушенням, числом і положенням спектральних ліній можна встановити структуру молекул.

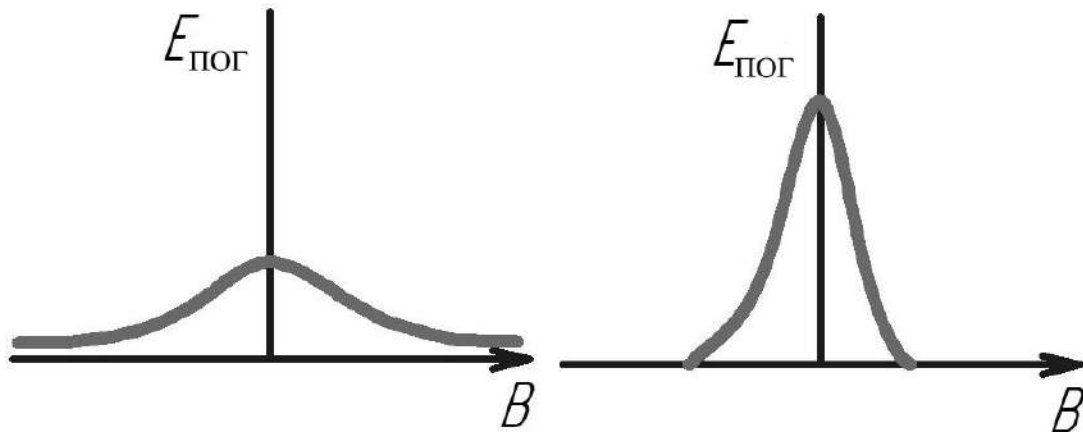


Рис. 4.29. Криві ЯМР для твердих тіл (а) і рідин (б)

Хіміки і біохіміки широко використовують метод ЯМР для дослідження структури від найпростіших молекул неорганічних речовин до складних молекул живих об'єктів, а також при вирішенні багатьох завдань, пов'язаних з перебігом хімічних реакцій, вивченням структур вихідних речовин і утворенням у результаті реакцій продуктів.

Однією з переваг цього аналізу є те, що він не руйнує об'єкти дослідження, як це відбувається, наприклад, при хімічному аналізі.

Дуже цікаві можливості для медицини може дати визначення параметрів спектра ЯМР у багатьох точках зразка. Поступово, пошарово проходячи весь зразок (скануючи), можна отримати повне уявлення про просторовий розподіл молекул, що містять, наприклад, атоми водню або фосфору (при магнітному резонансі від протонів або ядер фосфору відповідно).

Усе це здійснюється без руйнування зразка, і тому можна проводити дослідження на живих об'єктах.

Такий метод називають ЯМР-інтроскопією, він дозволяє розрізняти кістки, судини, нормальні тканини і тканини зі злоякісною патологією.

ЯМР-інтроскопія дозволяє розрізнити зображення м'яких тканин, наприклад, відрізняє зображення сірої речовини мозку від білої, пухлинні клітини від здорових, при цьому мінімальні розміри патологічних включень можуть становити частинки міліметра. Можна очікувати, що ЯМР-інтроскопія стане ефективним методом діагностики захворювань, що пов'язані зі зміною станів органів і тканин.

Частота електромагнітних хвиль, які спричиняють переходи між енергетичними станами при ЕПР та ЯМР, відповідає радіодіапазону й явищам ЕПР та ЯМР, що належать до радіоспектроскопії.

4.2. БІОФІЗИКА ЗОРУ

4.2.1. Фотобіологічні процеси

Фотобіологічними називають процеси, які починаються з поглинання квантів світла біологічно функціональними молекулами, а закінчуються відповідною фізіологічною реакцією в організмі або тканинах.

Важливою характеристикою впливу світла на перебіг біологічних процесів є спектр фотобіологічної дії – залежність фотобіологічного ефекту від довжини хвилі діючого світла. Спектри дії дозволяють визначити, яка область спектра найбільш ефективно зумовлює біологічний процес, а також з'ясувати механізм такого впливу.

Медикові необхідне розуміння цих процесів для пояснення механізму зору і оцінки різноманітних впливів оптичних випромінювань.

Поглинувши квант випромінювання, молекула збуджується. Енергія збудження може бути передана іншим молекулам. Для фотобіологічного процесу істотно, щоб у результаті такого збудження відбувалося хімічне перетворення (фотохімічна реакція). Після первинного фотохімічного акту реакції розвиваються так, що наявність світла не обов'язкова (темнові реакції), зрештою вони й призводять до відгуку біологічної системи на світло.

Розглянемо кількісно початкові етапи цього процесу: поглинання світла й первинну фотохімічну реакцію.

Аналогічно введемо поняття ефективного розтину поглинання молекулою фотона σ . Відмінність від висновку закону Бугера–Ламберта–Бера полягає принаймні в такому: по-перше, будемо враховувати зменшення кількості молекул, що активуються, тому що вплив світла спричиняє їх перетворення; по-друге, розглянемо досить тонкий шар розведеного розчину, це дозволить вважати інтенсивність світла I_0 постійною й однаковою у всьому розчині.

Елементарне зменшення концентрації dn молекул під дією світла пропорційна:

- концентрації n молекул;
- ефективному розтину поглинання σ ;
- часу опромінення dt ;
- кількості фотонів, які в одиницю часу проходять через 1 м^2 грані кювети (I_0):

$$dn = -\varphi_x I_0 \sigma n dt. \quad (4.75)$$

У рівнянні (4.75) знак « $-$ » означає зменшення кількості молекул згодом. Коефіцієнт φ_x – називають квантовим виходом фотохімічної реакції. Цей коефіцієнт показує, яка частина молекул, які поглинули фотони, вступила у фотохімічну реакцію. Розділимо змінні й проінтегруємо (4.75):

$$\int_{n_0}^t \frac{dn}{n} = -\varphi_x I_0 \sigma \int_0^t dt,$$

де n_0 – початкова концентрація молекул, а n_t – концентрація молекул у момент t .

Одержуємо

$$\ln(n_t / n_0) = -\varphi_x I_0 \sigma t, \text{ або } \ln(n_0 / n_t) = -\varphi_x I_0 \sigma t = D_0 \sigma_x. \quad (4.76)$$

Тут $I_0 t = D_0$ – доза опромінення, а $\sigma \varphi_x = \sigma_x$ – площа поперечного перерізу молекули для фотохімічного перетворення, вона пропорційна ймовірності такої взаємодії фотона з молекулою, у результаті якої відбудеться фотохімічна реакція.

Для знаходження σ_x будують графік залежності $\ln(n_t/n_0) = f(D_0)$ й по нахилу прямій визначають цю величину (рис. 4.30).

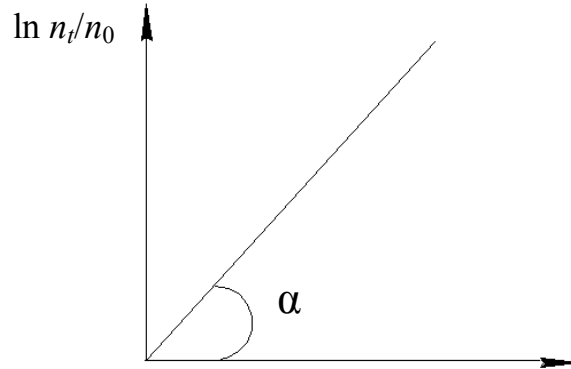


Рис. 4.30. Фотохімічне перетворення

У фотохімії спектром дії називають залежність $\sigma_x(\lambda)$. Цю залежність можна знайти, використовуючи зв'язок $\sigma\varphi_x = \sigma_x$. Справа в тому, що квантовий вихід фотохімічних реакцій у розчинах не залежить від довжини хвилі діючого світла ($\varphi_x = \text{const}$). Фізично це означає, що незалежно від енергії збудження $h\nu$ молекула буде порушена і зможе почати фотохімічне перетворення. З огляду на це, можна прийти до висновку, що спектр дії $\sigma_x(\lambda)$ й спектр поглинання – залежність $\sigma(\lambda)$ – мають однаковий вигляд, тому що різняться тільки постійним множником φ_x . Така особливість дозволяє, зіставляючи спектр фотобіологічної дії зі спектрами поглинання різних біохімічних з'єднань, визначити механізм дії світла й, зокрема, УФ-випромінювання.

Так, наприклад, було встановлено, що крива загибелі бактерій під дією УФ-випромінювання (спектр фотобіологічної дії) подібна до спектра поглинання нуклеїнових кислот. Це дало підставу зробити висновок, що загибель бактерій зумовлена ушкодженням саме нуклеїнових кислот.

4.2.2. Біофізичні основи зорової рецепції

Раніше було розглянуто особливості частини ока, що проводить світло. Сприйняття світла оком є фотобіологічним процесом, тому механізм роботи світлосприймаючого апарата розглядається тут.

Світлочутливі зорові клітини палички й колбочки відіграють різну роль у збудженні світлового відчуття. Палички більше світлочутливі, але не розрізняють колір. Колбочки розрізняють колір; крім того, при достатній яскравості предмета вони чутливі до сприйняття деталей зображення, тому розв'язна здатність ока зумовлена розміщенням колбочок на сітківці. Палички належать до апарата сутінкового й ахроматичного зору, а колбочки – денного й колірною.

Розглянемо спочатку деякі загальні питання чутливості ока до світла й кольору. Світлочутливістю ока називають величину, зворотну граничній яскравості, тобто мінімальній яскравості, що спричиняє зорове відчуття в цих умовах спостереження.

Світлочутливість ока змінюється в широких межах завдяки зоровій адаптації – здатності ока пристосовуватися до різної яскравості. Адаптація здійснюється такими способами:

- 1) зміною діаметра зіниці в межах від 2 до 8 мм, що змінює світловий потік у 16 разів;
- 2) зменшенням концентрації світлочутливої речовини, що не розклалася;
- 3) екрануванням колбочок і паличок темним пігментом, що поміщається в судинній оболонці й здатним у процесі адаптації переміщатися в напрямку склоподібного тіла;
- 4) зміною залежно від яскравості предмета ступеня участі паличок і колбочок у збудженні світлового відчуття.

Адаптація дозволяє оку нормально функціонувати в діапазоні яскравості від 10^{-7} до 10^5 кд/м². Нижня межа, або абсолютний поріг світлочутливості ока при повній темновій адаптації, становить близько сотні фотонів за секунду. З них тільки близько 10 % поглинаються молекулами зорового пігменту в паличках сітківки, а інші відбиваються від роговиці, поглинаються оптичними середовищами ока або проходять крізь сітківку й поглинаються в клітинах пігментного епітелію. Наявність пігментного епітелію, що підстилає сітківку, істотно зменшує відбиття й розсіювання світла від задньої стінки ока. Око людини

реагує на електромагнітні хвилі з довжиною хвилі приблизно від 400 до 760 нм.

Спектральна чутливість ока характеризується видимістю випромінювання:

$$S_{\lambda} = d\Phi / d\Phi_E, \quad (4.77)$$

де $d\Phi$ – світловий потік; $d\Phi_E$ – потужність випромінювання, що зумовлює цей світловий потік; $d\Phi$ і $d\Phi_E$ віднесені до досить малого інтервалу довжин хвиль від λ до $\lambda + d\lambda$.

Вважають, що нормальне око найбільш чутливе до жовто-зеленого монохроматичного випромінювання $\lambda = 555$ нм. При цьому потужність випромінювання, що дорівнює 1 Вт, зумовлює світлове відчуття, що відповідає світловому потоку 683 лм. Для цієї довжини хвилі 555 нм маємо видимість випромінювання $S_x = 683$ лм/Вт.

Відносна видимість дорівнює

$$S_{\lambda} = S_{\lambda} / S_{\lambda_{\max}}, \quad (4.78)$$

де $S_{\lambda_{\max}}$ – максимальна видимість випромінювання цього спектра.

На рис. 4.31 показана крива видимості денного зору 1 і сутінкового 2. По суті, ці криві є спектром фотобіологічної дії. Для денного зору $S_{\lambda_{\max}}$ відповідає, як було зазначено, $\lambda = 555$ нм, а для сутінкового $\lambda = 510$ нм.

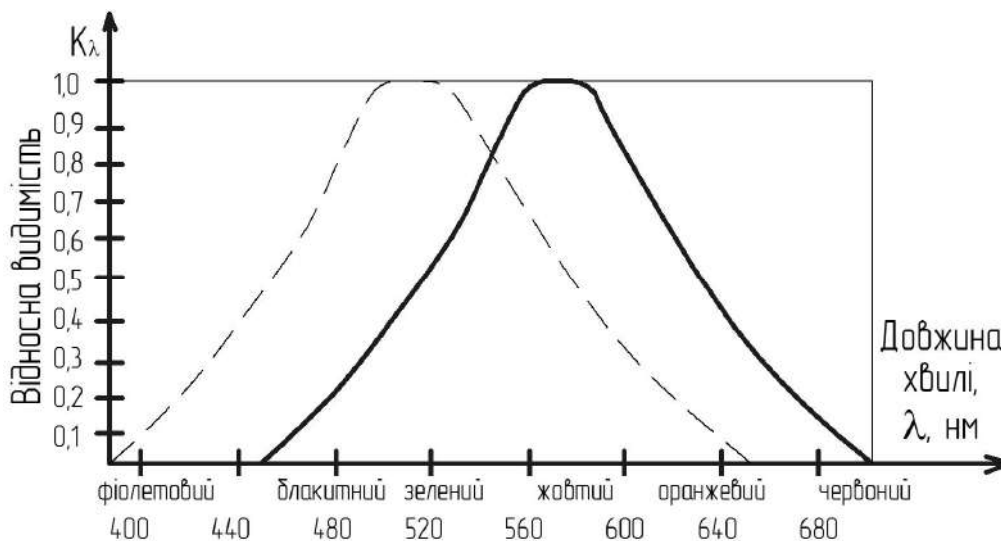


Рис. 4.31. Крива видимості денного зору

При сутінковому зорі око погано розрізняє кольори й випромінювання різних довжин хвиль та сприймається як блакитнувато-сіре.

Максимум кривій видимості денного зору відповідає максимуму сонячного випромінювання, що пройшло атмосферу й потрапило на поверхню Землі, у цьому проявляється доцільність організації ока людини.

Паличка складається із чутливого до світла зовнішнього сегмента і внутрішнього сегмента, що містить ядро й мітохондрії, які забезпечують функціонування клітини. У середині зовнішнього сегмента розміщені тонкі диски діаметром близько 6 мкм. Кожний диск складається з безшарової мембрани й за формою нагадує сплющену ліпосому. У зорові диски вбудований і зоровий пігмент – родопсин. Кількість дисків в одній клітині вимірюється декількома сотнями. Від внутрішнього сегмента йде зв'язок до нервового волокна.

Родопсин становить складний білок з молекулярною масою близько 40 000. Діаметр його молекули становить 4 нм, якщо її форму прийняти за сферичну. Родопсин складається з білка опсина й хромофорної групи – ретиналя. Ретиналь, загалом кажучи, може мати кілька просторових ізомерів, але з описом зв'язується тільки П-цисретиналь. Під дією світла ретиналь відщеплюється від родопсину й переходить у найбільш стійку конформацію суцільного трансизомера.

У результаті зміни структури ретиналя в мембрані диска відбуваються зміни, пов'язані зі зміною положення білка родопсину. Родопсин переходить із міждислової гідрофільної поверхні на внутрішню гідрофобну фазу мембрани.

Якщо в темряві мембрана диска непроникна для іонів Na^+ , K^+ , Ca^+ , й ін., то в результаті висвітлення конформаційна зміна родопсину призводить до зміни стану мембрани: збільшується проникність для деяких іонів. У цих процесах функція родопсину полягає в тому, що він під дією світла сприяє утворенню пор у дисках для деяких іонів і закриває канали на зовнішній мембрані для іонів натрію. Це й призводить до виникнення потенціалів, що зумовлюють нервовий імпульс. Особливістю зовнішніх сегментів паличок сітківки є те, що в темряві

потенціал має натрієву природу на відміну від потенціалу інших клітин. У результаті зміни структури родопсину під дією світла проникність мембран для натрію різко знижується, а для інших іонів не змінюється. При цьому на перше місце виходить проникність для калію. Потенціал характеризується калієвою природою перетворення й полярність його змінюється. Це призводить до того, що на відміну від всіх інших відомих клітин на цитоплазматичній мембрані зовнішніх сегментів паличок потенціал має знак «плюс» усередині й знак «мінус» зовні. Пігмент колбочок містить теж П-цисретиналь, як і родопсин, але білкова частина пігменту відрізняється, тому пігменти колбочок називають йодопсинами.

Вимірювання спектрів поглинання окремих різновидів колбочок показав, що кожна колбочка містить певний вид йодопсина. Йодопсини колбочок людини мають максимуми поглинання при 445, 535 і 570 нм. На цих відомостях ґрунтується трикомпонентна теорія кольорового зору. При деяких генетичних захворюваннях порушується синтез білків-йодопсинів і око стає не здатне розрізняти червоний і зелений кольори (дальтонізм).

4.2.3. Оптична система ока людини

Око має не зовсім правильну сферичну форму. Його вертикальний, горизонтальний і осьовий (передньо-задній) розміри дорівнюють відповідно 23,4; 23,6 та 24,3 мм. Світло потрапляє в око через рогівку. Показник заломлення її речовини 1,376, радіус кривизни передньої поверхні 7,7, задньої – 6,8 мм. Ця частина очей має найбільші оптичні властивості: оптична сила її передньої поверхні – 50 дптр. За рогівкою знаходиться кришталік, який представляє собою двоопуклу лінзу з радіусом кривизни передньої поверхні 10, задньої – 6 мм. Кришталік складається з пластинчатих шарів, неоднакових як за радіусом кривизни, так і за показником заломлення. Загальний показник заломлення речовини кришталіка 1,414...1,424, оптична сила в найбільш стовщеному стані 19,1 дптр.

Простір між рогівкою і кришталиком заповнено водянистою речовиною, а внутрішня частина очей – склоподібним тілом – прозорою гелеподібною масою, що складається з позаклітинної рідини з колагеном і гіалуроновою кислотою в колоїдному розчині. Водяниста речовина і склоподібне тіло мають показник заломлення 1,336.

Внутрішній шар очей, що містить зорові елементи, називають сітківкою. До сітківки підходить зоровий нерв, відводячи нервові імпульси в зоровий центр головного мозку.

В області примикання зорового нерву до сітківки міститься сліпа пляма, нечутлива до світла, а в середині сітківки – область, де гострота зору при денному освітленні максимальна, – жовта пляма. Через геометричний центр рогівки і кришталика проходить головна оптична вісь OO , а через центр кришталика і жовта пляма – зорова вісь $O'O'$ (рис. 4.32).

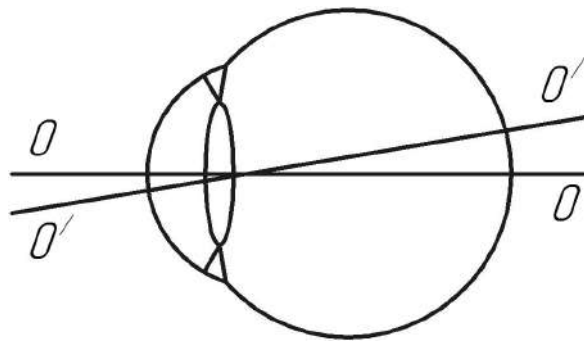


Рис. 4.32. Положення головної оптичної OO і зорової $O'O'$ осі

Зорова вісь збігається з напрямком найкращої світлочутливості. Кут між головною оптичною та зоровою осями становить близько 5° .

Показники заломлення повітря і внутрішнього середовища очей не однакові. З цього випливає таке:

1. Фокусні відстані f_1 і f_2 нерівні (рис. 4.33). Для сферичної поверхні фокусна відстань як з боку предметів, так і з боку зображення можуть бути обчислені за формулою:

$$f = \frac{n_2 R}{n_2 - n_1}, \quad (4.79)$$

де n_1 – показник заломлення першого середовища (з якої виходять паралельні промені); n_2 – показник заломлення другого середовища;

R – радіус кривизни поверхні розділу двох середовищ. Відповідно оптична сила сферичної поверхні дорівнює

$$D = \frac{1}{f} = \frac{n_2 - n_1}{n_2 R}. \quad (4.80)$$

Оптична сила лінзи з двома ламаними поверхнями становить:

$$D = D_1 + D_2 - \frac{d}{n} D_1 D_2, \quad (4.81)$$

де D_1 і D_2 – оптична сила передньої і задньої поверхонь лінзи відповідно; d – відстань між ними; n – показник заломлення укладеного між ними середовища.

2. Головні площини оптичної системи ока, перпендикулярні головній оптичній осі, що проходять через головні точки H_1 і H_2 (рис. 4.33), не збігаються. H_1 і H_2 – це точки, для яких лінійне збільшення

$$\Gamma = \frac{a_2}{a_1} = +1, \quad (4.82)$$

де a_1 – відстань від предмета до лінзи; a_2 – відстань від лінзи до зображення (рис. 4.34).

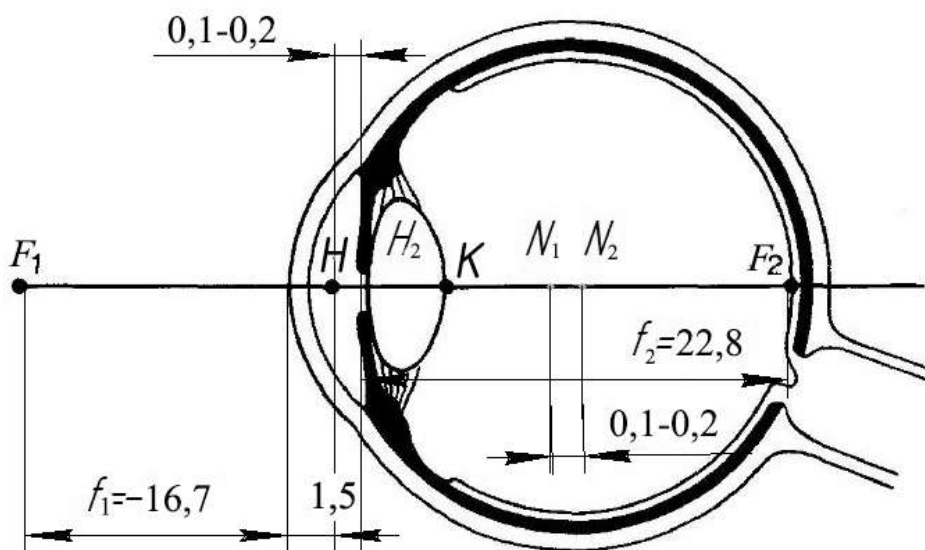


Рис. 4.33. Оптична система ока:

F_1 і F_2 – фокуси; f_1 і f_2 – фокусні відстані;
 H_1 і H_2 – головні точки; N_1 і N_2 – кутові точки

3. З головними площинами не збігаються площини, перпендикулярні головній оптичній осі, що проходять через вузлові точки N_1 і N_2 (рис. 4.33). Для цих точок кутове збільшення

$$Z = \frac{\operatorname{tg}\varphi_2}{\operatorname{tg}\varphi_1} = 1, \quad (4.83)$$

де φ_1 – кут розкриття пучка променів точки предмета; φ_2 – кут розкриття пучка променів для спряжених точок зображення (рис. 4.34).

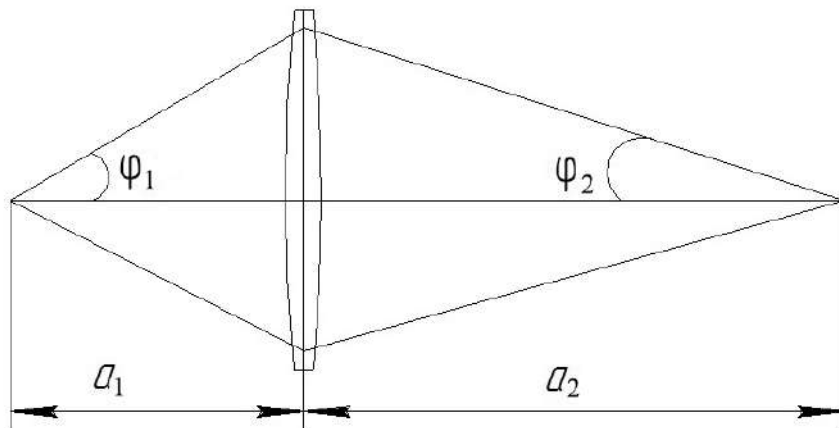


Рис. 4.34. До визначення лінійного і кутового збільшення

Око має чотири поверхні, утворені в рогівці, водянистою вологою і кристаликом. Зовні ця оптична система обмежена повітрям, зсередини – склоподібним тілом.

Часто для спрощення обчислень всю оптичну систему ока представляють лінзою, яка з боку простору предметів оточена повітрям, а з боку простору зображень – рідиною з показником заломлення 1,336, головні H_1 , H_2 і вузлові N_1 , N_2 точки суміщають. Оптична сила такої системи становить 58,6 дптр, а саму систему називають наведеним редукованим оком.

Чим далі предмет знаходиться від ока, тим менше його зображення на сітківці. Проведемо через крайні точки предмета AB , що має розмір H і суміщену вузлову точку N , промені (рис. 4.35).

Перетинання їх з сітківки дасть дійсне, зворотне, зменшене зображення предмета розміром h , величина якого

$$h = l \operatorname{tg}\beta, \quad (4.84)$$

де l – відстань між збігом вузлової точки N і сітківки. Якщо кут зору β між променями малий, то $\text{tg}\beta \approx \beta$. Отримуємо

$$h = l\beta. \quad (4.85)$$

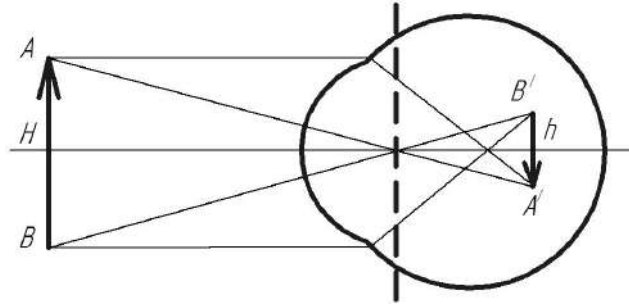


Рис. 4.34. Побудова зображення h предмета H на сітківці ока

Розмір предмета H становить

$$H = L\beta, \quad (4.86)$$

де L – відстань від предмета до ока.

Тоді з формул (4.82) та (4.83) отримуємо

$$h = \frac{lH}{L}. \quad (4.87)$$

З виразу (4.84) видно, що з відомої відстані до предмета можна визначити розмір останнього, і, навпаки, з відомого розміру предмета можна визначити відстань до нього.

Найменший кут зору β , за якого людина ще здатна бачити окремо дві різні точки предмета (кутова роздільна здатність), становить приблизно одну хвилину. При розміщенні предмета на відстані 25 см лінійна роздільна здатність людського ока становить 70 мкм, а розмір зображення цих точок на сітківці – 5 мкм, що, у свою чергу, так само відповідає середній відстані між колбочками.

З геометричної оптики відомо, що при рівних показниках заломлення середовища з обох боків лінзи справедливе співвідношення

$$\frac{f_1}{a_1} + \frac{f_2}{a_2} = 1. \quad (4.88)$$

Тому для отримання чіткого зображення різних віддалених предметів повинна змінюватися або відстань a_2 , або фокусна відстань f_2 .

В оці людини реалізується останній спосіб. Можливість фокусування на сітківці зображень різних віддалених предметів за рахунок зміни кривизни кришталика, особливо його передній поверхні, називають **акомодацією**. Чим ближче розміщений предмет, тим більше повинна бути кривизна кришталика і його оптична сила.

Кришталик укладений в капсулу, яка по краях переходить у волокна циліарного зв'язку. Ці волокна завжди натягнуті. Тому в розслабленому стані кришталик максимально розтягнутий, і його оптична сила мінімальна. У цьому стані очі здатні розрізняти предмети, які містяться лише на дуже далекій відстані – «на нескінченності». Механічне напруження волокон циліарного зв'язку регулюється циліарним (очним) м'язом. Під час скорочення м'яза, який інверсує парасимпатичні волокна очнорухового нерву, натяг циліарних зв'язків зменшується, і кришталик за рахунок своєї еластичності приймає більш опуклу форму.

З віком у результаті зневоднювання еластичність кришталика зменшується, в результаті чого обмежується можливість регуляції його радіуса кривизни, розвивається так звана стареча далекозорість. При цьому затуманюються близькі предмети, а зоровий апарат вимагає для чіткої візуалізації акомодацію малих радіусів кривизни кришталика. Це утруднює зорове сприйняття близько розташованих предметів, хоча далеко розміщені об'єкти, як і раніше, сприймаються чітко.

У здорової молодої людини акомодація не спричиняє напруги при розгляданні предметів, що перебувають на відстані більш ніж 25 см. Цю найменшу відстань називають відстанню найкращого бачення.

Оптична система ока має ряд недоліків. Рогівка і кришталик найчастіше мають неправильну сферичну форму і нагадують собою сегмент еліпсоїда обертання. Це призводить до явища **астигматизму**. При цьому оптична сила у вертикальній площині не дорівнює оптичній силі в горизонтальній площині, тобто зоросприйняття очей по вертикалі може бути короткозорим, а по горизонталі – далекозорим. Такий астигматизм притаманний у невеликому ступені майже всім людям.

Якщо різниця в оптичних силах не перевищує 0,5 дптр, то астигматизм називають «фізіологічним» і не коригують окулярами. При великій мірі дефекту зір коригують циліндричними лінзами, а при «нерегулярному» астигматизмі (радіус кривизни рогівки варіюється невизначеним чином) – тільки контактними лінзами (іноді корекція неможлива).

Іншим недоліком оптичної системи ока є сферична і хроматична аберація.

Сферична аберація виникає через те, що фокусна відстань центральної частини та рогівки і кришталіка більше фокусної відстані периферійної частини. Цей недолік майже не виявляється при малих значеннях діаметра зіниці, коли внесок периферичних відділів оптичної системи у побудову зображення невеликий. Зі збільшенням діаметра зіниці зображення стає все більш нерізке.

Хроматична аберація виникає внаслідок явища дисперсії білого світла: показник заломлення світла залежить від його довжини хвилі, чим вона коротша, тим більше показник заломлення. Тому сині предмети, які потребують меншої акомодатції, здаються більш віддаленими, ніж розміщені на тій самій відстані червоні предмети. Цей ефект широко використовувався при створенні вітражів готичних храмів: фон робився синім, а всі інші предмети і фігури забарвлюються в інші кольори. У результаті плоске зображення набувало об'єму.

Крім природних, характерних для всіх людей недоліків зору, існують патології. У нормі задній фокус оптичної системи ока повинен збігатися з сітківкою (рис. 4.35б).

При короткозорості (міопії) внаслідок збільшення передньо-заднього розміру очного яблука фокус розміщений перед сітківкою, що зумовлює розмите зображення далеко розміщених предметів (рис. 4.36а). Для короткозорих очей відстань найкращого бачення менше, ніж 25 см. Цей недолік зору корегується розсіювальними (увігнутими) лінзами.

При далекозорості (гіперметропії), навпаки, осьова довжина очного яблука зменшена, і промені фокусуються за сітківкою (рис. 4.36в).

