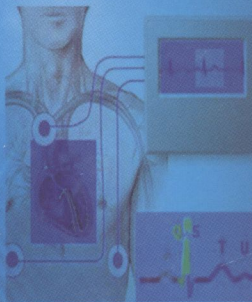
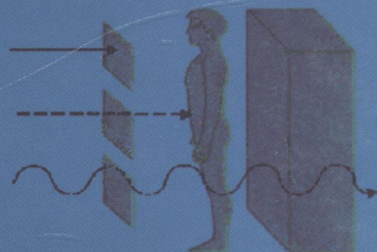
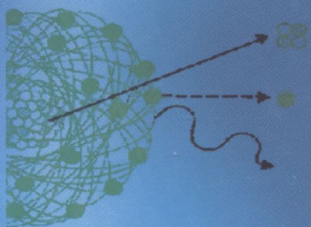


В. П. Марценюк, В. Д. Дідух, Р. Б. Ладика,
А. С. Сверстюк, І. Є. Андрущак, Д. В. Чернецький

МЕДИЧНА ТА БІОЛОГІЧНА ФІЗИКА



Тернопіль
ТДМУ
"Укрмедкнига" 2012

Б. . Марценюк, В. Д. Дідух, Р. Б. Ладика,
С. С. Свєрстюк, І. Є. Андрущак, Д. В. Чернецький

Медична та біологічна фізика

Рекомендовано Центральним методичним кабінетом з вищої медичної освіти
МОЗ України як навчальний посібник для студентів вищих медичних навчальних
закладів IV рівня акредитації

Тернопіль
ТДМУ
«Укрмедкнига»
2018

УДК 61:577.3(075.8)+616-7(075.8)

ББК 28.9я73

М 42

Рецензенти: завідувач кафедри біофізики, інформатики та медичної апаратури Одеського національного медичного університету, доктор медичних наук, професор **Л. С. Годлевський**;
завідувач кафедри медичної, біологічної фізики, медичної інформатики та біостатистики Донецького державного медичного університету ім. М. Горького, доктор біологічних наук, професор **Ю. Є. Лях**;
завідувач кафедри фізики ТНПУ ім. В. Гнатюка, кандидат фізико-математичних наук, доцент **Т. Д. Дідора**

М42 Медична та біологічна фізика : навч. посіб. / В. П. Марценюк, В. Д. Дідух, Р. Б. Ладика та ін. -
Тернопіль : ТДМУ, 2018. - 304 с.

ISBN 978-966-673-193-0

У навчальному посібнику викладено основи біомеханіки, біореології і гемодинаміки, розглянуто будову і функції мембран, елементи термодинаміки і квантової механіки, явища рентгенівського і радіоактивного випромінювання, електронно-парамагнітного і ядерно-магнітного резонансу.

Значне місце виділене методам діагностики і лікування: гальванізації, дарсонвалізації, індуктотермії, лазерній, мікрохвильовій і магніто-резонансній терапії.

Теоретичний матеріал супроводжується відповідними ілюстраціями. Книга призначена для студентів вищих медичних навчальних закладів, проте може бути корисною і для широкого кола читачів.

УДК 61:577.3(075.8)+616-7(075.8)

ББК 28.9я73

ISBN 978-966-673-193-0

© Марценюк В. П. та ін., 2018

© ТДМУ, "Укрмедкнига", 2018

Передмова

Інтеграція вищої медичної та фармацевтичної освіти України у Європейський освітній простір висуває нові вимоги не лише до змісту, а й до викладання та організації навчального процесу.

Важливим завданням медичної біофізики є поглиблення уявлень про механізми дії на організм тих факторів, які застосовуються у фізіотерапії (діатермії, індуктотермії, УВЧ-терапії, рентгенотерапії тощо). Це сприятиме більш ефективному застосуванню їх у лікувальному процесі.

Велике практичне значення для медицини має прикладна біофізика, яка розглядає значне коло питань, пов'язаних з фізичними явищами, що лежать в основі будови та організації органів і систем організму.

Так, знання фізики поверхневих явищ має важливе значення для технології ліків і встановлення механізму дії лікарських речовин, закони Пуазейля і Бернуллі у певній мірі обґрунтовують рух крові по судинах організму. На основі законів термодинаміки досліджують енергетичні зміни, що відбуваються в організмі під дією лікарських речовин, взаємоперетворення енергії в хімічних та фізико-хімічних процесах, а також вплив зовнішніх чинників на напрямок і мету перебігу самовільних процесів. Формули Фіка, Нерста-Планка описують транспорт речовин через мембрани, а розповсюдження потенціалів дії описує рівняння Ходжкіна-Хакслі.

При біофізичних дослідженнях застосовують фізичні і фізико-хімічні методи, які не лише дозволяють отримати кількісні залежності між змінами різних фізико-хімічних параметрів біологічної системи, а й створювати нові речовини із заданими властивостями.

У навчальному посібнику викладено фізичні основи застосування медичної техніки з діагностичною і лікувальною метою. На нашу думку, саме такий підхід сприятиме більш осмисленому використанню її в практичній та науковій діяльності.

При написанні навчального посібника використаний досвід викладання дисципліни «Біофізика, інформатика і медична апаратура» у Тернопільському державному медичному університеті, а також у Київському і Львівському національних медичних університетах.

Сподіваємось, що навчальний посібник буде корисним не лише для студентів медичних факультетів, а й для усіх, хто цікавиться фізичними методами діагностики та лікування.

Автори висловлюють глибоку подяку за допомогу в створенні підручника лаборантам кафедри медичної інформатики з фізикою Логіну Т. І. та Грибкову О. В.

Розділ 1. Біомеханіка. Біореологія та гемодинаміка

Глава 1.1. Кінематика і динаміка поступального і обертального руху.

1.1.1. Кінематичні характеристики поступального і обертального рухів та зв'язок між ними. Динаміка обертального руху.

Для встановлення основних закономірностей обертального руху розглянемо випадок обертання твердого тіла (точки) навколо нерухомої осі.

Основними кінематичними величинами, що характеризують обертальний рух точки, є її кутова швидкість і кутове прискорення. Кутова швидкість точки у певний момент часу визначається границею відношення вектора кутового зміщення $\Delta\bar{\varphi}$ до відповідного проміжку часу Δt (рис.1.1):

$$\bar{\omega} = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{\Delta\bar{\varphi}}{\Delta t} = \frac{d\bar{\varphi}}{dt} \quad (1.1)$$

Кутова швидкість – це вектор, напрям якого визначається за правилом правого гвинта (рис. 1.2)

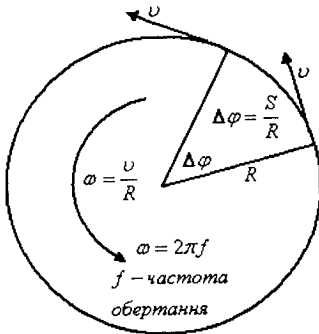


Рис. 1.1. Обертальний рух точки.

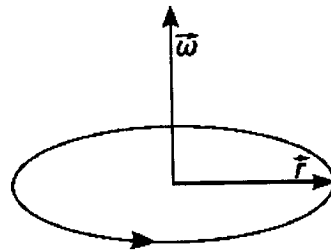


Рис. 1.2. Вектор кутової швидкості.

За одиницю кутової швидкості в СІ прийнято радіан за секунду (рад/с). Між кутовою і лінійною швидкостями існує співвідношення:

$$\bar{v} = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{\Delta\bar{s}}{\Delta t} = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{R\Delta\bar{\varphi}}{\Delta t} = R \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{\Delta\bar{\varphi}}{\Delta t} = R \frac{d\bar{\varphi}}{dt} = \bar{\omega} R. \quad (1.2)$$

Швидкість зміни кутової швидкості характеризується кутовим прискоренням:

$$\bar{\varepsilon} = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{\Delta \bar{\omega}}{\Delta t} = \frac{d\bar{\omega}}{dt}. \quad (1.3)$$

Одиниця виміру кутового прискорення – радіан за секунду в квадраті (рад/с²). Кутове прискорення – це вектор, що збігається з напрямом кутової швидкості у прискорених рухах або направлений проти кутової швидкості у сповільнених рухах. Кутове прискорення $\bar{\varepsilon}$ пов'язане з тангенціальним прискоренням точки \bar{a}_t співвідношенням:

$$\bar{a}_t = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{\Delta \bar{v}}{\Delta t} = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{\Delta(\bar{\omega}R)}{\Delta t} = r \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{\Delta \bar{\omega}}{\Delta t} = \bar{\varepsilon} r. \quad (1.4)$$

При рівномірному русі точки по колу лінійна швидкість змінюється лише за напрямком. Прискорення при цьому направлене по радіусу до центра кола і називається доцентровим, чи нормальним прискоренням:

$$\bar{a}_n = \frac{\bar{v}^2}{r} = \bar{\omega}^2 r. \quad (1.5)$$

При нерівномірному русі точки по колу швидкість змінюється не лише за напрямком, але і за абсолютним значенням. У цьому випадку вектор повного прискорення визначається формулою:

$$\bar{a}_i = \sqrt{\bar{a}_n^2 + \bar{a}_t^2} = r \sqrt{\bar{\omega}^2 + \bar{\varepsilon}^2}. \quad (1.6)$$

Момент інерції є мірою інертності тіла в обертальному русі.

Момент інерції i -ї матеріальної точки масою m_i , що знаходиться на відстані r_i від осі обертання, визначається за формулою

$$I = m_i r_i^2. \quad (1.7)$$

Момент інерції тіла відносно осі обертання визначається за формулою

$$I = \sum_{i=1}^n m_i r_i^2, \quad (1.8)$$

де n – загальне число матеріальних точок, з яких складається тіло.

Момент інерції чисельно рівний сумі добутків мас матеріальних точок на квадрат їхньої відстані від осі обертання.

Якщо вісь обертання тіла паралельна осі симетрії, але зміщена від неї на відстань d , то момент інерції I відносно паралельно зміщеної осі виражається співвідношенням, яке називається теоремою Штейнера:

$$I = I_0 + md^2, \quad (1.9)$$

де I – момент інерції тіла масою m відносно зміщеної осі, I_0 – момент інерції відносно паралельної осі, що проходить через центр мас тіла, d – відстань між двома паралельними осями.

Момент інерції різних однорідних тіл масою m відносно осі, що проходить через центр мас, дорівнює:

Для тонкого кільця радіусом r :

$$I = mr^2; \quad (1.10)$$

для суцільного циліндра:

$$I = \frac{1}{2}mr^2; \quad (1.11)$$

для кулі:

$$I = \frac{2}{5}mr^2; \quad (1.12)$$

для тонкого стержня довжиною l (вісь обертання проходить перпендикулярно стержню через його середину):

$$I = \frac{1}{12}ml^2. \quad (1.13)$$

Обертання тіла відбувається під дією сили \vec{F} , прикладеної до точки тіла, що знаходиться на відстані \vec{r} від осі обертання. При цьому виникає момент сили, чи обертовий момент \vec{M} :

$$\vec{M} = [\vec{r}, \vec{F}] = rF \sin \alpha, \quad (1.14)$$

де α – кут між векторами \vec{r} і \vec{F} . Якщо \vec{r} і \vec{F} взаємно перпендикулярні, то $\sin \alpha = 1$ і $M = rF$.

Момент сили, що діє на тверде тіло і надає йому кутового прискорення ϵ , рівний

$$\vec{M} = I\vec{\epsilon}. \quad (1.15)$$

Робота при обертальному русі рівна добутку моменту сили на кутове переміщення

$$A = M\varphi. \quad (1.16)$$

Кінетична енергія обертального руху тіла визначається за формулою:

$$E = \frac{1}{2}I\omega^2. \quad (1.17)$$

Моментом кількості руху (кутовим моментом, моментом імпульсу) тіла називають добуток його моменту інерції на кутову швидкість

$$\vec{L} = I\vec{\omega}. \quad (1.18)$$

Миттєвий момент сили являє собою похідну від кутового моменту за часом

$$\vec{M} = \frac{d\vec{L}}{dt} = \frac{d(I\vec{\omega})}{dt}. \quad (1.19)$$

Це основне рівняння динаміки обертального руху навколо нерухомої осі. Якщо на систему не діють зовнішні сили ($M=0$), то момент кількості руху залишається сталим.

$$\vec{L} = I\vec{\omega} = const. \quad (1.20)$$

Це закон збереження моменту кількості руху.

Якщо тіло одночасно бере участь прямолінійному і обертальному рухах (наприклад рух колеса), то кінетична енергія тіла дорівнюватиме сумі кінетичної енергії прямолінійного та обертального рухів:

$$T = \frac{mv^2}{2} + \frac{I\omega^2}{2}. \quad (1.20)$$

В таблиці 1.1 наведені основні величини і залежності прямолінійного та обертального рухів.

Таблиця 1.1. Порівняння поступального і обертального рухів

Поступальний рух	Обертальний рух
$\vec{v} = \Delta\vec{S} / \Delta t$	$\vec{\omega} = \Delta\vec{\varphi} / \Delta t$
$\vec{a} = \Delta\vec{v} / \Delta t$	$\vec{\varepsilon} = \frac{\Delta\vec{\omega}}{\Delta t} = \frac{\vec{\omega} - \vec{\omega}_0}{t}$
$\vec{v} = \vec{v}_0 + \vec{a}t$	$\vec{\omega} = \vec{\omega}_0 + \vec{\varepsilon}t$

$\bar{S} = \bar{v}_0 t + \frac{1}{2} \bar{a} t^2$	$\bar{\varphi} = \bar{\omega}_0 t + \frac{\bar{\varepsilon} t^2}{2}$
$v^2 = v_0^2 + 2aS$	$\omega^2 = \omega_0^2 + 2\varepsilon\varphi$
$W_k = \frac{1}{2} m v^2$	$W_k = \frac{1}{2} I \omega^2$
$\bar{F} = m \bar{a} = m \frac{\Delta \bar{v}}{\Delta t}$	$\bar{M} = I \bar{\varepsilon}$
$\bar{p} = m \bar{v}$	$\bar{L} = I \bar{\omega}$
$\bar{F} = \Delta \bar{p} / \Delta t$	$\bar{M} = \frac{d \bar{L}}{dt}$

Глава 1.2. Механічні властивості біологічних тканин

1.2.1. Опорно-рухова система людини

В процесах життєдіяльності біологічних систем відбуваються різноманітні механічні явища. До них можна віднести рух газоподібних і рідких біологічних середовищ, скорочення і розслаблення м'язів, функціонування опорно-рухового апарату, поширення хвиль пружної деформації, процеси деформації клітин, тканин та органів. Розглянемо найважливіші механічні властивості біологічних тканин, які визначають хід цих процесів.

Біомеханікою називається розділ біофізики, у якому розглядаються механічні властивості живих тканин і органів, а також механічні явища, які відбуваються як з цілим організмом, так і з його окремими органами.

Важелем називається тверде тіло (як правило стержень), що має нерухому вісь обертання, до якої прикладені сили, які створюють моменти відносно цієї осі. Розглядають три види важелів, залежно від взаєморозташування діючої сили F , сили R (долаючої опір) і точки опори. Казав ще Архімед: "Дайте мені точку опори і я переверну Землю."

1. Сили прикладені з двох боків від точки опори (рис. 1.3, а).

Наприклад, череп знаходиться в сагітальній площині (рис. 1.3, б). Вісь O обертання важеля проходить через з'єднання черепа з першим хребцем. Спереду від точки опори на відносно короткому плечі діє вага голови R , прикладена в центрі мас черепа, позаду сила F натягу м'язів і зв'язок, прикріплених до потиличної кістки.

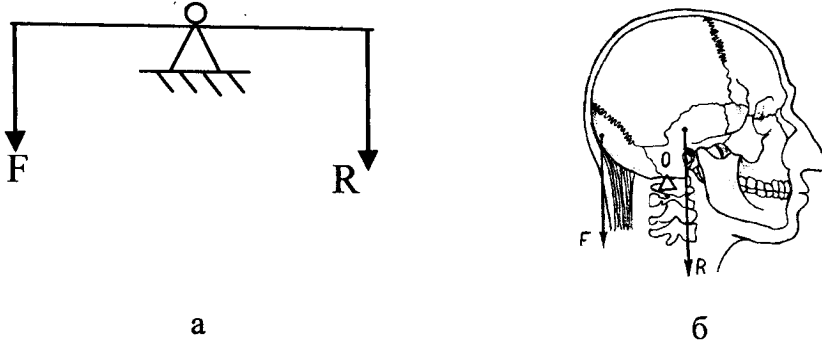


Рис. 1.3. Сили, прикладені з двох боків від точки опори: а – загальна схема, б – у черепі.

2. Сили, прикладені по один бік від точки опори.

Сила F прикладена до кінця важеля, сила R ближче до точки опори (рис. 1.4). Приклад – дія склепіння стопи при підйомі на півпальці (рис. 1.4, б). Опорою O важеля, через яку проходить вісь обертання, є головки плеснових кісток. Діюча м'язова сила F , що здійснює підйом тіла вагою, здійснюється через ахілосове сухожилля і прикладена до виступу кісткової кістки.