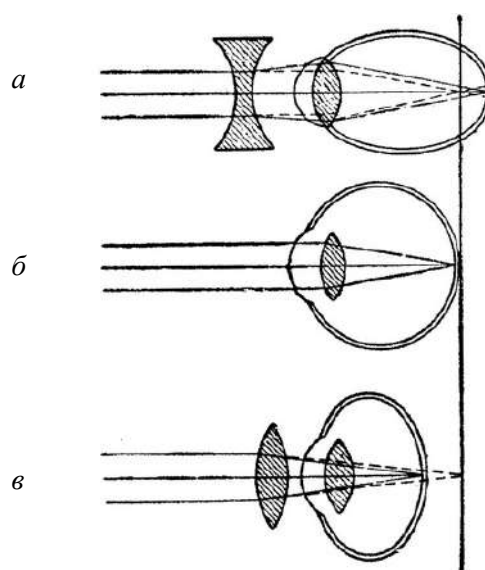


Рис 4.36. Хід променів у нормальному (а), короткозорому (б) і далекозорому (в) оці

Далеко розміщені предмети при цьому видно чітко (за рахунок механізмів акомодациї на передньому плані), а для розглядання близько розміщених предметів необхідна корекція зсувів (випуклими) лінзами. Відстань найкращого бачення для людей із далекозорістю – більше 25 см.

4.2.4. Молекулярний механізм зору

В основі зору лежить здатність очей, точніше світлочутливих клітин сітківки, реагувати на зміну світлового потоку. Око хребетних містить два види рецепторних клітин: палички, що є більш чутливі до світла і забезпечують зір у сутінках і вночі (скотопічний зір), і колбочки, що забезпечує сприйняття зорових образів при яскравому освітленні і кольоровий зір (фотопічний зір). Колбочки, крім того, мають кращу здатність до сприйняття деталей зображення і тому значно покращують роздільну здатність очей. Крива спектральної чутливості ока має максимум близько 500 нм при скотопічному зорі і близько 555 нм при фотопічному.

Палички мають довжину 63–81 мкм, діаметр – 1,8 мкм; для колбочок ці параметри дорівнюють відповідно 35 мкм та 5–6 мкм. На сітківці ока людини міститься близько 110–125 млн паличок і 6–7 млн колбочок.

Палички і колбочки розміщені на сітківці нерівномірно: в центрі і навпроти зіниці в області жовтої плями містяться, зазвичай, колбочки, на периферії – лише палички. У зв'язку з цим для отримання найкращої якості зображення світловий потік повинен потрапляти в центр сітківки.

Сітківка складається з кількох шарів клітин. Ближче всього до світла розміщені шари нервових клітин, які відводять електричні сигнали від паличок і колбочок у мозок. Далі розміщуються, власне, фоторецепторні клітини. Кожна з них має два сегменти: зовнішній та внутрішній, з'єднані між собою тонкою ніжкою. Своїм зовнішнім сегментом, що містить зорові пігменти (молекули, до складу яких входить хромофор, що поглинає світло), ці клітини орієнтовані в бік, протилежно світлу. Таким чином, світло, перш ніж потрапити на зорові пігменти, повинно пройти через рогівку, кришталик, скловидне тіло і кілька шарів клітин внутрішньої частини скловидного тіла. При цьому, однак, поглинається не більше 50 % світла. Додаткові втрати виникають у зв'язку з тим, що одна частина світла відбивається від рогівки, а інша, що пройшла повз світлочутливі елементи, поглинається клітинами епітелію ока. Тільки 10 % квантів світла, що потрапили на око, поглинаються зоровими пігментами в паличках.

Мінімальна яскравість світлової плями, яку здатні сприйняти очі на абсолютно чорному тлі при повній світловій адаптації, називають абсолютним порогом чутливості. Для людини ця величина становить (2,1...5,7) Дж на поверхні рогівки ока. Це відповідає 58–148 квантам синьо-зеленого кольору.

Якщо яскравість освітленою фону дорівнює I , а яскравість світлової плями $I + dI$, то мінімальну виявлену різницю dI між цими величинами називають різницеvim порогом чутливості, а відношення dI/I – диференційним порогом. Згідно із законом Вебера, диференційний поріг залишається постійним зі зміною яскравості фону:

$$\frac{dI}{I} = \text{const.} \quad (4.89)$$

Таким чином, величина різницевого порогу dI збільшується зі збільшенням яскравості фону I .

Залежність між інтенсивністю відчуття ψ та інтенсивністю світла описується законом Вебера–Фехнера:

$$d\psi = k \frac{dI}{I}, \quad (4.90)$$

або

$$\psi = k \ln \frac{dI}{I_0} \quad (4.91)$$

де I – інтенсивність світла; I_0 – абсолютний поріг чутливості; k – константа. З формули (4.90) випливає, що якщо інтенсивність світла зростає в логарифмічному законі, то інтенсивність відчуття світла зростає лінійно.

Вираз (4.91) також має назву психофізичного закону Вебера–Фехнера і придатний для опису будь-яких сенсорних процесів, наприклад слуху та зору. Закон використовується для виведення логарифмічних систем мір – шкали децибелів і фонів.

У людини зовнішній шар сітківки вкритий шаром, до складу якого входить пігмент фусцин, що має великий коефіцієнт поглинання. У разі відсутності відбиття та розсіювання світла чіткість зображення підвищується. У деяких нічних тварин міжзорові елементи та пігменти вкриті шаром, що є відображувальним шаром, завдяки якому на зорові пігменти потрапляють не тільки прямі, але й відбиті промені. У результаті в умовах дефіциту освітленості підвищується можливість сприйняття світла. За рахунок відображення падаючого світла у таких тварин очі світяться в темряві.

Найкращим чином фотопроекти вивчені в паличках. У відповідь на поглинання квантів світла їх мембрани, що містять зоровий пігмент родопсин, генерують електричний сигнал. Родопсин є хромопротеїном. Він складається з білкової частини – опсину і небілкової – ретиналя (половини молекули β -каротину). Останній є хромофором родопсину.

Ретиналь має безліч ізомерів, але в зорових пігментах трапляється тільки 11-цис-ретиналь і в деяких рідкісних випадках – 9-цис-ретиналь.

Ретиналь пов'язаний з опсином ковалентним протонованим альдимінним зв'язком між альдегідною групою ретиналя та ϵ -аміногрупою лізину.

У молекулі опсину виділяється велика гідрофобна ділянка, занурена у фосфоліпиду мембрану, і має менший гідрофільний шар, який виступає над її поверхнею. Фоторецептора мембрана відрізняється вкрай низькою в'язкістю (100 мПа·с) внаслідок високого вмісту поліненасичених жирних кислот. Це сприяє швидкій обертальній і латеральній дифузії молекул родопсина і полегшує їх конформаційне перетворення після поглинання світла.

Ізольований ретиналь має максимум поглинання в області 370–380, а опсин – в області 278 нм. Їх взаємодія зсуває максимум спектра поглинання родопсину у видимому діапазоні в область 500 нм. Це явище називають батохромним зрушенням. Родопсин також має ще один максимум поглинання на довжині хвилі 350 нм (ультрафіолетова область). Завдяки переважному поглинанню зелених і блакитних променів, ізольований родопсин має червоний колір. Спектр поглинання паличок збігається зі спектром поглинання родопсина і близький до кривої спектральної чутливості скотопічного зору.

У темряві ретиналь перебуває в цис-конфігурації, що забезпечує його повну стеричну відповідність молекулі опсина. Поглинання фотонів π -електронних сполучених подвійних зв'язків переводить молекулу ретиналя в збуджений стан і зумовлює розрив π -зв'язку. Тоді одна частина молекули повертається навколо залишеного σ -зв'язку, і ретиналь переходить у повністю транс-конфігурацію. Квантова ефективність (ймовірність) стереоізомеризації ретиналя після поглинання кванта становить 0,5–0,65. Після ряду перетворень, в процесі яких відбувається депротонування зв'язку між ретиналем і опсином, зміна конформації останнього, зв'язок між ретиналем і опсином розривається. Виділяється при цьому ретиналь, який міститься в транс-конфігурації. Вищеописаний

процес називають *фотолізом* родопсину. Зворотне перетворення транс-ретиналя в 11-цис-ретиналь відбувається за допомогою ферменту ретинальізомерази, після чого 11-цис-ретиналь приєднується до опсину з утворенням родопсина.

Ізомеризація ретиналя є первинним фотохімічним процесом. Для виникнення сигналу, що передає інформацію про зорове відчуття в мозок, необхідна зміна трансмембранного потенціалу палички.

У стані спокою цитоплазматична мембрана зовнішнього сегмента паличок проникності зазвичай характерна для натрію, а не для калію. Тому на відміну від усіх інших відомих клітин, цитоплазма зовнішнього сегмента паличок заряджена позитивно.

Поглинання кванта світла та наступні за ним фотоперетворення родопсину призводять до того, що проникність паличок для натрію зменшується. Кожен поглинений квант зумовлює блокаду 100–300 натрієвих каналів. Механізм передавання інформації про фотоліз родопсину натрієвим каналам точно невідомий. Можливо, що блокаду зумовлюють внутрішньоклітинні медіатори, що з'являються при впливі на зорові пігменти світла. Роль медіаторів відводять іоніам кальцію та циклічному гуанозинмонофосфату (цГМФ).

При порушенні змінюється тільки проникність мембрани для натрію, для інших іонів ця величина залишається на колишньому рівні. Тому в умовах блокади натрієвих каналів на перше місце виступає калієвий канал. Дифузія K^+ назовні з клітини в бік меншої концентрації зумовлює появу позитивного заряду, а у клітині, навпаки, – негативного.

За допомогою електроретинографії були зафіксовані електричні потенціали сітківки. Відразу після поглинання кванта світла виникає ранній рецепторний потенціал (РРП) тривалістю 1 мс. Передбачено, що РРП зумовлює переміщення молекули родопсину в мембрані при конформаційних перетвореннях у ньому. Молекула родопсину містить фіксовані заряди, та їх зміщення відносно ліпідного бішару призводить до формування РРП. Амплітуда РРП залежить від інтенсивності спалаху, але не перевищує 5 мВ.

Через 1 мс після РРП виникає пізній рецепторний потенціал (ПРП), що викликається вже не конформаційними перебудовами молекули родопсину, а транспортуванням іонів через мембрану. Амплітуда ПРП зростає зі збільшенням інтенсивності світла по такому закону:

$$A = \frac{\alpha I_s}{1 + k I_s}, \quad (4.92)$$

де I_s – інтенсивність світлового стимулу (число фотонів, що падають за одиницю часу на одиницю площі); α і k – константи, що залежать від довжини хвилі падаючого світла.

Зоровий пігмент колбочок відрізняється від таких самих пігментів для паличок. Як хромофора, як і раніше, виступає 11-цис-ретіналь, а білкова частина має дещо іншу будову. Світлочутливий елемент колбочок називають йодопсином.

У природі наявні три види йодопсину, що мають максимуми поглинання при 445 нм (синій колір), 535 (зелений) та 570 нм (помаранчевий) (рис. 4.37). Кожна колбочка містить лише один вид цих молекул.

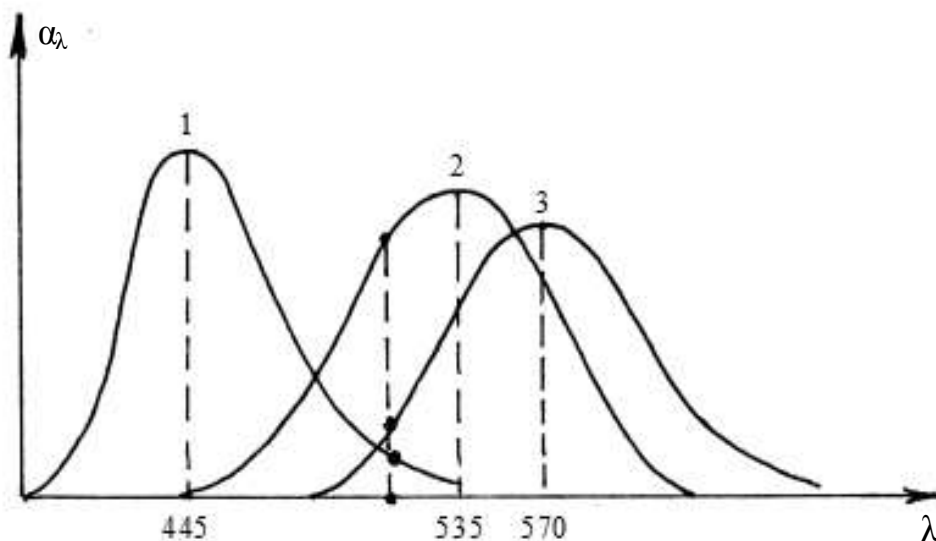


Рис. 4.37. Спектр поглинання трьох видів йодопсину:
 α_λ – монохроматичний показник поглинання; λ – довжина хвилі

Відомо, що будь-який колірний тон F_4 може бути отриманий у результаті адитивного змішування трьох інших певним чином підібраних

тонів F_1 , F_2 і F_3 . Це можна записати у вигляді рівняння необхідних і достатніх умов кольоровідчуттів:

$$a\{F_1\} + b\{F_2\} + c\{F_3\} \cong d\{F_4\}, \quad (4.93)$$

де a , b , c і d – вагові константи (знак « \cong » означає еквівалентність відчуття).

Згідно з трикомпонентною теорією зору, сформульованою в 1801 році Т. Юнгом і розвиненою потім Г. Гельмгольцом, кожний колір впливає на кожний тип колбочок, але різною мірою. Комбінація отриманих сигналів передається в головний мозок, де аналізується. У результаті виникає відчуття того чи іншого кольору. На цей момент справедливості цієї теорії на рівні колбочок не викликає сумнівів, однак на рівні сітківки та нейронів, можливо, діють інші механізми.

Іноді внаслідок генетичних захворювань порушується синтез червоного або зеленого йодопсину. Дефекту синтезу синього йодопсину трапляються не часто, і причиною цього найчастіше є не генетичні, а набуті протягом життя захворювання. Порушення сприйняття будь-якого кольору називають дальтонізмом. Оскільки інформація про патології колірної сприйняття передається у спадщину як рецесивна ознака зчеплення з X-хромосоми, то дальтонізмом найчастіше страждають чоловіки (близько 8 % чоловіків – дальтоніки) і набагато рідше жінки (менше від 0,4 %).

4.3. ІОНІЗУЮЧЕ ВИПРОМІНЮВАННЯ

4.3.1. Рентгенівська трубка. Гальмівне рентгенівське випромінювання

Електромагнітні хвилі завдовжки від 80 до 10^5 нм називають **рентгенівським випромінюванням**. Довгохвильове рентгенівське випромінювання примикає до короткохвильового ультрафіолетового, короткохвильове – до довгохвильового γ -випромінювання. За способом збудження рентгенівське випромінювання підрозділяють на гальмівне і характеристичне.

Найчастіше використовують, як джерело рентгенівського випромінювання, рентгенівську трубку (рис. 4.38), яка є двоелектродним вакуумним приладом.

З підігрітого катоду К електрони під дією електричного поля прямують до аноду А, який має нахилену поверхню, що направляє виникаюче рентгенівське випромінювання X під кутом до осі трубки. Анод (антикатод) виготовляють з теплопровідного матеріалу для відведення теплоти, що утворюється при ударі електронів. Поверхня ж аноду виконана з тугоплавких матеріалів, які мають великий порядковий номер атома в таблиці Менделєєва, для прикладу можна привести вольфрам. У деяких дослідженнях анод ціленаправлено охолоджують водою чи маслом.

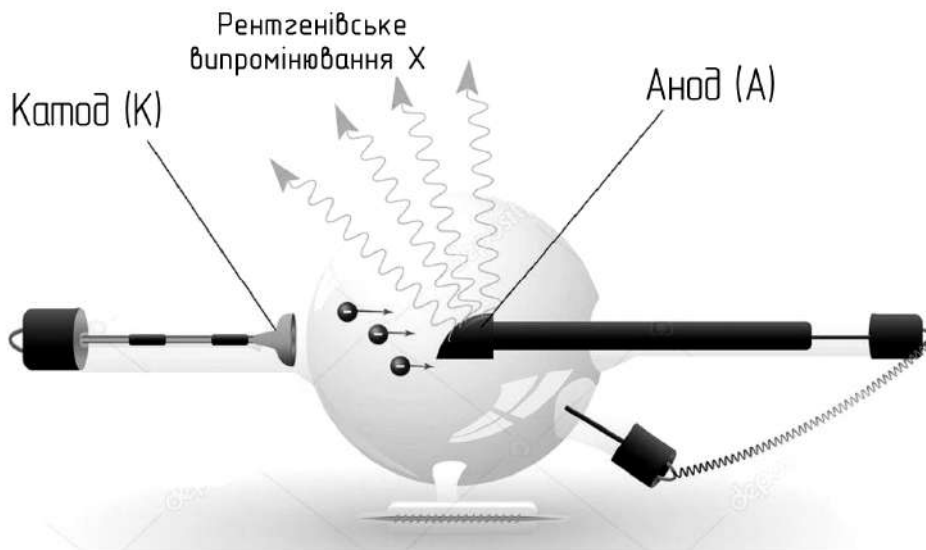


Рис. 4.38. Рентгенівська трубка

Важливою характеристикою для діагностичних трубок є мінімальний діаметр фокусної плями джерела рентгенівських променів, що досягають, фокусуючи електрони на антикатоді. Тому конструктивно доводиться враховувати два протилежні завдання: 1) електрони повинні потрапляти в одне місце аноду; 2) щоб не допустити перегріву, бажано розподіляти електрони по різних ділянках аноду. Як одне з цікавих технічних рішень такої задачі є рентгенівська трубка з анодом, що обертається.

У результаті гальмування електрона (або іншої зарядженої частинки) електростатичним полем ядра та електронів атомів речовини антикатада з'являється гальмівне рентгенівське випромінювання. Принцип формування цього можна пояснити таким чином. З електричним зарядом, що переміщується, пов'язане магнітне поле з індукцією пропорційної швидкості електрона. При гальмуванні магнітна індукція зменшується і, згідно з теорією Максвелла, з'являється електромагнітна хвиля.

У процесі гальмування електронів тільки частка енергії витрачається на формування фотона рентгенівського випромінювання, другу частку використовують на нагрівання аноду. Оскільки співвідношення між цими частками є випадковим, то в процесі гальмування значної кількості електронів з'являється спектр безперервного рентгенівського випромінювання. У зв'язку з цим гальмівне випромінювання називають також суцільним.

У кожному зі спектрів найбільш короткохвильове гальмівне випромінювання λ_{\min} виникає тоді, коли енергія, отримана електроном у полі прискорення, повністю перетворюється в енергію фотона:

$$eU = h\nu_{\max} = \frac{hc}{\lambda_{\min}}. \quad (4.94)$$

Звідки

$$\lambda_{\min} = \frac{hc}{eU}, \quad (4.95)$$

де h – стала Планка, $h = 6,626 \cdot 10^{-34}$; c – швидкість світла в вакуумі $c = 3 \cdot 10^{10}$ см/с; e – елементарний заряд, $e = 1,6 \cdot 10^{-19}$ Кл.

Цю формулу можна перетворити в зручніший для практичних цілей вираз:

$$\lambda_{\min} = 12,3 / U, \quad (4.96)$$

де λ_{\min} – довжина хвилі, 10^{-9} м; U – напруга, кВ.

Зазначимо, що на основі (4.95) ґрунтується один із точних способів практичного визначення сталої Планка h .

Короткохвильове рентгенівське випромінювання зазвичай має більшу проникаючу властивість, чим довгохвильове, тому його ще називають жорстким, тоді як довгохвильове – м'яким. Так, збільшуючи значення напруги в рентгенівській трубці, управляють складом спектра випромінювання, що випливає з формули (4.96), і збільшують жорсткість.

Якщо збільшити температуру розжарення катода, це приведе до збільшення емісії електронів та значення сили струму в цій трубці. Це приведе до зростання кількості фотонів рентгенівського випромінювання, яке появляється щосекунди. При цьому спектральний склад випромінювання не зміниться.

Потік рентгенівського випромінювання обчислюється за формулою

$$\Phi = kIU^2Z, \quad (4.97)$$

де I і U – сила струму і напруга в рентгенівській трубці; Z – це порядковий номер атома речовини анода, а k – коефіцієнт пропорційності.

4.3.2. Характеристичне рентгенівське випромінювання.

Рентгенівські спектри

Збільшуючи напругу на рентгенівській трубці до величини, більшої за деяке критичне значення, що залежить від речовини анода, на фоні суцільного спектра виникають лінійчаті спектри, інтенсивність яких у тисячі разів перевищує інтенсивність суцільного спектра. Оскільки лінійчатий спектр визначається природою речовини, з якої виготовлено анод, то його називають характеристичним. Він виникає як наслідок прискорення електронів, що проникають у глибини атома та з орбіт вибивають електрони.

На звільнені місця переходять електрони, розміщені на верхніх рівнях (рис. 4.39), у результаті висвічуються фотони характеристичного випромінювання.

З рисунку видно, що характеристичне рентгенівське випромінювання формується з серії ліній, які позначаються буквами K , L , M , N та іншими, ім'я яких і викликало позначення електронних шарів. Оскільки

при випромінюванні K -серії звільняються місця у вищих шарах, то одночасно випромінюються і лінії других серій.

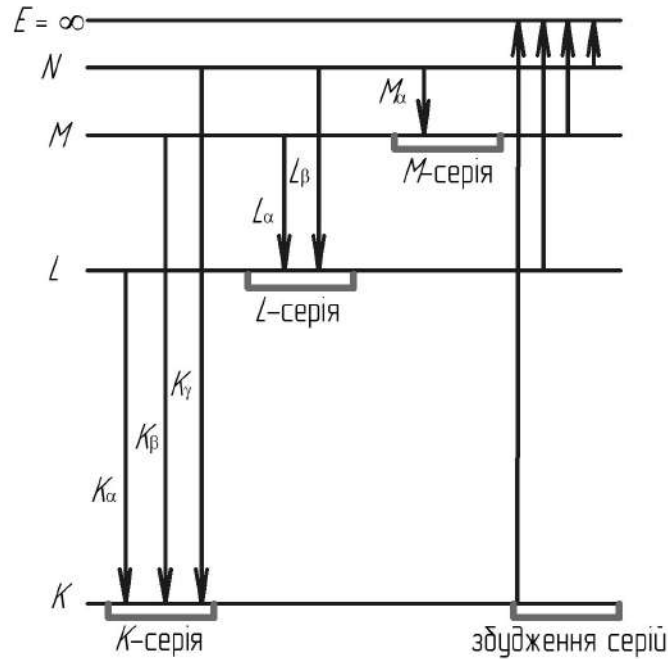


Рис. 4.39. Характеристичне рентгенівське випромінювання

Порівняно з оптичними спектрами характеристичні рентгенівські спектри для різних атомів однотипні.

Цю однотипність таких спектрів пояснюють тим, що внутрішні шари в різних атомах майже однакові і відрізняються тільки енергетичною складовою, оскільки силова дія з боку ядра збільшується зі зростанням порядкового номера елемента. Ця обставина приводить до того, що характеристичні спектри зсуваються в бік більших частот із зростанням заряду ядра. Цією закономірністю і є закон *Мозлі*:

$$\sqrt{\nu} = A(Z - B), \quad (4.98)$$

де ν – частота спектральної лінії; Z – атомний номер випускаючого елемента; A і B – сталі.

Є ще одна різниця між оптичними і рентгенівськими спектрами. Так, для атома характеристичний рентгенівський спектр не залежить від виду хімічної сполуки, в яку він входить. Як приклад, для рентгенівського спектра атома кисню спектр однаковий і для O , і для O_2

і H_2O , тоді як оптичні спектри цих з'єднань істотно різні. Ця особливість рентгенівського спектра атома і стала підставою для назви характеристичний.

Характеристичне випромінювання виникає завжди за наявності вільного місця на орбітах внутрішніх шарів атома та не залежить від причин, що його викликали.

4.3.3. Взаємодія рентгенівського випромінювання з речовиною

Реєстрація і використання рентгенівського випромінювання, а також дія його на біологічні, тканини характеризуються процесами первинної взаємодії фотона цього випромінювання з електронами молекул і атомів речовини.

Від співвідношення енергії $h\nu$ фотона й енергії іонізації A_i мають місце три головні процеси.

Класичне чи когерентне розсіювання. Це розсіювання для довгохвильового рентгенівського випромінювання, яке проходить без зміни параметрів довжини хвилі. Таке випромінювання називають когерентним. Виникає когерентне розсіювання, коли енергія фотона менша, чим енергія іонізації:

$$h\nu = A_i.$$

У цьому випадку значення енергії фотона рентгенівського випромінювання та атома речовини не змінюються. Тому когерентне розсіювання саме по собі не зумовлює біологічної дії. Проте при забезпеченні захисту від шкідливого впливу рентгенівського випромінювання враховується ймовірність зміни напрямку поширення первинного пучка. Такий вид взаємодії має суттєве значення для отримання характеристик рентгеноструктурного аналізу.

Некогерентне розсіювання (ефект Комптона). У 1922 р. Артур Голлі Комптон, проводив дослідження з розсіювання напрямків жорстких рентгенівських променів, та виявив явище зменшення величини проникаючої здатності для розсіяного пучка порівняно із падаючим.

Пояснювалось це тим, що значення довжини хвилі рентгенівського розсіяного випромінювання більша, ніж падаючого.

Таке розсіювання рентгенівського випромінювання зі зміною значень довжини хвилі було названо некогерентним, а явище – ефектом Комптона. Такий ефект проявляється тоді, коли енергія фотона рентгенівського випромінювання більша, ніж енергія іонізації:

$$h\nu > A_i.$$

Таке явище пояснюють тим, що в результаті взаємодії з атомом енергія $h\nu$ фотона витрачається на утворення нового розсіяного фотона рентгенівського випромінювання з енергією $h\nu'$, на відрив електрона від атома (енергія іонізації A_i) і передавання електрону кінетичної енергії E_k :

$$h\nu = h\nu' + A_i + E_k. \quad (4.99)$$

Оскільки у багатьох випадках $h\nu \gg A_i$ і ефект Комптона відбувається на вільних електронах, то можна записати вираз у такому вигляді:

$$h\nu = h\nu' + E_k. \quad (4.100)$$

Суттєво, що в цьому явищі на ряду із повторним рентгенівським випромінюванням (значення енергії $h\nu'$ фотона) з'являються електрони віддачі (кінетична енергія E_k електрона). Молекули чи атоми при цьому перетворюються в іони.

Фотоефект. У виникненні явища фотоефекту (рис. 4.40) рентгенівське випромінювання поглинається атомом, внаслідок чого вилітає електрон, а атом іонізується (фотоіонізація). Якщо енергія фотона недостатня для іонізації, то фотоефект може виявлятися в збудженні атомів без вильоту електронів.

Так, для трьох основних процесів взаємодії, що розглянуті вище, і є первинними, ці процеси призводять до подальших вторинних, третинних і так далі явищ. Так іонізовані атоми мають можливість випромінювати характеристичний спектр, а збуджені атоми речовини можуть стати джерелами випромінювання видимого світла (рентгенолюмінесценція).

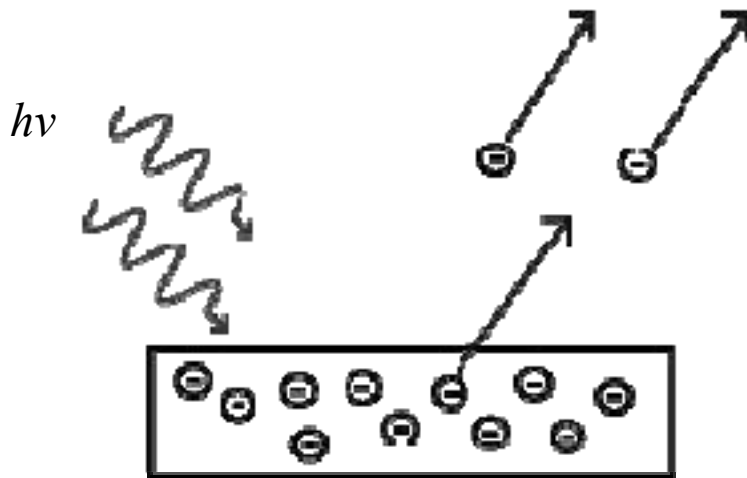


Рис. 4.40. Фотоефект

Процеси взаємодії, що лежать в основі явищ, виникають під дією рентгенівського випромінювання на речовину. Рентгенолюмінесценція – свічення ряду речовин при рентгенівському опромінюванні. Таке свічення платино-синеродистого барію привело К. Рентгена до відкриття X-променів. Використовують це явище для створення спеціалізованих екранів, які світяться, з ціллю візуального спостереження дії рентгенівського випромінювання, інколи для підсилення дії рентгенівських променів на фоточутливий шар фотопластинки.

Також знайома і хімічна дія при впливі рентгенівського випромінювання, як приклад, процес утворення перекису водню у реакції з водою. Практичне використання – дія на фотопластину, що дозволяє фіксувати такі промені.

Іонізуюча дія виявляється в збільшенні електропровідності під впливом рентгенівських променів. Цю здатність використовують у дозиметрії при кількісній оцінці дії такого виду випромінювання.

У результаті взаємодій у багатьох процесах первинний потік рентгенівського випромінювання слабшає. Для характеристики ослаблення гамма-випромінювання зазвичай використовують коефіцієнт поглинання, який показує, на якій товщині x поглиначка інтенсивність I_0 падаючого пучка гамма-випромінювання ослаблюється в e разів:

$$I = I_0 e^{-\mu x}, \quad (4.101)$$

де μ – лінійний коефіцієнт поглинання. Його можна представити таким, що складається з трьох доданків, відповідних когерентному розсіюванню μ_k , некогерентному $\mu_{нк}$ і фотоефекту μ_ϕ :

$$\mu = \mu_k + \mu_{нк} + \mu_\phi. \quad (4.102)$$

Інтенсивність рентгенівського випромінювання слабшає пропорційно кількості атомів речовини, через яку цей потік проходить. Якщо стиснути речовину уздовж осі X , наприклад, у b разів, збільшивши в b разів його щільність, то послаблення пучка не зміниться, оскільки число атомів залишається таким самим. Отже, показник ступеня у формулі (4.101) не зміниться:

$$\mu_1 x_1 = \mu_2 x_2 = \frac{\mu_2 x_1}{b}; \quad (4.103)$$

$$x_2 = \frac{x_1}{b},$$

тому що при стисненні товщина поглинаючого шару зменшилася в b разів. З (4.103) маємо

$$\mu_1 = \frac{\mu_2}{b}.$$

Це означає, що лінійний коефіцієнт поглинання залежить від значення щільності речовини.

Так, вважають за краще використовувати масовий коефіцієнт поглинання μ_m , який дорівнює відношенню лінійного коефіцієнта поглинання до щільності поглинача й не залежить від щільності речовини:

$$\mu_m = \frac{\mu}{\rho}. \quad (4.104)$$

4.3.4. Фізичні основи застосування рентгенівського випромінювання в медицині

Основне застосування рентгенівського випромінювання в медицині це **рентгенодіагностика** – просвічування внутрішніх органів людини з діагностичною метою. При діагностиці використовують рентгенівські

фотони з енергією близько 60–120 кеВ. Для цієї енергії масовий коефіцієнт ослаблення μ_m , зазвичай, визначається фотоефектом. Значення масового коефіцієнта ослаблення μ_m обернено пропорційне до третього ступеня енергії фотона (пропорційне λ^3), в чому виявляється більша проникаюча здатність жорсткого випромінювання, і пропорційне третьому ступеню атомного номера речовини-поглиначка:

$$\mu_m = k\lambda^3 Z^3, \quad (4.105)$$

де k – коефіцієнт пропорційності.

Так, величина поглинання рентгенівських променів практично не залежить від того, в якій хімічній сполуці атом представлений у речовині, а тому можна легко порівняти по формулі (4.105) масові коефіцієнти ослаблення μ_{mk} кістки $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ і μ_{mm} м'якої тканини або води H_2O . Атомні номери Ca, P, O і H відповідно дорівнюють 20, 15, 8 і 1. Підставивши ці числа в (4.105), отримаємо

$$\frac{\mu_{mk}}{\mu_{mm}} = \frac{3 \cdot 20^3 + 2 \cdot 15^3 + 8 \cdot 8^3}{2 \cdot 1^3 + 8^3} = 68.$$

Різна відмінність величини поглинання рентгенівського випромінювання кількома різними тканинами дозволяє на тіньовій проекції розгледіти зображення внутрішніх систем та органів тіла людини.