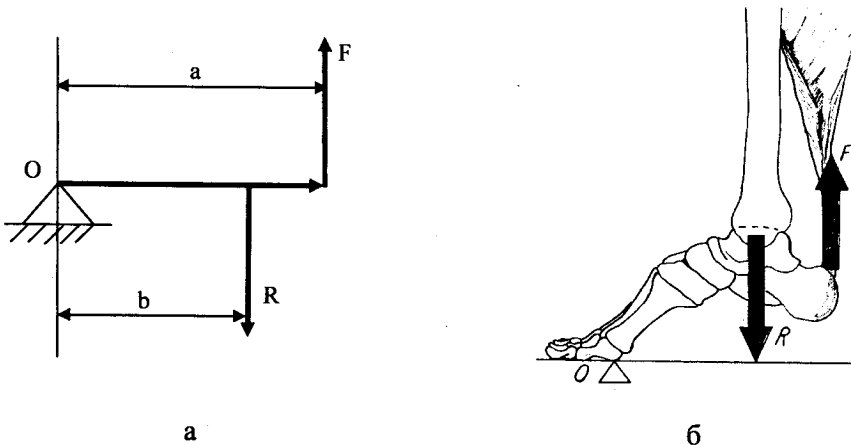


Рис. 1.4. Сили, прикладені по один бік від точки опори: а – загальна схема, б – у стопі.

3. Сила F прикладена ближче до точки опори, ніж сила R (рис. 1.5, а). Приклад – кістки передпліччя. Точка опори O знаходиться в ліктьовому суглобі (рис. 1.5, б). Діюча сила F – сила м'язів, що згинають передпліччя, R – величина навантаження.

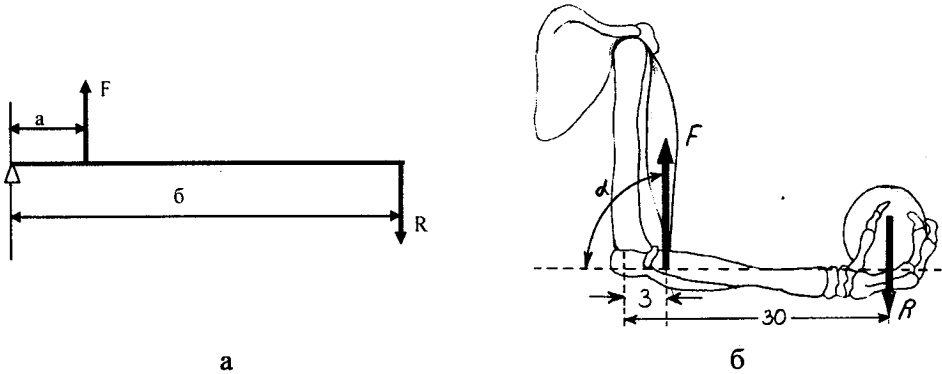


Рис. 1.5. Сила F прикладена ближче до точки опори, ніж сила R : а – загальна схема, б – у кістках передпліччя.

Для такого важеля сила, що розвиває м'яз, більша за величину навантаження у стільки разів, у скільки точка кріплення м'яза розміщена ближче до ліктьового суглоба, ніж утримуваний вантаж. Математично це можна записати так:

$$Fr = PR, \quad (1.22)$$

де F – сила, яку розвиває м'яз, r – відстань між точкою кріплення м'яза до кістки передпліччя та ліктьовим суглобом, P – вага вантажу, R – відстань від вантажу до ліктьового суглоба.

Якщо сила F прикладена до кінця важеля, а сила опору R ближче до точки опори, то такий важіль називається важелем сили (рис. 1.4, б), він дає виграш у силі, але програш у переміщенні.

Коли ж сила F прикладена ближче до точки опори, ніж сила опору R , то важіль дає програш у силі, але виграш у переміщенні. Такий важіль називається важелем швидкості (рис. 1.5, б).

Прикладом важеля швидкості є нижня щелепа. Діючу силу F створює жувальний м'яз, а силу опору R – опір їжі, яка діє на зуб. Плече діючої сили коротше, ніж у сили опору. При зменшенні плеча сили опору дія кутніх зубів зростатиме.

У тілі людини нараховується близько 600 м'язів, які складають майже 40 % маси людини. Їм властива еластичність, здатність відновлювати початкову форму після припинення дії сил, які викликають їх деформацію. З віком м'язи змінюються: вони ростуть, збільшуються в об'ємі. Від довжини м'яза залежить його скорочення (рис. 1.6). В похилому віці товщина м'язових пучків і сила їх зменшується. При активному способі життя атрофія м'язів сповільнюється.



Рис. 1.6. Залежність м'язового зусилля від довжини м'яза.

У м'язах відбувається перетворення хімічної енергії (АТФ) в механічну роботу. Всі м'язи поділяються на гладкі і поперечносмугасті.

Скорочувальні елементи у м'язових волокнах являють собою витягнуті скорочувальні клітини, значну частину яких займають міофібрили, які складаються з двох видів ниток: товстих – міозинових і тонких – актинових.

Тонкі нитки (діаметром 7 нм і завдовжки 1000 нм) складаються майже з 11800 амінокислотних залишків і містять три види білка: актин, тропоміозин, тропонін.

В м'язовій тканині актин існує у двох формах: у формі мономерних молекул – глобул (G-актин) і у формі ниткоподібних (F-актин). F-актин є полімером G-актину. Мономери актину мають сферичну форму і діаметр близько 550 нм. За певних умов мономери можуть вишиковуватися в ланцюги-нитки, які утворюють товсті актинові філаменти.

Товсті нитки (діаметром 15 нм і завдовжки 1500 нм) містять у своєму складі лише один білок – міозин.

Головка молекули міозину має довжину близько 20 нм і ширину близько 4 нм. Розміри її хвоста відповідно рівні 140 нм і 2 нм. Молекули міозину за певних

умов можуть з'єднуватися своїми хвостами так, що в результаті утворюються короткі або товсті нитки з виступаючими головками.

При контакті з молекулами АТФ молекули міозину вступають з ними в реакцію, причому при надлишку АТФ кожна головка міозину зв'язує одну молекулу АТФ. У результаті гідролізу АТФ міозин переходить у збуджений стан і при наявності іонів кальцію він реагує з актином. Оскільки головка міозину знаходиться в контакті з ниткою F-актину, то вона пересовує цю нитку за собою, як важіль, на відстань порядку 10 нм. Після повороту головки міозину комплекс «актин-міозин» розкладається і молекула міозину повертається до попереднього стану.

Наступний цикл реакцій почнеться, коли головка міозину зв'яже ще одну молекулу АТФ. Щоб елементарні зсуви привели до макрозміщення, необхідна структурована організація актинових і міозинових молекул, що і спостерігається у м'язових волокнах, які являють собою пучки фібрил. Кожна м'язова фібрила (міофібрила) складається з великої кількості паралельно розташованих міозинових і актинових ниток-філаментів, товщина яких відповідно дорівнює 15 – 17 нм і 6 нм. Товсті і тонкі нитки розташовані паралельними шестикутниками так, що кожна товста нитка оточена шістьма тонкими, а кожна тонка нитка може вступати у контакт з трьома товстими.

При скороченні товсті нитки всовуються між тонкими, ковзають по них у результаті асинхронної і тягнучої дії міозинових головок-містків. Кожен місток відштовхує чи втягує актинову нитку на відстань 10 нм, після чого він від'єднується від актинового мономера, з яким знаходився у комплексі, і приєднується до другого в іншій точці нитки. Далі цикл повторюється.

Механічному скороченню м'яза, який здатний трансформувати хімічну енергію в механічну, виконуючи роботу, передує його електричне збудження, вивільнюється медіатор ацетилхолін, який створює потенціал дії. Потенціал дії сприяє вивільненню кальцію, у результаті чого, за рахунок енергії АТФ, вмикається скорочувальний апарат у міофібрилах, який зумовлює пружну деформацію пасивних елементів міофібрил у цілому м'язі. Наслідком дії скорочувального апарату та пружної деформації міофібрил є скорочення м'яза, виникнення м'язової сили і, нарешті, виконання роботи.

Важливими характеристиками роботи м'яза є сила і швидкість скорочення.

М'язові скорочення діляться на ізометричні, коли не змінюється довжина м'яза, та ізотонічні, які відбуваються при постійній напрузі. В ізотонічному режимі м'яз скорочується до певних розмірів, а потім розслаблюється. Ізометричний режим скорочення характерний для жувальних м'язів чи біцепса плеча людини.

А. Хілл довів, що між швидкістю скорочення м'яза U та м'язовою силою P існує гіперболічна залежність (рис. 1.7):

$$(P + a)(V + b) = (P_0 + a)b = a(V_{\max} + b), \quad (1.23)$$

де v_{\max} – максимальна швидкість скорочення м'яза ($v = v_{\max}$ при $P = 0$); P_0 – сила, яку розвиває м'яз в ізометричному режимі скорочення (коли не змінюється довжина м'яза); при ізометричному скороченні довжина м'яза змінюється при постійній напрузі, a і b – константи.

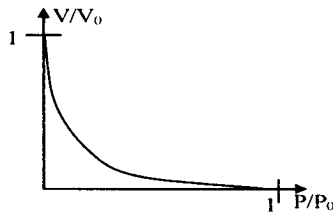


Рис. 1.7. Залежність відносної швидкості скорочення м'яза від відносної сили.

При скороченні протягом часу t м'яз виконує роботу:

$$A = PVt \quad (1.24)$$

Знайшовши v з рівняння (1.22) і підставивши у (1.23) отримаємо:

$$A = bP \frac{P_0 - P}{P + a} t. \quad (1.25)$$

Робота, яку виконує організм при ходьбі, не змінюється, якщо людина рухається зі швидкістю близько до 90 м/хв, а при підвищенні швидкості вона зростає і вже при швидкості 130 м/хв виявляється більшою, ніж при бігу з

швидкістю 150 м/хв. Таким чином, сповільнений біг енергетично вигідніший за швидку ходьбу.

У процесі скорочення м'яза виділяється певна кількість теплоти Q . Ця величина називається теплопродукцією і залежить лише від зміни довжини x м'яза: $Q = ax$.

За відкриття явища прихованого теплоутворення в м'язах у 1923 р. А. Хіллу було присуджено половину Нобелівської премії, а другу її половину отримав О. Мейергоф за відкриття законів регуляції і поглинання кисню м'язом та утворення в ньому молочної кислоти.

1.2.2. Деформації тіл та їхні характеристики

У результаті дії сили тверде тіло може змінювати свою форму або об'єм. Зміну форми або об'єму тіла під дією прикладених до нього сил називають деформацією (табл. 1.2.).

Таблиця 1.2. Зміни, які виникають у тілах при дії зовнішніх сил

Деформація	Зміна форми	Зміна об'єму
Розтяг	Відбувається	Відбувається
Всестороннє стискування	Не відбувається	Відбувається
Зсув	Відбувається	Не відбувається
Кручення	Відбувається	Не відбувається

Якщо після припинення дії сил тіло відновлює свої форму і об'єм, то деформація називається пружною. Сили, які виникають при пружних деформаціях тіл, називають силами пружності. Вони виникають при взаємодії тіл, коли їхні молекули зближаються до відстані $10^{-9} - 10^{-10}$ м. Сили пружності діють між взаємодіючими шарами деформованого тіла, а також в місці контакту деформованого тіла з тілом, яке викликає деформацію.

Розглянемо одномірні (лінійні) деформації розтягу або стиску. В цих випадках сили пружності напрямлені вздовж лінії дії деформуючої сили. Сили

пружності, які діють на тіло з боку опори або підвісу, називаються силою реакції опори або силою натягу підвісу.

Закон Гука для розтягу (або стиску), що характеризується вектором видовження (стиску) $\Delta \vec{l}$, формулюється так:

Сила пружності пропорційна вектору видовження (стиску) і протилежна йому за напрямом:

$$\vec{F}_{np} = -\kappa \Delta \vec{l}, \quad (1.26)$$

де κ – коефіцієнт пружності (жорсткості), який визначається силою пружності, що виникає при одиничній деформації даного тіла.

Сили пружності залежать тільки від зміни відстаней між взаємодіючими частинами даного пружного тіла. Механічні властивості твердого тіла розглянемо на прикладі деформацій розтягу стержня. Деформацію розтягу характеризують: абсолютним видовженням $\Delta l = l - l_0$, відносним видовженням $\varepsilon = \Delta l / l_0$, механічною напругою $\sigma = F / S$, де l, l_0 – кінцева і початкова довжини стержня, F – сила пружності, S – площа поперечного перерізу стержня.

Для дослідження деформації розтягу стержень розтягують за допомогою спеціальних пристроїв і вимірюють видовження зразка та напругу, що виникає в ньому. За результатами дослідів креслять графік залежності напруги σ від відносного видовження ε . Цей графік називають діаграмою розтягу (рис. 1.8).

Дослідження показали, що для малих деформацій напруга σ прямо пропорційна відносному видовженню ε :

$$\sigma = E \varepsilon, \quad (1.27)$$

де E – модуль Юнга.

Цю залежність називають законом Гука.

Модуль Юнга чисельно рівний напрузі, при якій довжина тіла збільшується вдвічі: $E = \sigma$, при $\varepsilon = \Delta l / l = (l - l_0) / l_0 = 1$, звідки $l = 2l_0$.

Максимальна напруга σ_n , при якій ще справджується закон Гука, називається границею пропорційності. Максимальну напругу σ_{np} , за якої ще не виникають помітні залишкові деформації (не більше 0,1 %), називають границею пружності. Із збільшенням навантаження деформація зростає дедалі швидше. При деякому

значенні напруги, що відповідає точці C , видовження зростає практично без збільшення навантаження. Це явище називають плинністю матеріалу (відрізок CD). Далі крива напруг піднімається і досягає максимуму у точці E . Потім напруга різко спадає і зразок руйнується (в точці K). Максимальне значення напруги $\sigma_{\text{н}}$, при якій відбувається руйнація тіла, називається межею міцності (рис. 1.8). Технічні споруди і конструкції надійні, якщо напруги, які виникають в них у процесі експлуатації, у кілька разів менші за межу міцності.

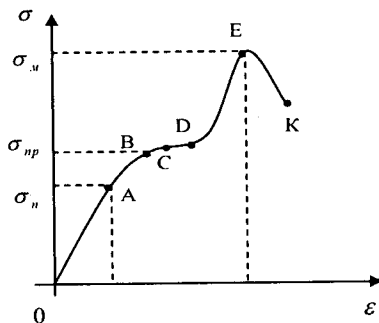


Рис. 1.8. Діаграма розтягу сталі.

Зсувом називають таку деформацію тіла, коли його плоскі шари зміщуються паралельно один одному (рис. 1.9).

Закон Гука при зсуві:

$$\sigma_{\tau} = \frac{F}{S} = G\gamma, \quad (1.28)$$

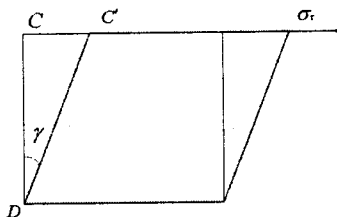


Рис. 1.9. Деформація тіла при зсуві.

де G – модуль зсуву, γ – кут зсуву, F – пружна сила, яка діє вздовж шару тіла, S – площа цього шару, σ_{τ} – дотична напруга, CD – відстань між шарами, CC' – абсолютний зсув.

Якщо d – поперечний розмір тіла (діаметр, товщина), а Δd – зміна його поперечного розміру, μ – коефіцієнт Пуассона, то

$$\frac{\Delta d}{d} = -\mu \frac{\Delta l}{l}. \quad (1.29)$$

Модуль зсуву G , модуль пружності E і коефіцієнт Пуассона μ пов'язані співвідношенням

$$G = \frac{E}{2(1+\mu)}. \quad (1.30)$$

Робота, яка виконується при деформації розтягу тіла,

$$A = \frac{k(\Delta l)^2}{2}, \quad (1.33)$$

Потенціальна енергія розтягнутого або стиснутого тіла

$$\Pi = \frac{k(\Delta l)^2}{2} = \frac{\sigma^2}{2E} V = \frac{E\varepsilon^2}{2} V, \quad (1.34)$$

де V – об'єм тіла.

1.2.3. Деформація біологічних тканин

Як фізичний об'єкт, біологічна тканина – композитний матеріал, механічні властивості якого відрізняються від механічних властивостей кожного компонента, взятого окремо. Ми розглянемо діаграми деформацій кісткової тканини, м'язів і судин. Методи визначення механічних властивостей біологічних тканин аналогічні методам визначення цих властивостей в технічних матеріалах.

Кісткова тканина. Основними матеріалами кісткової тканини є гідроксилапатит $Ca_3(PO_4)_2 \cdot Ca(OH)_2$ і колаген. Перший з них є неорганічним матеріалом, який має форму мікроскопічних кристалів. Другий – високомолекулярний волокнистий еластичний білок. Кристалики гідроксилапатиту розташовуються між колагеновими волокнами. Така композитна будова кісток надає їм потрібних механічних властивостей: твердості, пружності і міцності. Вони значною мірою залежать від індивідуальних умов росту організму та його віку.