Рентгенодіагностику використовують у двох варіантах: рентгеноскопія – зображення розглядають на рентгенолюмінісцентному екрані, рентгенографія – зображення фіксується на фотоплівку чи електронний носій інформації.

Якщо досліджуваний орган і навколишні тканини майже однаково ослаблюють рентгенівське випромінювання, то застосовують спеціальні контрастні речовини з різними коефіцієнтами поглинання. Так, при діагностиці черевної порожнини, наповнюють шлунок і кишковик кашоподібною сумішшю сульфату барію. Таким чином можна побачити їх внутрішнє тіньове зображення.

Яскравість отриманого зображення на екрані й інтервал часу експозиції на фотоплівці суттєво залежать від значення інтенсивності

рентгенівського випромінювання. Таке випромінювання використовують для діагностики (рис. 4.41), але інтенсивність не може суттєво зростати, щоб не викликати небажаних біологічних наслідків руйнування клітин.

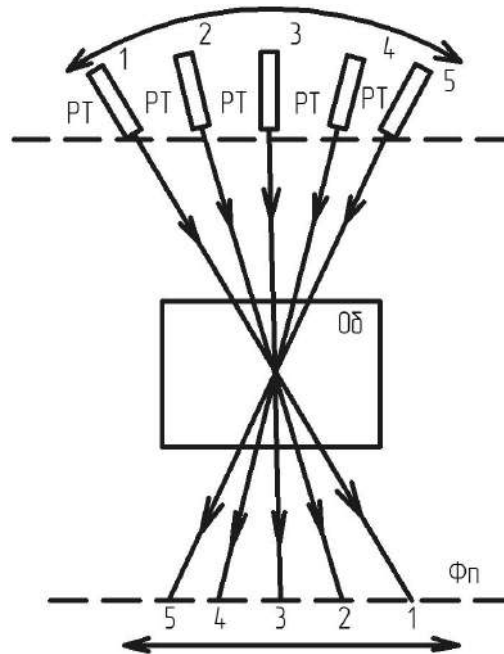


Рис. 4.41. Принцип отримання зображень лінійних томографічних зрізів

Тому є низка технічних пристосувань, які поліпшують зображення при малій інтенсивності рентгенівського випромінювання. Як приклад такого пристосування можна навести електронно-оптичні перетворювачі. Флюорографія, при якій на чутливій малоформатній плівці фіксується зображення з великого рентгенолюмінесцентного екрану. При зйомці використовують лінзу великої світлосили, готові знімки розглядають на спеціальному збільшувачі.

Перспективним варіантом рентгенографії є метод, що називають **рентгенівською томографією**, і його варіант – комп'ютерна томографія.

Загальна рентгенограма охоплює велику ділянку тіла, причому різні органи і тканини затіняють один одного. Щоб уникнути цього, спільно в протифазі потрібно переміщувати рентгенівську трубку *РТ* і фотоплівку *Фп* відносно об'єкта *Об* дослідження. У тілі людини є цілий ряд вкраплень, непрозорих для рентгенівських променів, які зображені кружечками на рисунку. При будь-якому положенні рентгенівської

трубки (1, 2, т. д.) рентгенівські промені проходять через одну і ту ж точку об'єкта, що є центром, відносно якого здійснюється періодичний рух PT і Φn . Ця зона, точніше невелике непрозоре вкраплення, показано темним кружком. Тіньове зображення його переміщається разом з фотоплівкою Φn , займаючи при цьому послідовно положення 1, 2 і так далі. Решта вкраплень у тілі (кістки, ущільнення й ін.) створюють на Φn деякий загальний «фон», оскільки рентгенівські промені не постійно затінюються ними. Змінюючи положення «центру фокусування», можна отримати пошарове тіньове зображення тіла. Звідси і отримана назва – **томографія** (пошарове записування).

Так можливо використовувати тонкий потік рентгенівського випромінювання та екран замість фотоплівки Φn , що оснащений напівпровідниковими детекторами іонізуючого випромінювання і комп'ютером, обробити зрізи тіньового рентгенівського зображення при томографії в цілісний образ окремого органу чи тіла людини. Комп'ютерна рентгенівська томографія дозволяє отримувати тонкі пошарові зображення тіла на екрані чи на паперовому носії з відпрацюванням деталей зображення менше від 2 мм при різній (до 0,1 %) відмінності поглинання рентгенівського випромінювання. Ця здатність дозволяє розрізнити шари сірої та білої речовини в мозку, спостерігаючи малі пухлинні утворення.

Перша Нобелівська премія була присуджена К. Рентгену (1901), а в 1979 р. Нобелівська премія з фізики була присуджена Г. Хаунсфілду і Мак-Кормаку за створення і впровадження комп'ютерного рентгенівського томографа. У терапії рентгенівське випромінювання застосовують для руйнування злоякісних новоутворень (рентгенотерапія).

4.3.5. Біологічні основи дії іонізуючого випромінювання на організм

Унаслідок поширення заряджених частинок та γ -фотонів виникає взаємодія в речовині з електронами і ядрами, через що змінюється стан речовини та частинок.

Пріоритетним процесом втрат енергії є іонізаційне гальмування під час проходження заряджених α - і β -частинок через речовину. Кінетична енергія частинок витрачається на збудження та іонізацію атомів у середовищі.

Кількісно взаємодія іонізуючих частинок з речовиною може оцінюватися лінійною щільністю іонізації, лінійною гальмівною здатністю речовини та середнім значенням лінійного пробігу частинки.

Під **лінійною щільністю іонізації** i (розмірність – пари іонів) розуміють відношення числа dn пар іонів, утворених зарядженою іонізуючою частинкою на пройденому елементарному шляху dl , до величини цього шляху:

$$i = dn / dl. \quad (4.105)$$

Лінійною гальмівною здатністю речовини S називають відношення енергії dE , яку втрачає заряджена іонізуюча частинка під час проходження відрізка елементарного шляху dl у речовині, до значення довжини такого шляху:

$$S = dE / dl, [\text{Дж/м}].$$

Середнім лінійним пробігом зарядженої іонізуючої частинки R є середнє значення відстані, що проходить частинка в такій речовині до моменту, коли вона губить іонізуючу спроможність.

З просуванням частинки в середовищі, спадає її енергія та швидкість, а лінійна щільність іонізації при цьому збільшується, і лише при завершенні пробігу частинки щільність різко зменшується.

Зростання лінійної щільності іонізації i зумовлене тим, що зі зменшенням швидкості α -частинка міститься біля атома і під її дією збільшується вірогідність іонізації атома.

Енергія іонізації однієї молекули становить близько 34 еВ для повітря, а величина лінійної гальмівної здатності перебуває в діапазоні 70–270 МеВ/м.

Значення середнього лінійного пробігу α -частинки здебільшого залежить від величини її енергії. Так, у повітрі цей пробіг становить декілька сантиметрів, у рідинних середовищах та в тканинах живого

організму довжина пробігу (10–100) мкм. При сповільненні швидкості α -частинки до величин швидкості молекулярно-теплого руху, α -частинка захоплює два електрони з атомів речовини, і перетворюється на атом гелію.

Первинними процесами є збудження та іонізація. А вторинними процесами здебільшого бувають зростання швидкості перебігу молекулярно-теплого руху, радіолюмінісценція, характеристичне рентгєнівське випромінювання та хімічні процеси.

Взаємодія α -частинок з ядрами є значно рідкіснішим явищем, ніж іонізація. При цьому можливі ядерні реакції, а також процеси розсіювання α -частинок.

Саме β -випромінювання, як і α -випромінювання, може викликати іонізацію атомів речовини. У повітрі лінійна щільність іонізації β -частинок може бути обчислена за формулою

$$i = k \left(\frac{c}{v} \right)^2, \quad (4.106)$$

де $k \approx 4600$ пар іонів/м; c – швидкість світла, а v – швидкість β -частинок.

Окрім збудження та іонізації β -частинки мають можливість викликати й інші процеси. При втраті швидкості електронів з'являється гальмівне рентгєнівське випромінювання. Бета-частинки розсіюються на електронах речовини, і їх шляхи сильно викривлюються в ній.

При потраплянні β^+ -частинки в речовину з великою вірогідністю відбувається така взаємодія її з електроном, у результаті якої замість пари позитрон–електрон створюються два γ -фотона. Такий процес утворення, показаний на рис. 4.42, називають **анігіляцією**.

Так, енергія γ -фотона, що з'являється при анігіляції, повинна становити не менше від 0,51 МеВ енергії спокою позитрона чи електрона.

Не дивлячись на різноманітність процесів, що приводять до ослаблення β -випромінювання, можна вважати, що інтенсивність його змінюється по експоненціальному закону, подібному до (4.101). Як однієї із суттєвих характеристик поглинання речовиною β -випромінювання вибрано шар половинного поглинання (ШПП). ШПП – це шар, за якого

інтенсивність випромінювання, проходячи через нього, зменшується вдвічі.

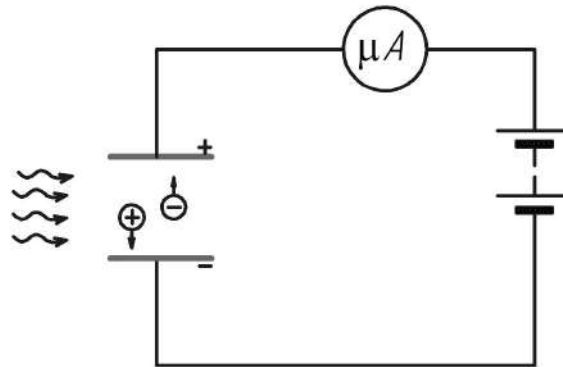


Рис. 4.42. Анігіляція

Дослідним шляхом встановлено, що β -частинки в тканини організму проникають на глибину (10–15) мм. Елементами захисту від β -випромінювання є тонкі алюмінієві, пластикові, плексигласові та інші екрани. Шар алюмінію завтовшки 0,4 мм чи води глибиною 1,1 мм зменшує вдвічі β -випромінювання від червоного фосфору.

При потраплянні γ -випромінювання в речовину разом з процесами, характерними для рентгенівського випромінювання, виникають неспецифічні для процесу взаємодії рентгенівського випромінювання з атомами та молекулами речовини. До таких процесів належить процес створення пари позитрон–електрон, який проходить при енергії γ -фотона, рівня сумарної енергії 1,02 МеВ спокою позитрона та електрона, та фотоядерні реакції, які появляються при взаємодії атомних ядер з γ -фотонами великих енергій. Для перебігу фотоядерної реакції потрібно, щоб значення енергії γ -фотона було на рівні енергії зв'язку, що передається на нуклон.

Результатом процесів під дією γ -випромінювання є поява заряджених частинок. Таким чином, по своїм діям γ -випромінювання належить до іонізуючих.

Характер ослаблення енергії пучка γ -випромінювання під час проходження через речовину відповідає експоненціальному закону (4.101).

Лінійний (або масовий) коефіцієнт поглинання μ визначають як суму коефіцієнтів поглинання, що описують три основні процеси взаємодії,

це і фотоефект, і ефект Комптона та процес утворення позитрон-електронних пар:

$$\mu = \sum_{i=1}^3 \mu_i, \quad (4.107)$$

де $\mu_1 = \mu_K$; $\mu_2 = \mu_{НК}$; $\mu_3 = \mu_{\Phi}$.

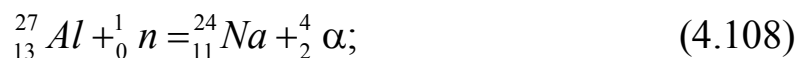
Ці основні процеси взаємодії відбуваються з різною вірогідністю, яка залежить від енергії γ -фотона. При малих енергіях основну роль відіграє фотоефект, при середніх – Комптон-ефект, при енергіях, більших 10 MeV, – процес утворення пари електрон–позитрон.

Експоненціальний закон ослаблення пучка γ -фотонів виконується приблизно, особливо за великих енергій. Це зумовлено вторинними процесами, що виникають при взаємодії γ -випромінювання з речовиною. Так, наприклад, електрони і позитрони володіють енергією, достатньою для утворення нових γ -фотонів у результаті гальмування й анігіляції.

Потік нейтронів теж є іонізуючим випромінюванням, оскільки в результаті взаємодії нейтронів з ядрами атомів утворюються заряджені частинки і γ -випромінювання. Проілюструємо це декількома прикладами:

– ділення ядер при захопленні ними нейтронів утворює радіоактивні осколки, γ -випромінювання і заряджені частинки;

– утворення α -частинок, наприклад



– утворення протонів, наприклад

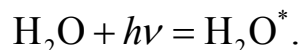


4.3.6. Біофізичні основи дії іонізуючих випромінювань на організм

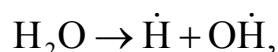
Під дією іонізуючого випромінювання на організм розрізняють первинні фізико-хімічні взаємодії: з молекулами органічних сполук і з молекулами води. Хімічні перетворення речовини під дією іонізуючого випромінювання називають радіолізом. Розглянемо радіоліз води,

процес, що проходить під дією іонізуючого випромінювання, викликаючи збудження, іонізацію та перетворення молекул води.

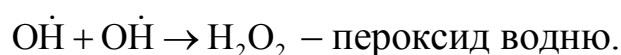
У процесі збудження, коли енергії для іонізації не достатньо, утворюється збуджена молекула води:



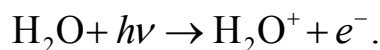
Збуджена молекула є не стабільною і розпадається на два вільних радикала $\dot{\text{H}}$ (атомарний водень) і $\text{OH}\dot{\text{H}}$ (гідроксильний радикал):



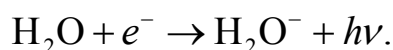
які просторово не розділені, тому відразу починають реагувати один з одним.



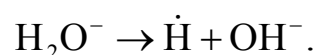
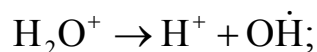
При іонізації один із зовнішніх електронів молекули води отримує великий запас енергії і вилітає з молекули на велику відстань, сама ж молекула води стає позитивно зарядженою (H_2O^+ – катіон води):



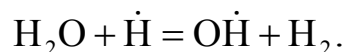
Звільнений електрон поступово втрачає свою енергію і його може захопити інша молекула води, утворюючи аніон води:



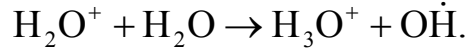
Первинні продукти взаємодії молекули води з випромінюванням H_2O^+ , H_2O^- є нестабільними, й можуть розпадатися на іони та вільні радикали:



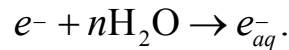
Радикали $\dot{\text{H}}$ і $\text{OH}\dot{\text{H}}$, які утворюються при іонізації, не відрізняються від тих, що утворюються при збудженні, але вони просторово розділені один від одного і можуть вступати в реакцію з навколишніми молекулами води:



Також іонізовані молекули H_2O^+ можуть реагувати з нейтральними молекулами води:

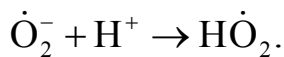
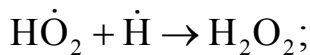


Як вже зазначалося, в процесі іонізації з молекули води вилітає збуджений електрон. Якщо його енергії недостатньо на взаємодію з молекулою води, – утворюється гідратований електрон, який оточується впорядкованими диполями води:

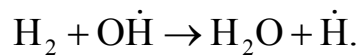
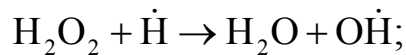


Середня тривалість життя гідратованого електрона 10^{-4} с. Гідратна оболонка дозволяє такому електрону переміщуватися на значні відстані.

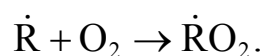
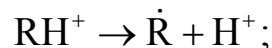
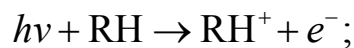
Необхідно зазначити також взаємодію молекул кисню з вільними радикалами:



Пероксид водню H_2O_2 і молекулярний водень H_2 здатні реагувати з радикалами $\dot{\text{H}}$ і $\text{OH}\cdot$, утворюючи воду:



Взаємодія молекул органічних з'єднань з іонізуючим випромінюваннями може утворити збуджені молекули, іони, радикали та перекиси:



З наведених реакцій видно, що ці високоактивні в хімічному відношенні з'єднання взаємодіятимуть з рештою молекул біологічної системи, що приведе до порушення мембран, клітин і функцій всього організму.

Визначимо основні закономірності дії іонізуючого випромінювання на біологічні тканини.

Навіть мала кількість поглиненої енергії зумовлює суттєві біологічні порушення.

Іонізуюче випромінювання діє не тільки на біологічний об'єкт, який потрапив під опромінювання, але і на наступні покоління через спадковий апарат клітин. Ця обставина, а також її прогнозування наслідків, вимагає розгляду методів та засобів захисту організмів від випромінювання.

Біологічну дію іонізуючого випромінювання характеризує так званий прихований (латентний) період. Так, різні частинки клітин мають не однакову чутливість до доз іонізуючого випромінювання. Найбільш чутливим до дії випромінювання є ядро клітини.

Здібність до поділу – найбільш вразлива функція клітини, тому при опромінюванні передусім вражаються тканини, що ростуть. Тому іонізуюче випромінювання особливо небезпечне для дитячого організму, включно і період, коли він перебуває в утробі матері. Згубно діє випромінювання і на тканини дорослого організму, в яких відбувається постійне або періодичне ділення клітин: слизову оболонку шлунку та кишечника, кровотворну тканину, статеві клітини і так далі. Дію іонізуючого випромінювання на інтенсивно зростаючі тканини використовують також при терапевтичному впливі на тканини пухлин.

При великих дозах може настати променевий некроз, при менших – виникають різні захворювання (променева хвороба та інші).

4.3.7. Детектори іонізуючих випромінювань

Детекторами іонізуючого випромінювання називають прилади, які реєструють та вимірюють значення α -, β -, γ -рентгенівське випромінювання, протони, нейтрони. До того ж детектори вимірюють значення енергії частинок, досліджують процеси розпаду, взаємодії і т. д.

Принцип роботи детекторів ґрунтується на тих процесах, які зумовлюють реєстровані частинки в речовині.

Детектори можуть бути представлені трьома групами: *детектори слідів* (трекові), *лічильники* і *вимірювальні* прилади.

Детектори слідів та відбитків використовують для вивчення траєкторії частинки, а лічильники фіксують появу частинки в заданому просторі, *вимірювальні* прилади дають інформацію про потік іонізуючого випромінювання та їх кількісну величину. Детектори слідів можна використовувати, щоб порахувати частинки, що пролітають, від «поштучної» реєстрації частинок лічильником переходять до сумарно-інтегрального оцінювання потоку іонізуючого випромінювання.

До таких детекторів належить камера Вільсона, дифузійна, бульбашкова, іскрова камера і багатошарові фотопластинки. Подібність таких засобів реєстрації та вимірювання ґрунтується на тому, що спостережувана частинка іонізує молекули або атоми речовини на своєму шляху. Утворені іони виявляються по другорядним ефектам: конденсація перенасиченої пари – це камери Вільсона та дифузійні камери; на пароутворенні перегрітої рідини – це називають **бульбашковою камерою**; утворення розрядів у газах (іскрова камера); фотохімічна дія (товстошарові фотопластини).

Розглянемо роботу іскрової камери. Вона складається з електродів, простір між якими заповнений газом. Задане значення високовольтної напруги потрапляє на електроди під час прольоту частинкою простору камери. Сигнал для подачі напруги приходить з інших детекторів. Електрони, які виникли вздовж траєкторії частинки при іонізації атомів газу, прискорюються електричним полем і самостійно виробляють ударну іонізацію.

Як результат, в незначних зонах з'являється видимий оком слід іскрового розряду.

Відстань між електродами, розміщених у камері, близько 1 см. Іскрові розряди виникають перпендикулярно електродам, їх сукупність визначає траєкторію частинки.

У потоковій іскровій камері інтервал між електродами (5–20) см. Значення високовольтної напруги фіксується через 10^{-5} с після прольоту

частинки. Протягом цього часу іскри зароджуються в області первинної іонізації, створеній реєстрованою частинкою. Сліди частинок у потоковій іскровій камері зображено на рис. 4.43. Потоками називають розгалужені канали, що світяться, які утворюються при електричному розряді в газі.

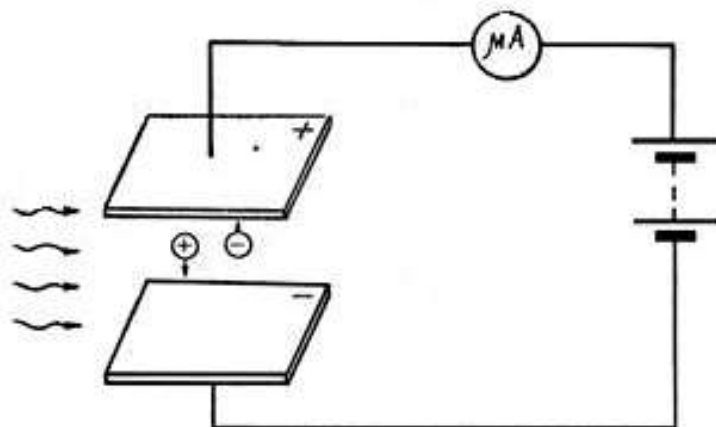


Рис. 4.43. Принцип роботи іонізаційної камери

До інтегральних вимірювальних детекторів можна віднести як фотоплівки (фіксується ступінь почорніння після прояву плівки), так і іонізаційні камери безперервної дії й ін.

Розглянемо пристрій і принцип роботи іонізаційної камери безперервної дії. Вона представляє собою трубку-конденсатор, в середині якої міститься інертний газ. При потраплянні частинок випромінювання в газ відбувається його іонізація і по ланцюгу проходить електричний струм, що підсилюється та вимірюється. Значення сили струму пропорційне числу іонів, створених у просторі камери за секунду, а отже й потоку енергії іонізуючих частинок.

У деяких вимірювальних приладах значення величини розряду конденсатора під час дії іонізуючого випромінювання реєструється електрометром.

До таких лічильників належить досить велика група і газорозрядних пристроїв, таких як пропорційні лічильники, імпульсні іонізаційні камери, лічильники Гейгера–Мюллера, а також група люмінесцентних, напівпровідникових і інших.

Проаналізуємо залежність імпульсу струму I , що проходить при прольоті частинки в газовому середовищі – кількість іонів, що приймають участь під час перебігу одного імпульсу, від значення напруги U на електродах (рис. 4.44; криві відповідають α - і β -частинкам).

Для обох кривих умовно представимо шість областей, в яких проходять різні процеси.

Для ділянки області I характерна рекомбінація частини іонів. Так, зі зростанням значення напруги кількість рекомбінуючих іонів спадає, а зростає кількість іонів, які досягли електродів. Оскільки іонізуюча здатність α -частинок більша, чим у β -частинок, то траєкторія кривих для них різна.

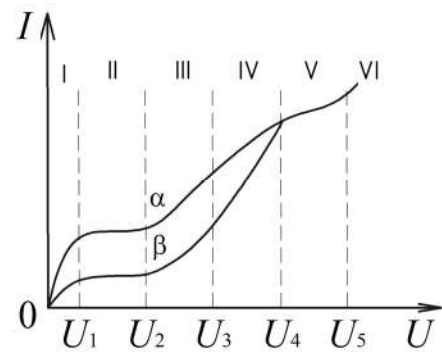


Рис. 4.44. Залежність імпульсу струму від напруги для α - і β -частинок

Зона області II відзначається насиченістю. Тут всі первинні іони долітають до електродів, але ще явища вторинної іонізації немає. У цій області працює іонізаційна камера.

В області III починає виявлятися вторинна іонізація, проте параметри імпульсу струму в ній залишаються прямо пропорційними початковій іонізації. Кількість N пар іонів, що наявні після процесу підсилення, пропорційні кількості N_0 первинних пар іонів, що утворилися під дією іонізуючої частинки:

$$N = kN_0, \quad (4.113)$$

де k – коефіцієнт газового посилення ($k = 10^3 - 10^4$).

Він залежить від конструкції лічильника і природи газу, що в ньому використовується. Саме у цій області працюють пропорційні лічильники.

Оскільки N_0 , а отже і N залежать не тільки від виду самої частинки, але і від її значення енергії, то прилади з пропорційними лічильниками мають можливість вимірювати і значення енергії частинок.

В області IV , яку називають ще й областю з обмеженою пропорційністю, виявляється залежність від початкової іонізації, але до значення

U_4 вона вже зникає. Значення U_4 називають межею області Гейгера, яка залежить від самої конструкції лічильника, і від значень тиску та виду газу, що використовують. У цій області величина імпульсу струму суттєво зростає і при незначній початковій іонізації.

У зоні області V функціонують лічильники Гейгера–Мюллера. У ній – значний коефіцієнт газового підсилення, але ще немає можливості розрізнити енергію частинок.

У зоні області VI з'являється неперервний газовий розряд, який призводить до швидкого виходу з ладу лічильника. Области V та VI відповідають самостійному газовому розряду, який буде підтримуватися і після закінчення іонізуючої дії частинки.

Розглянемо особливості лічильника Гейгера–Мюллера, як приклад газових лічильників. Він складається з коаксиально розміщених циліндрових електродів (рис. 4.45): 3 – анод (тонка нитка, натягнута уздовж осі); 2 – катод у вигляді напиленого на скляну трубку металу; 1 – скляна трубка.

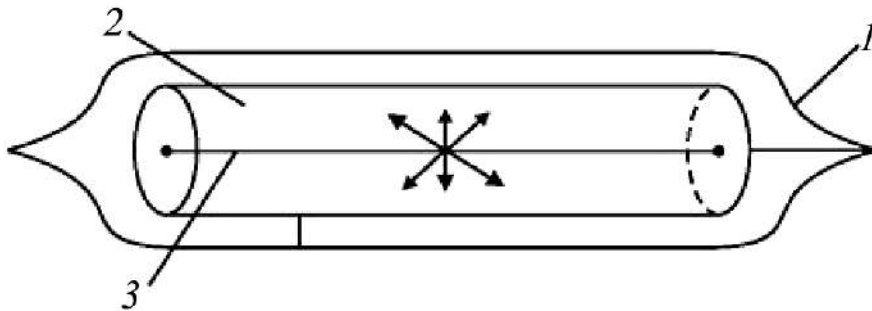


Рис. 4.45. Лічильник Гейгера–Мюллера

Тиск газу у середині лічильника 100–200 мм рт. ст. До електродів прикладається напруга близько декілька сотень вольт. При потраплянні в лічильник іонізуючої частинки в газі утворюються вільні електрони, які рухаються до анода. Оскільки маємо тонку нитку з діаметром 0,05 мм, то в зоні нитки буде неоднорідне сильне електричне поле з великим значенням напруженості. Поблизу нитки електрони настільки прискорюються, що починають іонізувати газ. У результаті чого проходить розряд і в ланцюгу поїде струм.

Стадію самотійного розряду необхідно зареєструвати лічильником Гейгера–Мюллера, оскільки лічильник в іншому разі не прореагує на появу наступної частинки. Для загасання розряду використовують методи радіотехніки, що ґрунтуються на додаванні в склад газу в трубці багатоатомних газів (лічильники, що самогасяться).

Найпростішим варіантом першого методу є під'єднання високомовного резистора послідовно з лічильником. За умови перебігу струму на такому резисторі проходить суттєвий спад напруги, значення напруги на лічильнику спадає і розряд припиняється. Більш поширені лічильники, що самогасяться, в яких завдяки спеціальному газовому наповнювачу розряд сам по собі обривається навіть при малих опорах ланцюга.

Електричні імпульси, що виникають у зовнішньому ланцюзі на резисторі, підсилюють і реєструють спеціальним пристроєм.

Принцип дії сцинтиляційного (люмінесцентного) лічильника ґрунтується на візуальному спостереженні від сцинтиляції коротких спалахів світла на речовинах під дією іонізуючого випромінювання. У такому напівпровідникові на люмінесцентному лічильнику спалахи реєструються автоматично за допомогою фотоелектронного перемножувача, що реагує під впливом зарядженої частинки на зміну електропровідності *p-n*-переходу.

Детектори працюють тоді, коли частинки проводять іонізацію в певному об'ємі. У зв'язку з цим для реєстрації β - і γ -частинок стінки камер чи лічильників повинні бути прониклими для цих частинок. Для реєстрації α -випромінювання необхідно зробити стінки камери прозорими для цих частинок, розмістивши відповідне джерело частинок у середині камери.

Рентгенівське і гама-випромінювання зумовлюють іонізацію та заряджують частинки, що утворилися при комптон-ефекті, фотоелекті, які і реєструються вимірювальними засобами.

Лічильники повинні задовольняти деяким загальним вимогам, таким, як ефективність, мертвий час та інші. Так, під **ефективністю** розуміють значення відношення кількості зареєстрованих частинок до загальної

кількості частинок, що пройшли через середовище та лічильник. Мертвим часом лічильника називають **мінімальний час**, який повинен розділяти частинки, які рухаються одна за одною, щоб вони не були пораховані за одну.

4.3.8. Радіонукліди і нейтрони в медицині

Медичне застосування радіонуклідів представлено двома групами. Перша група – це методи, що використовують радіоактивні індикатори (мічені атоми) з діагностичними і дослідницькими цілями.

Інша група методів ґрунтується на використанні іонізуючого випромінювання радіонуклідів для оцінювання їх біологічної дії в терапії. Ця група включає і бактерицидну дію випромінювання. Так, метод мічених атомів ґрунтується на введенні радіонуклідів в організм і реєстрації їх місцезнаходження та активність в органах і тканинах. Наприклад, для діагностування захворювань щитовидної залози в організм вводять радіоактивний іон $^{125}_{53}I$ або $^{131}_{53}I$, частина якого концентрується в цій залозі. Лічильником фіксують накопичення іонів йоду. По швидкості зростання концентрації радіоактивного йоду роблять діагностичний висновок про функціональний стан щитовидної залози.

Так, рак щитовидної залози може давати метастази в різні інші органи та тканини. Ступінь накопичення радіоактивного йоду в цих біологічних об'єктах дає інформацію про метастази.

Для виявлення розподілу радіонуклідів у різних органах тіла використовують гамма-топограф (сцинтиграф), який фіксує автоматично величину розподілу значень інтенсивності радіоактивного препарату. Такий гамма-топограф є скануючим реєструючим лічильником, що методично досліджує ділянки тіла пацієнта. Значення параметрів реєстрації випромінювання відмічається на папері чи контрольній стрічці.

Використовуючи індикатори радіоактивності, спостерігається шлях та інтенсивність обміну речовин в організмі. Об'єми рідин в організмі важко заміряти прямими методами, тому розглянутий метод мічених атомів допомагає в цих проблемах.

Увівши певну кількість радіоактивного індикатора у кров і зачеквавши певний час для розподілу його рівномірно по кровоносній системі, по величині активності одиниці об'єму крові знаходять її загальний об'єм. Метод гамма-топографа надає досить грубий кількісний розподіл іонізуючого випромінювання в тканинах органів та систем. Більш детальні параметри отримують методом авторадіографії.

Так, у цьому методі на досліджуваній об'єкт, наприклад біологічну тканину, наносять шар чутливої фотоемульсії. Радіонукліди, що містяться в об'єкті, фіксують слід в емульсії, ніби фотографуючи себе (звідси і назва методу). Отриманий слід називають авторадіограмою чи радіоавтографом. При дослідженні живого організму вводять радіоактивні атоми в незначній кількості, тому ні вони, ні їх продукти розпаду не наносять шкоди організму. Лікувальне застосування радіонуклідів загалом пов'язано з використанням γ -випромінювання (гамма-терапія).

Характерним прикладом є радонова терапія: мінеральні води, що містять ^{222}Rn і його дочірні продукти, використовують для дії на шкіру (ванна), органи травлення (пиття), органи дихання (інгаляція).

Ще одне лікувальне застосування в медицині α -частинок пов'язане з використанням потоку нейтронів. У пухлину заздалегідь вводять елементи, ядра яких під дією нейтронів зумовлюють ядерну реакцію з утворенням α -частинок. Опромінення після цього хворого органу потоком нейтронів спричиняє реакцію і, як наслідок, утворення α -частинок (наприклад, реакції $^{10}_5\text{B} + {}^1_0\text{n} \rightarrow {}^7_3\text{Li} + {}^4_2\alpha$ або ${}^6_3\text{Li} + {}^1_0\text{n} \rightarrow {}^3_1\text{H} + {}^4_2\alpha$).

Таким чином, і α -частинки, і ядра віддачі (іонізуюче випромінювання з високою лінійною щільністю іонізації) утворюються в середині органу, на який вони повинні направити руйнівну дію. Існують й інші прийоми лікувальної дії іонізуючим випромінюванням радіонуклідів і нейтронами.

4.3.9. Прискорювачі заряджених частинок у медичній практиці

Прискорювачем називають пристрій, в якому під дією електричних і магнітних полів формується пучок заряджених частинок високої енергії.

Розрізняють лінійні і циклічні прискорювачі. У лінійних прискорювачах частинки рухаються по прямолінійній траєкторії, в циклічних – по колу або спіралі.

Найбільш відомим циклічним прискорювачем є циклотрон (рис. 4.46), в якому під дією магнітного поля індукції B , направленою перпендикулярно площині рисунка, заряджена частинка рухається по колах.

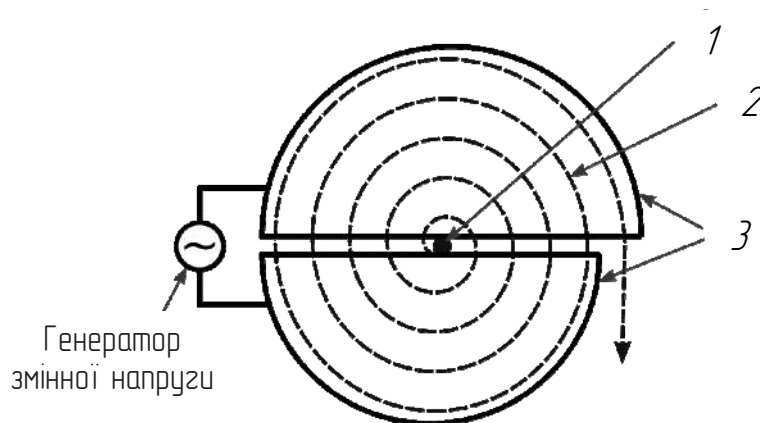


Рис. 4.46. Циклотрон

Змінне електричне поле поміж півкола дуантів 3 прискорює частинку. Період T обертання частинки не залежить від її швидкості і радіуса траєкторії, тому час проходження частинкою будь-якого півкола в кожному дуанті однакове. Воно відповідає половині періоду коливань електричного поля. Таким чином, магнітне поле забезпечує обертання частинки по колу, а електричне поле – зміну її кінетичної енергії. Джерело частинок 1 міститься поблизу центру циклотрона, пучок прискорених частинок 2 вилітає з циклотрона після прискорення.

Циклотрон здатний прискорювати протони енергією (20–25) МеВ. Обмеження енергії прискорюваних частинок зумовлене релятивістською залежністю маси від швидкості. Оскільки маса збільшується зі зростанням швидкості, то період обертання частинки також зростатиме.

У результаті цього може порушитися синхронність між рухом частинки і зміною електричного поля. Електричне поле буде не прискорювати, а загальмовувати частинки. У зв'язку з цим у циклотроні не можна прискорювати електрони, оскільки вони швидко досягають релятивістських швидкостей.

З цього ускладнення можна знайти вихід, змінюючи частоту електричного поля відповідно до зміни періоду обертання зарядженої частинки. Такий прискорювач називають фазотроном (синхроциклотроном), він здатний прискорювати протони до енергії 730 MeV.

Можливо припустити й інше вирішення запитання: зі зростанням маси збільшувати індукцію магнітного поля. Прискорювач такого типу називають синхротроном.

Для прискорення важких частинок до енергій близько гіга-електронвольт та вище використовують синхрофазотрон, в якому змінюють і магнітне поле, і частоту електричного поля.

Досить поширеним прискорювачем електронів невисоких енергій є бетатрон. На відміну від інших циклічних прискорювачів у ньому електричне поле не подається від зовнішніх джерел, а створюється зі зміною магнітного поля.

Силкові лінії електричного поля у вигляді концентричних кіл розміщені в площині, перпендикулярній площині. Електрон утримується на орбіті магнітним полем (сила Лоренца) і прискорюється електричним.

Бетатрони здатні прискорювати електрони до десятків мегаелектронвольт. Зараз бетатрони використовують загалом у прикладних цілях, включно і медичних.

Розглянемо медичне використання прискорювачів.

Прискорювачі заряджених частинок застосовуються як засоби променевої терапії в двох основних напрямках.

По-перше, використовують гальмівне рентгеновське випромінювання, що виникає при гальмуванні електронів, прискорених бетатроном. Фотон енергії гальмівного випромінювання з енергією у декілька

десятків MeV є ефективнішим, ніж гамма-випромінювання більшості ізотопів.

По-друге, використовують пряму дію прискорених частинок електронів, протонів. Електрони прискорюються бетатроном, а протонний пучок отримують від інших прискорювачів. Як видно з рис. 4.46, заряджені частинки, зокрема протони, найбільшу іонізацію виробляють перед зупинкою. Тому при потраплянні пучка протонів у біологічний об'єкт ззовні найбільша дія буде здійснюватися не на поверхневих шарах, а на пухлинних тканинах, які розміщені глибше. У цьому головна вигода застосування заряджених частинок для променевої терапії глибоких пухлин. Поверхневі шари в цьому разі ушкоджуються мінімально.

Мале розсіювання протонів дозволяє формувати вузькі пучки і, таким чином, дуже точно впливати на структуру пухлини. Разом з лікувальним застосуванням прискорювачі останніми роками використовують у діагностиці. Тут можна вказати дві області.

Перша – іонна медична радіографія. Суть методу полягає в такому. Пробіг важких заряджених частинок (β -частинки, протони) залежить від щільності речовини. Тому якщо реєструвати потік частинок до і після проходження об'єкта, можливо отримати відомості про середню щільність речовини. Таким чином, так само як і при рентгенографії, можливо розрізняти структури більшої і меншої щільності. Перевага цього методу перед рентгенографією – більш низька контрастність, що дозволяє краще розрізняти структуру м'яких тканин.

Друга область використання пов'язана з синхротронним випромінюванням.

Синхротронним випромінюванням називають інтенсивне ультрафіолетове і м'яке рентгенівське випромінювання, яке випускають електрони, рухомі по круговій орбіті з швидкостями, близькими до швидкості світла. Уперше це випромінювання як світлове спостерігалось на синхротронах, тому воно і називають синхротронним. Синхротронне випромінювання в цілях діагностики застосовують аналогічно звичайному рентгенівському випромінюванню. Одна з переваг синхротронного

випромінювання перед рентгенівським полягає в можливості поглинання цього випромінювання переважно деякими елементами, наприклад йодом, який може мати підвищену концентрацію в тканинах. Звідси виникають умови для ранньої діагностики злоякісних пухлин. Також синхротронне випромінювання починають застосовувати і в променевій терапії.

4.4. ФІЗИЧНІ ФАКТОРИ ТА ЇХ ДІЯ НА БІОЛОГІЧНІ ОРГАНІЗМИ

4.4.1. Дія електричного струму на живий організм

Під час перебігу електричного струму по тканинах живих організмів відбувається рух заряджених частинок та ефекти нагрівання (тепловий) і поляризації тканин.

Постійний струм та змінний струм, частота якого нижче 100 кГц, можуть представляти небезпеку для організму. Уражаюча дія зумовлена параметрами струму, а не напругою. Безпечне значення сили струму лежить нижче 0,01 А, хоча навіть слабкі струми впливають на функціонування нервової системи. Значення струму більше 0,1 А уже небезпечне для життя. Частка ступеня небезпеки, що зумовлена силою струму, залежить від шляху його поширення по організму. Особливе значення має проходження його через зону серця.

Так, електричний струм, що проходить через клітини м'язу, зумовлює його скорочення. Реакція м'яза в такому разі повністю залежить як від значень сили струму, що подається, так і від тривалості його дії. Сила струму нижче за деяку порогову величину не зумовлює скорочення, так само, як і короткочасний імпульс. Якщо імпульс був одиночним, то за скороченням слідує розслаблення, тобто м'яз здригнеться. Потрібний певний час для повного розслаблення м'яза після скорочення. Якщо імпульси для скорочення слідує один за другим, а інтервали часу між ними менше, ніж час, що необхідний для повного циклу скорочення-розслаблення, то в такому разі м'яз не встигає розслабитися

та його скорочення триває настільки довго, скільки ж поступають збуджуючі імпульси. Цю властивість називають **тетанусом**. Імпульси постійного струму (імпульсний струм) спричиняють в організмі майже таку ж дію, як і параметри змінного струму. Таке тетанічне скорочення м'яза пояснює той факт, що людина, взявшись за оголений дріт, по якому проходить струм, не має можливості його самостійно відпустити.

Так, електричний струм незначної сили (0,01–0,025) А може призвести до розладу дихання під час скорочення дихальних м'язів, збільшенню частоти серцебиття та іншим розладам організму; струм більшої сили (від 0,1 А) – до умовно оборотної чи незворотної зупинки серця. До того ж дія електричного струму може спричинити денатурацію та коагуляцію білка, суттєві опіки, викликані тепловим ефектом.

Так, будь-яка біологічна система гетерогенна, значення її опору струму визначається такими, що змінюються в досить широких межах опорами її складових частин (табл. 4.1). Опір організму передусім визначається опором шкіри, а його значення залежить від товщини складових шкіри, її вологості, цілісності, віку.

Таблиця 4.1. Питомі опори деяких тканин і рідин організму

Тканина чи рідина	Питомий опір, Ом·м
Спинномозкова рідина	0,55
Кров	1,66
М'язи	2
Мозкова та нервова тканини	14,3
Жирова тканина	33,3
Суха шкіра	10^5
Кість без надкiсницi	10^7

Під час проходження струму через тіло, струм поширюється по м'язах і оболонках нервових волокон, кровоносних і лімфатичних судинах. Опір тканин залежить від фізичного та фізіологічного станів організму. Так опір збільшується при хворобливо-запальних процесах, набуханні клітин, оскільки при цьому зменшується перетин міжклітинних з'єднань. Зменшення значень опору відбувається з підвищенням пітливості.

Опір якої-небудь системи змінному струму визначається активним і реактивним (індуктивним і ємкісним) опорами. У живих системах як конденсатори виступають біологічні мембрани, а системи, що проявляють які-небудь індуктивні властивості відсутні. Тоді ж повний опір, чи як часто використовують назву – імпеданс біологічних систем, характеризується лише омичним R і ємкісним X_c опорами:

$$Z = \sqrt{R^2 + X_c^2}, \quad (4.114)$$

а значення прикладеної напруги затримується по фазі від значень сили струму на кут φ :

$$\varphi = \arctg(X_c / R). \quad (4.115)$$

Значення кутів зсуву фаз для біологічних об'єктів приведені в табл. 4.2.

Таблиця 4.2. Кут зсуву фаз для різних біологічних об'єктів (за частоти 1 кГц)

Біологічна тканина чи об'єкт	Значення кута зсуву фаз, град
Шкіра людини чи жаби	55
Нерв жаби	64
М'яз кролика	65

Залежності значень імпедансу від величини частот змінного струму різне для хворих, здорових і мертвих тканин. Значення імпедансу тканин і органів коливається при наповненні чи опорожненні кровоносних судин, та залежить від функціонального стану серцево-судинної системи. Реєстрація значень імпедансу органів і тканин у процесі серцевої діяльності лежить в основі діагностичного методу, званого реографією (імпеданс-плетизмографією). Знімають реограми серця (реокардіограми), головного мозку (реоенцефалограми), магістральних судин, легень, печінки і кінцівок. При реографії дослідження проводяться на частотах близьких до 30 кГц.

Роздратування може викликати лише такий струм, тривалість якого перевищує деякий мінімальний час, необхідний для збудження м'язового волокна. Оскільки зі зростанням частоти струму тривалість роздратування знижується, то після досягнення деякої порогової величини

частоти 100 кГц, струм вже не спричиняє скорочення м'язів. У цьому разі він надає лише теплову дію.

Процес перебігу через провідник електричного струму, що має активний опір, супроводжується нагріванням останнього, оскільки прискорення електричним полем носії заряду, стикаючись з іншими частинками, їм віддають частину своєї кінетичної енергії, що викликає зростання теплового руху частинок, і в кінцевому значенні до зростання температури провідника. Кількість виділеної теплоти розраховується згідно із законом Джоуля–Ленца:

$$Q = I^2 R t, \quad (4.116)$$

де I – значення сили струму; R – величина опору; t – час активної дії струму. Розділивши цей вираз на об'єм і час, отримуємо кількість теплоти, що виділяється в одиниці об'єму тканини за одиницю часу:

$$q = j^2 \rho, \quad (4.117)$$

де ρ – питомий опір; j – густина струму.

Так, тепловий ефект, викликаний електричним струмом, досить широко застосовується в медицині для прогрівання тканин, для чого використовують струм силою 10–15 мА частотою $\nu > 500$ кГц (зсув іонів, що викликається ним, небезпечний для всього організму), а значення напруги близько 10 кВ. Струми високої частоти застосовуються у хірургії для процесів з'єднання (діатермокоагуляція) та процесів розтинів (діатермотомія тканин).

Широко використовують постійний струм для введення іонів лікарських препаратів – електрофорезу. Так, під дією електричного поля різні іони лікарської речовини проходять через шкіру в глибинні шари тканини. Аніони – негативно заряджені частинки проводять з катода; а катіони – це позитивні частинки – з анода. Метод електрофорезу має ряд переваг порівняно зі звичайними методами введення лікарських препаратів, оскільки дозволяє вводити їх безпосередньо в тканини, оминувши травний тракт і кров.

Так, імпульсні струми використовують для стимуляції серця, м'язів з метою відновлення їх провідної чи скоротливої функції, нервових

волокон. При подачі через зону серця короткочасних (мілісекунди) імпульсів струму силою 10 А, зумовлюють рівномірну деполяризацію мембран та сприяють синхронному скороченню м'язів міокарду. При реанімації для цих цілей використовують спеціальний апарат – дефібрилятор. Залежно від амплітуди, тривалості і різних форм імпульсів струм зумовлює різноманітну фізіологічну дію на стан організму.

4.4.2. Дія електромагнітних хвиль на біологічне середовище

Природними джерелами електромагнітних хвиль радіочастотного діапазону є Сонце, планети й інші космічні об'єкти. З них найбільшу інтенсивність має сонячне випромінювання, щільність потоку енергії якого при вході в атмосферу Землі становить 1360 Вт/м². У радіозв'язку, промисловості, медицині широко використовують штучні джерела радіовипромінювання. Вплив мікрохвильового випромінювання на біооб'єкти вивчають, використовуючи як джерела електромагнітного випромінювання клістри, магнетрони й ін.

Зі всього радіохвильового спектра (табл. 4.3) виокремлюють дециметровий або ультрависокочастотний (УВЧ) діапазон ($\lambda = 1 \dots 0,1$ м, $\nu = 3 \cdot 10^8 \dots 3 \cdot 10^9$ Гц), і сантиметровий або надвисокочастотний (НВЧ) діапазон ($\lambda = 10^{-1} \dots 10^{-2}$ м, $\nu = 3 \cdot 10^9 \dots 3 \cdot 10^{10}$ Гц), який має найбільш виражену дію на живі організми.

Мірою інтенсивності I мікрохвильового випромінювання є модуль вектора Пойнтінга або щільність потоку енергії випромінювання:

$$I = |[\vec{E} \times \vec{H}]|, \quad (4.118)$$

де E – напруженість електричного поля; H – напруженість магнітного поля. Щільність потоку енергії вимірюється у Вт/м.

Інколи при дослідженні впливу випромінювання на речовину використовують питомі значення поглиненої потужності одиниці об'єму або одиницю маси поглинаючої речовини, які вимірюються відповідно у Вт/м³ або Вт/кг. Дозою опромінення називають кількість поглиненої енергії одиницею маси об'єкта (Дж/кг).

Дозиметрія мікрохвильового опромінення досить складна, оскільки жива тканина неомогенна, від меж розділу (наприклад, шкіра – жирова тканина – м'язова тканина) відбувається віддзеркалення випромінювання, що може призвести до виникнення стоячих хвиль у середовищі.

Електромагнітне опромінення, особливо в НВЧ-діапазоні, підвищує температуру тканини на деяку величину ΔT , причому ΔT прямо пропорційна питомій поглиненій потужності P .

Це дозволяє визначити поглинену потужність НВЧ-випромінювання залежно від нагріву тканини по такій емпіричній формулі [28]:

$$P = 4186 \cdot C \cdot (\Delta T / t), \quad (4.119)$$

де C – питома теплота речовини; t – час опромінення.

Таблиця 4.3. Види електромагнітного випромінювання та їх дія на людину

Параметр і сфера використання	Радіохвилі довгі, короткі, середні, УВЧ, НВЧ	Інфрачервоне випромінювання	Видиме світло	Іонізуюче випромінювання		
				Ультрафіолетове	Рентгєнівське	Гамма-випромінювання
Довжина хвилі, м	$10^8 \dots 10^{-3}$	$10^{-3} \dots 7,6 \cdot 10^{-7}$	$7,6 \cdot 10^{-7} \dots 3,8 \cdot 10^{-7}$	$3,8 \cdot 10^{-7} \dots 10^{-8}$	$10^{-7} \dots 10^{-12}$	$10^{-10} \dots 10^{-13}$ і менше
Смуга частот, Гц	$3 \dots 3 \cdot 10^{11}$	$3 \cdot 10^{11} \dots 3,95 \cdot 10^{14}$	$3,95 \cdot 10^{14} \dots 7,9 \cdot 10^{14}$	$7,9 \cdot 10^{14} \dots 3 \cdot 10^{16}$	$3 \cdot 10^{15} \dots 3 \cdot 10^{20}$	$3 \cdot 10^{18} \dots 3 \cdot 10^{21}$ і більше
Енергія кванту, еВ	$1,24 \cdot 10^{14} \dots 1,24 \cdot 10^{-3}$	$1,24 \cdot 10^{-3} \dots 1,63$	$1,63 \dots 3,27$	$3,27 \dots 1,24 \cdot 10^2$	$12,4 \dots 1,24 \cdot 10^6$	$1,24 \cdot 10^4 \dots 1,24 \cdot 10^7$ і вище
Дія на речовину	Виникнення струмів провідності; поляризація діелектриків, тепловий ефект	Коливання ядер і обертання молекул	Збудження молекул	Збудження і іонізація молекул	Іонізація за рахунок фото- і Комптон-ефекту	Іонізація за рахунок фото- і Комптон-ефекту, утворення пари
Біологічний ефект	Порушення водневих зв'язків і гідрофобних взаємодій; зміна гідратації і конформації макромолекул	Тепловий ефект. Активація терморепторів у тварин	Зорові реакції у тварин; фотосинтез у рослин	Синтез вітаміну D і пігменту меланіну у людини. Канцерогенез бактеріцидним ефектом	Первинні і вторинні радіобіологічні ефекти, які призводять до пошкодження окремих біологічно важливих молекул і організму в цілому	

Закінчення табл. 4.3.

Параметр і сфера використання	Радіохвилі довгі, короткі, середні, УВЧ, НВЧ	Інфрачервоне випромінювання	Видиме світло	Іонізуюче випромінювання		
				Ультрафіолетове	Рентгєнівське	Гамма-випромінювання
Застосування в терапії	Лікувальна прогрівання УВЧ- і НВЧ-хвилями (УВЧ- і НВЧ-терапія)	ГЧ-прогрівання	Лазерна терапія	УФ-терапія шкірних і онкологічних захворювань	Рентгєно-терапія	γ-терапія

Однією з важливих характеристик електромагнітного випромінювання є глибина його проникнення d у тканини, тобто відстань, на якій потужність спадаючої енергії зменшується в e разів. Глибина проникнення обернено пропорційна коефіцієнту загасання:

$$d = 1/a. \quad (4.120)$$

Зі збільшенням частоти випромінювання і діелектричної проникності тканини глибина проникнення зменшується. Чим більше вміст води в тканині, тим менше d . Наприклад, глибина проникнення УВЧ-хвиль ($\nu = 3 \cdot 10^8 \dots 3 \cdot 10^9$ Гц) у м'язовій тканині і шкірі становить близько 4 см, а в жировій і кістковій тканині – близько 20 см. Ці ж показники для надзвичайно високочастотних (НЗВЧ) хвиль ($3 \cdot 10^8 \dots 3 \cdot 10^9$ Гц) становлять вже відповідно 2 і 10 см.

Слід зазначити що діелектрична проникність і провідність біологічних тканин залежать від частоти падаючого випромінювання і визначаються наявністю в тканині води, іонів, дипольних молекул.

Нагрівання тканин традиційними способами і полями, НЗВЧ-випромінюванням істотно відрізняються. У першому випадку відбувається нагрівання поверхневого шару, і проникнення тепла в глибші шари залежить від теплопровідності тканини, тоді як УВЧ- і НЗВЧ-випромінювання зумовлює нагрівання за всім об'ємом опромінюваного об'єкта. Зі зменшенням довжини хвилі зменшується глибина проникнення випромінювання в тканину, що зумовлює нагрівання лише поверхневих шарів. Об'ємний тепловий ефект НЗВЧ-, а також УВЧ-випромінювання широко використовують у медицині.

Нагрівання, викликане УВЧ- і НЗВЧ-випромінюванням, неоднорідне унаслідок неоднорідності самого організму. У деяких місцях можуть з'являтися локальні перегрівання. Причиною цього явища може бути виникнення стоячих хвиль у середовищі. Інколи місцеве перегрівання може компенсуватися механізмами тепловіддачі. Наприклад, поглинання випромінювання мембранами відбувається в 4 рази інтенсивніше, ніж навколишніми тканинами, проте поглинена енергія майже відразу ж розсіюється в навколишнє мембранне середовище. Найбільш чутливими органами є ті, які мають хорошу теплоізоляцію і недостатнє кровопостачання, наприклад внутрішні органи, кристалик і склоподібне тіло ока.

Пухлини набагато гірше забезпечуються кров'ю, чим тканини, що оточують їх, що уповільнює розсіювання тепла. Тому при НВЧ-опроміненні пухлина нагрівається більшою мірою, чим здорові тканини. На цьому засновано лікування онкологічних захворювань НВЧ-нагріванням. Поєднання НВЧ-нагрівання з хіміо- і радіотерапією дає хороші результати.

Первинна біологічна дія мікрохвильового опромінення зводиться до теплового ефекту. Проте останнім часом виявлений вплив на організм випромінювання малої інтенсивності, яке не приводить до суттєвого підвищення температури тканини. Наприклад зміна проникності мембран еритроцитів спостерігалася при інтенсивності опромінення 10^{-1} Вт/м², тобто в умовах, що виключають значиме перегрівання мембрани.

Нетепловий ефект НВЧ-опромінення може бути наслідком резонансного поглинання енергії певними молекулами. Так, у НВЧ-діапазоні лежить частота обертальних коливань полярних голівок фосфоліпідів (10^9 Гц), характеристичні частоти зв'язаної води (10^8 – 10^9 Гц), вільної води (10^{10} Гц), карбоксильних COO^- і аміногруп NH_3^+ (10^{10} – 10^{11} Гц). У цьому разі випромінювання зумовлює зміни енергії окремих молекул за відсутності спільного підвищення температури тканини. Наприклад, резонансне поглинання енергії випромінювання молекулами

зв'язаної води може викликати порушення оболонки гідрата біомолекул, що у свою чергу спричинить зміну їх конформації. У цьому разі може виявлятися ефект НВЧ-опромінення, хоча нагрівання тканини може бути і неістотним.

Зазначимо, що тривале НВЧ-випромінювання зумовлює гіпоксію (понижений вміст кисню в тканинах) зниження працездатності, підвищення стомленості організму, а також ряд інших порушень, особливо в нервовій і серцево-судинній системах. Найчастіше від подібних симптомів страждає персонал фізіотерапевтичних кабінетів, теле- і радіостанцій, морських і річних суден, а також військовослужбовці. Порушення здоров'я погіршується зі збільшенням стажу роботи. Для осіб, професійно пов'язаних зі НВЧ-випромінюванням, інтенсивність безперервного випромінювання протягом 8 годин не повинна перевищувати $0,1 \text{ Вт/м}^2$. Захворювання, викликані опроміненням в радіочастотному діапазоні, виокремлюють в окрему так звану радіочастотну або радіохвильову хворобу.

4.4.3. Електронні переходи в атомах і молекулах

Енергія кванта електромагнітної хвилі визначається з формули Планка:

$$E = h\nu = h(c / \lambda), \quad (4.121)$$

де ν – частота світла; λ – довжина хвилі; c – швидкість світла у вакуумі; h – стала Планка.

Якщо енергія кванта світла збігається з енергією, необхідною для переходу електрона з одного енергетичного рівня на вищий, то відбувається поглинання кванта атомом. При цьому електрон переходить з основного (не збудженого) енергетичного рівня на збуджені (синглетні) S_1^* , S_2^* і далі. Оскільки стан атома, за якого нижчі енергетичні рівні є незаповненими, тоді як електрони містяться на вищих рівнях, є нестійким, то електрони повертаються на свої основні рівні.

Електрон може перейти із збудженого рівня на нижчий з випусканням кванта електромагнітного випромінювання. Такий перехід називають випромінювальним. Якщо ж надлишкова енергія, отримана атомом при

поглинанні кванта, передається іншому атому при взаємодії з ним, наприклад при зіткненні, то такий перехід називають безвипромінювальним. У результаті безвипромінювального переходу збуджений атом може передати свою надлишкову енергію іншим атомам, що містяться в тій же молекулі (внутрішньо молекулярне перенесення енергії) або в іншій молекулі (міжмолекулярне перенесення енергії). Ці процеси називають міграцією енергії збудженого стану. Час перебування електрона на збудженому синглетному рівні, який дорівнює S^* (час життя збудженого достатку), дуже малий (близько 10^{-8} – 10^{-9} с). Випромінювальний перехід $S^* \rightarrow S_0$ називають флуоресценцією.

Перехід $S \rightarrow S^*$ і назад відбувається без зміни спіну електрона. В той же час електрон, перебуваючи на синглетному рівні S^* , може змінити свій спін і перейти на так званий триплетний рівень T , енергія якого нижче рівня S^* , але вище за рівень S . Перехід із збудженого рівня S^* на триплетний рівень T називають інтеркомбінаційною конверсією. Час життя триплетного достатку набагато більше синглетного і становить від 10^7 до декількох годин. Тому триплетний достаток називають метастабільним. Оскільки електрон міститься на триплетному рівні енергії довгий час, то він може встигнути поглинути ще один квант випромінювання і перейти з рівня T_1 на рівень T_2 . Випромінювальний перехід електрона $T_1 \rightarrow S_0$ називають флуоресценцією (при цьому відбувається зміна напрямку спіна). Можливий також перехід $T_1 \rightarrow S_1^*$ за рахунок теплової енергії, і тоді перехід $S_1^* \rightarrow S_0$ називають сповільненою флуоресценцією.

Для того щоб електрон перейшов з основного рівня на збуджений, необхідно, щоб енергія кванта світла дорівнювала енергії між цими рівнями. Якщо енергія кванта менша, то електронні переходи не відбуваються (радіочастотний діапазон); якщо, навпаки, більша, то атоми іонізуються, як у випадку γ -, рентгенівського і далекого ультрафіолетового ($\gamma = 10 \dots 150$ нм) діапазону. Збудження атомів відбувається у видимому діапазоні і ближній області ($\gamma = 150 \dots 400$ нм) ультрафіолетового діапазону.

4.4.4. Випромінювання оптичного діапазону і його дія на біологічні об'єкти

Інфрачервоне випромінювання при потраплянні на організм спричиняє відчуття тепла; а дія видимого діапазону – зорові реакції, фотосинтез (утворення органічних з'єднань за рахунок енергетичної дії енергії світла), фототропізм, явище поворот стебел листя і рослин до світла чи від нього; фототаксис – рух мікроорганізмів від нього чи до світла; ультрафіолетового еритему – почервоніння шкіри, що викликане розширенням кровоносних судин у шкірі, синтез вітаміну D, засмага – процес появи в шкірі пігменту меланіну, канцерогенез – утворення пухлин, здійснює бактерицидний ефект. Зі всього діапазону електромагнітного випромінювання людина має рецептори лише до інфрачервоного випромінювання – терморекцептори та до видимого – це зорові рецептори.

Під дією випромінювання оптичного діапазону на біологічні системи відбуваються фотобіологічні реакції. Виокремлюють такі їх рівні: фотофізичний – це перенесення енергії збудженого стану, поглинання кванта світла; фотохімічний – хімічні реакції молекул і фізіологічний – дія організму на впливаюче випромінювання.

Процес поглинання кванта випромінювання в оптичному діапазоні веде до збудження молекули та зростання реакційної її здатності, через що проходять хімічні реакції, які неможливі в темряві. Ці реакції отримали назву фотохімічні, а їх продукти, що з'являються в результаті, – фотопродуктами.

Безпосередня дія світла на речовину найчастіше призводить до створення нестабільних та нестійких продуктів, які в ланцюзі хімічних подальших реакцій переходять у стабільні. Такі реакції не вимагають дії світла і називають **сутінковими**.

В ультрафіолетовому і видимому діапазонах випромінювання відбуваються $\pi - \pi^*$ і $n\pi^*$ – електронні переходи. Нагадаємо, що π -електрон – це електрон, який бере участь у π -зв'язку, а n -електрон –

це неспарений p -електрон, який не створює хімічний зв'язок, але здатний переходити на збуджений рівень (π^*) π -орбіталі. Тому в ультрафіолетовій і видимій областях спектра інтенсивно поглинаються хімічні сполуки, що мають у своєму складі зв'язані подвійні зв'язки і кільцеві групи, що володіють π -електронною системою.

Чим більше в молекулі зв'язаних подвійних зв'язків N , тим більша довжина хвилі λ , на яку доводиться максимум поглинання світла.

Поглинання кванта видимого світла приводить до збудження молекули і переходу електрона з тією, що зв'язує π -орбіталі на ту, що розпушує π^* -орбіталь, внаслідок чого π -зв'язок розривається і площина молекули повертається докола σ -зв'язку на 90° . З цього збудженого достатку молекула може перейти до 11-цис-конформації. Тому при освітленні встановлюється певне співвідношення між двома вказаними ізомерами, причому переважати буде той з них, який при опроміненні даною довжиною хвилі має менше значення коефіцієнта поглинання.

4.4.5. Ультрафіолетове випромінювання та дія на біомолекули

Залежно від дій, що направленні на біологічні тканини та об'єкти, в ультрафіолетовому діапазоні вирізняють три зони: A -зона, чи антирахітна (довжина хвилі $\lambda = 400 \dots 315$ нм), – призводить до синтезу вітаміну D; B -зона, чи еритемна ($\lambda = 315 \dots 280$ нм) – продукує появу еритеми та стимулює синтез пігменту меланіну, що захищає від дії ультрафіолетового опромінення, оскільки поглинає частину квантів світла та одночасно є антиоксидантом; C -зона, чи бактерицидна ($\lambda = 280 \dots 150$ нм) – зумовлює мутації та канцерогенез, надає бактерицидний ефект; значення енергії випромінювання цього діапазону (3,1–6,8 eV) практично достатня для процесів дисоціації та іонізації молекул. Ультрафіолетове випромінювання з $\lambda < 150$ нм дуже сильно поглинається повітрям. Сонце є основним джерелом природного ультрафіолету. Так, сонячне випромінювання в цьому діапазоні суттєво поглинається озоновим шаром, поглинання зростає зі зменшенням довжини хвилі. До поверхні

Землі доходять промені зони A та довгохвильової зони. Цей діапазон зони ультрафіолету називають екологічним. У цьому діапазоні не відбувається істотного зменшення озонового шару, що викликало підсилення інтенсивності випромінювання в короткохвильовій області ультрафіолетового діапазону. Відмічено, що спад на 1 % поглинаючих властивостей озонового шару призводить до зростання на 2 % захворювань на рак шкіри.