Діаграма розтягу кісткової тканини показана на рисунку 1.10. Як бачимо, при малих деформаціях виконується закон Гука. Модуль Юнга кісткової тканини $E = 10 \text{ ГПа}$, межа міцності $\sigma_m = 100 \text{ МПа}$.

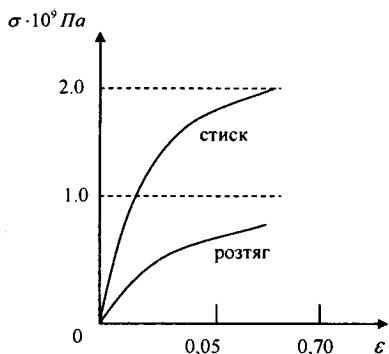


Рис. 1.10. Діаграма розтягу кісткової тканини.

У людини і тварин механічну міцність тіла забезпечує опорно-руховий апарат, що складається зі скелета і цілої групи м'язів. В організмі людини нараховується більше двохсот кісток, які завдяки трубчастій будові здатні витримувати величезні навантаження. Так, стегнова кістка (основа нижньої кінцівки), поставлена вертикально, витримує навантаження 15 кН, а великогомілкова – 1,6–1,8 тонни.

Наявність у кістках численних дрібних порожнин і каналів збільшує їхню міцність, адже руйнування будь-якого матеріалу починається з утворення мікроскопічних тріщин, які зростають і поширюються лише до тих місць, де є порожнини.

Якщо вага тіла людини чи тварини пропорційна її об'єму, то міцність пропорційна площі несучих конструкцій, які її підтримують. Тому у велетнів, описаних Джонатаном Свіфтом, що мали зріст у 12 разів більший, ніж у звичайної людини, відношення міцності до об'єму мало б бути у 12 разів меншим, ніж у звичайної людини.

Шкіра складається з волокон колагену та еластину, розташованих в основній матриці. Еластин є волокнистим високогнучким та розтяжним білком. Він розтягується до 200–300 %, приблизно як гума. Колаген може розтягуватись до 10 %, тобто як капронове волокно. Модуль пружності колагену (10–100) МПа,

еластину – (0,1–0,6) МПа, границя міцності, відповідно, 100 МПа і 5 МПа. Отже, шкіра є пружним матеріалом з високоеластичними властивостями. Вона добре розтягується та скорочується.

М'язи. До їх складу входить сполучна тканина, що складається з волокон колагену та еластину. Механічні властивості м'язів подібні до механічних властивостей полімерів. Між пружними властивостями полімерів і кристалічних мономерів існує принципова відмінність. В останніх сили пружності повністю визначаються зміною міжатомних відстаней. Полімери складаються з дуже довгих і гнучких молекул. Частини молекул перебувають у хаотичному тепловому русі, тому їх форма і довжина постійно змінюються. Під дією навантаження молекули випрямляються у відповідному напрямі і довжина зразка зростає. У полімерах випрямлення молекул при навантаженні матеріалу та ковзання макромолекул триває значно довше, ніж повзучість в металах. В певній мірі процеси повзучості в полімерах подібні до течії в'язкої рідини. Поєднання в'язкої плинності з високою еластичністю дозволяє називати деформацію, характерну для полімерів, в'язкопружною. Пружні та в'язкі властивості тіл зручно описувати відповідними моделями (табл. 1.3).

Таблиця 1.3. Моделі деформації та їх закони

Модель деформації	Закони деформації
Модель пружного тіла	$\sigma = E\varepsilon$
Модель в'язкого тіла	$\sigma = \eta \frac{d\varepsilon}{dt}$ (η - коефіцієнт в'язкості)
Модель Максвелла	$\sigma = \sigma_0 e^{-\frac{E}{\eta} t}$
Модель Кельвіна-Фойхта	$\varepsilon = \frac{\sigma}{E} (1 - e^{-\frac{E}{\eta} t})$

Моделлю пружного тіла можна вважати пружину, малі деформації якої відповідають закону Гука.

Моделлю в'язкого тіла може служити поршень з отворами, що рухається в циліндрі з в'язкою рідиною (рис. 1.11)

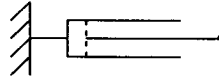


Рис. 1.11. Модель в'язкого тіла.

В'язкопружні властивості тіл моделюються системами, що складаються з різних комбінацій простих моделей „пружина” і „поршень”.

Модель Максвела – це послідовне з'єднання в'язкого і пружного елементів (рис. 1.12):

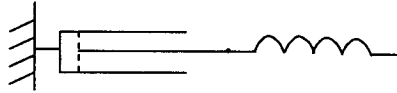


Рис. 1.12. Модель Максвела.

Модель Кельвіна–Фойгта являє собою паралельне з'єднання в'язкого і пружного елементів (рис. 1.13):

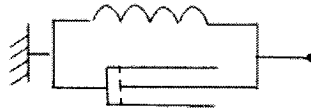


Рис. 1.13. Модель Кельвіна – Фойгта.

Механічні властивості гладких м'язів описує модель Максвела. Залежність $\sigma = f(\varepsilon)$ для скелетного м'яза показана на рис. 1.14. До певної міри механізм деформації зумовлений випрямленням молекул колагену. При $\varepsilon \geq 25\%$ зростають міжатомні відстані в молекулах.

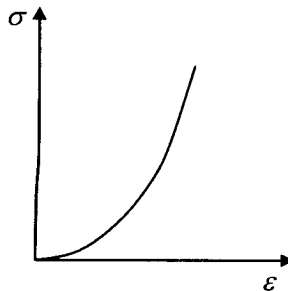


Рис. 1.14. Залежність напруги від відносного видовження для скелетного м'яза.

Судинна тканина. Механічні властивості судин визначаються, головним чином, властивостями гладких м'язових волокон, еластину і колагену. Стінки судин неоднорідні за своєю будовою, відрізняються анізотропними механічними властивостями. До них можна застосовувати вищезгадані методи дослідження пружних властивостей лише наближено.

На рисунку 1.15 наведено діаграму розтягу аорти під впливом трансмурального тиску p (різниці тисків всередині і зовні судини). При зростанні

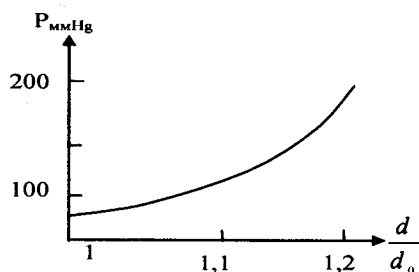


Рис. 1.15. Діаграма розтягу аорти під впливом трансмурального тиску p . тиску жорсткість судин або їх тонус різко зростає. Біофізичний механізм цього явища досить складний і досі недостатньо вивчений.

Механічна напруга стінки судин визначається рівнянням Ламе

$$\sigma = \frac{pr}{h}, \quad (1.33)$$

де p – тиск крові зсередини на стінку судини, r – радіус внутрішньої частини судини, h – товщина стінки судини.

Зв'язок між тиском, радіусом і модулем пружності визначається наступним рівнянням:

$$dp = \frac{Eh}{r^2} dr, \quad (1.34)$$

На основі рівняння (1.34) отримують кількісні співвідношення, що характеризують процес поширення пульсової хвилі по судинах організму.

Глава 1.3 Механічні коливання і хвилі. Біоакустика

1.3.1. Механічні коливання

Механічні коливання, що відбуваються під дією сили, пропорційної зміщенню і напрямленої до положення рівноваги, називаються гармонічними коливаннями і описуються гармонічним законом:

$$s = A \sin(\omega_0 t + \varphi_0). \quad (1.35)$$

Тут s – зміщення тіла (точки) від положення рівноваги, A – амплітуда, $\omega_0 = \frac{2\pi}{T}$ – циклічна частота, T – період, φ_0 – початкова фаза.

Швидкість v коливань тіла (точки):

$$v = \frac{ds}{dt} = \omega \cdot A \cos(\omega_0 t + \varphi_0) \quad (1.36)$$

$$v = \omega \cdot A \sin\left(\omega t + \varphi_0 + \frac{\pi}{2}\right) \quad (1.37)$$

З рівняння (1.36-1.37) випливає, що швидкість коливання змінюється з часом. Отже, коливальний рух відбувається з прискоренням:

$$a = \frac{d^2 s}{dt^2} = \frac{dv}{dt} = -\omega^2 A \sin(\omega_0 t + \varphi_0) = -\omega^2 \cdot s \quad (1.38)$$

$$a = \omega^2 A \sin(\omega t + \varphi_0 + \pi) \quad (1.39)$$

Зміщення, швидкість і прискорення у гармонічному коливальному русі є гармонічно змінними величинами з однаковим періодом, але з різницею за фазою відповідно $\frac{\pi}{2}$ та π .

Для наочності, зміна s, v і a з часом (при гармонічному коливанні), розраховані за формулами (1.38–1.40) при $\varphi_0 = 0$, представлені на рисунку 1.16.

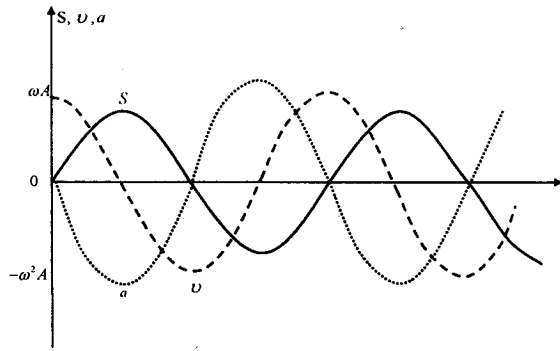


Рис. 1.16. Зміна s, v, a з часом.

Коли на тіло діє лише сила пружності:

$$F_{mp} = -\kappa \cdot s, \quad (1.40)$$

де κ – коефіцієнт жорсткості, то згідно з другим законом Ньютона, враховуючи (1.40), одержимо:

$$m \frac{d^2 s}{dt^2} + \kappa \cdot s = 0. \quad (1.41)$$

Позначивши через $\omega_0^2 = \frac{\kappa}{m}$ отримаємо диференціальне рівняння гармонічного коливання:

$$\frac{d^2 s}{dt^2} + \omega_0^2 s = 0. \quad (1.42)$$

Розв'язком цього рівняння є функція $s = f(t)$ задана формулою (1.37).

При невеликих швидкостях руху можна вважати, що сила тертя пропорційна швидкості руху тіла:

$$F_{mp} = -r v = -r \frac{ds}{dt}. \quad (1.43)$$

де r – коефіцієнт опору середовища. Тоді другий закон Ньютона, для випадку, який розглядається, запишемо у вигляді:

$$\frac{d^2 s}{dt^2} + \frac{r}{m} \frac{ds}{dt} + \frac{\kappa}{m} \cdot s = 0. \quad (1.44)$$

Позначивши $\frac{r}{m} = 2\beta$ (β – коефіцієнт затухання), отримаємо диференціальне рівняння затухаючих коливань:

$$\frac{d^2 s}{dt^2} + 2\beta \frac{ds}{dt} + \omega_0^2 s = 0, \quad (1.45)$$

розв'язком якого є функція $s(t)$ (рис. 1.17):

$$s = A_0 e^{-\beta t} \sin(\omega t + \varphi_0), \quad (1.46)$$

де $\omega = \sqrt{\omega_0^2 - \beta^2}$.

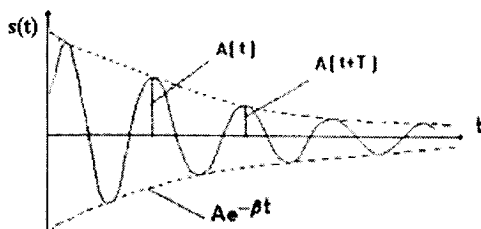


Рис.1.17. Затухаючі коливання.

Залежність зміни амплітуди з часом має вигляд:

$$A = A_0 e^{-\beta t} \quad (1.47)$$

і графічно показана на рисунку 1.17.

Період затухаючих коливань визначається за формулою:

$$T = \frac{2\pi}{\sqrt{\omega_0^2 - \beta^2}}. \quad (1.48)$$

Відношення двох сусідніх амплітуд, розділених інтервалом часу, рівним періоду коливань, називається декрементом затухання $-\delta$:

$$\delta = \frac{A(t)}{A(t+T)}. \quad (1.49)$$

У практиці частіше використовують логарифмічний декремент λ :

$$\lambda = \ln \delta = \ln \frac{A(t)}{A(t+T)} = \beta \cdot T. \quad (1.50)$$

Щоб коливання не затухали, до системи треба підводити енергію ззовні.

Система, яка за допомогою певних пристроїв підтримує коливання, називається автоколивальною (рис. 1.18), а її коливання – автоколиваннями.

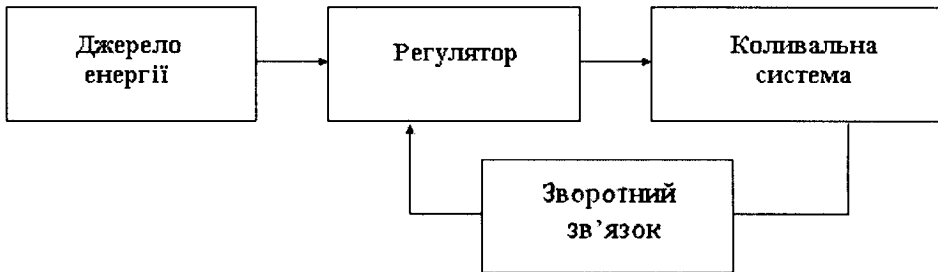


Рис. 1.18. Автоколивальна система.

Основними елементами автоколивальних систем є:

1. Джерело енергії, яке підтримує незатухаючі коливання;
2. Коливальна система;
3. “Регулятор”, який регулює надходження енергії від джерела до коливної системи;
4. Зворотний зв’язок, за допомогою якого коливальна система керує “регулятором”.

Коливання, які виникають у системі при дії зовнішньої сили, що змінюється за періодичним законом, називаються вимушеними коливаннями.

Якщо на матеріальну точку, крім квазіпружної сили і сили тертя, діє зовнішня змущувальна сила

$$F = F_0 \cos \omega t, \quad (1.51)$$

де F_0 – її амплітуда, ω – кругова частота змущувальної сили, то другий закон Ньютона матиме вигляд:

$$m \frac{d^2 s}{dt^2} = -\kappa s - r \frac{ds}{dt} + F_0 \cos \omega t \quad (1.52)$$

або

$$\frac{d^2 s}{dt^2} + 2\beta \frac{ds}{dt} + \omega_0^2 \cdot s = f_0 \cos \omega t, \quad (1.53)$$

де $f_0 = \frac{F}{m}$

Розв'язок цього рівняння має вигляд:

$$s = A \cos(\omega t + \varphi_0), \quad (1.54)$$

де

$$A = \frac{f_0}{\sqrt{(\omega_0^2 - \omega^2)^2 + 4\beta^2 \omega^2}}, \quad \operatorname{tg} \varphi_0 = -\frac{2\beta \omega}{(\omega_0^2 - \omega^2)}. \quad (1.55)$$

Резонансна кругова частота, при якій зміщення досягає максимальної амплітуди, визначається за формулою:

$$\omega_{\text{рез}} = \sqrt{\omega_0^2 - 2\beta^2}. \quad (1.56)$$

Амплітуда при резонансі дорівнює:

$$A = \frac{f_0}{2 \cdot \beta \sqrt{\omega_0^2 - \beta^2}}. \quad (1.57)$$

Залежність амплітуди коливань від частоти представлена на рисунку 1.19 ($\beta_1 < \beta_2 < \beta_3$).

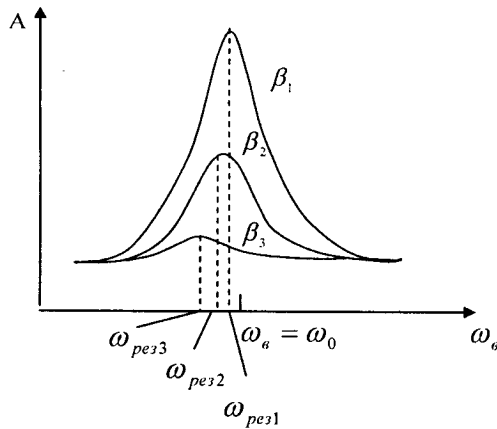


Рис. 1.19. Залежність амплітуди коливань від частоти.

При дії зовнішніх механічних коливань резонансні явища відбуваються і у внутрішніх органах. У цьому, очевидно, одна з причин негативного впливу інфразвукових коливань і вібрацій на організм людини.

1.3.2. Додавання коливань однакового напрямку. Биття

Розглянемо випадок, коли тіло бере участь одночасно в декількох коливальних рухах. Як приклад можна навести коливання кульки, підвішеної на пружині у вагоні, який коливається на ресорах відносно Землі. Обидва ці коливання мають однаковий напрям. Знайдемо результуючий рух точки, що одночасно бере участь у двох гармонічних коливаннях однакової частоти й однакового напрямку, заданих рівняннями:

$$s_1 = A_1 \sin(\omega t + \varphi_1) \quad (1.58)$$

$$s_2 = A_2 \sin(\omega t + \varphi_2) \quad (1.59)$$

Оскільки частоти коливань збігаються, то результуючим рухом буде гармонічне коливання тих самих частот та напрямів:

$$s = A \sin(\omega t + \varphi), \quad (1.60)$$

де амплітуда A і фаза φ визначаються співвідношеннями:

$$A = \sqrt{A_1^2 + A_2^2 + 2A_1A_2 \cos(\varphi_1 - \varphi_2)}; \quad (1.61)$$

$$\operatorname{tg} \varphi = \frac{A_1 \sin \varphi_1 + A_2 \sin \varphi_2}{A_1 \cos \varphi_1 + A_2 \cos \varphi_2}. \quad (1.62)$$

Якщо різниця фаз $\varphi_1 - \varphi_2 = 0$, то амплітуда результуючого коливання

$A = A_1 + A_2$; якщо ж $\varphi_1 - \varphi_2 = \pi$, тобто складові коливання перебувають у протилежних фазах, то амплітуда результуючого коливання $A = |A_1 - A_2|$.

У випадку додавання двох гармонічних коливань, амплітуди яких однакові, а початкові фази коливань дорівнюють нулю, коливальний процес описується формулою:

$$s = 2A \cos \frac{\omega_1 - \omega_2}{2} t \cdot \sin \frac{\omega_1 + \omega_2}{2} t. \quad (1.63)$$

Таким чином, результуюче коливання відбувається із частотою, яка дорівнює півсумі частот, але його амплітуда $A_0 = 2A \cos \frac{\omega_1 - \omega_2}{2} t$, у свою чергу, змінюється із частотою пульсацій, що дорівнює півсумі частот складових коливань. Таке результуюче коливання називається биттям (рис. 1.20). Кожний періодичний коливальний процес з періодом 2π можна подати як суму гармонічних коливань з кратними частотами:

$$s = A_0 + A_1 \sin \omega t + A_2 \sin \omega t + \dots + B_1 \cos \omega t + B_2 \cos \omega t + \dots \quad (1.65)$$

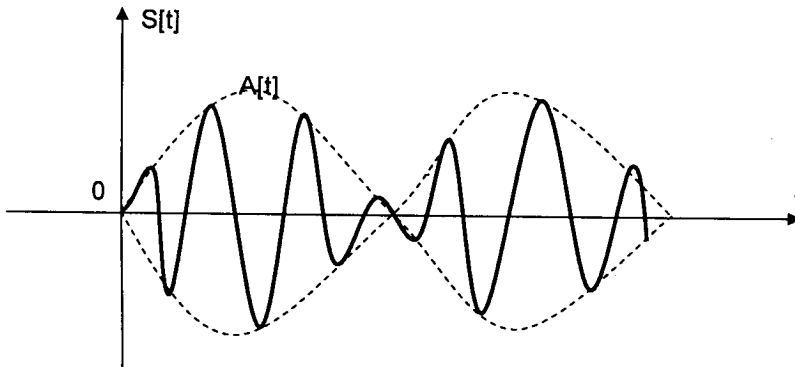


Рис 1.20. Графік биття.

Цю періодичну функцію називають рядом Фур'є.

1.3.3. Додавання взаємно перпендикулярних коливань

Вважатимемо, що гармонічні коливання з однаковою частотою відбуваються вздовж координатних осей x та y , $x = A_1 \sin(\omega_1 t + y_1)$, $y = A_2 \sin(\omega_2 t + y_2)$.

Координати x і y точки у різні моменти часу визначають траєкторію її руху у площині XU . Форма траєкторії залежить від співвідношення частоти і різниці фаз складових коливань. Наведемо деякі випадки додавання коливань (рис 1.21):

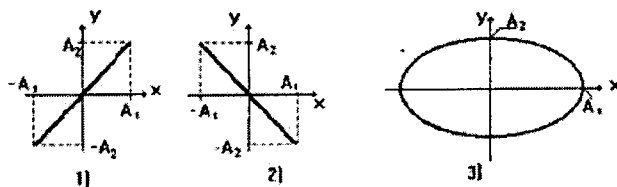


Рис 1.21. Додавання взаємно перпендикулярних коливань.

1. $\Delta y = y_1 - y_2 = 0$, $\omega_1 = \omega_2$, рівняння траєкторії $y = (A_2 / A_1) x$ (пряма лінія);
2. $\Delta y = y_1 - y_2 = \pi$, $\omega_1 = \omega_2$, рівняння траєкторії $y = (-A_2 / A_1) x$ (пряма лінія);
3. $\Delta y = \frac{\pi}{2}$, $\omega_1 = \omega_2$.

Тоді :

$$x = A_1 \sin \omega t, \quad (1.65)$$

$$y = A_2 \cos \omega t, \quad (1.66)$$

і рівняння траєкторії матиме вигляд:

$$\frac{x^2}{A_1^2} + \frac{y^2}{A_2^2} = 1 \quad (1.67)$$

Тобто, результуючий рух точки відбуватиметься за еліпсом, зведеним до координатних осей, у напрямку годинникової стрілки. Якщо $A_1 = A_2$, то еліпс перетворюється в коло.

1.3.4. Механічні хвилі. Звук

Механічною хвилею називають механічні коливання, що поширюються у середовищі.

Розрізняють два основні види механічної хвилі: пружні хвилі – поширення пружних деформацій, і хвилі на поверхні рідини.

У будь-якій точці середовища, розміщеній на відстані x від першої в напрямку поширення хвилі, зміщення s коливної точки від положення рівноваги також відбувається за гармонічним законом, проте із запізненням на час $t = \frac{x}{v}$, де v – швидкість поширення хвилі.

Запишемо рівняння плоскої хвилі:

$$s = A \cos \omega \left(t - \frac{x}{v} \right) \quad (1.68)$$

Провівши вказані нижче перетворення:

$$\frac{ds}{dt} = -A\omega \sin \omega \left(t - \frac{x}{v} \right), \quad \frac{d^2s}{dt^2} = -A\omega^2 \cos \omega \left(t - \frac{x}{v} \right);$$

$$\frac{ds}{dx} = -A \frac{\omega}{v} \sin \omega \left(t - \frac{x}{v} \right), \quad \frac{d^2s}{dx^2} = -A \frac{\omega^2}{v^2} \cos \omega \left(t - \frac{x}{v} \right)$$

отримуємо диференціальне рівняння хвилі, яке називають хвильовим рівнянням

$$\frac{d^2s}{dx^2} = \frac{1}{v^2} \frac{d^2s}{dt^2} \quad (1.69)$$

Хвилі переносять енергію. Кількість енергії E в одиниці об'єму V середовища називається густиною енергії:

$$w = \frac{E}{V} \quad (1.70)$$

Пружною хвилею, коли коливання одних частинок середовища масою m спричиняють коливання сусідніх частинок, переноситься повна енергія:

$$E = \frac{1}{2} m \omega^2 A^2. \quad (1.71)$$

Густина енергії:

$$w = \frac{m\omega^2 A^2}{2V} = \frac{1}{2} \rho \omega^2 A^2 \quad (1.72)$$

де $\rho = \frac{m}{V}$ – густина середовища.

Для характеристики енергії хвилі використовують такі фізичні величини, як потік енергії хвилі та її інтенсивність.

Потік енергії хвилі – кількісна характеристика перенесеної енергії, яка дорівнює відношенню енергії dE , яка переноситься хвилями через поверхню, до часу dt , протягом якого вона переноситься:

$$\Phi = \frac{dE}{dt} \quad (1.73)$$

Одиницею потоку енергії хвиль в системі СІ є Ват (Вт).

Інтенсивність енергії хвиль чисельно дорівнює потокові енергії хвилі, яка переноситься через одиницю площі поверхні, розташованої перпендикулярно до напрямку поширення хвилі:

$$I = \frac{\Phi}{S} = \frac{1}{S} \frac{dE}{dt} \quad (1.74)$$

Одиницею інтенсивності енергії є $\text{Вт}/\text{м}^2$.

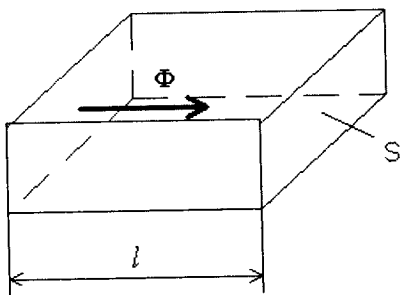


Рис. 1.22. Паралелепіпед, в якому поширюються хвилі.

Знайдемо зв'язок між потоком енергії хвиль Φ , енергією коливних точок і швидкістю поширення хвилі v . Виділимо об'єм середовища V , в якому поширюються хвилі, у вигляді прямокутного паралелепіпеда (рис. 1.22); з площею основи S , довжиною ребра l , яке збігається з

напрямом поширення хвилі. За 1с через основу паралелепіпеда пройде та енергія, яку мають частинки в об'ємі паралелограма $V = S \cdot l$. Це і є потік енергії хвиль.

$$\bar{\Phi} = w \cdot S \cdot \bar{v} \quad (1.75)$$

Тоді

$$\vec{I} = \frac{\vec{\Phi}}{S} = w \cdot \vec{v} = \frac{1}{2} \cdot \rho \cdot \omega^2 \cdot A^2 \cdot \vec{v}. \quad (1.76)$$

Інтенсивність хвилі I називають вектором Умова, який чисельно дорівнює густині потоку енергії і співпадає за напрямом з вектором швидкості поширення хвилі.

Вектор Умова для пружної хвилі залежить від густини середовища, квадрата амплітуди коливань частинок, квадрата частоти коливань і швидкості поширення хвилі.

Звук – це хвильовий процес. Власне звуком називають механічні хвилі, частота яких лежить у межах 16–20000 Гц. Механічні хвилі з частотою, меншою 16 Гц, називають інфразвуковими, а більшою 20000 Гц – ультразвуковими. У твердих тілах звук поширюється у вигляді поздовжніх і поперечних хвиль. Оскільки рідини і гази практично не мають пружності зсуву, то в таких середовищах звук поширюється лише у вигляді поздовжніх хвиль. У газах і рідинах звукові хвилі є періодичними згущеннями і розрідженнями середовища, що віддаляються від джерела звуку з певною, характерною для даного середовища, швидкістю.

Всі звуки можна поділити на:

- тони або музичні звуки;
- шуми;
- звукові удари.

Тони характеризуються періодичними коливаннями. Якщо коливання гармонічні, то тони називаються простими або чистими. Періодичні негармонійні коливання характеризують складний тон. Складному тону притаманний гармонічний спектр. Його можна розкласти на прості. Найменша частота ν_0 такого розкладу відповідає основному тону, інші гармоніки (обертони) мають частоти, кратні ν_0 : $2\nu_0$, $3\nu_0$, $4\nu_0$ і т. д. Набір частот, які утворюють складний тон, із вказівкою їх відносної інтенсивності, називається гармонічним акустичним спектром.

Шумом називається звук, який відрізняється складною неповторюваною часовою залежністю.

До шуму належать звуки від вібрації і руху машин, скрип, аплодисменти, шелест, приголосні звуки мови тощо.

Звуковий удар – це короточасна звукова дія: стук, сплеск, вибух тощо.

Звук характеризується інтенсивністю (звуковий тиск), частотою, гармонічним спектром; за суб'єктивним відчуттям розрізняють гучність, тембр і висоту.

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

$$I = \frac{P^2}{2 \cdot \rho \cdot c}, \quad (1.77)$$

де ρ – густина середовища, c – швидкість звуку. Добуток швидкості c звуку в даному середовищі на густину ρ середовища називається питомим акустичним опором середовища $\omega = \rho c$ і є основною характеристикою його акустичних властивостей. Для повітря (за нормальних умов) $\omega \approx 430 \frac{\text{кг}}{\text{м}^2 \cdot \text{с}}$.

1.3.5. Характеристики слухового відчуття. Закон Вебера–Фехнера

Нормальне людське вухо сприймає достатньо широкий діапазон інтенсивностей звуку: на частоті 1000 Гц від $I_0 = 10^{-12} \text{ Вт/м}^2$ ($P_0 = 2 \cdot 10^{-5} \text{ Па}$) – поріг чутливості, до $I_s = 10 \text{ Вт/м}^2$ ($P_s = 63 \text{ Па}$) – порогу больового відчуття.

Відмінність між мінімальною інтенсивністю звуку, яку здатна сприймати людина, I_0 , та інтенсивністю звуку, яка викликає больові відчуття I_s , дуже велика $\left(\frac{I_s}{I_0} = 10^{13} \right)$, тому при вимірюваннях користуються логарифмічною шкалою. Величина рівня інтенсивності звуку рівна десятковому логарифму відношення інтенсивності досліджуваного звуку I до інтенсивності I_0 на межі чутності.

$$L = \lg \frac{I}{I_0} = 20 \lg \frac{P}{P_0}. \quad (1.78)$$

Рівень інтенсивності вимірюють у белах. Із вищенаведеної формули випливає, що при $I = 10I_0$; $L = 1\text{Б}$. Отже, бел є одиницею шкали рівнів інтенсивності звуку, що відповідає збільшенню інтенсивності в 10 разів. Рівні інтенсивності звуку також виражають у децибелах (дБ) $1\text{Б} = 10\text{дБ}$.

Основною суб'єктивною (фізіологічною) характеристикою звуку є його гучність, яка є мірою сили слухового відчуття, викликаного звуком. Вона залежить від слухового тиску й чутливості вуха, яка неоднакова для звуків різної інтенсивності та частоти. Для порівняння гучності звуку різної частоти використовують фізичну величину, яка називається рівнем гучності і виражається формулою:

$$E = K \cdot \lg \frac{I}{I_0}, \quad (1.79)$$

де коефіцієнт пропорційності K залежить від частоти та інтенсивності.

Приймають, що для частоти $\nu = 1000$ Гц, $K=1$. Одиницею рівня гучності в системі СІ є фон. Рівень гучності у фонах визначається за формулою:

$$E_\phi = 10K \lg \frac{I}{I_0} \quad (1.80)$$

При постійній частоті рівень гучності зв'язаний з рівнем інтенсивності законом Вебера–Фехнера, згідно з яким рівень гучності на даній частоті пропорційний рівню інтенсивності.

Згідно із законом Вебера–Фехнера, якщо подразнення збільшуватиметься в геометричній прогресії, то відчуття цього подразнення зростатиме в арифметичній прогресії.

Щоб визначити рівень гучності довільного звуку, потрібно взяти тон з частотою 1кГц і змінювати його інтенсивність доти, поки його гучність не стане однаковою з гучністю досліджуваного звуку. Рівень інтенсивності цього тону в децибелах буде чисельно рівним рівню гучності досліджуваного звуку у фонах. Проводячи досліди з багатьма людьми і усереднюючи отримані результати вдалося побудувати стандартні криві рівної гучності, показані на рисунку 1.23.

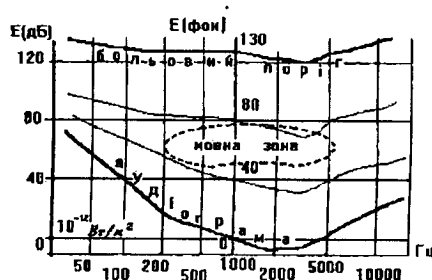


Рис. 1.23. Стандартні криві рівної гучності.

1.3.6. Ефект Доплера

Розглянемо випадки, коли джерело A наближається чи віддаляється від спостерігача B зі швидкістю v .

Приймемо, що швидкість поширення хвиль у середовищі рівна c , нехай l – початкова відстань між джерелом і спостерігачем. Згущення хвилі, яку випромінює джерело у момент часу t_1 , досягає спостерігача у момент T_1 . Наступне згущення випромінюється джерелом у момент часу t_2 . За час $T = t_2 - t_1$ джерело наближається до спостерігача на відстань $s = v \cdot (t_2 - t_1)$ або віддаляється на таку ж відстань. Тому момент часу, в який друге згущення досягає спостерігача, буде рівним

$$T_2 = t_2 + \frac{l \pm s}{c} = t_2 + \frac{l \pm v \cdot \tau}{c}. \quad (1.81)$$

Знак “+” відноситься до джерела, яке віддаляється від спостерігача, а знак “-” – до того, що наближається. Проміжок часу, протягом якого спостерігач сприймає два слідуючих один за одним згущення хвилі, буде:

$$\Delta T = T_2 - T_1 = \tau + \frac{l \pm v\tau}{c} - \frac{l}{c} = \tau \left(1 \pm \frac{v}{c}\right) \quad (1.82)$$

За проміжок часу τ число довжин хвиль, випромінюване джерелом, становить $N = \nu_0 \tau$ (ν_0 – частота, яку випромінює джерело хвилі). Тому частота звуку ν , яку сприймає спостерігач, рівна

$$\nu = \frac{N}{\Delta T} = \frac{N}{\tau \left(1 \pm \frac{v}{c}\right)} = \frac{\nu_0}{1 \pm \frac{v}{c}}. \quad (1.83)$$

Таким чином, якщо джерело звуку наближається до спостерігача, то він сприйматиме вищий за тоном звук. При віддаленні джерела від спостерігача, останній сприйматиме звук як більш низький (рис. 1.24).