Ультрафіолетове випромінювання інтенсивно поглинається живими клітинами і практично не проникає на глибину близько 1 мм. Так, у людини ультрафіолетові промені поглинаються в шкірних покривах. Тому безпосередній ефект ультрафіолетового опромінення виявляється саме на клітинах шкіри. Оскільки коефіцієнти поглинання для ультрафіолету великі, то значення поглиненої дози D пропорційна потужності випромінювання W , що потрапило за час t , на одиницю площі ділянки шкірного покриву:

$$D = Wt. \quad (4.123)$$

Випромінювання різних довжин хвиль однакового потоку призводить до пошкоджень різного ступеня. Залежність фотобіологічного ефекту від значення довжини хвилі називають спектром дії. Спектр дії будують як для молекул, так і для клітин.

Згідно з законам фотобіології, фотозміни в молекулі можуть виникнути лише при поглинанні нею кванту випромінювання. Тому спектр дії зі своєї форми збігається зі спектром поглинання тих молекул, які відповідають за цю хімічну або фізіологічну відповідь. Спектр інактивації вірусу тютюнової мозаїки в повній мірі збігається зі спектром поглинання інформаційної його РНК.

Таким чином, інактивуюча дія ультрафіолету на цей вірус зумовлена саме пошкодженням нуклеїнових кислот. Біологічний ефект ультрафіолету визначається змінами, викликаними в білковій структурі, біологічних мембран та нуклеїнових кислот.

Амінокислоти у складі білків викликають максимуми поглинання в діапазоні $\alpha = 180...190$ нм довжин хвиль за рахунок пептидних зв'язків.

Так, ароматичні амінокислоти триптофан і фенілаланін тирозин мають ще додаткові максимуми поглинання (діапазон хвиль $\lambda_{\max} = 258,280$ і 285 нм) за рахунок ароматичних груп. Оскільки опромінення ультрафіолетом (як природне, так і штучне) найчастіше відбувається при $\lambda > 240$ нм, то основний внесок у фотопошкодження білків зумовлений саме ароматичними амінокислотами. Вплив на білкові молекули ультрафіолетового випромінювання призводить до повного розриву дисульфідних містків між поліпептидними ланцюгами, і утворенню вільних радикалів. Особливо ці пошкодження небезпечні, якщо зачіпають активний центр ферменту, що може викликати його інактивіацію.

Поглинання ультрафіолета нуклеїновими кислотами зумовлене наявністю в них пурінових і піримідинових підстав ($\lambda_{\max} = 260$ нм). Із з'єднань, що входять до складу нуклеїнових кислот, чутливіші до дії опромінення піримідинові підстави (цитозин, тимін і урацил) хоча фотопошкодження можуть виникати і в пурінових підставах (аденін, гуанін), і у вуглеводних компонентах. Вільні радикали – це атоми або молекули, що мають неспарені електрони. Володіють високою реакційною здатністю, утворюються в ході біохімічних реакцій і дії іонізуючого випромінювання. Здатні запускати ланцюгові хімічні реакції, наприклад реакції перекисного окислення ліпідів.

Найбільшим фотопошкодженням ДНК, що часто трапляється, є утворення димера з двох молекул тиміна, розміщених поруч в одному ланцюзі ДНК. Інколи димери утворюються між молекулами тиміна з двох комплементарних ланцюгів. Так, у нативній ДНК дві молекули тиміна ніколи не можуть бути розміщені напроти один одного, оскільки вони некомплементарні. Проте під дією ультрафіолетового випромінювання можливе локальне розплітання двоспіральної структури і переміщення комплементарних ланцюгів відносно один одного, внаслідок чого молекула тиміна може опинитися напроти іншої такої ж молекули. Тиміновий димер в цьому разі стабілізує утворене пошкодження.

Утворення тимінових димерів може статися при поглинанні кванта світла не лише саме молекулою тиміна, але і будь-якою іншою азотистою

основою, оскільки можливе триплет-триплетне перенесення енергії від однієї основи до іншої в такій послідовності: цитозин, гуанін, аденін, тіамін. Саме у цьому направленні відбувається зменшення енергії триплетних рівнів азотистих підстав.

З меншою вірогідністю порівняно з тиміновими димерами можуть утворюватися димери цитозин-цитозин (Ц-Ц) і тимін-цитозин (Т-Ц).

Димери тиміна, що утворилися, дуже стійкі хімічно та не розпадаються зі зростанням температури чи при впливі хімічних речовин. Процес же мономеризації зумовлює дію ультрафіолетового випромінювання другого діапазону з максимізацією виходу мономерів і спостерігається при опроміненні в суттєво короткохвильовій області порівняно з максимальним виходом димерів.

Іншими типами фотопошкоджень ДНК є: зшивання ДНК-білка (ковалентне приєднання до молекул цитозина або урацила по 5-му або 6-му атомах деяких амінокислот, наприклад, серину, цистину й ін.), зшивання ДНК-ДНК, одно- або двониткові розриви ланцюгів ДНК, але їх квантовий вихід нижче, інколи на декілька рівнів порівняно з виходом піримідинових димерів.

Квантовий вихід реакції – відношення числа молекул, що прореагували, до поглинутих квантів.

Фотоушкодження нуклеїнових кислот можуть привести до появи мутацій та канцерогенезу й навіть омертвіння клітини. Ці ушкодження шкодять нормальному проходженню процесів життєдіяльності, що виключає можливість нормального розподілу клітини. Так, з появою в ДНК димерів азотистих підстав не може відбуватися реплікація ДНК.

Іноді фотоушкодження молекул часто викликані не поглинанням випромінювання молекули, а характером взаємодії з другою молекулою, що поглинула квант світла, утворивши збуджений стан. Так і сполуки, що збільшують чутливість біологічних об'єктів до світла, отримали назву фотосенсибілізатори, а самі реакції – фотосенсибілізованими.

Як приклад, фотосенсибілізованої реакції є викликання ультрафіолетовим опроміненням ($\lambda > 280$ нм) розриву дисульфідних містків

у молекулах білків. У цьому діапазоні ультрафіолет поглинають не молекули цистина, а триптофан і тирозин. Поглинувши квант світла й перейшовши в збуджений стан, ці амінокислоти здатні дисоціюватися з утворенням катіона-радикала й сольватованого електрона.

Дія сольватованого електрона з дисульфідними зв'язками зумовлює їх розрив. У цьому разі фотосенсибілізованою реакцією є розрив дисульфідних містків, а фотосенсибілізаторами – амінокислоти тирозин і триптофан.

Ушкодження мембранних ліпідів, викликані ультрафіолетовим опроміненням, також є фотосенсибілізованими реакціями, тому що максимум поглинання ліпідів доводиться на $\lambda < 215$ нм, а значення довжини хвилі УФ-опромінення вище від 240 нм. Таке ультрафіолетове опромінення викликає появу в мембрані вільних радикалів \dot{X} (наприклад, радикалів води, амінокислот й ін.), які здатні викликати реакції перекисного окислення ліпідів.

Ці реакції вимагають наявності кисню в тканині й гальмуються антиоксидантами А (вітаміном Е – токоферолом).

Процес руйнування ліпідів збільшує іонну проникність мембрани, порушуючи її стабільність та перешкоджаючи стану нормального функціонування мембранних компонентів.

Фотосенсибілізатори підрозділяються на ендогенні, синтезовані самим організмом, і екзогенні, що потрапляють у нього ззовні. Відомі чотири класи фотосенсибілізаторів: гіперіцини, хлорофіли, порфірини й псоралени (фурокумарини).

При деяких захворюваннях у клітинах збільшується вміст ендогенних фотосенсибілізаторів. Наприклад, при порушенні гемопоезу (процесу кровотворення) підвищується кількість протопорфіринів, що є фото-сенсібілізаторами окислювання ліпідів і білків.

Влучення на шкіру екзогенних фотосенсибілізаторів й одночасне опромінення здатне викликати опіки й фотодерматити. Наприклад, екстракти деяких представників сімейств зонтичних, рутових, бобових містять псоралени, вони і є фотосенсибілізаторами ДНК та здатні призвести

до фотоканцерогенезу. Тому при засмаганні не рекомендовано користуватися косметикою, наносити на шкіру креми, за винятком тих, які володіють захисною протильтрафіолетовою дією.

Зруйновані молекулярні структури під дією ультрафіолету здатні відновлюватися за допомогою так званих репараційних систем клітини. Таким чином, спочатку з бактеріальних клітин, а потім і з клітин людини був виділений фермент, що має фотореактивні властивості. При його приєднанні до димеру пиримідинової підстави утвориться хромофорна група, що поглинає світло у видимому діапазоні. Влучення кванта світла (максимум спектра дії доводиться на 380–400 нм, залежно від виду організму, з основи якого був виділений фермент) на такий комплекс приводить до розпаду димера й утворенню двох молекул тиміну.

4.4.6. Теорія мішені

При кількісному вивченні фотоушкоджень молекул і цілих клітин широко використовується теорія мішені. Як мішень може виступати, наприклад, активний центр ферменту або ділянка ДНК, відповідальний за синтез якого-небудь життєво важливого білка. У цьому разі влучення всього лише одного кванта світла (одноударний механізм) у мішень зумовлює з імовірністю Φ (квантовий вихід реакції) повну інактивацію цієї молекули. Влучення кванта в інші ділянки молекули хоча і здатне викликати які-небудь її хімічні перетворення, але на її біологічній функції не відбивається.

Швидкість інактивації молекул можна записати в такому вигляді:

$$\frac{dn}{dt} = -\Phi(I_0 - I), \quad (4.124)$$

де n – число неушкоджених молекул в одиниці об'єму; t – час; Φ – квантовий вихід реакції; I_0 – інтенсивність падаючого світла; I – інтенсивність минулого світла.

Відповідно до закону Бугера–Ламберта–Бера,

$$I = I_0 e^{-snl}, \quad (4.125)$$

де s – поперечний перетин поглинання, тобто деяка площа, при влученні в яку відбувається поглинання фотона молекулою; l – товщина розчину. Тоді формулу (4.125) можна переписати у вигляді

$$\frac{dn}{dt} = -\Phi I_0 (l - e^{snl}). \quad (4.126)$$

Для розчинів малих концентрацій $(l - e^{snl}) \approx snl$, тоді

$$\frac{dn}{dt} = -\Phi I_0 snl. \quad (4.127)$$

Розділимо змінні у формулі (4.127), і проінтегруємо отриманий вираз:

$$\int_{n_0}^n \Phi I_0 s l dt = - \int_{n_0}^t \Phi I_0 s l dt, \quad (4.128)$$

де n_0 – початкове число молекул; n – число молекул, що залишилися неушкодженими після опромінення за час t . Отримуємо

$$\ln \left(\frac{n_0}{n} \right) = I_0 t l s \Phi. \quad (4.129)$$

У цьому виразі $I_0 t$ – доза опромінення; $s\Phi = \sigma$ – поперечний переріз інактивації молекули, що визначає як імовірність поглинання фотона молекулою, так і ймовірність її хімічного перетворення в результаті такої взаємодії. Тоді розраховуючи на одиницю товщини розчину, вираз (4.129) можна переписати у вигляді

$$\ln \left(\frac{n_0}{n} \right) = D\sigma, \quad (4.130)$$

або

$$n = n_0 e^{-D\sigma}. \quad (4.131)$$

Величину σ можна визначити як тангенс кута нахилу прямої (рис. 4.47):

$$\ln \left(\frac{n_0}{n} \right) = f(D). \quad (4.132)$$

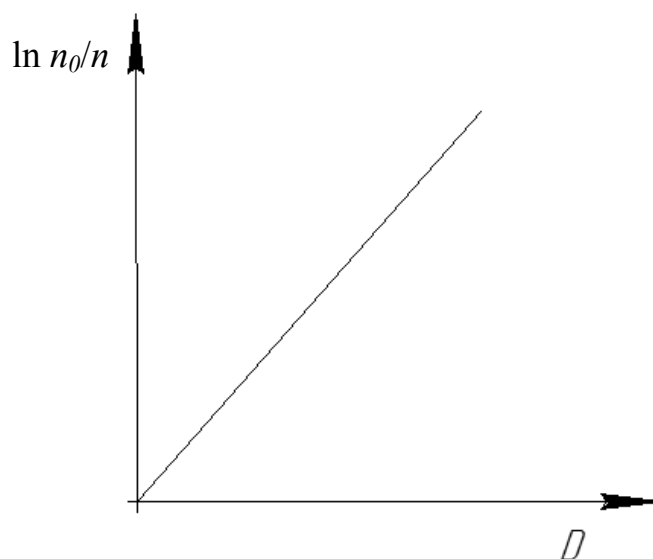


Рис. 4.47. Залежність логарифма відносно вихідного числа молекул до числа неушкоджених після опромінення дозою від величини цієї дози

У реальних біологічних системах не завжди фотозміни молекул можна розглядати по одноударному механізму; крім того, багато ушкоджень відновлюються за допомогою репараційних систем клітини [28].

4.4.7. Оптичне випромінювання в медицині

Оптичне випромінювання використовує джерела природнього та штучного випромінювання. Система теплорегулювання організму з ціллю охолодження нагрітої ділянки збільшує кровообіг у ній, що й зумовлює терапевтичний ефект. Залежність поперечного перерізу інактивації молекули від довжини хвилі так само, як і залежність квантового виходу від довжини хвилі, називають **спектром дії**.

Ультрафіолетове випромінювання викликає бактерицидний ефект при значній потужності, що використовується при стерилізації медичних інструментів та приміщень. Джерелом випромінювання у цьому разі є спеціальні бактерицидні лампи.

Так, лікарські препарати та сполуки промазин, прометазин, сульфаніламід і інші, в комплексі з ультрафіолетовим випромінюванням викликають фотоалергічні реакції. Поглинаючи ультрафіолет А-зони, такі речовини сполучаються з білками, утворюючи антиген. Перше

утворення такого комплексу в складі «білок–речовина» в результаті імунного відклику організму утворюються сенсibiliзовані лімфоцити, а при повторному – спостерігаються алергічні реакції й навіть анафілактичний шок.

4.4.8. Дози іонізуючих випромінювань

При вивченні ступеня ураження тих або інших біологічних об'єктів важливо мати кількісне подання про фізичні характеристики випромінювання, особливо його енергії.

Іонізуюче випромінювання, насамперед, характеризується своєю здатністю іонізувати середовище. Кількісно цю характеристику відбиває експозиційна доза $D_{\text{екс}}$. Експозиційна доза випромінювання є енергетична характеристика рентгеновського чи гамма-випромінювання, оцінювану по ефекті іонізації сухого атмосферного повітря:

$$D_{\text{екс}} = q / m. \quad (4.133)$$

Одиницею експозиційної дози служить кулон на кілограм (Кл/кг) – це експозиційна доза рентгеновського або γ -випромінювання, при якій алгебраїчна сума електричних зарядів q одного знака, що утворюються в масі $m = 1$ кг повітря, дорівнює 1 Кл. Таким чином, експозиційна доза вимірюється в позасистемних одиницях – рентгенах ($1 \text{ Р} = 2,58 \cdot 10^{-4}$ Кл/кг).

Потужність експозиційної дози випромінювання дорівнює

$$P_{\text{екс}} = dD_{\text{екс}} / dt. \quad (4.134)$$

Одиницею потужності експозиційної дози є ампер на кілограм (А/кг). Використовуються також позасистемні одиниці: рентген за секунду (Р/с), $1 \text{ Р/с} = 2,58 \cdot 10^{-4}$ А/кг; рентген за хвилину (Р/хв), $1 \text{ Р/хв} = 4,30 \cdot 10^{-6}$ А/кг; рентген за годину (Р/г), $1 \text{ Р/г} = 7,17 \cdot 10^{-8}$ А/кг.

Випромінювання може спричинити дію на речовину тільки в тому разі, якщо відбудеться поглинання цього випромінювання речовиною. Тому важливо знати не експозиційну, а поглинену дозу, рівну відношенню поглиненої енергії до маси речовини, що опромінює:

$$D_{\text{погл}} = E_{\text{погл}} / m. \quad (4.135)$$

Одиницею вимірювання поглиненої дози є грей – доза випромінювання, при якій опроміненій речовині масою 1 кг передається енергія випромінювання 1 Дж (1 Гр = 1 Дж/кг) або позасистемна одиниця радій (1 радій = 10^{-2} Дж/кг).

Потужність поглиненої дози випромінювання дорівнює

$$P_{\text{погл}} = dD_{\text{погл}} / dt, \quad (4.136)$$

і вимірюється в Гр/с або рад/с.

Експериментальному вимірюванню піддається експозиційна, а не поглинена доза, однак між ними існує залежність:

$$D_{\text{погл}} = kD_{\text{експ}}, \quad (4.137)$$

де k – коефіцієнт, що залежить як від речовини, що опромінює, так і від самого випромінювання.

Дія іонізуючого випромінювання однакової енергії, але різного виду (наприклад, α -, β -, γ -випромінювання), робить різний біологічний ефект. Такі випромінювання різняться іонізуючою й проникаючою здатністю. В радіобіології введено поняття еквівалентних доз. Так, еквівалентна доза оцінюється по біологічному впливу. Вона дорівнює добутку поглиненої дози $D_{\text{погл}}$ на коефіцієнт якості випромінювання K , що характеризує відносну біологічну активність розглянутого випромінювання:

$$D_{\text{експ}} = KD_{\text{погл}}. \quad (4.138)$$

Коефіцієнт якості (K -безрозмірний коефіцієнт) випромінювання показує, у скільки разів ефективність біологічної дії цього виду випромінювання більше, ніж рентгенівського, або γ -випромінювання при однаковій дозі. Тому еквівалентна доза випромінювання має ту ж розмірність, що й поглинена доза випромінювання, яку називають зивертом (Зв), 1 Зв еквівалентний 1 Гр. Доза випромінювання, що робить такий же біологічний ефект, як і доза в 1 Р рентгенівського або γ -випромінювання, становить 1 бер (біологічний еквівалент рентгена). Коефіцієнт експериментально визначений для кожного виду випромінювання (табл. 4.4).

Таблиця 4.4. Коефіцієнти якості різних видів випромінювання

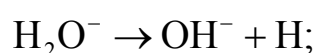
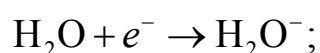
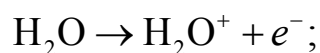
Вид випромінювання	Коефіцієнт якості випромінювання
Рентгенівське, γ - і β -випромінювання	1
Теплові нейтрони ($-0,01$ eV)	3
Нейтрони (5 eV)	7
Нейтрони (0,5 MeV), протони	10
α -випромінювання	15

Іноді опромінення біологічного об'єкта виробляється джерелом, розміщеним не зовні, а усередині, наприклад, при введенні в пухлинну тканину радіонуклідних голок, як при радіотерапії, та радіоактивних ізотопів. Для такого випадку дози опромінення визначають за значенням активності ізотопів та коефіцієнтам поглинання тканини.

4.4.9. Вплив іонізуючого випромінювання на організм

Іонізація та руйнування молекул, що викликані дією іонізуючої радіації, призводять до хімічних реакцій у них та радіаційних ушкоджень. Якщо радіаційне ураження молекули спостерігається при влученні кванта, то стверджують про пряму дію випромінювання, а коли ж це взаємодіє з радіаційними продуктами, то – про непряму дію випромінювання.

Ураження клітин зумовлюють зазвичай ушкодження молекул білків, нуклеїнових кислот, ліпідів, які перебувають у водній фазі. Тоді кількість молекул води набагато перевищує кількість розчинених у ній ушкоджених молекул, та радіаційні ушкодження біологічних молекул найчастіше зумовлюють їхню взаємодією із продуктами радіолізу води, у процесі якого утворюються сольватовані електрони та вільні радикали:



У сполуках нуклеїнових кислот у результаті дії іонізуючого випромінювання проходять зміни як в окремих нуклеотидах (наприклад, розмикання піримидинового або імідазольного кілець, дезамінування

аденіну, гуаніну й цитозину, окислювання спиртових груп і розриви вуглець-вуглецевих зв'язків у дезоксирибозі), так й у спіральній структурі (одно- і двониткові розриви ланцюгів ДНК, зшивки між нуклеотидами одного чи кількох ланцюгів, зшивки ДНК-білків). Викликані зміни в молекулах нуклеїнових кислот призводять до виникнення генних (зміна нуклеотидної сполуки окремого гена) і хромосомних (зміна структури хромосом) мутацій.

Вплив іонізуючого випромінювання на білки призводить до ушкодження амінокислот, розривів водневих, дисульфідних, поліпептидних зв'язків і, як наслідок, втрати їх біологічних функцій. Ці порушення можуть бути викликані як безпосереднім влученням кванта випромінювання, так і взаємодією молекул.

Ушкодження ліпідів переважно викликані перекисним окислюванням ненасичених жирних кислот. Ініціаторами такої реакції є вільні радикали води або самі ліпіди. Внаслідок ланцюгового характеру такої реакції дивується значне число ліпідних молекул у результаті влучення всього лише одного кванта. Радіаційні ушкодження ліпідних молекул приводять до утворення альдегідів, кетонів, спиртів, а також зшивок між молекулами.

У клітині є спеціальні репараційні системи, що відновлюють ушкоджені молекули. Ці системи здатні репарувати молекули після ушкоджень, викликаних різними факторами як фізичної (ультрафіолетове, γ -опромінення), так і хімічної (хімічні агенти) природи, оскільки в більшості випадків ініційовані ними ушкодження подібні.

У наш час відомі репараційні системи для відновлення ДНК і мембран. Найбільш добре вивченими є системи, які репарують одно- і двониткові розриви ДНК. Ушкодження мембран усуваються шляхом заміни ушкоджених компонентів (ліпідів і білків). Відновлення компонентів мембрани відбувається й у процесі нормального функціонування клітини, але при опроміненні цей процес прискорюється. Репарація інших біологічних сполук, зокрема й білків, не так важлива, тому що такі молекули, якщо вони ушкоджені, можуть витіснятися з метаболізму й замінитися іншими.

Репарація ушкоджень пояснює так званий ефект фракціонування, що полягає в такому. Припустимо, що однократне опромінення клітин певною дозою зумовлює 50 %-ву їхню загибель (доза D_{50}). У той же час, якщо опромінення цією ж дозою розділити на дві напівдози із проміжком часу між ними, та загибель клітин буде становити менше 50 %, причому виживання буде тим вище, чим більше проміжок Δt . Справа в тому, що при однократному опроміненні відбувається підсумовування й посилення радіопшкоджень, а при фракційному опроміненні – після першої дози деякі з виниклих ушкоджень встигають відновитися. Тому сумарні ушкодження при однократному опроміненні вищі, ніж при фракційному.

Репараційні системи не здатні усунути всі порушення. Натомість, іноді відбувається помилкова репарація молекул, що призводить до їх ушкоджень.

Дослідження процесів ураження багатоклітинного організму найбільш важке, тому що клітини різних тканин володіють різною радіочутливістю. Відповідно до правила Бергоньє–Трибондо, радіочутливість клітин у тканині тим вище, чим більша їх проліферативна активність і менший ступінь диференціації.

Проліферація – збільшення числа клітин (або тільки геномів при поліплодії) шляхом мітозу.

Тому в організмі людини, насамперед, вражаються клітини червоного кісткового мозку й епітелію кишечника.

Ушкодження клітини неоднакові в різні фази її клітинного циклу. Радіочутливість клітин максимальна наприкінці G_1 -фази (пресинтетичної) і на початку S -фази (синтетичної або реплікативної), тому що отримані в цей час ушкодження не встигають репаруватися.

Радіобіологічні ефекти можуть проявлятися як після опромінення, так і через проміжок часу: місяці, роки й навіть покоління. В людини з віддаленими наслідками опромінення можуть виступати процеси утворення злоякісних пухлин, ослаблення імунітету, скорочення тривалості життя, народження дітей з патологіями.

4.4.10. Кількісна оцінка радіопошкоджень

Кількісно ступінь ураження від радіаційного опромінення оцінюється за допомогою так званих дозових кривих – залежності ефекту опромінення від дози випромінювання. Ефект опромінення визначається по деякій реакції об'єкта, що опромінюється, що називають тест-реакцією (такий може бути, наприклад, виживання клітин, радіостійкість молекул і т. д.). Криві «доза-ефект» найчастіше мають експонентну форму, що вказує на те, що навіть при дуже великих дозах зберігаються клітини, що вижили, або неушкоджені молекули. Криві зручно представляти в напівлогарифмічній системі координат, тому що в цьому разі залежність ефекту від дози становить пряму.

Припустимо, що як тест-реакція виступає відношення числа неушкоджених молекул (клітин) N до їхнього загального числа N_0 . Тоді рівняння залежності «доза-ефект» має вигляд

$$\frac{N}{N_0} = e^{-kD}, \quad (4.139)$$

де k – коефіцієнт радіочутливості молекул (клітин); D – доза опромінення.

Для характеристики радіочутливості молекул або клітин вводитьися значення дози, при якій кількість неушкоджених об'єктів зменшується в e разів порівняно з вихідним. Влучення кванта випромінювання на цей об'єкт є дискретним і статистичним процесом (принцип влучення); ушкодження об'єкта зумовлюється влученням кванта лише в певну його ділянку (принцип мішені); уражений об'єкт є причиною ушкодження інших (принцип підсилювача).

Відповідно до принципу мішені, відношення числа неуражених клітин N до їхнього загального числа N_0 , якщо ураження відбувається по одноударному механізму, визначається рівнянням

$$\frac{N}{N_0} = e^{-VD}, \quad (4.140)$$

де V – об'єм мішені; D – доза опромінення.

Якщо ж для прояву радіобіологічного ефекту потрібно n влучень у певну мішень (при цьому $n - 1$ влучення ефекту не спричиняє), то виживання клітин описується таким виразом:

$$\frac{N}{N_0} = e^{-VD} \sum_{k=0}^{n-1} (VD)^k / k, \quad (4.141)$$

де k – число влучень у мішень ($k < n$).

Найчастіше загибель клітини зумовлена ураженням не однієї, а декількох мішеней. Припустимо, що число цих мішеней дорівнює l , і загибель клітини відбудеться, якщо в кожен мішень потрапить щонайменше один квант. Тоді рівняння виживання клітин має вигляд

$$\frac{N}{N_0} = 1 - (1 - e^{-VD})^l. \quad (4.142)$$

При більших дозах опромінення

$$\frac{N}{N_0} \approx l e^{-VD}, \quad (4.143)$$

або після логарифмування:

$$\ln \frac{N}{N_0} = \ln l - VD. \quad (4.144)$$

Це рівняння дозволяє визначити залежність виживання клітин від дози та число вражених мішеней l , коли загибель клітини визначається числом l вражених мішеней.

4.4.11. Модифікація радіобіологічних ефектів

Існують речовини, що підсилюють (радіосенсибізатори) і зменшують (радіопротектори) радіобіологічний ефект. Для одних модифікаторів дія проявляється до опромінення, а для інших – після. Перші з них називають модифікаторами профілактичної дії, а другі – терапевтичної.

Найбільш вивченими радіопротекторами є речовини, що володіють антиоксидантними властивостями, тобто інактивуючі вільні радикали. На практиці широко застосовуються як радіопротектори сульфгідрильні сполуки: цистеїн, цистеамін, цистамін, глутатіон.

3-амінопропіламіноетилфосфотіонова кислота, що є аналогом цистеаміна, застосовується в радіотерапії пухлин, тому що забезпечує захист тільки здорових клітин, але не пухлинних. Багато радіопротекторів підсилюють репараційні процеси в клітині або продовжують такий стан клітини, у якому її репараційні системи найбільш активні й ефективні.

Дія радіосенсибілізаторів заснована на їх здатності підсилювати активність малоактивних вільних радикалів, інгібувати ферменти, зокрема, що володіють репараційними властивостями, інактивувати нативні радіопротектори або конкурувати з тими з них, які здатні перехопити вільний радикал, а також у низці інших механізмів.

Так у медичній практиці широко використовуються сенсибілізатори, що вибірково збільшують чутливість до опромінення тільки пухлинних клітин, наприклад, бутионінсульфоксимін, диетилмалеат (знижують вміст сульфгідрильних сполук), мизонидазол (знижує активність репараційних систем).

Ефективність модифікаторів (радіопротекторів або радіосенсибілізаторів) оцінюється по фактору зміни дози K :

$$K = D / D_m, \quad (4.145)$$

де K – доза випромінювання, що зумовлює деякий прояв певного біологічного ефекту; а D_m – доза, що зумовлює такий же прояв біоефектів, але за наявності модифікатора.

Для радіопротекторів $K < 1$; для радіосенсибілізаторів $K > 1$. Ефективність модифікаторів залежить від самої дози, стану клітини й ряду інших факторів.

4.4.12. Іонізуюче випромінювання в медицині

Рентгенівське і γ -випромінювання широко застосовуються в медичній діагностиці для інтероскопії організму. Найбільш відомим з ентероскопічних методів є рентгенодіагностика, що підрозділяється на рентгеноскопію (зображення розглядається на люмінесцентному екрані) і рентгенографію (зображення фіксується на фотоплівці). Для одержання більш яскравого та якісного зображення необхідне підсилення

значень інтенсивності рентгенівського опромінення, яке негативно впливає на стан здоров'я пацієнта. Тому ж у рентгенології використовують ряд технічних методів та засобів підвищення якості зображення при незначній інтенсивності опромінення.

Для того щоб досліджуваний орган або групу органів було чітко видно на рентгенограмі, потрібно, щоб їх коефіцієнт поглинання рентгенівських променів різнився від значень коефіцієнтів поглинання інших близько розміщених тканин.

Застосовується в діагностичних цілях випромінювання з довжиною хвилі $\lambda = (1...2) \cdot 10^{-11}$ м. Масовий коефіцієнт ослаблення розраховується за такою формулою:

$$\mu_m = k\lambda^3 z^3, \quad (4.146)$$

де z – заряд ядра речовини поглинача; k – коефіцієнт пропорційності.

На цей час широко використовують метод комп'ютерної томографії, дозволяючи за допомогою тонких зрізів завтовшки 3...5 мм одержувати як цілісне зображення, так і окремих шарів. Цей метод має значно вищу чутливість порівняно з традиційними рентгенодіагностичними методиками, що і дозволяє визначити діапазон у поглинанні променів тканиною до 0,1 %.

Стан та зображення внутрішніх органів одержують, використовуючи радіонуклідний метод діагностики. Відомо, що деякі хімічні елементи й сполуки мають здатність вибірково накопичуватися в якому-небудь органі або тканині.

Якщо в цю сполуку (радіофармпрепарат) включити радіоактивний ізотоп й увести пацієнтові, то дочекавшись розподілу препарату в організмі, можна за допомогою спеціальних приладів – сцинтиграфів – встановлювати випромінювання ізотопу в різних ділянках тіла. Природно, що в областях, де концентрація препарату більша, випромінювання буде сильніше.

Інтроскопія – сукупність методів, що дозволяє досліджувати внутрішню структуру біологічних об'єктів, не порушуючи їхньої цілісності.

Для дослідження, наприклад, щитовидної залози пацієнтові вводять радіоактивні ізотоп ^{123}I ; печінку–фарбу бепгалроз, позначену ^{131}I ; кісткової тканини – фосфатний комплекс, мічений ^{99}Tc .

Такий метод визначає розміри та обриси органа, а по неоднорідності розподілу уведених радіофармпрепаратів можна зробити висновок про ряд захворювань, наприклад цирозі печінки, гепатиті, остеопорозі, онкозахворюванні, визначати наявність розміщення метастаз.