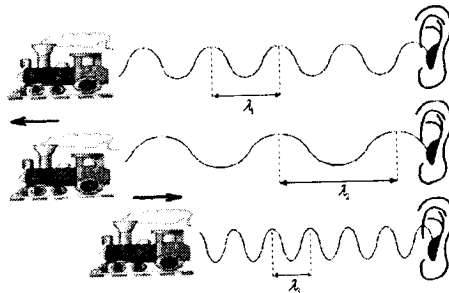


Рис. 1.24. Ефект Доплера.

Якщо спостерігач В рухається відносно джерела А зі швидкістю v , частота звуку, яку сприйматиме спостерігач, дорівнюватиме

$$v = v_0 \left(1 \pm \frac{v}{c}\right). \quad (1.84)$$

Знак “+” відповідає випадку, коли спостерігач наближається до джерела звуку, знак “-” – коли віддаляється. Зміна частоти хвилі, яку сприймає спостерігач, залежно від його швидкості по відношенню до середовища, у якому поширюються хвилі, а також від швидкості джерела хвиль по відношенню до середовища, називається ефектом Доплера.

При відбитті хвиль, що поширюються з швидкістю v_0 від рухомих тіл (наприклад еритроцитів) швидкість яких V частота, яку реєструє спостерігач, рівна:

$$v = v_0 \frac{v_0}{v_0 - v \cdot \cos \alpha}. \quad (1.85)$$

При опроміненні ультразвуком еритроцитів, які переміщуються у кровоносних судинах, вони та датчик по черзі відіграють ролі джерела та приймача хвиль. Приймачем хвиль виступає еритроцит:

$$v_{ep.} = v_{ож.} \frac{v_0 + v \cdot \cos \alpha}{v_0}, \quad (1.86)$$

де $v_{ep.}$ – частота хвиль, які приймає еритроцит; $v_{ож.}$ – частота хвиль, які генерує джерело; v – швидкість ультразвуку у тканинах; v – швидкість руху еритроцита; α – кут між напрямом поширення ультразвукових хвиль і напрямом руху еритроцитів у кровоносних судинах.

Враховуючи, що $v_0 \gg v$, можна отримати доплерівський зсув частоти

$$\Delta v = \frac{2v_{ож.} \cdot v \cdot \cos \alpha}{v_0}. \quad (1.87)$$

Метод Доплера дозволяє обрахувати швидкість руху еритроцитів, діаметр судини, напрям кровотоку, оцінити стан серцевої діяльності, здійснити ранню діагностику передінфарктного стану, прослуховувати серце плода, вимірювати швидкість кровотоку в маткових артеріях, рух рідини у пуповині, контролювати роботу сечового міхура.

1.3.7. Звукові методи діагностики

Звук є джерелом інформації про стан внутрішніх органів людини. Робота серця, легенів та інших органів супроводжується звуковими явищами. Знаючи, якими повинні бути ці звуки при нормальному функціонуванні органів і тканин, можна визначити характер захворювання або пошкодження органа при тій чи іншій патології.

Прослуховування і аналіз тонів та шумів, які виникають під час функціонування внутрішніх органів, називається аускультацією. Для прослуховування звуків використовують фонендоскоп. Його дія ґрунтується на резонансному підсиленні звуку. Резонансні порожнини дають характерні (з малим затуханням) звукові коливання і по-різному проводять звуки, що використовуються в іншому методі звукового дослідження – перкусії.

Перкусія — це аналіз перкуторних звуків, що виникають при постукуванні молоточком по плесиметру або кінчиком зігнутого пальця однієї руки по фаланзі пальця другої руки, прикладеної до певної ділянки тіла хворого. При постукуванні резонують порожнини всередині організму, по-різному реагують на стук молоточка або пальця м'які, пружні, тверді та порожнисті органи. При ударі по пружних тканинах або тканинах, що оточують порожнини тіла, заповнені повітрям, внутрішній звук підсилюється і стає дзвінким (тимпанічним). Якщо черевна порожнина містить багато рідини (водянка), перкуторний звук буде коротким і глухим.

Добре резонують порожнини тіла, заповнені повітрям, кістки та еластичні перетинки (ясний звук).

Для діагностики серцевих захворювань використовують метод фонокардіографії (ФКГ) заснований на реєстрації та аналізі звуків, що виникають при скороченні і розслабленні серця. Фонокардіографія об'єктивно відображає та уточнює результати амплітудного і частотного аналізу звуків, вимірювання їхньої тривалості й інтервалів між ними (рис. 1.25).

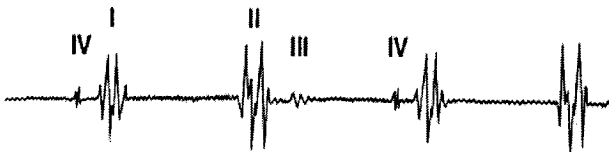


Рис. 1.25. Фонокардіограма (цифрами I, II, III, IV позначені відповідно перший, другий, третій і четвертий тони серця).

Для фонокардіографії використовують спеціальні прилади – фонокардіографи або фонокардіографічні приставки, основними елементами конструкції яких є мікрофон, що перетворює звукові коливання в електричні; частотні фільтри, з'єднані з підсилювачами сигналів, що надходять від мікрофона; пристрій, що реєструє та забезпечує запис коливань до 1000 Гц при швидкості реєстрації 50 і 100 мм/с (рис.1.26).

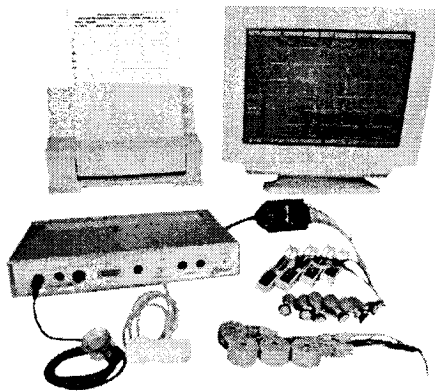


Рис. 1.26. Фонокардіограф комп'ютерний «Сфера».

Використання різних типів мікрофонів (лінійного, стетоскопічного, логарифмічного) і смугових фільтрів дозволяє для виділення діагностично значимих звукових феноменів реєструвати звукові коливання як у практично повному та аускультуючому, так і в спеціально обраному діапазоні частот.

Втрату слуху досліджують методом аудіометрії. З цією метою визначають поріг чутності для різних тонів на спеціальному приладі – аудіометрі. Отримана крива називається аудіограмою. Порівняння аудіограми хворої і здорової людини дозволяє діагностувати захворювання органів слуху.

1.3.8. Ультразвук та інфразвук

Ультразвуком називають механічні коливання і хвилі з частотами більшими 20 кГц. Застосування ультразвуку в різних галузях, в тому числі й у медицині, пов'язане з тією їх важливою властивістю, що будь-які зміни в середовищі, через яке проходить ультразвукова хвиля, приводять до зміни швидкості розповсюдження і поглинання цієї хвилі, відбиття хвилі від границі розділу, акустичної кавітації – появи мікропорожнин в матеріальному середовищі

(наприклад, в рідині) під дією коливань тиску. Так, при інтенсивності ультразвукової хвилі $I = 10^5 \text{ Вт/м}^2$ і частоті $\nu = 5 \cdot 10^6 \text{ Гц}$ на відстані половини довжини хвилі $\lambda/2 = 0,03 \text{ мм}$ утворюється дуже великий перепад тиску, що дорівнює $6,3 \cdot 10^7 \text{ Па/см}$, тобто цей перепад в 630 разів перевищує нормальний атмосферний тиск. Кавітаційний та інші механізми дії ультразвуку можуть викликати механічні ефекти (розрив і загибель бактерій тощо), хімічні ефекти (збудження й іонізацію атомів та молекул з утворенням радикалів), які можуть бути як позитивними при відносно малій інтенсивності, так і негативними при великій інтенсивності ультразвукової хвилі.

Зміна швидкості і поглинання ультразвуку в різних органах і тканинах, а також відбиття ультразвукової хвилі на границях різних середовищ в організмі людини лежать в основі відомого методу ультразвукового дослідження (УЗД). Створені спеціальні комп'ютеризовані пристрої, які за певною програмою дозволяють візуалізувати зображення на екрані монітора. Сучасними прикладами УЗД в медицині є ультразвукова ехоенцефалографія – діагностування пухлин та запалень головного мозку, ультразвукова кардіографія – дослідження динаміки серцевої діяльності за допомогою ультразвуку, ультразвукова голографія – отримання тривимірних зображень біоб'єктів з використанням інтерференції ультразвукових променів тощо.

Дія ультразвукової хвилі з малою інтенсивністю на рівні 1 Вт/м^2 чинить позитивний терапевтичний вплив, в основі якого лежить прискорення фізіологічних процесів у клітинах.

При збільшенні інтенсивності ультразвуку на декілька порядків (до 10^6 Вт/м^2 і вище) внутрішні рухи окремих цитоплазматичних частин клітин підсилюються, виникає ефект кавітації і, як наслідок, необоротні зміни структури і функцій клітин. Цей механізм пояснює бактерицидну дію ультразвуку.

Ультразвуки великої інтенсивності використовуються також з метою руйнування різного роду новоутворень (пухлин тощо). Подібний механізм дії ультразвуку застосовується також в стоматології (зняття зубних каменів, висвердлювання зубних каналів тощо). Процес руйнування біологічних тканин

при інтенсивностях вище 10^6 Вт/м^2 використовується в ультразвуковій хірургії та при ультразвуковому остеосинтезі – зварюванні тканин та кісток за рахунок значного підвищення в них швидкості процесів дифузії.

У фармацевтичній промисловості кавітаційні процеси, що виникають під дією ультразвукової хвилі великої інтенсивності, використовуються для диспергування твердих і рідких матеріалів з метою отримання лікарських препаратів: порошків, емульсій тощо.

Механічні та теплові ефекти, що виникають при дії ультразвуку на різні біологічні тканини, лежать в основі методу ультразвукової фізіотерапії.

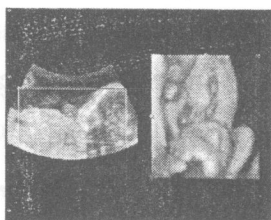
Інфразвукові коливання і хвилі – це пружні коливання з частотами до 16 Гц. Інфразвук дуже слабо поглинається в газах, рідинах та твердих тілах і тому може поширюватися майже без втрат на великі відстані. Ця надзвичайно важлива властивість інфразвуку використовується у техніці – у звукометричних приладах (мікрофони, гідрофони тощо) для реєстрації різноманітних процесів, що відбуваються з інфразвуковими частотами. До таких процесів належать землетруси, вибухи, виробничі шуми і вібрації, грозові розряди, турбулентні явища в атмосфері, хвилі цунамі тощо.

Інфразвук негативно впливає на функціональний стан ряду систем організму. Вважається, що первинний механізм дії інфразвуку на організм має резонансну природу. Частоти власних коливань тіла людини відповідають частоті інфразвуків, тому вони викликають головний біль, роздратування, втому, знижують працездатність. Інфразвук з частотою 7 Гц шкідливо діє на серце, а з частотою 9–13 Гц – на α -ритми головного мозку. Високоінтенсивні виробничі шуми і вібрації, що мають складний неперіодичний характер в різних частотних інтервалах, включаючи інфразвуковий, також є шкідливими для людини. Рівень інтенсивності цих звуків вимірюється за допомогою спеціальних приладів – шумомірів. Гранично дозволений рівень інтенсивності низькочастотних шумів та вібрацій дорівнює $L = 100 \text{ дБ}$, їх нормальним рівнем вважають значення $L < 50 \text{ дБ}$.

Основними методами ультразвукової діагностики є ехографія, сонографія та доплерографія. Ехографія — це одномірне ультразвукове дослідження, в якому

виділяють А та М-методи. При А-методі відбиті від окремих елементів об'єкта імпульси формують на прямій лінії індикатора піки з великою амплітудою. Таким чином можна вимірювати відстань між різними тканинами органа, глибину їх залягання, наявність стороннього тіла, пухлини тощо, що використовується при морфологічному дослідженні ока та головного мозку. М-метод використовується для дослідження рухомого органа – серця. При цьому методі віддзеркалені від рухомої стінки серця імпульси записуються у вигляді кривої лінії. За формою та розташуванням таких кривих визначають характер скорочень серця.

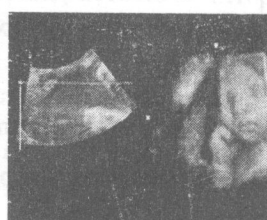
Ультразвукове дослідження (сонографія) є одним з найбільш інформативних методів неінвазивної діагностики в медицині. Завдяки тому, що органи й тканини мають різну проникність для ультразвукових хвиль, від одних структур хвиля відбивається, іншими поглинається та проходить практично вільно. Цей принцип ехолокації був покладений в основу УЗД-сканерів – відбиті від неоднорідних за проникністю структур ультразвукові хвилі виявляються давачем апарату і після комп'ютерної обробки перетворюються на екрані монітора в точки світіння, з яких і формується зображення у вигляді зрізу тканин. За останні роки з розвитком технологій стало можливим отримання не тільки двовимірних “зрізів” але й об'ємних зображень органів, плода в матці тощо (рис. 1.27).



Режим Live 3D й 2D у сірій шкалі. Фрагмент дослідження – плід.



Режим Live 3D. Фрагмент дослідження – плід.



Режим Live 3D й 2D. Фрагмент дослідження – плід, рухи рукою.

Рис. 1.27. Приклади тривимірного УЗД плода в режимі реального часу.

На відміну від інших методів променевої діагностики (флюорографії, рентгенографії, комп'ютерної томографії, ЯМР) сонографія у тих дозах, які використовуються в УЗД, безпечна для людського організму. УЗ-дослідження

застосовують для діагностики захворювань, визначення перебігу вагітності, спостереження за динамікою процесу та оцінки результатів лікування. Завдяки своїй безпечності УЗД стало дуже поширеним; воно дозволяє отримати важливу інформацію про стан різних органів й систем – печінки, підшлункової залози, селезінки, нирок, щитоподібної залози, статевих органів тощо (рис. 1.28, 1.29). При дослідженні серцево-судинної системи отримують інформацію про особливості будови серця та динаміку скорочень, про вроджені й набуті патології, ураження міокарда, ішемічну хворобу та інші супутні захворювання. УЗД застосовується для оцінки та контролю дії лікувальних препаратів, для вивчення коронарного кровообігу, та є таким же надійним методом, як електрокардіографія та рентгенологічне дослідження серця.

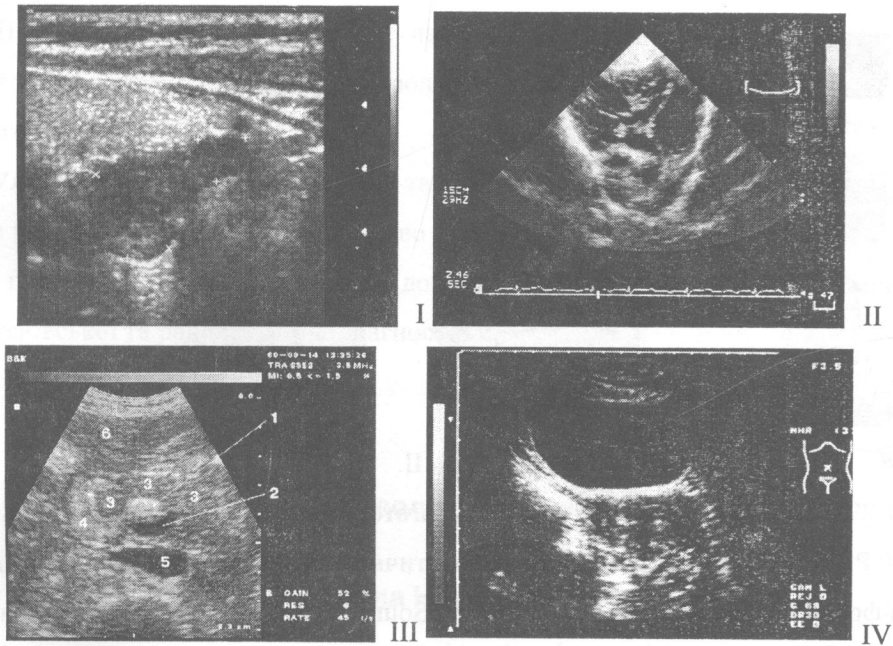


Рис. 1.28. Ультразвукове дослідження: I. Аденома прищитоподібної залози; II. Чотиристулковий клапан; III. УЗД черевної порожнини; дивертикул дванадцятипалої кишки (1), термінального відділу холедоха (2). IV. Тазова порожнина, ехограма в менопаузі.

Значну роль в підвищенні ефективності діагностики патологічних процесів у магістральних артеріях головного мозку відіграє ультразвукова доплерографія (УЗДГ)-метод локації судин, що ґрунтується на ефекті Доплера (ЕД). ЕД полягає

у тому, що частота ультразвукових хвиль у діапазоні від 3 до 10 мГц, відбитих від рухомого об'єкта, зокрема від еритроцитів у судинах, змінюється пропорційно змінам швидкості його переміщення. Це дозволяє реєструвати лінійну швидкість і напрямок кровотоку мозку. УЗДГ успішно застосовується в амбулаторних і клінічних умовах, забезпечуючи можливість, завдяки безпеці багаторазових повторень, спостерігати за динамікою процесу й ефективністю лікувальних заходів. Хоча діапазон змін просвіту магістральних артерій, що виявляються за допомогою УЗДГ, обмежений стенозами середнього і значного ступеня (більше 50 %), цей метод дозволяє отримати важливу інформацію, що обґрунтовує необхідність проведення ангиографічних досліджень.

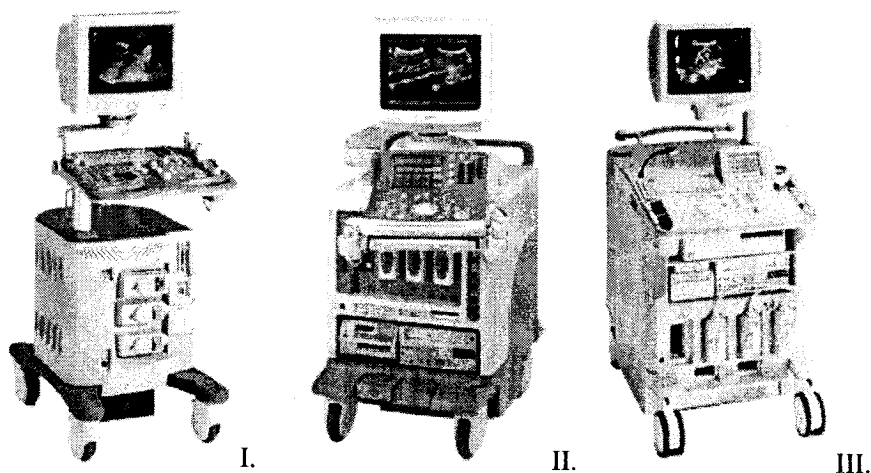


Рис. 1.29. I. Ультразвукова діагностична багатофункціональна цифрова система SSD-3500 ProSound. II. Ультразвукова діагностична універсальна багатофункціональна цифрова система нового покоління ProSound Alpha-10. III. Ультразвукова діагностична система SSD-5500 SV ProSound PHD – універсальна цифрова система експертного класу.

1.3.9. Дуплексна (подвійна) УЗДГ

На сьогодні застосовуються апарати для дуплексної (подвійної) УЗДГ, які дозволяють одночасно проводити ехотомографію і доплерографію, що забезпечує візуалізацію на екрані монітора не тільки функціональних показників кровотоку мозку, але і структурно-морфологічне зображення екстракраніальних судин. При

цьому виявляються навіть невеликі зміни діаметра досліджуваних судин, локалізація ділянок стенозування, атеросклеротичні бляшки в артеріях, вихрові зміни кровотоку в місцях сегментарного звуження артерій.

Кольорове доплерівське картування полягає в накладанні закодованих різними кольорами напрямків і швидкостей кровотоку на двовимірне зображення серця, судин або органа. Червоний колір позначає напрям руху крові до давача, синій – рух крові від давача. Останні моделі дуплексних доплерографів дозволяють отримувати кольорове зображення контурів судин і кровотоку досліджуваних артерій (червоний колір) і вен (синій колір).

Для ультразвукового дослідження кровотоку внутрішніх артерій кори головного мозку також застосовується метод транскраніальної доплерографії (ТКД), яка, завдяки використанню давача, що працює в режимі пульсуючих коливань з частотою 1–2 мГц, дозволяє визначати зміни кровотоку в артеріях різного роду.

Ультразвуковий метод простий та доступний, він не має протипоказань та може використовуватись неодноразово навіть протягом дня, якщо цього потребує стан пацієнта. Отримані відомості доповнюють дані комп'ютерної томографії, рентгенівської та радіоізотопної діагностики.

Глава 1.4. Біореологія та гемодинаміка

1.4.1. Внутрішнє тертя. Формула Ньютона

Реологія – наука, що вивчає плинність і деформацію речовини, біореологія займається плинністю біологічних середовищ, а гемореологія вивчає реологічні властивості крові. Реологічні питання, пов'язані з деформацією і плинністю, постають особливо гостро, коли рідина тече по судинах дуже малих діаметрів. Розглянемо просту модель лінійно в'язкої рідини. Для цієї мети розглянемо тонкий шар рідини, що знаходиться між двома паралельними пластинками, розміщеними на певній відстані (рис. 1.30):

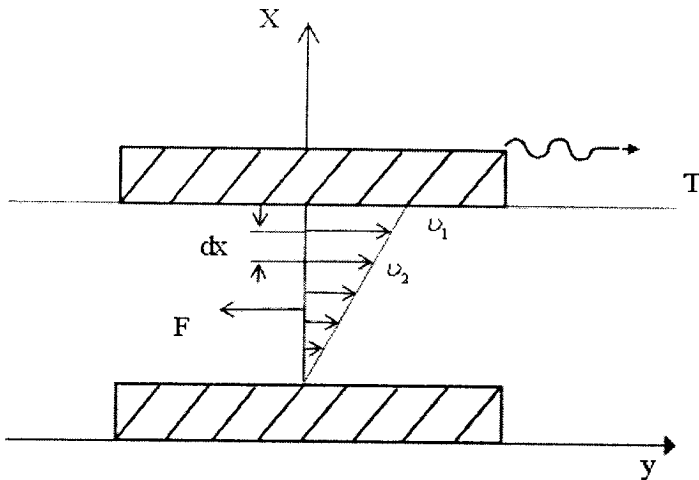


Рис. 1.30. Шар рідини, що знаходиться між двома паралельними пластинками.

Вважатимемо одну пластинку нерухомою, а до іншої прикладемо зовуюче зусилля T . При рівномірному русі воно зрівноважується з боку рідини силою F , яка обумовлена її в'язкістю і визначається за формулою Ньютона:

$$F = \eta \cdot S \frac{dv}{dx}, \quad (1.89)$$

де η – коефіцієнт в'язкості, який дорівнює силі внутрішнього тертя, що діє на одиницю площі поверхні шару при градієнті швидкості, рівному одиниці, S – площа дотику шарів рідини, $\frac{dv}{dx}$ – градієнт швидкості, який визначається відношенням зміни швидкості двох шарів до найкоротшої відстані між ними.

Відношення $\tau = \frac{F}{S}$ називається напругою зсуву

$$\tau = \eta \cdot \gamma. \quad (1.90)$$

Величина $\frac{dv}{dx} = \gamma$ в реології називається швидкістю зсуву, а графік функціональної залежності τ і γ називають кривою плинності.

Рух ньютонівської рідини (в'язкість якої постійна і не залежить від швидкості зсуву) можна описати законом Ньютона. До таких рідин належать легеневі гази, вода, сеча, низькомолекулярні рідини. Графік має вигляд прямої лінії, що

проходить через початок координат (рис. 1.31). Тангенс кута нахилу прямої до осі абсцис рівний η і є єдиним реологічним параметром для ньютонівських рідин.

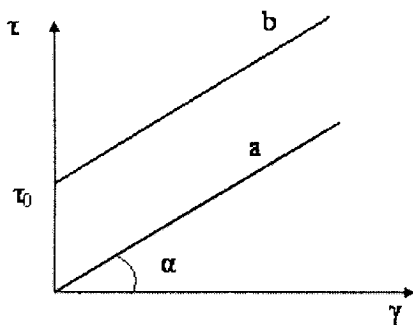


Рис. 1.31. Залежність напруги зсуву від швидкості зсуву.

Кров є суспензією формених елементів (еритроцитів, лейкоцитів і тромбоцитів) у плазмі. Частина об'єму крові, яка припадає на долю еритроцитів – гематокрит – складає в нормі близько 0,44. Звідси випливає, що кров є висококонцентрованою суспензією, що і відрізняє її від ньютонівських речовин.

Якщо швидкість крові зменшується, еритроцити утворюють так звані «монетні стовпчики», що призводить до підвищення в'язкості крові. Проте орієнтація еритроцитів вздовж осі судини (ефект Фареуса – Ліндквіста), протидіє цьому процесу. Еритроцити, формуючи циліндричну осьову течію, ковзають по шару навколишньої плазми крові.

За аналогією з ньютонівською рідиною для в'язкопластичних рідин вводиться поняття ефективної в'язкості:

$$\eta_{\text{эф}} = \frac{\tau}{\gamma}. \quad (1.91)$$

Для неньютонівських рідин, в'язкість яких залежить від градієнта швидкості (наприклад, при дуже малих 100 с^{-1} швидкостях зсуву в'язкість крові зростає $\tau > \tau_0$, при збільшенні ж швидкості зсуву до – зменшується), плинність починається при, τ_0 після перевищення деякого порогу –

межі плинності. Величина τ_0 характеризує пластичні властивості середовища, а нахил кривої плинності до осі γ – його рухливість.

Рівняння Шведова–Бінгама для цих рідин має вигляд:

$$\tau = \tau_0 + \eta_p \cdot \gamma, \quad (1.92)$$

де η_p – структурна в'язкість. Так, в аорті $\tau = (0,43 - 0,53) \cdot 10^{-2} \text{ Па}$, в артеріях $\tau = 4,8 \cdot 10^{-2} \text{ Па}$, у капілярах $\tau = 3,7 \cdot 10^{-12} \text{ Па}$. Це реологічний параметр. Збільшення в'язкості крові при малих швидкостях зсуву спостерігається при захворюваннях і після великих травм м'язів. При швидкостях зсуву, близьких до 100 с^{-1} , плинність крові з достатньою точністю описується рівнянням Кесона:

$$\tau^{\frac{1}{2}} = \tau_0^{\frac{1}{2}} + S \cdot \gamma^{\frac{1}{2}}, \quad (1.93)$$

де τ_0 – межа плинності, S – константа, що відповідає квадратному кореню з ефективної ньютонівської в'язкості, що досягається при дуже великих швидкостях зсуву. Ця функціональна залежність показана на рисунку 1.32.

Кров починає рухатися, коли $\tau > \tau_0$. Значення параметра Кесона S для крові $(0,05 - 0,15) \text{ Па}^{1/2} \text{ с}^{1/2}$, а $\tau_0 = (0,001 - 0,005) \text{ Па}$.

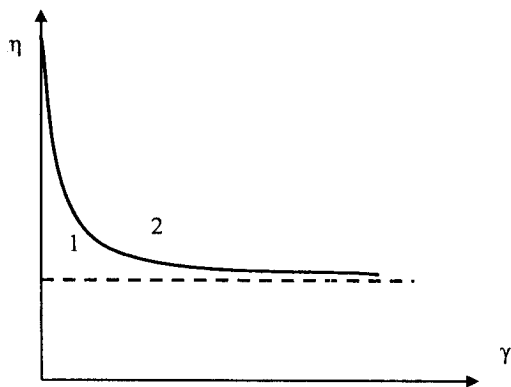


Рис. 1.32. Залежність коефіцієнта в'язкості від швидкості зсуву

1 – в'язкість деякої ньютонівської рідини; 2 – в'язкість крові.

Як видно з графіка (рис. 1.32) при великих швидкостях зсуву рівняння Ньютона і Кесона збігаються. Коефіцієнт в'язкості крові в нормі лежить у межах (3,9–5,3) мПа·с, при патології він змінюється від $1,7 \cdot 10^{-3} \text{ Па} \cdot \text{с}$ до $22,9 \cdot 10^{-3} \text{ Па} \cdot \text{с}$. У здорової людини при 37°C коефіцієнти в'язкості плазми і сироватки крові відповідно становлять $\eta_{\text{пл}} = 1,2 \cdot 10^{-3} \text{ Па} \cdot \text{с}$ і $\eta_{\text{ср}} = 1,1 \cdot 10^{-3} \text{ Па} \cdot \text{с}$.

У чоловіків і жінок в'язкість крові різна. У жінок коефіцієнт в'язкості крові у нормі становить $\eta_{\text{кр}} = (3,9 - 4,9) \cdot 10^{-3} \text{ Па} \cdot \text{с}$, в чоловіків $(4,3 - 5,3) \cdot 10^{-3} \text{ Па} \cdot \text{с}$.

Суттєво змінюється в'язкість крові при деяких захворюваннях. При крупозній пневмонії, бронхіальній астмі, гіпертонічній хворобі, при великих загальних інфекціях, системному атеросклерозі, перитоніті в'язкість крові підвищується, при черевному тифі, туберкульозі, анемії – зменшується.

1.4.2. Швидкість осідання еритроцитів (ШОЕ)

Для виявлення запальних процесів в організмі людини використовують прилад Панченкова, який складається з проградуйованих капілярних піпеток, встановлених в штативі. Кров, попередньо змішану з лимоннокислим натрієм для запобігання її згортанню, засмоктують у піпетки і ставлять в штатив. Відстань, на яку зміщуються еритроцити протягом години, називають швидкістю осідання еритроцитів (ШОЕ). У нормі (у здорових людей) ШОЕ коливається: у жінок в межах 7–12 мм/год, у чоловіків – 3–9 мм/год, що пояснюється різною кількістю еритроцитів у крові чоловіків і жінок.

Густина еритроцитів є більшою від густини плазми, що викликає їх осідання. ШОЕ залежить від білкового складу крові. Так, ШОЕ зменшується при збільшенні в плазмі альбуміну і підвищується при збільшенні глобулінів і, особливо, фібриногену. Наприклад, при вагітності перед пологами кількість фібриногену зростає вдвічі.

Деякі патології, такі як запальні процеси, пухлини, що супроводжуються руйнуванням тканини, підвищують тенденцію еритроцитів до агрегації (зліплення), що призводить до зростання ШОЕ.

1.4.3. Формула Гагена–Пуазейля. Гідравлічний опір

Внутрішнє тертя істотно впливає на характер течії рідин і газів. Коли вектори швидкостей шарів рідини (газу) мають однакову направленість, то такий рух рідини (газу) називається ламінарним. При зростанні швидкості течії рідини (газу), по всьому об'єму виникають безладні завихрення рідини (газу), відбувається перемішування її шарів. Таку течію називають турбулентною.

Характер будь-якої течії рідини (газу) визначається числом Рейнольдса

$$Re = \frac{\rho \cdot v \cdot d}{\eta}, \quad (1.94)$$

де ρ – густина рідини або газу; v – швидкість течії рідини (газу); d – діаметр труби (судини); η – коефіцієнт в'язкості.

Було встановлено, що поки для течії в круглій трубі (судині) $Re < 2000$, течія ламінарна, у протилежному випадку – турбулентна.

Число Рейнольдса у вені сягає 500–700, а в капілярі – 0,001.

Гаген і Пуазейль дослідним шляхом встановили, що середня швидкість v_{cp} ламінарного руху рідини по трубі постійного перерізу прямо пропорційна градієнту тиску: $\frac{\Delta p}{\Delta \ell} = \frac{p_1 - p_2}{\ell}$ (p_1 і p_2 – тиск на початку і в кінці труби довжиною ℓ), квадрату радіуса R труби і обернено пропорційна коефіцієнту в'язкості η рідини (закон Гагена–Пуазейля):

$$v_{cp} = \frac{p_1 - p_2}{\ell} \cdot \frac{R^2}{8 \cdot \eta}. \quad (1.95)$$

Середня швидкість v_{cp} течії рідини визначає кількість рідини Q , що протікає через поперечний переріз S труби за одиницю часу й називається об'ємною швидкістю течії рідини:

$$Q = v_{cp} \cdot S = \frac{P_1 - P_2}{\ell} \cdot \frac{\pi R^4}{8 \cdot \eta}. \quad (1.96)$$

Формулу (1.96), що встановлює зв'язок між об'ємною швидкістю рідини з різницею тисків на кінцях судини можна переписати так:

$$Q = \frac{P_1 - P_2}{W}. \quad (1.97)$$

Величина $W = 8\eta\ell/(\pi R^4)$ називається гідравлічним опором.

Гідравлічний опір зростає при збільшенні довжини труби і зменшенні її діаметра. Якщо n судин (труб) з однаковими опорами Z_i з'єднані послідовно чи паралельно, то їх повні опори відповідно дорівнюють:

$$Z = n z_i, \text{ та } Z = \frac{z_i}{n}. \quad (1.98)$$

Якщо судина (труба), розгалужується на n однакових судин (труб) меншого перерізу і якщо загальна площа перерізу розгалужень в K разів більша за площу перерізу основної судини (труби), то гідравлічний опір розгалуженої системи буде рівний:

$$Z = \frac{z_i}{n} = \frac{n}{K^2} z_0. \quad (1.99)$$

Таким чином, гідравлічний опір розгалуженої системи змінюється в $\frac{n}{K^2}$ порівняно з опором основної труби (судини). У стільки ж разів змінюється і різниця тисків на ділянці розгалуження.