При створенні новітніх радіофармпрепаратів виходять з того, щоб ізотоп мав якомога менший період напіврозпаду з ціллю зменшення зайвого опромінення організму.

Радіоізотопами визначаються незначні концентрації у крові речовин, типу гормонів, коли хімічні методи не зовсім ефективні. Суть такого методу, що отримав назву радіоімунологічний, полягає у такому. Для зумовленої речовини (антигену) одержують антитіла, які здатні зв'язуватися саме з ним. Тоді в пробірці змішують антитіла, антигени, позначені яким-небудь радіоактивним ізотопом, і кров пацієнта.

Антитіла й антигени, зв'язуючись один з одним, утворюють комплекси, які відокремлюють центрифугуванням. Чим вища була концентрація антигену в крові, тим більше антитіл зв'яжеться з антигенами пацієнта й менше – з міченими антигенами.

Якщо ж антиген у крові повністю був відсутній, то утворюються комплекси тільки з міченими антигенами. По радіоактивності осаду при видимому об'єму крові, що взятий для аналізу, і визначають параметри концентрації антигену в крові.

Радіоімунологічний метод діагностує на ранніх стадіях низку захворювань, стежить за станом нормального перебігу періодів вагітності та розвитку плоду, надає допомогу в широких наукових дослідженнях.

Рентгено- і γ -терапію широко використовують для лікування онкологічних захворювань. В суті методу проложений факт, що найбільшу чутливістю до опромінення мають онкоклітини.

Дія іонізуючого випромінювання спричинить переважну загибель саме ракових клітин.

4.5. ФІЗИЧНІ ПОЛЯ ЛЮДИНИ

4.5.1. Електричні і магнітні поля людини.

Фізичні основи електрокардіографії

Кожна клітина організму має електричний потенціал. Потенціал деяких з них (наприклад, нервових і м'язових) змінюється в часі, у зв'язку із чим змінюється і потенціал цілих органів і тканин. Залежність електричного потенціалу якого-небудь органу або тканини від часу називають електрограмою, а діагностичний метод дослідження – електрографією. Електрографічний метод застосовується для клінічної діагностики захворювань цілого ряду органів – серця (електрокардіографія), м'язів (електроміографія), головного мозку (електроенцефалографія), сітківки ока (електроретинографія) й ін. Для вимірювання різниці потенціалів між якими-небудь двома точками органу можна безпосередньо, прикладаючи до нього електроди. Проте такий прямий метод електрографії на практиці майже не використовують. Різниця потенціалів вимірюється на поверхні тіла, а вся сукупність клітин досліджуваного органу (зважаючи на неможливість математичного опису зміни в просторі і часі електричного потенціалу кожного окремого волокна) представляється у вигляді моделі еквівалентного генератора, який створює такий же електричний потенціал на поверхні тіла, що і цей орган.

У електрографії існують дві задачі: пряма – визначення електричного потенціалу на поверхні тіла по відомих характеристиках еквівалентного генератора і зворотна – визначення характеристик еквівалентного генератора (тобто досліджуваного органа) по електричному потенціалу, створеному на поверхні тіла. Рішення останньої задачі відіграє важливу роль у діагностиці ряду захворювань.

При електрокардіографії, якщо значення диполя міститься в однорідному безкінечно провідному середовищі з питомим електричним опором ρ , тоді

$$\varphi = \frac{\rho I}{4\pi r}. \quad (4.161)$$

Потенціал електричного поля, створеного декількома уніполями в деякій точці простору A , дорівнює алгебраїчній сумі потенціалів електричних полів, створених кожним з уніполей (принцип суперпозиції). Для диполя, що складається з одного позитивного і одного негативного уніполя, потенціал на відстані r від позитивного полюса і r_1 від негативного полюса однаковий (рис. 4.48).

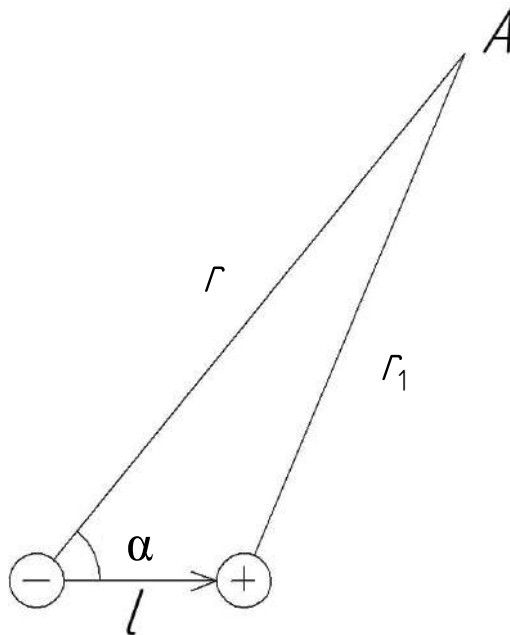


Рис. 4.48. Електричний потенціал диполя

$$\varphi = \frac{\rho I}{4\pi r_1} - \frac{\rho I}{4\pi r}. \quad (4.162)$$

Тоді з урахуванням теореми косинусів, біноміального ряду і за умови, що $r \gg l$, $l^2 / r^2 \rightarrow 0$,

$$\varphi = \frac{\rho I}{4\pi r} \frac{l \cos \alpha}{r} = \frac{\rho D \cos \alpha}{4\pi r^2}, \quad (4.167)$$

де $D = Il$ – модуль дипольного моменту дипольного електричного генератора.

Вектор D направлений від негативного полюса до позитивного. У медичній термінології вживається поняття «інтегральний електричний

вектор серця», що є векторною сумою всіх дипольних моментів кожного окремого серцевого волокна:

$$\vec{D} = \sum_{j=1}^m \vec{D}_j. \quad (4.168)$$

Експериментально вимірюють не потенціал у деякій точці, а різницю потенціалів між двома місцями A і B , вважаючи, що вони містяться на однаковій відстані r від диполя (рис. 4.49), і різницю потенціалів визначають так:

$$\Delta\varphi = \frac{\rho D \sin\left(\frac{\beta}{2}\right) \cos\gamma}{4\pi r^2}. \quad (4.171)$$

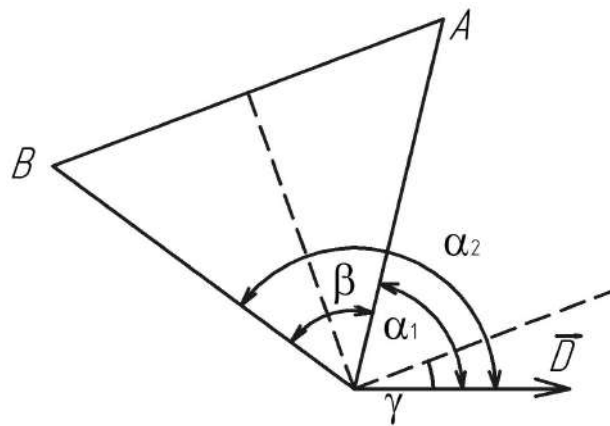


Рис. 4.49. Кути та напрямки векторів при різниці потенціалів електричного поля диполя

Таким чином, різниця потенціалів між деякими точками тим більше, чим більше питомий опір середовища ρ , відстань між цими точками, проекція вектора \vec{D} на пряму AB і менше відстань r [28].

Електрокардіографія приймає цілий ряд припущень. Насправді (рис. 4.50): *а*) джерело електричного поля серця не можна представити у вигляді одного диполя; *б*) обертання вектора \vec{D} відбувається за всім об'ємом, і для його опису недостатньо проекції лише на одну площину; *в*) початок вектора \vec{D} зміщується; *г*) організм не є однорідним середовищем, крім того, його провідність змінюється не лише в просторі, але і в часі (наприклад, під час вдихання і видихання).

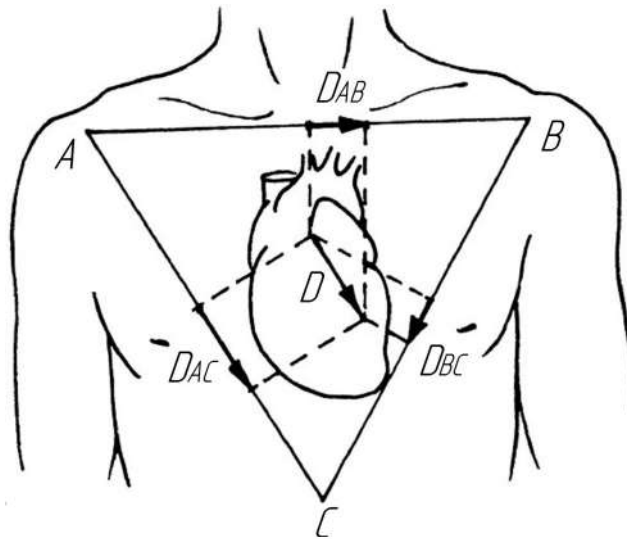


Рис. 4.50. Трикутник Ейнтховена:

D – дипольний момент струмового генератора серця;
 A – права рука; B – ліва рука; C – ліва нога.

Не дивлячись на існуючі допущення, електрокардіограма дозволяє діагностувати цілий ряд захворювань: тахі- і брадикардію, різні види аритмій (а також виявляти їх джерело). Порушення проведення й їх локалізації (наприклад, викликані вони змінами в проведенні у середині шлуночку, в антріовентрикулярному вузлі або в якому-небудь іншому відділі), пороки серця, інфаркт міокарду та інші, а також виявляти дію на організм чинників хімічної природи – отрут і лікарських препаратів.

Для здобуття інформації про просторову орієнтацію дипольного моменту серця використовують метод векторкардіографії. За допомогою розміщених відповідним чином на тілі пацієнта електродів на екрані осцилографа отримують вектор кардіограми, що змінюється. Для цього на пластини осцилографа, що горизонтально відхиляють, подають напругу від одного відведення, а на вертикально відхиляючі – від іншого. Тривимірну векторну петлю (просторову векторкардіограму) отримують по її проекціях на три площини: фронтальну, горизонтальну і сагітальну.

Векторкардіографія має ряд переваг порівняно з електрокардіографією, але інколи діагностувати деякі захворювання (наприклад, аритмію) легко по електрокардіограмі. Для аналізу електрограм мозку й інших

органів використовують інші моделі еквівалентних електричних генераторів. Наприклад, мозок уявляють у вигляді великого числа диполів.

Останнім часом у медицині застосовуються методики вимірювання значень магнітних полів серця – магнітокардіографія, мозку – магнітоенцефалографія. Джерелом магнітного поля є рухомі заряди, тобто електричний струм, який пропорційний напрузі. Магнітограми схожі з електрограмами і в той же час дозволяють отримати деяку додаткову інформацію.

Магнітне поле тіла людини набагато слабкіше за магнітне поле Землі, магнітна індукція його становить $5\text{--}10^{-5}$ Тл, а індукція магнітного поля серця – 10^{-11} Тл, а для мозку – 10^{-13} Тл, що викликає при знятті магнітограм істотні труднощі. Їх оминають таким чином: вимірюють індукцію поля біля поверхні тіла (B_1) і на деякій відстані від нього (B_2). Магнітне поле Землі й інші перешкоди будуть майже однаковими в цих двох місцях, а магнітне поле людини значно зменшиться. Тому різниця ($B_1 - B_2$) характеризуватиме магнітне поле тіла людини.

Магнітографія дозволяє отримувати тимчасову і просторову картину магнітного поля якого-небудь органу, для чого знімають декілька послідовних магнітограм окремих ділянок органу. Однією з переваг магнітографії порівняно з електрографією є суттєва можливість ізолювати джерело цього магнітного поля в інтервалі до 1 см. Через нешкідливість магнітографію використовують для дослідження параметрів електричної активності серця плоду. В цьому разі зняття електрокардіограми неможливе, оскільки електричний сигнал серця плоду заглушається серцем матері.

4.5.2. Теплове випромінювання

Будь-яке тіло, температура якого вище від 0 К, є джерелом теплового випромінювання. Згідно з закону Стефана–Больцмана, енергетична світимість будь-якого тіла прямо пропорційна четвертій мірі його абсолютної температури. Тому вимірювання енергетичної світимості тіла людини дозволяє визначати з високою точністю його температуру.

Спектр теплового випромінювання (залежності спектральної щільності енергетичної світимості від довжини хвилі) є суцільним, положення його максимуму залежить від температури тіла. За температури тіла людини максимум випромінювання доводиться на довжину хвилі 9,3 мкм (інфрачервоний діапазон). Тому більшість тепловізорів – приладів, що дозволяють отримувати теплове зображення, – вимірюють випромінювання в діапазоні 3–10 мкм. Пристрій тепловізора багато в чому схожий із звичайним телевізором, але телевізійне зображення передає інформацію про відбите від поверхні предметів випромінювання оптичного діапазону, тоді як тепловізійне – про власне теплове випромінювання тіл, зазвичай в інфрачервоному діапазоні.

Існують чорно-білі і кольорові тепловізори. По-перше, ділянки тіла, температура яких різна, відрізняються на екрані яскравістю; по-друге, – кольором. За допомогою тепловізорів можна отримати як миттєвий, так і динамічний розподіл температури різних ділянок тіла. Наприклад, під час поширення хвилі збудження в головному мозку послідовно змінюється температура його відділів. Метод здобуття карти розподілу температури кори головного мозку називають термоенцелоскопією. На жаль, застосування цього методу обмежене у зв'язку з сильним поглинанням теплового випромінювання мозку черепною коробкою і волоссям, тому метод застосовується лише під час нейрохірургічних операцій на відкритому мозку. Теплобачення дозволяє визначити ділянки тіла, в яких порушено кровопостачання, або вогнища запалення, оскільки в першому випадку температура знижується, а у другому, навпаки, підвищується.

Інфрачервоне випромінювання сильно поглинається тілом і затухає на відстані 100 мкм, тому тепловізійні методи дозволяють вимірювати температуру лише верхніх шарів шкіри. Для визначення температури глибоких шарів вимірюється інтенсивність випромінювання тіла в НВЧ-діапазоні, для якого глибина проникнення хвилі значно вища (близько декілька сантиметрів). Вимірювання проводять за допомогою так званих НВЧ-радіометрів. Однак тут виникають інші труднощі:

по-перше, зміна інтенсивності випромінювання з перепадом температури на одиницю становить всього лише $2 \cdot 10^{-13}$ Вт/м²; по-друге, не завжди вдається визначити джерело зміни температури, оскільки невідомо, на якій глибині воно міститься.

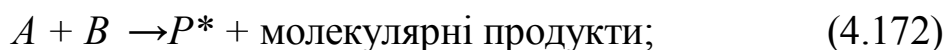
Проте метод НВЧ-радіометрії використовують у медицині, в тому числі в діагностиці злоякісних пухлин. Відомо, що пухлини для продовження свого зростання потребують великої кількості енергії, в той же час ефективність перетворення енергії, що міститься у вуглеводах, в енергію АТФ у пухлинних клітинах набагато нижчий, ніж у здорових клітинах, що наводить до більшого розігрівання пухлин порівняно з довколишніми тканинами. Перед дослідженням хворому дають розчин глюкози. Тоді при вимірюванні НВЧ-випромінювання досліджуваного органу в місцях локалізації пухлин або метастаз фіксується збільшення температури.

4.5.3. Біоломінесценція

Деякі процеси, що відбуваються у біологічних системах, супроводжуються явищем люмінесценції. Свічення ряду організмів (деяких бактерій, молюсків, глибоководних риб, комах й інших) відбувається у видимій області спектра за участю ферментів і часто служить інформаційним сигналом для інших особин або є захисною реакцією.

Здебільшого свічення тварин і рослин є надслабким, тому це явище було виявлене лише в другій половині ХХ століття, коли з'явилися чутливі прилади, здатні реєструвати одиничні кванти випромінювання. Хемілюмінесценція супроводжує ряд біохімічних реакцій, найбільш поширеним і вивченим прикладом яких є реакції перекисного окислення ліпідів. Крім того, хемілюмінесценція може бути зумовлена дією на біологічні системи зовнішніх фізичних чинників: опроміненням іонізуючою радіацією (радіохемілюмінесценція), видимим або ультрафіолетовим випромінюванням (фотохемілюмінесценція), дією ультразвуку (сонохемілюмінесценція) й ін. Хемілюмінесценція виникає в тому разі, якщо енергії якої-небудь хімічної реакції вистачає для утворення

продуктів у електронно-збудженому стані (P^*). Перехід останніх в основний стан (P) супроводжується випромінюванням кванта світла:



Реакції, що супроводжуються випромінюванням, відбуваються за участю реагентів, що мають неспарені електрони (вільні радикали), або циклічних пероксидних речовин. У процесі реакції відбувається перенесення електрона (між молекулами або у середині однієї молекули від однієї хімічної групи до другої), але не на основний, а на збуджений рівень. Таке перенесення може відбуватися як на триплетному, так і на збудженому синглетному рівні, але оскільки енергія триплетного рівня нижча, то в більшості випадків перенесення відбувається саме на цей рівень. Відповідно біоломінесценція частіше є фосфоресценцією, чим флуоресценцією.

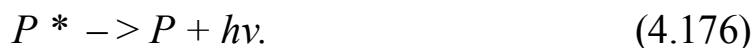
Найбільш поширеними біохімічними реакціями, що супроводжуються люмінесценцією, є процеси перекисного окислення ліпідів:



де $R\dot{O}_2$ – перекисний радикал; RH – ліпід; \dot{R} – радикал ліпиду; $ROOH$ – гідроперекис; ν – константа швидкості реакції. Реакцією, відповідальною за свічення в ланцюзі реакцій перекисного окислення, є реакція диспропорціонування перекисних радикалів ліпідів, в процесі якої утворюються продукти у збудженому стані:



Їх перехід в основний стан супроводжується випусканням кванта люмінесценції:



Тому інтенсивність люмінесценції дорівнює швидкості спаду в системі числа збуджених молекул і прямо пропорційна квадрату концентрації в системі перекисних радикалів $R\dot{O}_2$:

$$I = \Phi \left(\frac{dP^*}{dt} \right) = \Phi k_6 [R\dot{O}_2]^2, \quad (4.177)$$

де I – інтенсивність хемілюмінесценції на всіх напрямках і на всіх довжинах хвиль; Φ – квантовий вихід хемілюмінесценції (відношення числа випущених фотонів до молекул, що прореагували).

З реакцій (4.174) і (4.177) випливає, що швидкість перекисного окислення ліпідів ν визначається як

$$\nu = k_2 [\text{RH}] [\text{RO}_2] = k_2 [\text{RH}] \sqrt{\frac{I}{\Phi k_6}}. \quad (4.178)$$

Таким чином, явище люмінесценції дозволяє кількісно визначити швидкість процесів перекисного окислення ліпідів.

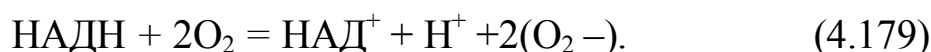
Дослідження люмінесценції, які супроводжують реакції перекисного окислення ліпідів, зіграло велику роль у встановленні схеми цих реакцій, механізмі дії й ефективності анти- і прооксидантів (речовин, що уповільнюють і підсилюють перекисне окислення). Визначення швидкості перекисного окислення дозволяє зробити висновок про рівень обмінних процесів у клітині під дією хімічних і фізичних чинників, патологічних станах тощо.

Вимірювання інтенсивності люмінесценції використовують у медицині. Наприклад, інтенсивність спонтанної люмінесценції сироватки крові хворих туберкульозом значно вища, ніж у здорових людей, а хворих раком легенів – значно нижче.

При деяких захворюваннях (наприклад, некрозах, гострих запальних реакціях) інтенсивність хемілюмінесценції різко збільшується.

Наприклад, у пацієнтів, що перенесли інфаркт міокарду, хемілюмінесценція набагато вища, ніж у пацієнтів, які мають ішемічну хворобу серця.

Клітини крові і тканин, що фагоцитують, у відповідь на дію ряду зовнішніх чинників (наприклад, деяких хімічних сполук, пилу, компонентів бактерійних стінок й ін.) здатні виробляти супероксидні радикали в результаті реакції з нікотинамідаденіндинуклеотидом (НАД):



На здатності фагоцитів люмінесціювати у відповідь на дію подразнюючих чинників заснований цілий ряд методів медико-біологічних досліджень. Зокрема, дію деяких чинників (наприклад, кальцієвих іонофорів, імпульсів електричних полів і інших) зумовлюють збільшення проникності мембрани для іонів Ca_2^+ , які запускають послідовність реакцій, супероксидних радикалів, що супроводжуються виділенням, а відповідно, – люмінесценцією. Таким чином, цей метод дозволяє вивчати вплив деяких агентів на проникність мембран.

Чутливість людей до дії різних речовин, зокрема лікарських препаратів, неоднакова. Взаємодія цих речовин з фагоцитами супроводжується хемілюмінесцентною реакцією різної інтенсивності. Це дозволяє виявляти підвищену чутливість людини до цього алергену.

4.6. ТЕПЛОВЕ ВИПРОМІНЮВАННЯ В ТЕХНІЧНИХ ТА БІОЛОГІЧНИХ СЕРЕДОВИЩАХ

4.6.1. Параметри та характеристики теплового випромінювання.

Чорне тіло

Середню потужність випромінювання за час, значно більший періоду світлових коливань, приймають за потік випромінювання Φ . У системі СІ він виражається у ватах (Вт). Потік випромінювання, що випускається на 1 м^2 поверхні, називають енергетичною світимістю R_e . Вона виражається у ватах на квадратний метр ($\text{Вт}/\text{м}^2$).

Нагріте тіло випромінює електромагнітні хвилі різної довжини. Виокремимо невеликий інтервал довжин хвиль від λ до $\lambda + d\lambda$. Енергетична світимість, відповідна цьому інтервалу, пропорційна ширині інтервалу:

$$dR_\lambda = r_\lambda d\lambda, \quad (4.180)$$

де r_λ – спектральна щільність енергетичної світимості тіла дорівнює відношенню енергетичної світимості вузької ділянки спектра до ширини цієї ділянки, $\text{Вт}/\text{м}^3$. Залежність спектральної щільності енергетичної світимості від довжини хвилі називають спектром випромінювання тіла.

Проінтегрувавши це рівняння, отримаємо вираз для енергетичної світимості тіла:

$$R_e = \int_0^{\infty} r_{\lambda} d\lambda. \quad (4.181)$$

Межі інтегрування узяті з перевищенням, щоб врахувати все можливе теплове випромінювання. Здатність тіла поглинати енергію випромінювання характеризується коефіцієнтом поглинання, що дорівнює відношенню потоку випромінювання, поглиненого цим тілом, до потоку випромінювання, що впало на нього:

$$\alpha = \Phi_{\text{погл}} / \Phi_{\text{пад}}. \quad (4.182)$$

Оскільки коефіцієнт поглинання залежить від довжини хвилі, то вираз записують для потоків монохроматичного випромінювання, і тоді це відношення визначає монохроматичний коефіцієнт поглинання:

$$\alpha_{\lambda} = \Phi_{\text{погл}}(\lambda) / \Phi_{\text{пад}}(\lambda). \quad (4.183)$$

З рівняння (4.182) випливає, що коефіцієнти поглинання можуть приймати значення від нуля до одиниці. Особливо добре поглинають випромінювання тіла чорного кольору: чорний папір, тканини, оксамит, сажа, платинова чернь і т. д.; погано поглинають тіла з білою поверхнею і дзеркала.

Тіло, коефіцієнт поглинання якого дорівнює одиниці для всіх частот, називають чорним. Воно поглинає все падаюче на нього випромінювання.

Чорних тіл в природі немає, це поняття «фізична абстракція». Моделлю чорного тіла є маленький отвір у замкненій непрозорій порожнині (рис. 4.51). Промінь, що потрапив у цей отвір, багато разів відбившись від стінок, майже повністю буде поглинений. Надалі саме цю модель прийматимемо за чорне тіло.

Для тіла, коефіцієнт поглинання менше від одиниці і не залежить від значень довжини хвилі світла, падаючого на нього, називають **сірим**.

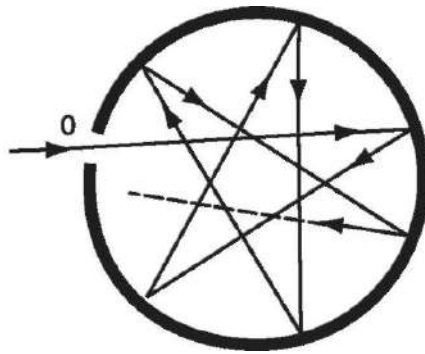


Рис. 4.51. Модель чорного тіла

Сірих тіл у природі немає, проте деякі тіла поведуть себе в певному інтервалі довжин хвиль випромінюють і поглинають як сірі речовини. Тіло людини приймають за сіре, коефіцієнт поглинання якого має значення 0,9 для інфрачервоної області спектра.

4.6.2. Закон Кірхгофа

Між спектральною щільністю енергетичної світимості і монохроматичним коефіцієнтом поглинання тіл існує певний зв'язок, який можна пояснити на прикладах.

У замкнутій адіабатній оболонці містяться два різних тіла в умовах термодинамічної рівноваги, при цьому їх температури однакові. Оскільки стан тіл не змінюється, то кожне з них випромінює і поглинає однакову енергію. Спектр випромінювання кожного тіла повинен збігатися зі спектром електромагнітних хвиль, що поглинаються ним, інакше порушилася б термодинамічна рівновага. Це означає, що якщо одне з тіл випромінює які-небудь хвилі, наприклад червоні, більше, ніж інші, то воно повинне більше їх і поглинати.

Кількісний зв'язок між випромінюванням і поглинанням був, встановлена Г. Кірхгофом у 1859 р.: при однаковій температурі відношення спектральної щільності енергетичної світимості до монохроматичного коефіцієнта поглинання однакове для будь-яких тіл, у тому числі і для чорних (закон Кірхгофа):

$$\left[\frac{r_\lambda}{\alpha_\lambda} \right]_1 = \left[\frac{r_\lambda}{\alpha_\lambda} \right]_2 = \dots = \frac{\varepsilon_\lambda}{1}, \quad (4.184)$$

де ε_λ – спектральна щільність енергетичної світимості чорного тіла (індекси в дужках означають тіла 1, 2 і т. д.). Закон Кірхгофа може бути записаний і у такому вигляді:

$$r_\lambda / \alpha_\lambda = \varepsilon_\lambda. \quad (4.185)$$

Відношення спектральної щільності енергетичної світимості будь-якого тіла до його відповідного монохроматичного коефіцієнта поглинання спектральної щільності енергетичної світимості чорного тіла при тій же температурі.

З (4.185) знаходимо ще один вираз:

$$r_\lambda = \alpha_\lambda / \varepsilon_\lambda. \quad (4.186)$$

Як випливає з формули (4.186), спектральна щільність енергетичної світимості будь-якого тіла менша від спектральної щільності енергетичної світимості чорного тіла при тій же температурі. Чорне тіло за інших однакових умов є найбільш інтенсивним джерелом теплового випромінювання.

З (4.186) видно, що якщо тіло не поглинає яке-небудь випромінювання ($\alpha = 1$), то воно його і не випромінює ($r_\lambda = 0$).

Використовуючи закон Кірхгофа (4.186) і знаючи з експерименту спектр чорного тіла $\varepsilon_\lambda = f(\lambda)$ і залежність монохроматичного коефіцієнта поглинання тіла від довжини хвилі, можна знайти спектр випромінювання тіла: $r_\lambda = f(\lambda)$.

4.6.3. Закони випромінювання чорного тіла

Випромінювання чорного тіла продукує суцільний спектр. Так, графіки спектрів випромінювання в діапазоні різних температур наведено на рис. 4.52. З цих експериментальних кривих можна зробити ряд висновків.

Існує максимум спектральної щільності енергетичної світимості, який з підвищенням температури зміщується у бік коротких хвиль.

На підставі (4.181) енергетичну світимість чорного тіла R_e можна знайти як площу, обмежену кривою і віссю абсцис, або

$$R_e = \int_0^{\infty} \varepsilon_{\lambda} d\lambda. \quad (4.187)$$

З рис. 4.52 видно, що енергетична світимість збільшується під час нагрівання чорного тіла.

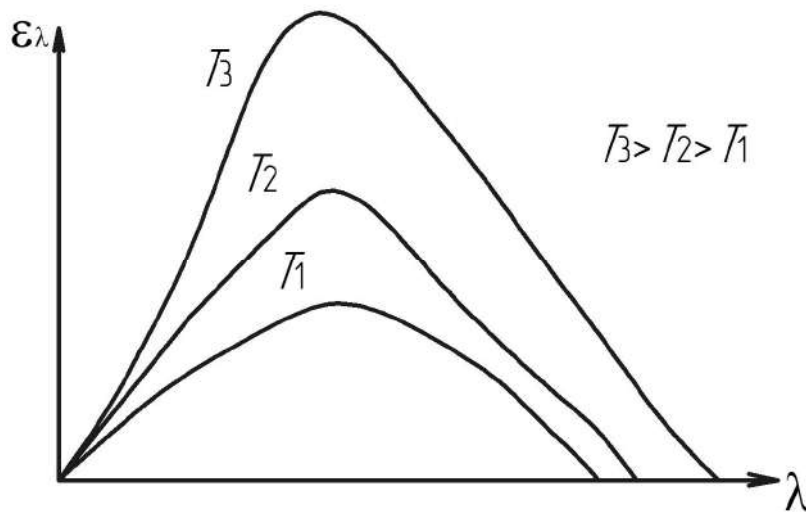


Рис. 4.52. Графіки спектрів випромінювання чорного тіла для різних температур

Довгий час не могли отримати теоретично залежність спектральної щільності енергетичної світимості чорного тіла залежно від довжини хвилі та температури, яка б відповідала суттєвим умовам експерименту. Такі дослідження були в 1800 р. зроблені М. Планком.

Так, у класичній фізиці процеси випускання та поглинання випромінювання тілом могли розглядатися як безперервний процес. Планк прийшов до висновку, що саме ці основні положення не дозволяють отримати правильну залежність. Тому він висловив гіпотезу, з якої випливало, що чорне тіло поглинає і випромінює енергію не безперервно, а певними дискретними порціями – квантами. Представляючи випромінююче тіло як сукупність осциляторів, енергія яких може змінюватися лише на незначну величину, Планк отримав формули:

$$\varepsilon_{\lambda} = \frac{2\pi hc}{\lambda^5} \frac{1}{\exp[hc / (kT\lambda)] - 1};$$

$$\varepsilon_\nu = \frac{2\pi h\nu^2}{c^2} \frac{1}{\exp[h\nu / (kT)] - 1}, \quad (4.188)$$

де c – швидкість світла у вакуумі; h – стала Планка; k – стала Больцмана, яка чудово описує експериментальні криві, зображені на рис. 4.51.

На підставі (4.187) і (4.188) спектр випромінювання сірого тіла може бути виражений залежністю

$$r_\lambda = \alpha \frac{2\pi h c^2}{\lambda^5} \frac{1}{\exp[hc / (kT\lambda)] - 1}, \quad (4.189)$$

де α – коефіцієнт поглинання сірого тіла.

З формули (4.187) можна отримати закони, які були встановлені ще до основоположної роботи Планка. Розрахуємо енергетичну світимість чорного тіла по формулі (4.186) з обліком (4.187):

$$R_e = 2\pi h c^2 \int_0^\infty \frac{d\lambda}{\lambda^5 \{ \exp[hc / (kT\lambda)] - 1 \}}.$$

Провівши заміну змінних $hc / (kT\lambda) = x$, та позначимо σ складові зі сталих, маємо

$$\sigma = 2\pi^5 k^4 / (15h^3 c^2) \approx 5,6696 \cdot 10^{-8} \text{ Вт}/(\text{м}^2 \cdot \text{К}^4). \quad (4.191)$$

Остаточно отримуємо

$$R_e = \sigma T^4. \quad (4.192)$$

Це закон Стефана–Больцмана: енергетична світимість чорного тіла пропорційна четвертому степеню його термодинамічної температури. Величину σ називають сталою Стефана–Больцмана.

Для сірих тіл маємо

$$R_e = \int_0^\infty \alpha \frac{2\pi h c^2}{\lambda^5} \frac{d\lambda}{hc / (kT\lambda) - 1} = \alpha \sigma T^4. \quad (4.193)$$

Закон Стефана–Больцмана можна якісно проілюструвати на різних тілах (печі, електроплиті, металевій болванці і так далі): під час їх нагрівання відчувається все більш інтенсивне випромінювання.

Функція, записана у вигляді (4.192), має екстремум за умови

$$d\varepsilon_\lambda / d\lambda = 0. \quad (4.194)$$

Звідси знаходимо закон зсуву Віна:

$$\lambda_{\max} = b / T, \quad (4.195)$$

де λ_{\max} – довжина хвилі, на яку доводиться максимум спектральної щільності енергетичної світимості чорного тіла;

$b = 0,28978 \cdot 10^{-2} \text{ м} \cdot \text{К}$ – стала Віна. Цей закон виконується і для сірих тіл.

Прояв закону Віна відомий з буденних спостережень. Так, при кімнатній температурі теплове випромінювання тіл зазвичай доводиться на інфрачервону область і людським оком не сприймається. Якщо ж температура зростає, то тіла почнуть випромінювати темно-червоне світло, а при дуже високій температурі – білим з голубуватим відтінком, зростає відчуття нагрітого тіла. Закони Стефана–Больцмана і Віна дозволяють, вимірюючи випромінювання тіл, визначати їх температури [24].

4.6.4. Випромінювання Сонця. Джерела теплового випромінювання, використані для лікувальних цілей

Найбільш могутнім джерелом теплового випромінювання, що зумовлює життя на Землі, є Сонце. Потік сонячної радіації, що приходить на 1 м^2 площі межі земної атмосфери, становить 1350 Вт. Цю величину називають сонячною сталою.

Залежно від висоти Сонця над горизонтом шлях, прохідний сонячними променями в атмосфері, змінюється в досить великих межах (рис. 4.53, межа атмосфери зображена умовно) з максимальною відмінністю в 30 разів. Навіть за найсприятливіших умов на 1 м^2 поверхні Землі падає потік сонячної радіації 1120,38 т. У липні в Москві при літньому сонцестоянні це значення досягає тільки 930 Вт/м². У решту часу дня втрати в атмосфері ще більші.

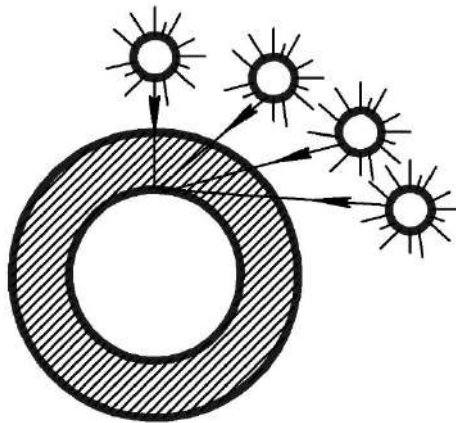


Рис. 4.53. Умовне зображення межі атмосфери Землі

Ослаблення радіації атмосферою супроводжується зміною її спектрального складу. На рис. 4.54 показаний спектр сонячного випромінювання на межі земної атмосфери (крива 1) і на поверхні Землі (крива 2) при літньому сонцестоянні. Крива 1 близька до спектра чорного тіла, її максимум відповідає довжині хвилі 470 нм, що, за законом Віна, дозволяє визначити температуру поверхні Сонця – близько 6100 К. Крива 2 має декілька ліній поглинання, її максимум розміщений близько 555 нм. Інтенсивність прямої сонячної радіації вимірюють актинометрією.

Принцип дії заснований на використанні нагрівання зачорнених поверхонь тіл, що походить від сонячної радіації.

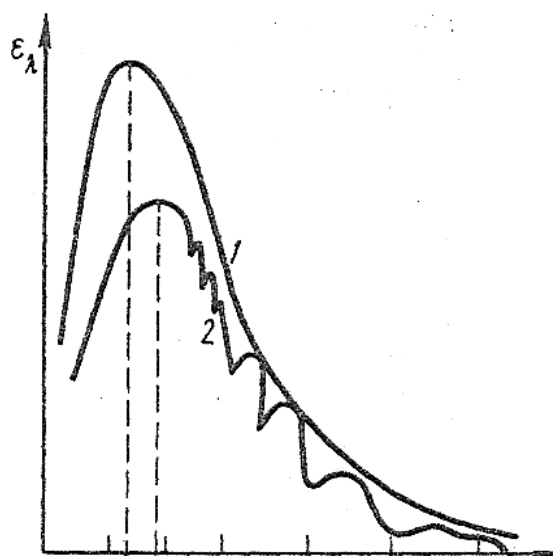


Рис. 4.54. Спектр сонячного випромінювання на межі земної атмосфери (крива 1) і на поверхні Землі (крива 2) при літньому сонцестоянні

У термоелектричній актинометрії Савінова–Янішевського (рис. 4.55) прийнятною частиною радіації є тонкий, зачорнений із зовнішнього боку, срібний диск *1*. До диска з електричною ізоляцією припаяні спаї термоелементів *2*, інші спаї *3* прикріплені до мідного кільця у середині корпусу актинометрії. Під дією сонячної радіації виникає електричний струм у термобатарей, сила якого пропорційна потоку радіації.

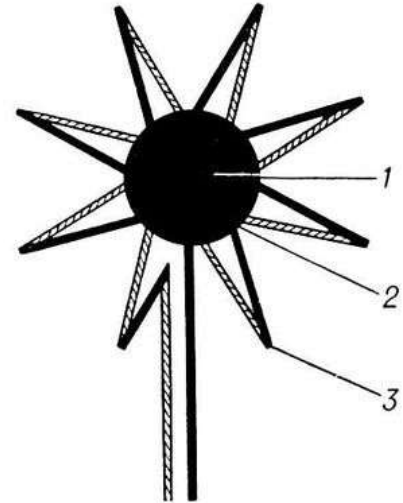


Рис. 4.55. Термоелектрична актинометрія Савінова–Янішевського

Дозовану сонячну радіацію застосовують як сонцелікування (геліотерапія), а також як засіб гартування організму.

Для лікувальної мети використовують штучні джерела теплового випромінювання: лампи розжарювання (солюкс) і інфрачервоні випромінювачі (інфраруж), укріплені в спеціальному рефлекторі на штативі. Інфрачервоні випромінювачі влаштовані подібно до побутових електричних нагрівачів з круглим рефлектором. Спираль нагрівального елемента розжарюється струмом до температури близько 400–500 °С.

4.6.5. Тепловіддача організму. Поняття про термографію

Завдяки терморегуляції тіло людини має відповідну температуру. Суттєвою істотною частиною терморегуляції є теплообмін організму з навколишнім середовищем. Тепер розглянемо особливості теплообміну, допускаючи, що температура навколишнього середовища буде нижча за температуру тіла людини.

Теплообмін проходить поетапно як процеси теплопровідності, конвекції, випаровування і випромінювання (поглинання).

Дуже важко чи навіть неможливо з високою точністю та достовірності вказати розподіл кількості теплоти, що віддається, між перерахованими процесами, оскільки воно залежить від багатьох чинників: стану організму (температура, емоційний стан, рухливість і так далі),

стану навколишнього середовища (температура, вологість, рух повітря і так далі), одягу (матеріал, форма, колір, товщина).

Проте можна зробити наближену і усереднену оцінку для осіб, що не мають особливого фізичного навантаження і що проживають в умовах помірною клімату.

Оскільки теплопровідність повітря мала, то ця тепловіддача дуже незначна. Істотніше конвекція, вона може бути не тільки звичайною, природною, але і вимушеною, при ній повітря обтікає та обдуває нагріте тіло. Тому велику роль для зменшення процесу конвекції відіграє одяг. У середовищах помірною клімату частка в 15–20 % тепловіддачі людини здійснюється за допомогою конвекції.

Процес випаровування проходить з поверхні шкіри і легенів, при тому має місце близько 30 % тепловтрат.

Найсуттєвіша та найбільша частка тепловтрат близько 50 % доводиться на процеси випромінювання в зовнішнє середовище від відкритих частин тіла та одягу. Основна частина цього випромінювання належить до інфрачервоного діапазону з довжиною хвилі від 4 до 50 мкм.

Для обчислення цих втрат зробимо два основні допущення.

1. Випромінювані тіла (шкіра людини, тканина одягу) приймемо за сірі. Це дозволить використовувати формулу (4.192).

Назвемо добуток коефіцієнта поглинання та сталу Стефана–Больцмана наведеним коефіцієнтом випромінювання:

$$\delta = \alpha\sigma.$$

Тоді (4.191) перепишемо так:

$$R_e = \delta T^4. \quad (4.196)$$

Нижче наведено дані коефіцієнтів поглинання і коефіцієнт випромінювання для деяких тіл (табл. 4.5).

2. Застосуємо закон Стефана–Больцмана до неврівноваженого випромінювання, до якого, зокрема, належить випромінювання тіла людини.

Таблиця 4.5. Коефіцієнти поглинання і коефіцієнти випромінювання для деяких тіл

Назва	Коефіцієнт поглинання, α	Приведений коефіцієнт випромінювання δ , $10^{-8} \text{ Вт}/(\text{м}^2 \cdot \text{К}^4)$
Бавовняна тканина	0,73	4,2
Вовна, шовк	0,76	4,3
Шкіра людини	0,90	5,1

Якщо роздягнена людина, поверхня тіла якої має температуру T_1 перебуває в кімнаті з температурою T_0 , то його втрати випромінюванням можуть бути обчислені таким чином. Відповідно до формули (4.194) людина випромінює зі всієї відкритої поверхні тіла площі S потужність $P_1 = S\delta T_1^4$. Одночасно людина поглинає частину випромінювання, що потрапляє від предметів кімнати, стін, стелі і так далі.

Якби поверхня тіла людини мала температуру, рівну температурі повітря в кімнаті, то випромінювані потужності, що поглинаються, були б однакові і які дорівнюють $P_0 = S\delta T_0^4$.

Така ж потужність поглинатиметься тілом людини і при інших температурах поверхні тіла. На підставі двох останніх рівностей отримуємо потужність, що втрачається людиною, при взаємодії з навколишнім середовищем за допомогою випромінювання:

$$P = P_1 - P_0 = S(T_1^4 - T_0^4). \quad (4.197)$$

Для одягненої людини під T_1 слід розуміти температуру поверхні одягу. Приведемо кількісний приклад, що пояснює роль одягу.

За температури навколишнього середовища 18°C (291 K) роздягнена людина, температура поверхні шкіри якої 33°C (306 K), втрачає щомиті за допомогою випромінювання з площі $1,5\text{ м}^2$ енергію

$$P = 1,5 \cdot 5,1 \cdot 10^{-8} (306^4 - 291^4) \text{ Дж/с} \approx 122 \text{ Дж/с}.$$

При тій же температурі навколишнього середовища в бавовняному одязі, температура поверхні якої 24°C (297 K), щомиті втрачається за допомогою випромінювання енергія

$$P = 1,5 \cdot 4,2 \cdot 10^{-8} (297^4 - 291^4) \text{ Дж/с} \approx 37 \text{ Дж/с}.$$

Максимум спектральної щільності енергетичної світимості тіла людини, відповідно до закону Віна, потрапляє на довжину хвилі близько 9,5 мкм за температури поверхні шкіри 32 °С.

У наслідок високої температурної залежності енергетичної світимості (четвертий ступінь термодинамічної температури) навіть невелике підвищення температури поверхні може викликати таку випромінювальну потужність, яку надійно фіксують прилади. Пояснимо це кількісно.

Продиференціюємо рівняння (4.196): $dR_e = 4\delta T^3 dT$. Розділивши цей вираз на (4.194), отримаємо $dR_e / R_e = 4dT / T$. Це означає, що відносна зміна енергетичної світимості більша за відносну зміну температури випромінюючої поверхні в чотири рази. Так, якщо температура поверхні тіла людини зміниться на 3 °С, тобто майже на 1 %, то енергетична світимість зміниться на 4 % [23].

У здорових людей розподіл температури по різних точкам поверхні тіла достатньо характерний. Проте запальні процеси, пухлини можуть змінити місцеву температуру.

Температура вен залежить від стану кровообігу, а також від охолодження або нагрівання кінцівок. Таким чином, реєстрація випромінювання різних ділянок поверхні тіла людини і визначення їх температури є діагностичним методом. Такий метод, званий термографією, знаходить все більш широке застосування в клінічній практиці.

Термографія абсолютно нешкідлива і в перспективі може стати методом масового профілактичного обстеження населення.

Визначення відмінності температури поверхні тіла при термографії зазвичай здійснюється двома методами. У одному випадку використовують рідкокристалічні індикатори, оптичні властивості яких дуже чутливі до невеликих змін температури. Поміщаючи ці індикатори на тіло хворого, можна візуально по зміні їх кольору визначити місцеву відмінність температури. Інший метод – технічний, він заснований на використанні тепловізору.

4.6.6. Інфрачервоне випромінювання і його застосування в медицині

Електромагнітне випромінювання, що займає спектральну область між червоною межею видимого світла ($\lambda = 0,76$ мкм) і короткохвильовим радіовипромінюванням ($\lambda = (1 - 2)$ мм), називають інфрачервоним (ІЧ).

Інфрачервону область спектра умовно розділяють на близьку (0,76–2,5 мкм), середню (2,5–50 мкм) і далеку (50–2000 мкм).

Нагріті тверді і рідкі тіла випускають безперервний інфрачервоний спектр. Якщо в законі Віна замість діапазону дії світла підставити межі ІЧ-випромінювання, то отримаємо відповідно температуру 3800 К. Це означає, що всі рідкі і тверді тіла в звичайних умовах практично не тільки є джерелами ІЧ-випромінювання, але і мають максимальне випромінювання в ІЧ-області спектра. Відхилення реальних тіл від сірих практично не змінює результат. При невисокій температурі енергетична світимість тіл мала. Тому далеко не всі тіла можуть бути використані як джерела ІЧ-випромінювання. У зв'язку з цим разом з тепловими джерелами ІЧ-випромінювання використовують ще ртутні лампи високого тиску і лазери, які вже не дають суцільного спектра. Могутнім джерелом ІЧ-випромінювання є Сонце, близько 50 % його випромінювання лежить в ІЧ-області спектра.

Методи виявлення і вимірювання ІЧ-випромінювання поділяють зазвичай на дві групи: теплові і фотоелектричні. Прикладом теплового приймача служить термоелемент, нагрівання якого спричиняє електричний струм. До фотоелектричних приймачів належать фотоелементи, електронно-оптичні перетворювачі, фотоопори.

Виявити і зареєструвати ІЧ-випромінювання можна також фотопластинами і фотоплівками із спеціальним покриттям.

Лікувальне застосування ІЧ-випромінювання засноване на його тепловій дії. Найбільший ефект досягається короткохвильовим ІЧ-випромінюванням, близьким до видимого світла. Для лікування використовують спеціальні лампи.

ІЧ-випромінювання проникає в тіло на глибину близько 20 мм, тому більшою мірою прогріваються поверхневі шари. Терапевтичний ефект якраз і зумовлений виникаючим температурним градієнтом, що активізує діяльність терморегулюючої системи. Посилення кровопостачання опроміненого місця приводить до сприятливих лікувальних наслідків.

4.6.7. Ультрафіолетове випромінювання і його застосування в медицині

Електромагнітне випромінювання, що займає спектральну область між фіолетовою межею видимого світла ($\lambda = 400$ нм) і довгохвильовою частиною рентгенівського випромінювання ($\lambda = 10$ нм), називають ультрафіолетовим (УФ). В області 200 нм УФ-випромінювання сильно поглинається всіма тілами, у тому числі і тонкими шарами повітря, тому особливого інтересу для медицини не представляє. Інші частини УФ-спектра умовно поділяють на три області: *A* (400–315 нм), *B* (315–280 нм) і *C* (280–200 нм).

Розжарені тверді тіла при високій температурі випромінюють помітну частину УФ-випромінювання. Проте максимум спектральної щільності енергетичної світимості, відповідно до закону Віна, навіть для найбільш довгої хвилі (0,4 мкм) доводиться на 7000 К. Практично це означає, що в звичайних умовах тепловипромінювання сірих тіл не може служити ефективним джерелом могутнього УФ-випромінювання. Найбільш могутнім джерелом теплового УФ-випромінювання є Сонце, 9 % випромінювань якого на межі земної атмосфери становить ультрафіолетове.

У лабораторних умовах як джерела УФ-випромінювання використовують електричний розряд у газах і парах металів. Таке випромінювання вже не є тепловим і має лінійчатий спектр.

Вимірювання УФ-випромінювання зазвичай здійснюється фотоелектричними приймачами: фотоелементами, фотопомножувачами. Індикаторами УФ-світла є люмінесцентні мікроскопи, речовини і

фотопластини. УФ-випромінювання необхідне для роботи УФ-мікроскопів, люмінесцентних мікроскопів, для люмінесцентного аналізу. Головне застосування УФ-випромінювання в медицині пов'язане з його специфічною біологічною дією, яка зумовлена фотохімічними процесами.

4.6.8. Фотоелектричний ефект і його деякі застосування

Фотоелектричним ефектом (фотоефектом) називають групу явищ, що виникають при взаємодії світла з речовиною, і що полягають або в емісії електронів (зовнішній фотоефект), або в зміні електропровідності речовини, або виникненні електрорушійної сили (внутрішній фотоефект).

У фотоефекті виявляються корпускулярні властивості світла. Це питання висловлюється в цьому розділі, оскільки ряд методів індикації теплового випромінювання заснований на цьому явищі.

Зовнішній фотоефект спостерігається в газах на окремих атомах і молекулах (фотоіонізація) і в середовищах, що конденсують.

Зовнішній фотоефект у металі можна представити таким, що складається з трьох процесів: поглинання фотона електроном провідності, внаслідок чого збільшується кінетична енергія електрона; рух електрона до поверхні тіла; вихід електрона з металу. Цей процес енергетично описують рівнянням Ейнштейна

$$h\nu = A + m\nu^2 / 2, \quad (4.198)$$

де $h\nu = \varepsilon$ – енергія фотона; $m\nu^2 / 2$ – кінетична енергія електрона, що вилетів з металу; A – робота виходу електрона.

Якщо, освітлюючи метал монохроматичним світлом, зменшувати частоту випромінювання (збільшувати довжину хвилі), то, починаючи з деякого її значення, званого червоною межею, фотоефект припиниться. Згідно з (4.198), граничному випадку відповідає нульова кінетична енергія електрона, що приводить до співвідношення

$$h\nu_{\text{гр}} = A \text{ або } \lambda_{\text{гр}} = hc / A. \quad (4.199)$$

За допомогою цих виразів визначають роботу виходу A . Наведемо значення червоної межі фотоефекту і роботи виходу для деяких металів (табл. 4.6).

Таблиця 4.6. Значення червоної межі довжини хвилі фотоефекту і роботи виходу для деяких металів

Метал	Довжина хвилі λ_{gr} , нм	Робота виходу A , еВ
Срібло	260	4,75
Цинк	290	4,20
Цезій	620	2,0

Як видно, термін «червона межа» не означає, що межа фотоефекту обов'язково потрапляє в область червоного кольору.

Внутрішній фотоефект спостерігається при освітленні напівпровідників і діелектриків, якщо енергія фотона достатня для перекидання електрона з валентної зони в зону провідності. У домішкових напівпровідниках фотоефект виявляється також у тому разі, якщо енергія електрона достатня для перекидання електронів у зону провідності з донорних домішкових рівнів або з валентної зони на акцепторні домішкові рівні. Так в напівпровідниках і діелектриках виникає фотоелектропровідність.

Цікавий різновид внутрішнього фотоефекту спостерігається в контакті електронного і діркового напівпровідників. У цьому разі під дією світла виникають електрони та дірки, які розділяються електричним полем p - n -переходу: електрони переміщуються в напівпровідник типу n , а дірки – в напівпровідник типу p . При цьому між дірковим і електронним напівпровідниками змінюється контактна різниця потенціалів порівняно з рівноважною, тобто виникає фотоелектрорушійна сила. Таку форму внутрішнього фотоефекту називають вентильним фотоефектом.

Він може бути використаний для безпосереднього перетворення енергії електромагнітного випромінювання в енергію електричного струму.

Електровакуумні або напівпровідникові прилади, принцип роботи яких заснований на фотоефекті, називають фотоелектронними. Розглянемо будову деяких з них.

Найбільш поширеним фотоелектронним приладом є фотоелемент. Фотоелемент ґрунтується на зовнішньому фотоелекті (рис. 4.56а), складається з джерела електронів – фотокатода К, на який потрапляє світло, і анода А.

Уся система закрита в скляному балоні, з якого відкачано повітря. Фотокатод, що є фоточутливим шаром, може бути безпосередньо нанесений на частину внутрішньої поверхні балона (рис. 4.56б). На рис. 4.56в подано схему ввімкнення фотокатода в ланцюг.

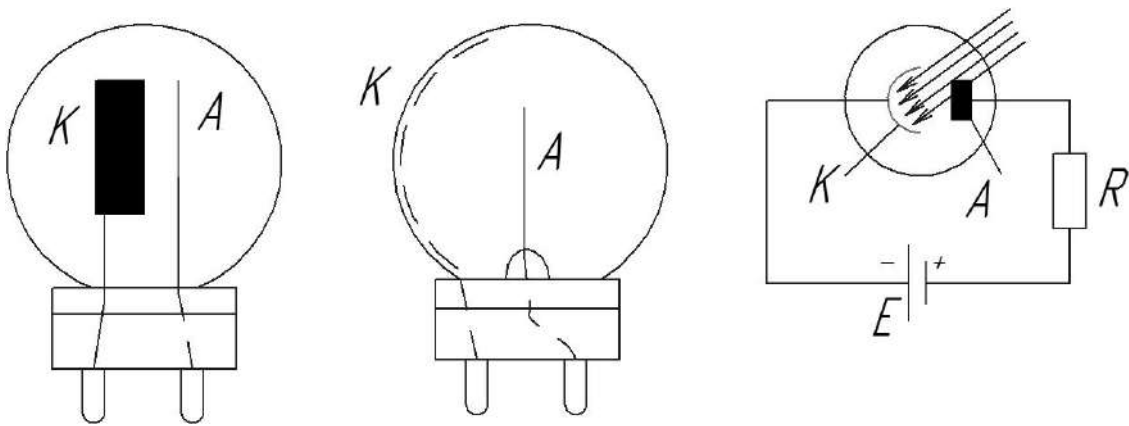


Рис. 4.56. Будова фотоелементу та схема включення фотокатода в ланцюг:
 а – на зовнішньому ефекті; б – нанесений на частину внутрішньої поверхні балона;
 в – схема ввімкнення фотокатода в ланцюг

Для вакуумних фотоелементів робочим режимом є режим насичення, якому відповідають горизонтальні ділянки вольт-амперних характеристик, отриманих при різних значеннях світлового потоку (рис. 4.57; $\Phi_2 > \Phi_1$).

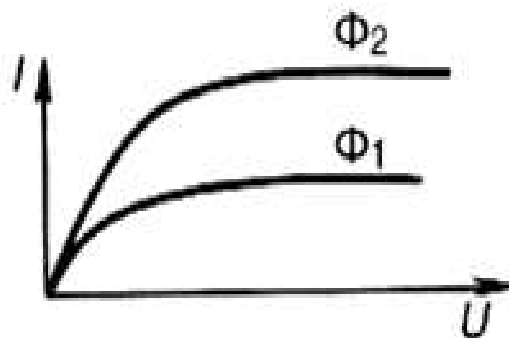


Рис. 4.57. Робочий режим для вакуумних фотоелементів – ділянки вольт-амперних характеристик, отриманих при різних значеннях світлового потоку

Основний параметр фотоелемента – його чутливість, що виражається відношенням сили фотоструму до відповідного світлового потоку. Ця величина у вакуумних фотоелементах досягає значення близько 100 мкА/лм.

Для збільшення сили фотоструму застосовують також газонаповнені фотоелементи, в яких виникає несамостійний темний розряд в інертному газі, і вторинну електронну емісію – випускання електронів, що відбувається в результаті бомбардування поверхні металу пучком первинних електронів. Останнє застосовують у фотоелектронних помножувачах (ФЕП).

Схема ФЕП наведена на рис. 4.58. Падаючі на фотокатод К фотони емітують електрони, які фокусуються на першому електроді (антикатоді).

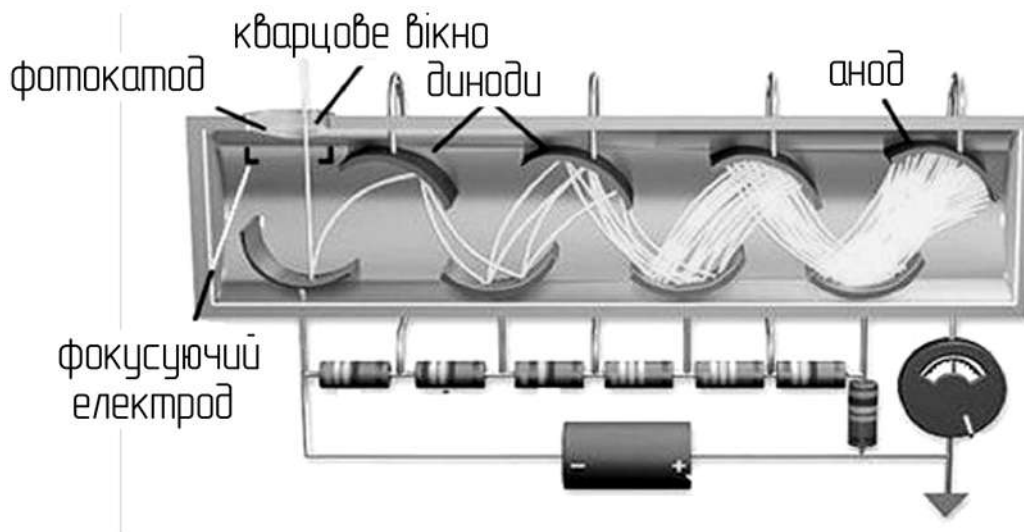


Рис. 4.58. Схема ФЕП

У результаті вторинної електронної емісії з цього діода вилітає більше електронів, чим падає на нього, тобто відбувається як би множення електронів. Помножуючись на наступних діодах, електрони у результаті утворюють посилений у сотні тисяч разів струм порівняно з первинним фотострумом.

Застосовують ФЕП головним чином для вимірювання малих променистих потоків, зокрема ними реєструють надслабку біоломінесценцію, що важливе при деяких біофізичних дослідженнях.

(напівпровідник). На закис міді наноситься прозорий шар металу (наприклад, золото (Au)), який служить другим електродом. Якщо фотоелемент освітити через другий електрод, то між електродами виникне фотоелектрорушійна сила, а при замиканні електродів у електричному ланцюзі піде струм, залежний від світлового потоку.

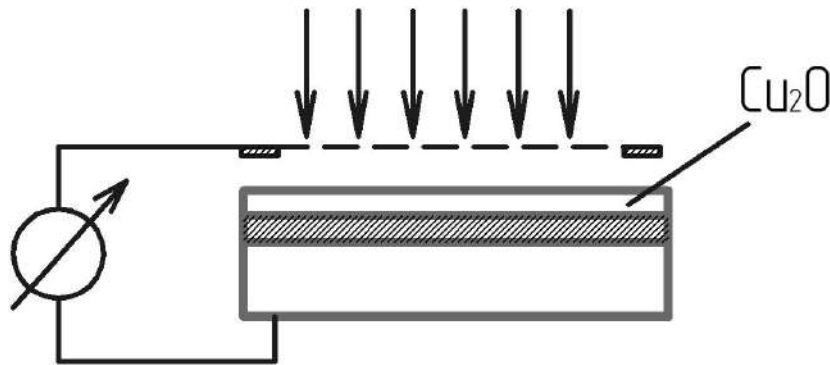


Рис. 4.60. Мідно-закисний фотоелемент

Чутливість вентильних фотоелементів досягає декількох тисяч мікроампер на люмен.

На основі високоефективних вентильних фотоелементів, що дорівнює 15 % для сонячного випромінювання, створюють спеціальні сонячні батареї для живлення бортової апаратури супутників космічних кораблів.

Залежність сили фотоструму від освітленості (світлового потоку) дозволяє використовувати фотоелементи як люксометри, що знаходить застосування в санітарно-гігієнічній практиці і при фотографуванні для визначення експозиції (у експонетрах).

Деякі вентильні фотоелементи (сірчисто-галієвий, германієвий і ін.) чутливі до ІЧ-випромінювання, їх застосовують для виявлення нагрітих невидимих тіл, тобто як би розширюють можливості зору. Інші фотоелементи (селенові) мають спектральну чутливість, близьку до людського ока, це відкриває можливості використання їх в автоматизованих системах і приладах замість ока як об'єктивних приймачів видимого діапазону світла. На явищі фотопровідності ґрунтуються прилади, які називають фотооперами.

Простим фотоопором (рис. 4.61) є тонкий шар напівпровідника *1* з металевими електродами *2*, *3* – ізолятор.

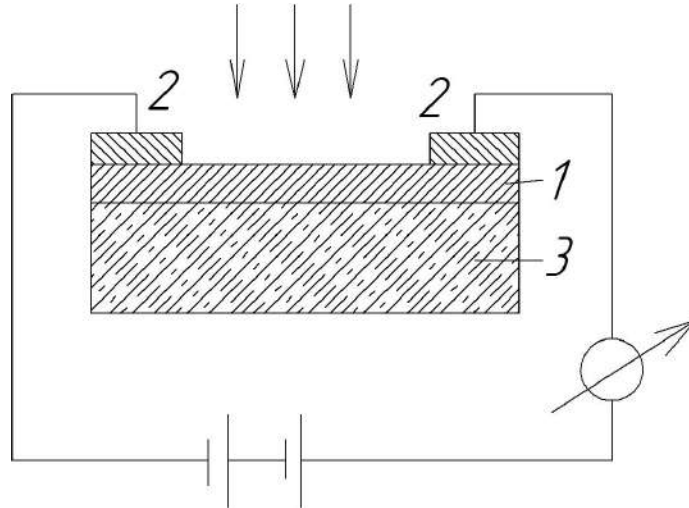


Рис. 4.61. Простий фотоопір:

1 – тонкий шар напівпровідника; *2* – металеві електроди; *3* – ізолятор

Фотоопори, як і фотоелементи, дозволяють визначати деякі світлові характеристики і використовуються в автоматичних системах і вимірвальній апаратурі.

4.6.9. Світловий еталон. Деякі світлові величини

Теплове випромінювання тіл широко використовують як джерело видимого світла, тому розглянемо ще деякі величини, що його характеризують.

Для відтворення з найвищою досяжною точністю світових величин застосовують світловий еталон.

Пристрій еталону схематично показаний на рис. 4.62 та складається з таких елементів: *1* – трубка з плавненого оксиду торія вставлена в тигель *2*, що складається з плавненого оксиду торія і заповнений хімічно чистою платиною *3*; *4* – кварцова судина з порошком оксиду торія *5*; *6* – оглядове вікно; *7* – фотометричний пристрій, що дозволяє зрівнювати освітленості, створювані на пластині *9* еталонним випромінювачем та еталоном-копією; *В* – спеціальна електрична лампа розжарювання (еталон-копія).