Знайдемо швидкість зсуву, шарів рідини, використовуючи (1.95):

$$\gamma = \frac{dv}{dR} = \frac{R\Delta P}{4 \cdot \eta \cdot \ell}. \quad (1.100)$$

Враховуючи (1.96) одержимо:

$$\gamma = \frac{2 \cdot Q}{\pi R^3}. \quad (1.101)$$

Тепер на основі отриманої формули можна побудувати криву течії і визначити потрібні реологічні характеристики рідини.

1.4.4. Рівняння Бернуллі

Якщо P_1, V_1 і P_2, V_2 – відповідно тиски і швидкості у перерізах 1 і 2 труби, h_1, h_2 – висоти її перерізів відносно деякого рівня, а ρ – густина рідини (рис. 1.33), то робота W , що витрачається на зміну швидкості v і висоти h рідини, рівна сумі зміни потенціальної енергії ΔW_n і зміни кінетичної енергії ΔW_k

$$W = \Delta W_n + \Delta W_k \quad (1.102)$$

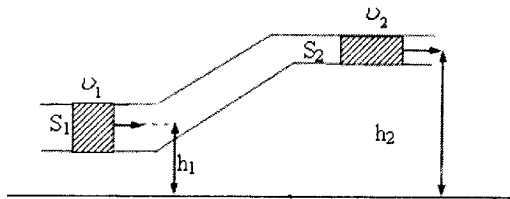


Рис. 1.33. Рух рідини у трубці різного перерізу.

Для елемента об'єму рідини ΔV маємо $W = F\Delta l = P\Delta l = P\Delta V$, де Δl – відстань, на яку перемістилася рідина.

Таким чином

$$(P_1 - P_2)\Delta V = mg(h_2 - h_1) + \frac{m}{2}(v_2^2 - v_1^2). \quad (1.103)$$

тут v_1 і v_2 – швидкості течії рідини у відповідних перерізах труби.

Розділивши на ΔV ліву і праву частини рівняння, отримаємо:

$$P_1 - P_2 = \rho gh_2 - \rho gh_1 + \frac{\rho}{2}v_2^2 - \frac{\rho}{2}v_1^2. \quad (1.104)$$

Згрупувавши доданки з однаковими індексами, отримаємо рівняння Бернуллі:

$$P_1 + \rho gh_1 + \frac{\rho}{2} v_1^2 = P_2 + \rho gh_2 + \frac{\rho}{2} v_2^2 \quad (1.105)$$

Закон Бернуллі: сума статичного тиску P , гідростатичного тиску, зумовленого вагою стовпа рідини h і динамічного тиску $\frac{\rho v^2}{2}$ залишається постійною вздовж лінії течії.

Якщо рідина тече приблизно на одній висоті, $h_1 \approx h_2$, то рівняння Бернуллі спрощується і має вигляд:

$$P + \frac{\rho v^2}{2} = \text{const} \quad (1.106)$$

Звідси випливає, що у місцях звуження (розширення) потоку рідини швидкість її зростає (зменшується), а тиск знижується (збільшується). Це пояснює випадки розриву аневризм (розширення ділянки судини), закупорювання певної ділянки судини (явище тромбозу), при якому кров починає текти поштовхами. За допомогою стетоскопа можна прослухати шум, що свідчить про порушення циркуляції крові.

1.4.5. Система кровообігу людини

Система кровообігу людини складається з серця і замкнутих кровоносних судин, що утворюють велике і мале кола кровообігу. Система кровообігу виконує в організмі транспортну функцію: кров транспортує кисень і поживні речовини від легень і органів травлення до всіх тканин організму; від тканин кров виносить кінцеві продукти обміну до органів виділення.

Основною причиною, що створює різницю тисків у кровоносних судинах, є робота серця. Тому серце, яке починає функціонувати вже на 18 день життя у маленькому, не більшому за горошину організмі, відносно судинної системи можна вважати насосом. Крім роботи серця, руху крові по судинах сприяє скорочення скелетних м'язів і від'ємний тиск в плевральній порожнині (за 0 прийнято атмосферний тиск). При скороченні скелетних м'язів відбувається стискання вен і в силу їх вентильних властивостей

(наявність клапанного апарату) відбувається рух крові. Від'ємний тиск в плевральній порожнині сприяє притоку крові до серця по венах.

Робота, яку виконує серце, це передусім робота лівого шлуночка. Робота правого шлуночка складає 0,15–0,20 від роботи лівого. Робота, яку виконує шлуночок, складається з двох компонентів: робота за нагнітання крові проти тиску в аорті і робота на надання крові кінетичної енергії:

$$A_e = P \cdot V_y + \frac{\rho v^2}{2} V_y. \quad (1.107)$$

Підставивши $P = 100 \text{ мм рт. ст.} = 1,3 \cdot 10^4 \text{ Н/м}^2$,

$V_{(\text{уд.об'єм крові})} = 60 \text{ см}^3 = 6 \cdot 10^{-5} \text{ м}^3$; $\rho = 1,05 \cdot 10^3 \text{ кг/м}^3$; $v = 0,5 \text{ м/с}$, знаходимо

$A_{\text{л}} = 0,81 \text{ Дж}$; $A_{\text{с}} = 1,2 A_{\text{л}} = 1 \text{ Дж}$.

Частка кінетичної енергії складає близько 1% від загальної роботи серця. Час скорочення шлуночків $t = 0,3 \text{ с}$, потужність $N = A_e/t = 3,3 \text{ Вт}$. При 70 скороченнях, виконаних протягом хвилини, робота серця складає 70 Дж, за добу – 10300 Дж, що рівнозначно підйому 100 кг на висоту 100 м.

Кровоносна система людини – складна замкнута система еластичних трубок різного діаметра (аорта, артерії, артеріоли, капіляри, венили) (рис. 1.34). Від серця кров рухається по аорті – еластичній трубці з м'язової

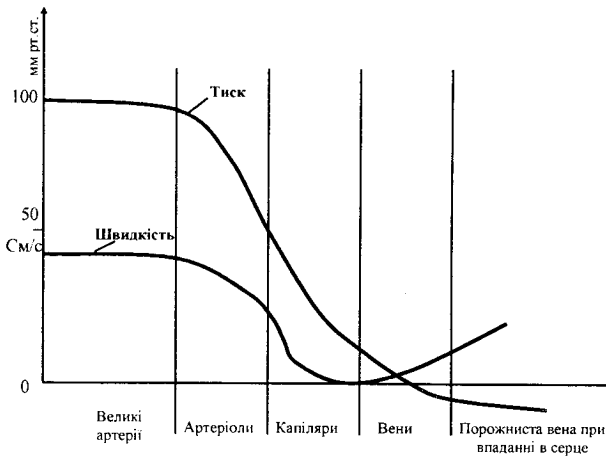


Рис. 1.34. Рівень кров'яного тиску в різних частинах судинного русла і лінійна швидкість кровотоку.

тканини. Чим далі від серця, тим більше розгалужуються судини, відсилаючи у всі органи свої розгалуження – артерії. Діаметр судин зменшується по мірі віддалення від серця. У тканинах органів артерії розгалужуються і перетворюються у дрібні судини – артеріоли, які дають початок незчисленним волосяним судинам – капілярам (табл. 1.4).

Таблиця 1.4. Швидкість та тиск крові у різних ділянках кровоносної системи.

Судини	Діаметр, мм	Швидкість, см/с	Тиск
Аорта	20	50	50 – 150
Артерії	10 – 5	50 – 20	80 – 20
Артеріоли	0, 1 – 0, 5	20 – 1	50 – 20
Капіляри	0, 5 – 0, 01	0, 5 – 0, 1	20 – 10
Венули	0, 1 – 0, 2	0, 1 – 1	10 – 5
Вени	10 – 30	10 – 20	(-5) - (+5)

Стінка капіляра має особливу будову і нагадує сітку. Через отвори між клітинами вільно проходять із капілярів у тканини кисень і поживні речовини. Капіляри, поступово збільшуючись у діаметрі, переходять у венули. Венули з'єднуються у вени, які несуть кров до серця. Коло замикається. До місця старту кров повертається, у середньому, через 20 секунд.

Швидкість потоку крові у судині зі змінним перерізом обернено пропорційна площі цього перерізу, що впливає з рівняння неперервності: $S_1V_1 = S_2V_2$. Судинна система має мінімальний переріз в ділянці аорти. При переході до артерій, артеріол і капілярів сумарна площа судин збільшується і максимального значення досягає в ділянці капілярів.

1.4.6. Пульсова хвиля

При систолі шлуночка на кров, що знаходиться в початковій ділянці аорти, діє певна сила. Завдяки інерції, кров не переміститься відразу вздовж аорти, і це приведе до збільшення тиску на еластичні стінки аорти. В результаті цього ділянка, розташована поблизу серця, розширюється до такої міри, при якій тиск крові буде зрівноважений натягом стінки аорти. Оскільки натяг стінки в цій ділянці аорти більший, ніж у наступній, виникає сила, що переміщає кров із однієї ділянки в іншу. Таким чином, фронт тиску буде поширюватися вздовж судини. Швидкість пульсової хвилі в артеріях визначається рівнянням:

$$v = k \cdot \sqrt{\frac{E \cdot h}{2 \cdot \rho \cdot r}} = 6 - 8 \text{ м/с}, \quad (1.108)$$

де E – модуль пружності стінки судини, r – внутрішній радіус, h – товщина стінки судини, ρ – густина крові, k – коефіцієнт пропорційності.

При деяких захворюваннях (гіпертонії, атеросклерозі), а також з віком модуль пружності зростає і швидкість пульсової хвилі збільшується (рис. 1.35).

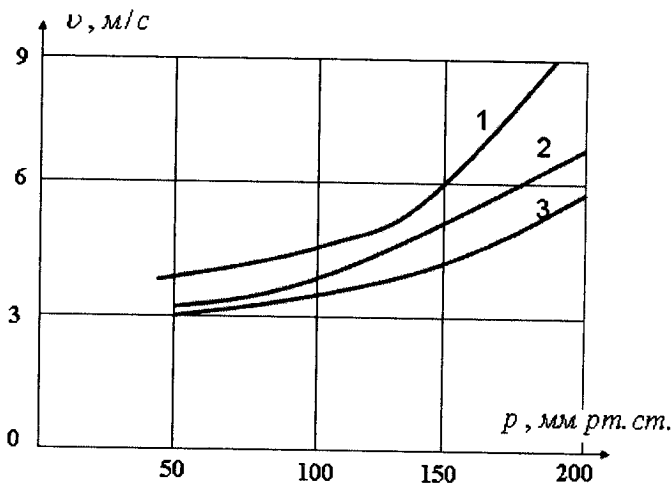


Рис. 1.35. Залежність швидкості пульсової хвилі від тиску (графіки 1, 2 і 3 – відповідають похилому, середньому та молодшому віку).

В процесі старіння організму, при певних захворюваннях, надмірному харчуванні, та й у людей, які зловживають алкоголем і курінням, відбувається порушення ліпідного обміну і в крові підвищується вміст холестерину. Холестерин відкладається на внутрішній оболонці стінок артерій з наступним розвитком атеросклеротичних бляшок, які зумовлюють ущільнення стінок артерій, звуження їхнього просвіту, а також утворення тромбів (рис 1.36)

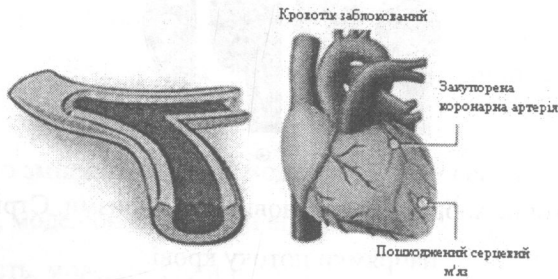


Рис 1.36. Явище тромбозу.

Перенесення по кровоносних судинах різних частинок – емболів (пухирців газу, тромбів, скупчень мікробів тощо) може закупорювати судини і викликати тяжкі захворювання (рис 1.37.)

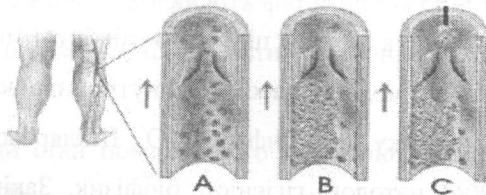


Рис. 1.37. Потоки крові. а. Нормальний потік крові; в. Утворення тромба; с. Емболія.

Внаслідок патологічних процесів в людському організмі можуть виникати аневризми—розширення просвіту кровоносної судини чи порожнини серця.

Аневризма може мати форму обмеженого здуття судинної системи (рис.1.38, а). Аневризма грушоподібна (травматична) зумовлена механічним пошкодженням стінки судини або серця (рис.1.38, б). Травматична аневризма являє собою гематому (рис.1.38, в). При наявності порожнини чи каналу в товщині судинної стінки внаслідок розшарування її кров'ю, яка проходить через дефект виникає розшаровуюча аневризма (рис.1.38, г).

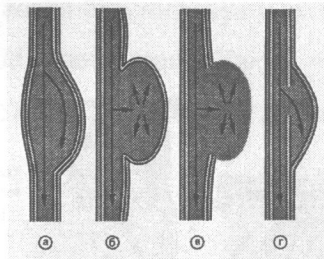


Рис.1.38. Схематичне зображення різновидів аневризми. Стрілками вказані напрямки потоку крові.

Оскільки зростає опір судин, то зростає і навантаження на серце. На межі розгалуження кровоносних судин пульсова хвиля відбивається і перешкоджає потоку крові в артерії та ускладнює роботу серця, а також системи кровообігу.

З віком і при патологіях, із зростанням різниці між перерізами основної судини і сумарним перерізом розгалужень, опір потоку крові зростає, що зумовлено звуженням периферійних артерій, при цьому зростає і амплітуда відбитої хвилі. Інколи стінка аорти під дією відбитої пульсової хвилі розширяється настільки, що може привести до внутрішньої кровотечі.

Досліджував гемодинаміку при інфаркті О. Шкляревський, родом з Чернігівщини (1839-1906) патолог, гігієніст, біофізик. Закінчив медичний факультет Московського університету, професор медичної фізики Київського університету автор багатьох праць з питань фізіології та патології крові, проблем запалення. Видав, "Лекции медицинской физики" (1881-1882).

1.4.7. Електрична модель серцево-судинної системи

Еластичність судин можна змоделювати у вигляді ємності, увімкненої паралельно омичному опору в електричному колі змінного струму (рис. 1.39).

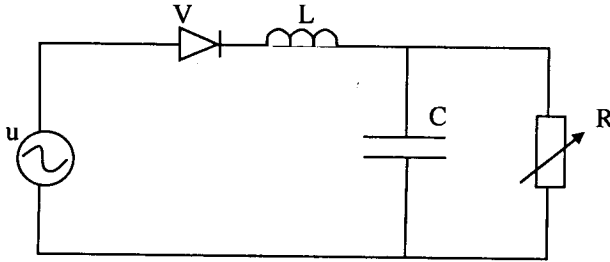


Рис. 1.39. Електрична модель серцево-судинної системи.

тут U – джерело змінного струму, моделює роботу серця;

V – випрямляч, моделює клапанний апарат серця;

L – індуктивність, моделює сили інерції;

R – опір, моделює гідравлічний опір судин;

C – ємність, моделює еластичні властивості судин.

Еластичність судин призводить до збільшення об'ємного потоку крові і до згладжування пульсації кров'яного тиску.

1.4.8. Поверхневі явища

Поверхневі явища зумовлюють формування біологічних мембран, а тому сприяють процесам поділу клітин, проникності мембран, м'язового скорочення.

Напружений стан поверхневого шару рідини називається поверхневим натягом, який обумовлений силами взаємодії між молекулами цього шару.

Розглянемо молекули, що знаходяться на поверхні і всередині рідини.

На кожен молекулу рідини діють сили притягання з боку навколишніх молекул, тобто таких, що знаходяться усередині сфери радіусом $R \approx 1,5 \cdot 10^{-9} \text{ м}$ (рис. 1.40)

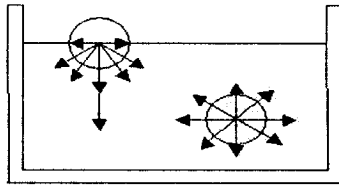


Рис. 1.40. Сили взаємодії між молекулами рідини.

Молекули, які знаходяться всередині рідини, оточує у середньому однакове число молекул, тому результуюча сил притягання, які діють на молекули, рівна нулю. Інший стан з молекулами, які знаходяться на поверхні.

У такому ж положенні будуть знаходитися всі молекули, що перебувають у поверхневому шарі, товщиною, меншою від радіуса сфери молекулярної дії. Таким чином, поверхневий мономолекулярний шар рідини завтовшки $D \approx 1,5 \cdot 10^{-9} \text{ м}$, буде чинити на всю рідину тиск, рівний сумі результуючих сил, які діють на всі молекули, що знаходяться на поверхні рідини.