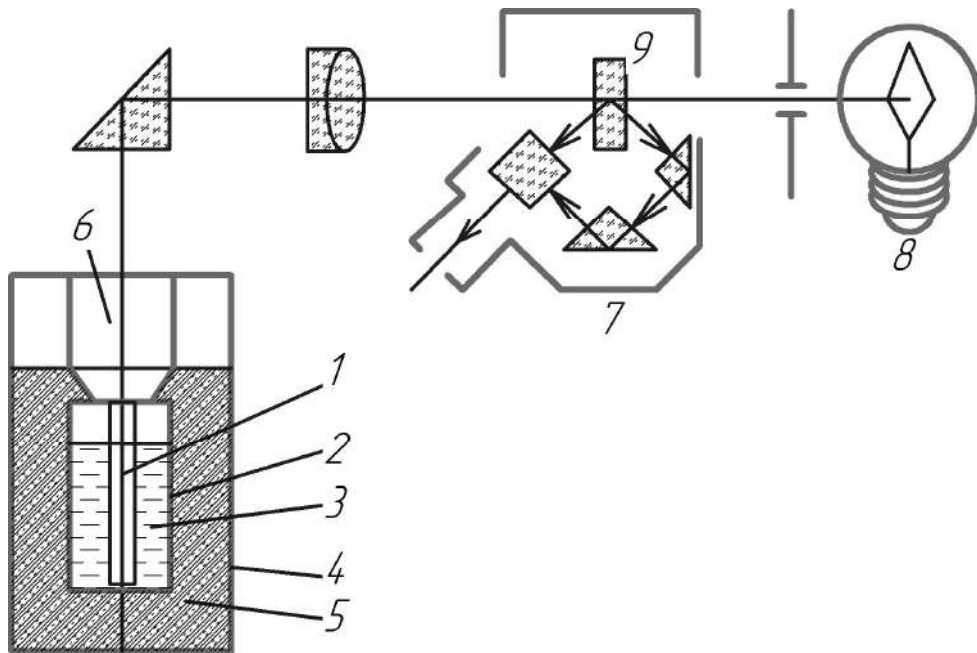


Рис. 4.62. Світловий еталон:

1 – індикаторна трубка; 2 – оксид торія; 3 – платина; 4 – кварцовий стакан з оксидом торія;
5, 6 – оглядове вікно; 7 – фотометричний пристрій, який регулює освітлення
на пластині 9 еталонним випромінювачем та еталон-копією, 8 – еталон-копія

Сила світла I – характеристика джерела світла – виражається в канделах (кд).

Кандела – сила світла, що випускається з поверхні площею $1/600000 \text{ м}^2$ повного випромінювача перпендикулярно напрямку температури випромінювача, рівній температурі твердіння платини при тиску $101\,325 \text{ Па}$.

Світловим потоком Φ називають середню потужність енергії випромінювання, що оцінюється по світловому відчуттю, що проводиться.

Одиницею світлового потоку є люмен (лм). Люмен – світловий потік, що випромінюється точковим джерелом у тілесному куті 1 ср при силі світла 1 кд.

Світимістю називають величину, рівну відношенню світлового потоку $\Phi_{\text{вип}}$ випромінюючої поверхні, що світиться, до площі цієї поверхні:

$$R = \Phi_{\text{вип}} / S. \quad (4.200)$$

Для оцінювання випромінювання або відбивання світла в заданому напрямку вводять світлову величину, названу яскравістю.

Яскравість визначають як відношення сили світла dI до елементарної поверхні dS у заданому напрямку до проекції поверхні, що світиться, на площину, перпендикулярну цьому напрямку:

$$L = \frac{dI}{dS_0} = \frac{dI}{dS \cos \alpha}, \quad (4.201)$$

де α – кут між перпендикуляром до поверхні, що світиться, і заданим напрямком (рис. 4.63).

Одиниця яскравості – кандела на квадратний метр ($\text{кд}/\text{м}^2$). Світловий еталон за сформульованих вище умов відповідає яскравості $6 \cdot 10^5 \text{ кд}/\text{м}^2$.

Джерела, яскравість яких однакова по всіх напрямках, називають ламбертовськими; таким джерелом є тільки чорне тіло.

Освітленістю називають величину, рівну відношенню потоку, падаючого на таку поверхню, до площі цієї поверхні:

$$E = \Phi_{\text{пад}} / S. \quad (4.202)$$

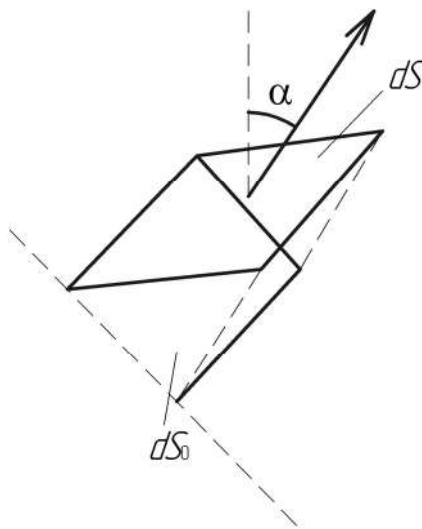


Рис. 4.63. Визначення яскравості

У гігієні освітленість використовують для оцінювання освітлення. Вимірюється освітленість люксеметрами, принцип дії яких заснований на фотоефекті.

Оцінювання і нормування природного освітлення проводять не в абсолютних одиницях, а у відносних показниках коефіцієнта природної освітленості – відношення природної освітленості цієї зони у середині

приміщення до одночасного значення зовнішньої освітленості на горизонтальній поверхні просто неба без прямого сонячного світла.

Оцінювання штучного освітлення проводиться за допомогою вимірювання освітленості й яскравості, а нормування рівнів штучного освітлення проводиться з урахуванням характеру зорової роботи. Межі освітленості, що допускаються, для різних робіт коливаються від сотні до декількох тисяч люксів.

Контрольні запитання та завдання

1. Сформулюйте гіпотезу де Бройля.
2. Якою залежністю виражається імпульс фотона?
3. Яка формула кінетичної енергії електрона?
4. Поясніть, які параметри впливають на межу розподільчої здатності електронного мікроскопа, де зображення предмета формується електронними пучками.
5. Поясніть принцип роботи електронного мікроскопа.
6. Наведіть структурні схеми роботи мікроскопів (оптичного та електронного).
7. Які параметри визначають хвильову функцію? Що вони характеризують?
8. Поясніть положення квантової механіки про співвідношення невизначеностей.
9. Запишіть формулу Гейзенберга.
10. Що означає рівняння Шредінгера та поясніть значення його параметрів?
11. Сформулюйте рівняння Шредінгера для атома водню.
12. На чому ґрунтується теорія Бора?
13. Які існують типи енергії?
14. Назвіть енергетичні рівні молекул.
15. Які Ви знаєте типи квантових переходів та причини, що їх зумовлюють?
16. Поясніть, який процес називають поглинанням світла.

17. Запишіть закон поглинання світла речовиною.
18. У чому сутність закону Бугера–Ламберта–Бера.
19. Сформулюйте закон Релея.
20. Поясніть, що називають люмінесценцією.
21. Які існують види люмінесценції?
22. Коли виникає фотолюмінесценція?
23. Що таке хемілюмінесценція?
24. Опишіть будову люмінесцентної лампи.
25. Поясніть, що вивчає квантова електроніка?
26. Що таке молекулярний квантовий генератор?
27. Поясніть конструкцію гелій-неонового лазера.
28. Наведіть приклади застосування лазерів у медицині.
29. Поясніть, що таке ЕПР.
30. Наведіть приклади використання ЕПР у медицині.
31. Поясніть, що називають ЯМР?
32. Які процеси називають фотобіологічними?
33. Якими способами здійснюється адаптація ока?
34. Що таке спектральна чутливість ока?
35. Наведіть будову оптичної системи ока.
36. Поясніть побудову зображення h предмета H на сітківці ока.
37. Що таке кутова роздільна здатність?
38. Що таке явище сферичної аберації?
39. Поясніть явище хроматичної аберації.
40. Відобразіть принцип роботи та будову рентгенівської трубки.
41. За якою формулою обчислюється потік рентгенівського випромінювання?
42. Поясніть закон Мозлі.
43. Поясніть ефект Комптона.
44. Сформулюйте фізичні основи застосування рентгенівського випромінювання в медицині.
45. На чому ґрунтуються біологічні основи дії іонізуючого випромінювання на організм?

46. Що називають детекторами іонізуючих випромінювань? Які існують види та їх принцип дії?
47. Наведіть приклади застосування радіонуклідів у медицині.
48. Поясніть, які є прискорювачі заряджених частинок та їх застосування в медичній практиці.
49. Яка дія електричного струму на живий організм?
50. Поясніть дію електромагнітних хвиль на біологічне середовище.
51. Що таке імпеданс біологічних систем. Реографія?
52. Поясніть дію УФ-випромінювання на біомолекули?
53. Сформулюйте та поясніть теорію мішені.
54. Наведіть приклади використання оптичного випромінювання в медицині.
55. Поясніть, що характеризує доза іонізуючого випромінювання.
56. Які є дози іонізуючого випромінювання?
57. Що таке радіосенсибізатори і радіопротектори?
58. Опишіть, як впливає іонізуюче випромінювання на організм.
59. Що означає масовий коефіцієнт ослаблення?
60. Які параметри впливають на кількісне оцінювання радіопошкоджень?
61. В чому суть радіолізузу?
62. Які існують фізичні поля людини?
63. Які є види електромагнітного випромінювання та опишіть їх дію на людину?
64. Що таке міра інтенсивності мікрохвильового випромінювання?
65. Поясніть, як відбувається теплове випромінювання тіла.
66. Які параметри та характеристики теплового випромінювання?
67. Що означає спектральна щільність енергетичної світимості?
68. Опишіть модель чорного тіла.
69. Сформулюйте закон Кірхгофа про кількісний зв'язок між випромінюванням і поглинанням.
70. Наведіть закони випромінювання чорного тіла.
71. В чому суть теплообміну?

72. Як обрахувати оцінку тепловтрат організму людини?
73. Сформулюйте поняття про термографію.
74. Поясніть дію ІЧ-випромінювання та його застосування в медицині.
75. На чому ґрунтується принцип роботи ЕОП?
76. Опишіть будову світлового еталону та його одиниці вимірювання.
77. Опишіть схему та принцип роботи світлового еталону.
78. Які параметри визначають величину яскравості?
79. У чому суть закону Віна?
80. Що пояснює закон Стефана–Больцмана?

Задачі для самоконтролю

1. Обчисліть роботу виходу електронів з металу, якщо при опроміненні ультрафіолетом з довжиною хвилі 170 нм електрони повністю затримуються різницею потенціалів 5,5 В.
2. Встановіть енергію, масу та імпульс фотона, довжина хвилі якого становить 480 нм.
3. Визначте прискорюючу різницю потенціалів, яку повинен пройти електрон, щоб його імпульс дорівнював імпульсу кванта з довжиною хвилі 2 нм?
4. Розрахуйте довжину хвилі електронів де Бройля, що рухаються зі швидкістю 200 м/с.
5. Визначте прискорюючу різницю потенціалів, яку повинен пройти електрон, щоб довжина хвилі де Бройля була 0,8 нм?
6. Визначте невизначеність енергії в збудженому стані, якщо час перебування електрона на збудженому синглетному рівні дорівнює 10^{-8} с.
7. Отримайте значення довжини хвилі де Бройля тіла масою 3 г, що рухається зі швидкістю 100 м/с.
8. Обчисліть енергію й орбітальний момент імпульсу $1s$, $2p$ і $3d$ електронів у атомі водню.

9. Розрахуйте довжину хвилі, відповідну короткохвильовому кордону безперервного рентгенівського спектра трубки, до якої прикладено напругу 60 кВ.

10. Обчисліть масовий коефіцієнт ослаблення пластинки алюмінію завтовшки 50 мкм, за час проходження через неї рентгенівських променів, інтенсивність яких зменшується удвічі. Відомо, що щільність алюмінію 2600 кг/м^3 .

ЛІТЕРАТУРА

1. Абакумов В. Г. Біомедичні сигнали. Генезис, обробка, моніторинг : навч. посіб. / В. Г. Абакумов, О. І. Рибін, Й. Сватош. – Київ : Нора-прінт, 2001. – 516 с.
2. Азнакаєв Е. Г. Біофізика : навч. посіб. / Е. Г. Азнакаєв. – Київ : Книжкове вид-во НАУ, 2005. – 308 с.
3. Антонов В. Ф. Физика и биофизика: учебник / В. Ф. Антонов, А. М. Черныш, Е. К. Козлова и др. ; под ред. В. Ф. Антонова. – М. : ГЭОТАР; Медицина, 2008. – 480 с. : ил.
4. Биомеханика сердечной мышцы. – М. : Наука, 1981. – 326 с. : ил.
5. Костюк П. Г. Біофізика : підручник / П. Г. Костюк, В. Л. Зима, І. С. Магура та ін. ; за ред. П. Г. Костюка. – Київ : Обереги, 2001. – 544 с. : іл.
6. Биофизика : учеб. для студ. высш. учеб. заведений. – М. : Гуманит. изд. центр ВЛАДОС, 1999. – 288 с.
7. Антонюк В. С. Біофізика і біомеханіка : підручник / В. С. Антонюк, М. О. Бондаренко, В. А. Ващенко та ін. – Київ : НТУУ «КПІ», 2012. – 344 с.
8. Антонюк В. С. Біофізика в задачах та прикладах : навч. посіб. / В. С. Антонюк, Г. С. Тимчик, М. О. Бондаренко та ін. – Київ : НТУУ «КПІ», 2015. – 208 с. – Бібліогр.: с. 195–197.
9. Волобуев А. Н. Основы медицинской и биологической физики : учебн. пособие / А. Н. Волобуев. – Самарский дом печати, 2011.
10. Волькенштейн М. В. Общая биофизика : монография / М. В. Волькенштейн. – М. : Наука, 1978. – 592 с.
11. Джексон М. Б. Молекулярная та клеточная биофизика : [пер. с англ.] / М. Б. Джексон. – М. : Мир, БИНОМ, Лаборатория знаний, 2009. – 551 с. : ил.
12. Добрава В. Є. Біофізика та медична апаратура : навч. посіб. / В. Є. Добрава, В. О. Тіманюк. – Київ : ВД «Професіонал», 2006. – 200 с.

13. Ємчик Л. Ф. Основи біологічної фізики і медична апаратура : підручник / Л. Ф. Ємчик. – 2-е вид., випр. – Київ : Медицина, 2014. – 392 с.
14. Кашуба В. А. Биомеханика осанки / В. А. Кашуба. – Киев : Олимпийская литература, 2003. – 280 с. : ил.
15. Літнарівч Р. М. Біофізика. Медична фізика, теоретична і прикладна фізика : зб. задач / Р. М. Літнарівч. – Рівне : МЕРУ, 2011. – 205 с.
16. Лещенко В. Г. Медицинская и биологическая физика: учеб. пособие / В. Г. Лещенко, Г. К. Ильич. – М. : ИНФРА-М, 2012. – 552 с.
17. Линденбратен Л. Д. Медицинская радиология и рентгенология (основы лучевой диагностики и лучевой терапии) : учебник / Л. Д. Линденбратен, И. П. Королюк. – М. : Медицина, 1993. – 560 с.
18. Мурашко В. В. Электрокардиография : учеб. пособие / В. В. Мурашко, А. В. Струтинский. – 5-е изд. – М. : МЕДпресс-информ, 2001. – 312 с. : ил.
19. Осипов Л. В. Ультразвуковые диагностические приборы : практ. руководство для пользователей / Л. В. Осипов. – М. : Видар, 1999. – 256 с. : ил.
20. Гуревич М. И. Основы гемодинамики / М. И. Гуревич, С. А. Берштейн. – Київ : Наук. думка, 1979. – 232 с.
21. Основы рентгенодиагностической техники : учеб. пособие ; под ред. Н. Н. Блинова. – И. : Медицина, 2002. – 392 с. : ил.
22. Посудін Ю. І. Лабораторний практикум і збірник задач із дисципліни «Фізика з основами біофізики»: навч. посіб. / Ю. І. Посудін. – Київ : Арістей, 2004. – 180 с.
23. Ремизов А. Н. Сборник задач по медицинской и биологической физике : учеб. пособие для мед. вузов / А. Н. Ремизов и др. – М. : Высш. шк., 1987. – 159 с. : ил.
24. Ремизов А. Н. Медицинская и биологическая физика : учеб. для мед. спец. вузов / А. Н. Ремизов. – 3-е изд. испр. – М. : Высш. шк., 1999. – 616 с. : ил.

25. Самойлов В. О. Медицинская биофизика : учебник / В. О. Самойлов. – СПб. : Спец. Лит., 2004. – 496 с. : ил.
26. Системы комплексной электромагнитотерапии : учеб. пособие для вузов ; под ред. А. М. Беркутова и др. – М. : Лаб. базовых знаний, 2000. – 376 с. : ил.
27. Техника и методика физиотерапевтических процедур : справочник ; под ред. В. М. Богомолова. – Тверь : Губернская медицина, 2002. – С. 403.
28. Техника и методика физиотерапевтических процедур : справочник ; под ред. В. М. Богомолова. – Тверь : Губернская медицина, 2002. – С. 408.
29. Тиманюк В. А. Биофизика: учебник / В. А. Тиманюк, Е. Н. Животова. – 2-е изд. – Киев : ИД «Профессионал», 2004. – 704 с.
30. Терещенко М. Ф. Ультразвукові фізіотерапевтичні апарати та пристрої: монографія / М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик, М. В. Чухраєв, А. Ю. Кравченко. – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, Вид-во «Політехніка», 2018. – 184 с.
31. Чалий О. В. Медична і біологічна фізика : підруч. для студ. вищ. мед. закладів освіти III–IV рівнів акредитації / О. В. Чалий, Б. Т. Агапов, А. В. Меленевська та ін. – Київ : ВШПОЛ, 2001. – 415 с.
32. Чалий О. В. Медична і біологічна фізика : практикум / О. В. Чалий та ін. – Київ : Книга плюс, 2003. – 217 с.
33. Яненко О. П. Метрологія медичної та біологічної апаратури : навч. посіб. / О. П. Яненко. – Житомир : ЖІТІ, 1998. – 158 с.

ЗМІСТ

СПИСОК СКОРОЧЕНЬ	3
ПЕРЕДМОВА	5
Розділ 1. БІОМЕХАНІКА І БІОАКУСТИКА	7
1.1. БІОМЕХАНІЧНІ ОСОБЛИВОСТІ ЛЮДИНИ. ЕРГОМЕТРІЯ ЛЮДСЬКОГО СЕРЕДОВИЩА	7
1.1.1. Особливості поведінки людини у разі перевантажень і невагомості	9
1.1.2. Вестибулярний апарат, будова і структура системи орієнтації	13
1.1.3. Механічні параметри біологічних тканин	16
1.2. БІОФІЗИЧНІ ПРОЦЕСИ М'ЯЗОВОГО СКОРОЧЕННЯ	23
1.2.1. Склад та будова м'язового волокна	23
1.2.2. Структура та процес скорочення м'яза	28
1.2.3. Характер змін потужності й швидкості скорочення м'яза	30
1.3. БІОАКУСТИКА	33
1.3.1. Особливості природи виникнення звуку та фізичні характеристики	33
1.3.2. Основні характеристики слухового відчуття. Параметри звукових вимірювань	35
1.3.3. Звукові методи дослідження в медицині	39
1.3.4. Складові хвильового опору. Відбиття звукових хвиль. Реверберація	42
1.4. ФІЗИКА СЛУХОВИХ ВІДЧУТТІВ	44
1.4.1. Біофізика слуху. Будова слухового тракту	44
1.4.2. Інфразвукові та вібраційні коливання	51
1.4.3. Ультразвук у медицині. Фізика ультразвуку	52
1.4.4. П'єзоелектричний ефект	56
1.5. УЛЬТРАЗВУКОВІ КОЛИВАННЯ	58
1.5.1. Ультразвукові хвилі. Акустичний сигнал та його спектр	58
1.5.2. Фізичні характеристики біологічних середовищ	66
1.5.3. Швидкість ультразвуку в біологічних середовищах, відбиття і заломлення	67
1.5.4. Акустичний опір, його вплив на проходження ультразвуку	70
1.5.5. Загасання ультразвуку в біологічних тканинах	75
Контрольні запитання та завдання	80
Задачі для самоконтролю	81
Розділ 2. ГЕМОДИНАМІКА. ТЕРМОДИНАМІКА, ТЕОРІЯ БІОЛОГІЧНИХ МЕМБРАН	83
2.1. ГЕМОДИНАМІЧНІ ПРОЦЕСИ ТА КРОВООБІГ	83
2.1.1. Реологічні й гемодинамічні параметри крові	83
2.1.2. Швидкість осідання еритроцитів	92
2.1.3. Модель Франка. Пульсова хвиля	94
2.1.4. Перенесення речовин у капілярній мережі	100
2.1.5. Методи та прилади вимірювання кров'яного тиску	109
2.2. ТЕРМОДИНАМІКА І ДИФУЗІЙНІ ПРОЦЕСИ	112
2.2.1. Особливості біологічних об'єктів як термодинамічних систем	112
2.2.2. Перший закон термодинаміки в біосередовищі	113
2.2.3. Другий закон термодинаміки для відкритих середовищ	115

2.2.4. Хімічний та електрохімічний потенціали. Стандартна вільна енергія.....	117
2.2.5. Зростання ентропії. Дисипативна функція	120
2.2.6. Спряжені процеси.....	122
2.2.7. Лінійна нерівноважна термодинаміка. Рівняння Онзагера.....	124
2.2.8. Критерії досягнення стійкості й досягнення стаціонарного стану.....	127
2.2.9. Організм як відкрита система	130
2.2.10. Термометрія і калориметрія	132
2.2.11. Кріомедицина. Властивості нагрітих і холодних середовищ у терапії	135
2.3. ФІЗИЧНІ ОСОБЛИВОСТІ БІОЛОГІЧНИХ МЕМБРАН. ОБМІН РЕЧОВИН ТА ЕНЕРГІЇ В МЕМБРАНАХ	136
2.3.1. Структура функціонування мембран.....	136
2.3.2. Штучні мембранні структури.....	142
2.3.3. Параметри мембран. Фазові переходи.....	144
2.4. ОБМІН РЕЧОВИН ТА ЕНЕРГІЇ В МЕМБРАНАХ. ТРАНСПОРТУВАННЯ РЕЧОВИН КРИЗЬ БІОЛОГІЧНІ МЕМБРАНИ.....	149
2.4.1. Нейтральні частинки та пасивне транспортування	151
2.4.2. Іони та їх пасивне транспортування	154
2.4.3. Рівновага Доннана і рівняння Нернста	158
2.4.4. Канальне іонне транспортування.....	161
2.4.5. Транспортування речовин з переносниками	165
2.4.6. Індуковане іонне транспортування	169
2.4.7. Активне транспортування	172
2.4.8. Вторинноактивне транспортування	177
Контрольні запитання та завдання	179
Задачі для самоконтролю.....	181
Розділ 3 ЕЛЕКТРО- І МАГНІТОДИНАМІЧНІ ПРОЦЕСИ В БІОЛОГІЧНІЙ ПРИРОДІ ...	183
3.1. ЕЛЕКТРОДИНАМІЧНІ ЯВИЩА В БІОФІЗИЦІ	183
3.1.1. Мембранна теорія виникнення потенціалів у біоклітинах.....	183
3.1.2. Функції тканин серця. Функція автоматизму.....	187
3.1.3. Функції провідності.....	189
3.1.4. Функція збудливості й рефрактерності волокон міокарду та скорочування серця ...	192
3.1.5. Електрограма м'язового волокна.....	193
3.1.6. Дипольні властивості хвилі та вектор деполяризації і реполяризації	195
3.1.7. Електричне поле джерела струму та його вектор.....	197
3.1.8. Формування електрокардіограми при поширенні хвилі збудження по серцю	201
3.1.9. Електрокардіографічна апаратура.....	210
3.1.10. Системи стандартних відведеннь.....	213
3.1.11. Напрямки грудних відведеннь	218
3.1.12. Позиції додаткових відведеннь	220
3.1.13. Методика проведення електрокардіографічного дослідження.....	221
3.1.14. Накладання електродів	222
3.1.15. Підключення дротів до електродів	223
3.1.16. Вибір підсилення електрокардіографа.....	224
3.1.17. Процес запису електрокардіограми	224
3.1.18. Електрокардіограма з фізичним навантаженням.....	225

3.1.19. Моніторинг ЕКГ за Холтером.....	226
3.1.20. Черезстравохідна електрична стимуляція серця.....	228
3.1.21. Електрографія пучка Гіса.....	228
3.2. ЕЛЕКТРОМАГНІТНІ КОЛИВАННЯ І ХВИЛІ.....	229
3.2.1. Параметри магнітного поля.....	229
3.2.2. Контур зі струмом у магнітному полі. Закон Ампера.....	233
3.2.3. Магнітне поле та його дія на рухомий електричний заряд. Сила Лоренца.....	236
3.2.4. Питомий заряд частинок.....	240
3.2.5. Закон Біо–Савара–Лапласа.....	241
3.2.6. Закон повного струму. Магнітне поле соленоїда.....	246
3.3. МАГНІТОБІОЛОГІЯ. ФІЗИЧНІ ОСНОВИ РЕОГРАФІЇ.....	248
3.3.1. Магнітні властивості речовини.....	248
3.3.2. Магнітні властивості тканин організму. Фізичні основи магнітобіології.....	255
3.3.3. Магнітокардіограми.....	259
3.3.4. Магнітоенцефалографія.....	262
3.3.5. Магнетоміограма.....	266
3.3.6. Фетальна магнітокардіографія.....	267
3.3.7. Фізичні основи реографії.....	267
Контрольні запитання та завдання.....	269
Задачі для самоконтролю.....	271
Розділ 4. КВАНТОВА БІОФІЗИКА. ФІЗИКА АТОМІВ І МОЛЕКУЛ. ІОНІЗУЮЧЕ ВИПРОМІНЮВАННЯ.....	272
4.1. АТОМНА ФІЗИКА ТА КВАНТОВА МЕХАНІКА. ЛАЗЕРИ І РАДІОСПЕКТРОСКОПІЯ.....	272
4.1.1. Гіпотеза де Бройля. Досліди по дифракції електронів і інших частинок.....	272
4.1.2. Електронний мікроскоп. Електронна оптика.....	274
4.1.3. Хвильова функція.....	278
4.1.4. Співвідношення невизначеностей.....	279
4.1.5. Рівняння Шредінгера. Електрон у потенціальній ямі.....	281
4.1.6. Рівняння Шредінгера для атома водню. Квантові числа.....	286
4.1.7. Теорія Бора.....	289
4.1.8. Енергетичні рівні молекул.....	291
4.1.9. Випромінювання й поглинання енергії атомами й молекулами.....	292
4.1.10. Поглинання світла.....	295
4.1.11. Розсіювання світла.....	298
4.1.12. Види люмінесценції.....	300
4.1.13. Фотолюмінесценція.....	301
4.1.14. Хемілюмінесценція.....	306
4.1.15. Лазери та їх застосування у медицині.....	307
4.1.16. Розщеплення енергетичних рівнів атомів у магнітному полі.....	312
4.1.17. Електронний парамагнітний резонанс і його використання в медицині.....	315
4.1.18. Ядерний магнітний резонанс. ЯМР-інтроскопія.....	320
4.2. БІОФІЗИКА ЗОРУ.....	323
4.2.1. Фотобіологічні процеси.....	323
4.2.2. Біофізичні основи зорової рецепції.....	325

4.2.3. Оптична система ока людини.....	329
4.2.4. Молекулярний механізм зору.....	336
4.3. ІОНІЗУЮЧЕ ВИПРОМІНЮВАННЯ.....	342
4.3.1. Рентгенівська трубка. Гальмівне рентгенівське випромінювання.....	342
4.3.2. Характеристичне рентгенівське випромінювання. Рентгенівські спектри.....	345
4.3.3. Взаємодія рентгенівського випромінювання з речовиною.....	347
4.3.4. Фізичні основи застосування рентгенівського випромінювання в медицині.....	350
4.3.5. Біологічні основи дії іонізуючого випромінювання на організм.....	353
4.3.6. Біофізичні основи дії іонізуючих випромінювань на організм.....	357
4.3.7. Детектори іонізуючих випромінювань.....	360
4.3.8. Радіонукліди і нейтрони в медицині.....	366
4.3.9. Прискорювачі заряджених частинок у медичній практиці.....	368
4.4. ФІЗИЧНІ ФАКТОРИ ТА ЇХ ДІЯ НА БІОЛОГІЧНІ ОРГАНІЗМИ.....	371
4.4.1. Дія електричного струму на живий організм.....	371
4.4.2. Дія електромагнітних хвиль на біологічне середовище.....	375
4.4.3. Електронні переходи в атомах і молекулах.....	379
4.4.4. Випромінювання оптичного діапазону і його дія на біологічні об'єкти.....	381
4.4.5. Ультрафіолетове випромінювання та дія на біомолекули.....	382
4.4.6. Теорія мішені.....	387
4.4.7. Оптичне випромінювання в медицині.....	389
4.4.8. Дози іонізуючих випромінювань.....	390
4.4.9. Вплив іонізуючого випромінювання на організм.....	392
4.4.10. Кількісна оцінка радіопшкоджень.....	395
4.4.11. Модифікація радіобіологічних ефектів.....	396
4.4.12. Іонізуюче випромінювання в медицині.....	397
4.5. ФІЗИЧНІ ПОЛЯ ЛЮДИНИ.....	400
4.5.1. Електричні і магнітні поля людини. Фізичні основи електрокардіографії.....	400
4.5.2. Теплове випромінювання.....	404
4.5.3. Біолюмінесценція.....	406
4.6. ТЕПЛОВЕ ВИПРОМІНЮВАННЯ В ТЕХНІЧНИХ ТА БІОЛОГІЧНИХ СЕРЕДОВИЩАХ.....	409
4.6.1. Параметри та характеристики теплового випромінювання. Чорне тіло.....	409
4.6.2. Закон Кірхгофа.....	411
4.6.3. Закони випромінювання чорного тіла.....	412
4.6.4. Випромінювання Сонця. Джерела теплового випромінювання, використані для лікувальних цілей.....	415
4.6.5. Тепловіддача організму. Поняття про термографію.....	417
4.6.6. Інфрачервоне випромінювання і його застосування в медицині.....	421
4.6.7. Ультрафіолетове випромінювання і його застосування в медицині.....	422
4.6.8. Фотоелектричний ефект і його деякі застосування.....	423
4.6.9. Світловий еталон. Деякі світлові величини.....	429
Контрольні запитання та завдання.....	432
Задачі для самоконтролю.....	435
ЛІТЕРАТУРА.....	437

Навчальне видання

Терещенко Микола Федорович
Тимчик Григорій Семенович
Яковенко Ірина Олександрівна

Біофізика

Підручник

Коректура С.Я. Тимчишина
Комп'ютерне верстання С.А.Боброва

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
Свідоцтво про державну реєстрацію: серія ДК №5354 від 25.05.2017 р.
просп. Перемоги, 37, м.Київ, 03056

Темплан 2019 р., поз. 1-1-002

Підп.до друку 18.04.2019. Формат 60x84. Папір офс. Гарнітура Times.
Спосіб друку – ризографічний. Ум. Друк. Арк. 25,81. Обл-вид.арк.42,91. Наклад 36 пр.
Зам. №19-050

Видавництво «Політехніка» КПІ ім. Ігоря Сікорського
вул. Політехнічна, 14, корп. 15
м.Київ, 03056
Тел. (044) 204-81-78



Терещенко Микола Федорович, кандидат технічних наук, доцент кафедри виробництва приладів Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського».

Наукові інтереси: дослідження впливу фізичних полів і сигналів на біологічні тканини та розробка методів і засобів фізіотерапії та метрології.



Тимчик Григорій Семенович, доктор технічних наук, професор, науковий керівник кафедри виробництва приладів Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», декан приладобудівного факультету Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

Наукові інтереси: лазерні методи інформаційно-вимірювальних систем для контролю фізичних параметрів технічних та біологічних об'єктів.



Яковенко Ірина Олександрівна асистент кафедри виробництва приладів Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського».

Наукові інтереси: неінвазивні та малоінвазивні методи визначення біохімічних показників крові людини з використанням біометричних систем ідентифікації пацієнта.