Векторна сума сил притягання, які діють на контур, що обмежує поверхню рідини, називається силою поверхневого натягу F . Ця сила пропорційна числу молекул, які прилягають до контуру, який, в свою чергу, пропорційний його довжині l :

$$F = \sigma \cdot l, \quad (1.109)$$

де σ – коефіцієнт пропорційності, який називають коефіцієнтом поверхневого натягу. З формули (1.109) знаходимо

$$\sigma = \frac{F}{l}, \quad (1.110)$$

Коефіцієнт поверхневого натягу рідини чисельно рівний силі поверхневого натягу, яка діє на одиницю довжини контуру, що обмежує поверхню рідини.

Поверхневий натяг залежить від температури. Поблизу критичної температури значення його спадає лінійно з зростанням температури. На поверхневий натяг рідини значно впливають домішки, які у ній знаходяться. Наприклад, розчинене у воді мило зменшує коефіцієнт її поверхневого натягу з

0,075 до 0,054 Н/м. Речовини, які послаблюють поверхневий натяг рідини, називають поверхнево-активними речовинами (ПАР). Стосовно води поверхнево-активними є нафта, спирт, ефір і багато інших рідких та твердих речовин.

Поверхнево-активні речовини дозволяють отримувати високоефективні ліки із заданими властивостями. ПАР використовують у ролі емульгаторів та стабілізаторів ліків.

З точки зору молекулярної теорії, вплив поверхнево-активних речовин пояснюється наступним чином. Сили притягання між молекулами рідини більші від сил притягання між молекулами рідини і поверхнево-активних домішок. Тому розташовані в поверхневому шарі молекули рідини притягаються усередину рідини сильніше, ніж молекули домішок, внаслідок чого молекули поверхнево-активної речовини витісняються на її поверхню.

Деякі речовини збільшують коефіцієнт поверхневого натягу рідини. Це обумовлено тим, що їх молекули взаємодіють з молекулами рідини сильніше, ніж молекули рідини між собою. Очевидно, що молекули таких домішок будуть втягнуті усередину рідини і в поверхневому шарі залишаться переважно молекули рідини. Стосовно води прикладами таких домішок є цукор і сіль.

Під викривленою поверхнею рідини, крім внутрішнього тиску, створюється ще й додатковий тиск, обумовлений кривизною поверхні. Величина додаткового тиску ΔP визначається за формулою Лапласа:

$$\Delta P = \sigma \left(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} \right), \quad (1.111)$$

де R_1 і R_2 – радіуси кривизни двох нормальних взаємно перпендикулярних перерізів поверхонь рідини. Для сферичної поверхні $R_1 = R_2 = R_0$ тому, згідно з формулою Лапласа, додатковий тиск буде:

$$\Delta P = \frac{2\sigma}{R}. \quad (1.112)$$

Явище поверхневого натягу обумовлює капілярний ефект – зміна висоти рівня рідини у вузьких трубках, щілинах тощо (рис. 1.41). У випадку з рідиною, яка змочує стінки судини, рівень її піднімається; у випадку з незмочуючою рідиною – опускається. У вузькій судині крайові викривлення охоплюють всю поверхню рідини, роблячи її увігнутою для змочуючої рідини і випуклою – для незмочуючої.

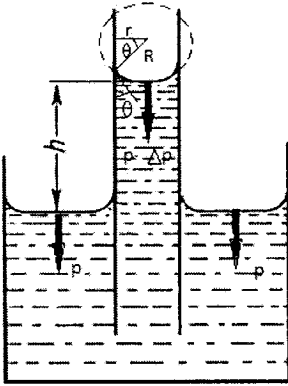


Рис. 1.41.

Капілярний ефект.

$$\rho g H = \frac{2\sigma}{R}, \quad (1.113)$$

де ρ – густина рідини; H – різниця рівнів рідини у судині і капілярі; σ – поверхневий натяг на межі "рідина-газ"; R – радіус кривизни меніска.

Радіус меніска R і радіус капіляра r пов'язані співвідношенням:

$$R = \frac{r}{\cos \theta}, \quad (1.114)$$

Підставивши вираз (1.114) у формулу (1.113) отримаємо формулу Жюрена:

$$H = \frac{2\sigma}{\rho g r} \cos \theta. \quad (1.115)$$

На пухирець газу, що попав у кровоносну судину, крім статичного тиску крові діє і додатковий (лапласівський) тиск, зумовлений кривизною меніска. Коли пухирець досягає розгалуження судини, кривизна його меніска змінюється, і лапласівські тиски, що будуть діяти з боку розгалужених судин можуть протидіяти подальшому руху крові. Явище закупорки судин, пухирцями газу називається газовою емболією. Закупорка ними коронарних артерій призводить до інфаркту міокарда, а попадання їх у мозок викликає втрату свідомості, порушення зору, координації руху, параліч і навіть смерть.

Розділ 2. Термодинаміка біологічних систем

Глава 2.1. Рівноважна термодинаміка

2.1.1. Типи і параметри термодинамічних систем

Під поняттям «Тіло» в термодинаміці розуміють ту частину простору, яка заповнена речовиною. Тіло або групу тіл, які взаємодіють з середовищем шляхом обміну енергією через роботу та теплоту, називають термодинамічною системою. Середовищем вважають усі тіла, які оточують термодинамічну систему, але до її складу не входять. Важливим термодинамічним поняттям є поняття фази, під якою розуміють тіло, групу тіл або частину тіла, що утворює однорідну (гомогенну) систему і перебуває у стані термодинамічної рівноваги, наприклад, лід - вода - пара – трифазна система. Між фазами можлива взаємодія, яка може спричинити перехід речовини з однієї фази в іншу.

Термодинамічний метод дозволяє описати процеси, які відбуваються у системах. Закони термодинаміки справедливі для макроскопічних систем, тобто для таких, які мають великі об'єм і число частинок. Термодинамічні системи за характером взаємодії з середовищем поділяють на ізольовані, закриті і відкриті. Ізольованими називають системи, які не обмінюються з середовищем ні масою, ні енергією. Закритими називають системи які обмінюються з середовищем тільки енергією. Живі організми (біологічні системи) обмінюються з середовищем речовиною і енергією. Такі системи називаються відкритими.

Під термодинамічним процесом розуміють явища, які відбуваються в термодинамічній системі і пов'язані зі зміною її станів.

Як і в молекулярно-кінетичній теорії, стан системи в термодинаміці описують певними параметрами. Термодинамічні параметри поділяють на інтенсивні та екстенсивні. Інтенсивні параметри не залежать від числа частинок системи і описують загальний стан теплового руху в речовині. До

інтенсивних параметрів належать, наприклад, тиск P , температура T , хімічний потенціал μ тощо.

Екстенсивні параметри визначаються загальною масою або кількістю частинок речовини. До екстенсивних параметрів відносять масу m , об'єм V , енергію E , ентропію S тощо.

2.1.2. Закони термодинаміки

В природі ізольованих систем не існує. На практиці їх розглядають як зручні моделі, якщо умови задачі дозволяють знехтувати обміном системи з середовищем. З часом ізольована система приходить в стан термодинамічної рівноваги. Цей проміжок часу, що називається часом релаксації, залежить від природи системи, від характеру взаємодії частинок в системі і від початкового нерівноважного стану. В стані термодинамічної рівноваги інтенсивні параметри системи набувають однакових значень в усіх частинах системи і не змінюються з часом. Тому рівноважний стан повністю описується певним набором екстенсивних та інтенсивних параметрів системи. Зв'язок між параметрами стану називається рівнянням стану. Наприклад, рівняння рівноважного стану ідеального газу пов'язує температуру, тиск (інтенсивні параметри), об'єм і масу (екстенсивні параметри).

Відкриття першого закону термодинаміки історично пов'язано з встановленням еквівалентності теплоти і механічної роботи. Це відкриття асоціюється з іменами Р. Майєра і Д. Джоуля. Тут зазначимо лише, що трохи пізніше від Джоуля суттєві результати щодо визначення механічного еквівалента теплоти одержав видатний український фізик і електротехнік Іван Пулюй.

За своєю суттю перший закон термодинаміки є законом збереження енергії – одним з найбільш фундаментальних принципів, встановлених у природознавстві. В рівноважній термодинаміці закон збереження енергії

формулюється так: при будь-яких процесах в ізольованій системі внутрішня енергія системи U залишається сталою:

$$U = \text{const}, \quad dU = 0. \quad (2.1)$$

Під внутрішньою енергією системи розуміють суму кінетичної і потенціальної енергії частинок, з яких складається система. Внутрішня енергія є функцією стану системи. Величина dU це повний диференціал, який залежить тільки від початкового і кінцевого стану системи. Очевидно, що при поверненні в той же рівноважний стан, який характеризується тими ж самими параметрами P, V, T тощо, функція U приймає те ж саме значення, тому $dU = 0$. Кількість теплоти Q , як і робота A , є функціями процесу, а не стану системи, вони залежать від шляху або способу переходу між двома станами системи. Тому замість знаку диференціала використовується символ δ .

У замкнутій термодинамічній системі приріст її внутрішньої енергії при зміні стану рівний сумі кількості теплоти, переданої системі, і роботи зовнішніх сил над системою:

$$dU = \delta Q + \delta A, \quad (2.2)$$

Цей вираз закону збереження і перетворення енергії називається першим законом термодинаміки. Перший закон термодинаміки показує еквівалентність теплоти і роботи як двох форм передачі енергії. Проте цей закон нічого не говорить про умови перетворення теплоти і роботи.

К. Тімірязев на основі закону збереження енергії встановив (1875 р.) кількісну залежність між швидкістю фотосинтезу і вбиранням хлорофілом світлових хвиль різної довжини.

З точки зору першого закону термодинаміки, кожний процес, що не суперечить законам збереження енергії, є можливим, наприклад, коли взяти два тіла, температура яких T_1 і T_2 , причому $T_1 > T_2$, то перший закон термодинаміки не заперечує можливості передачі теплоти від менш нагрітого до більш нагрітого тіла, тобто не заперечує перебігу процесу передачі теплоти в будь-якому напрямку (рис. 2.1).

Згідно з другим законом термодинаміки, теплота може передаватись лише в одному напрямку, від більш нагрітого тіла до менш нагрітого (формулювання Клаузіуса).

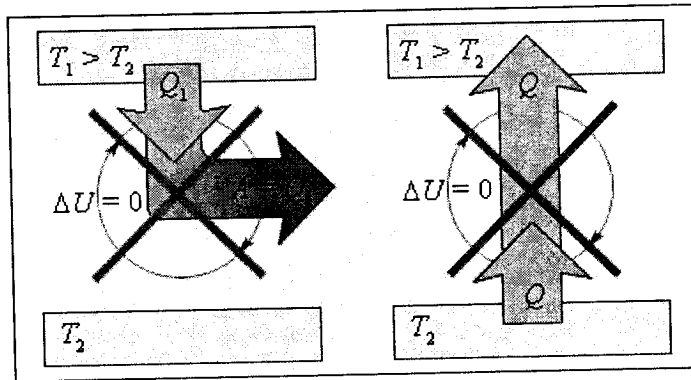


Рис. 2.1. Процеси, що не заперечують перший закон термодинаміки, але заборонені другим законом: 1 – вічний двигун другого роду; 2 – передача теплоти від менш нагрітого тіла до більш нагрітого тіла.

Перший закон термодинаміки заперечує можливість побудови вічного двигуна першого роду, тобто такої машини, яка виконувала б роботу з нічого, без затрати будь-якої енергії. Але він не заперечує можливості побудови такої машини, яка всю енергію перетворювала б у роботу. Таку машину називають вічним двигуном другого роду. Згідно з другим законом термодинаміки, побудувати вічний двигун другого роду неможливо (формулювання Томсона), тобто неможливий такий періодичний процес, єдиним результатом якого було б перетворення теплоти в роботу внаслідок охолодження одного тіла.

Другий закон термодинаміки свідчить, що реальний процес не можна здійснити за наявності лише двох тіл: нагрітника і робочого тіла, тобто не вся теплота може бути перетворена в роботу. Для здійснення реального процесу необхідно мати три тіла: нагрітник, холодильник, робоче тіло (рис. 2.2).

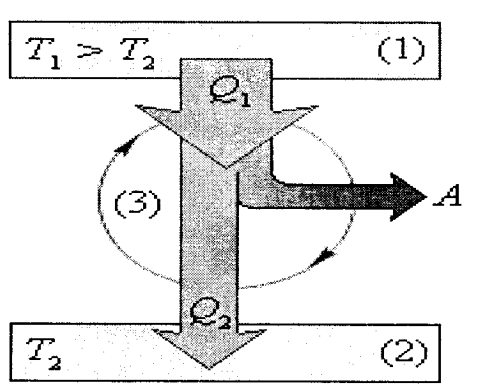


Рис. 2.2. Енергетична схема теплової машини $Q_1 > 0$, $A > 0$, $Q_2 < 0$.

Це означає, що така машина може перетворити в роботу лише частину теплоти $Q_1 - Q_2$, яку нагрівник віддає робочому тілу.

Яскравою ілюстрацією другого закону термодинаміки є дослід Дарлінга. У високу хімічну посудину на дно наливають шар аналіну, а зверху воду. Посудину нагрівають, внаслідок теплового розширення густина аналіну стає меншою від густини води і він спливає у вигляді великої краплини. При контакті з повітрям краплина аналіну охолоджується і осідає на дно посудини. Далі все повторюється.

Відношення кількості теплоти $Q_1 - Q_2$, перетвореної у роботу за один цикл, до загальної кількості теплоти, взятої від нагрівника, називається термодинамічним коефіцієнтом корисної дії.

$$\eta = \frac{Q_1 - Q_2}{Q_1}. \quad (2.3)$$

У 1824 р. французький інженер і фізик С. Карно ввів поняття про ідеальну теплову машину, що працює за ідеальним циклом, який складається з двох ізотерм 1-2, 3-4, яким відповідають температури T_1 і T_2 ($T_1 > T_2$) і двох адіабат 2-3, 4-1 (рис. 2.3).

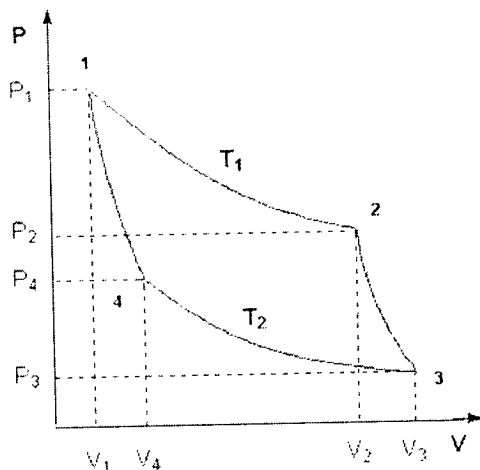


Рис. 2.3. Цикл Карно.

У циклі Карно робочим тілом є ідеальний газ, що забезпечує найвищий коефіцієнт корисної дії теплової машини, який не залежить від природи робочого тіла, а лише від абсолютних температур нагрівника і холодильника:

$$\eta_{\max} = \frac{T_1 - T_2}{T_1}. \quad (2.4)$$

Звертаємо увагу на те, що всі процеси в ідеальному циклі Карно повинні бути оборотними. Процес 1–2 називають оборотним, якщо можна здійснити зворотний процес 2–1 через всі проміжні рівноважні стани так, щоб після повернення системи в стан 1 в навколишньому середовищі не відбулося ніяких змін. Всі реальні процеси необоротні, а ККД необоротної машини менший від ККД оборотної машини

$$\frac{Q_1 - Q_2}{Q_1} \leq \frac{T_1 - T_2}{T_1}, \quad (2.5)$$

звідки випливає

$$\frac{Q_1}{T_1} + \left(-\frac{Q_2}{T_2}\right) \leq 0; \quad \sum \frac{Q}{T} \leq 0. \quad (2.6)$$

Відношення $\frac{Q}{T}$ називається приведеною теплою. З (2.6) випливає, що алгебраїчна сума приведених теплот за цикл не більше нуля (в оборотних циклах рівна нулю, в необоротних – менша нуля).

Вирази (2.5) та (2.6) представляють собою кількісне формулювання другого закону термодинаміки. Сума приведених теплот є функцією стану S і називається ентропією системи. Нехай процес є нескінченно малим. Тоді

$$dS \geq \frac{dQ}{T}. \quad (2.7)$$

Рівняння (2.7) є найзагальнішим кількісним виразом другого закону термодинаміки. Отже

$$S_2 - S_1 = \Delta S \geq \int_1^2 \frac{dQ}{T}, \quad (2.8)$$

де S_2 і S_1 – ентропія в кінцевому 2 і початковому 1 станах.

Таким чином, ентропія є функцією стану системи, різниця якої для двох станів рівна сумі приведених теплот при оборотному переході системи з одного стану в інший. Знак "=" відноситься до оборотних, а знак ">" – до необоротних процесів.

Якщо процес відбувається в ізольованій системі ($dQ=0$), в оборотному процесі ентропія не змінюється, а в необоротному – зростає

$$\Delta S \geq 0. \quad (2.9)$$

Отже, в ізольованій системі не можуть відбуватися такі процеси, які приводять до зменшення ентропії (другий закон термодинаміки).

При таненні льоду ентропія системи зростає в 1,5 рази, а при перетворенні води в пару – в 4 рази. У водяній парі молекули рухаються хаотично, тоді як в шматку льоду вони фіксовані; це показує, що ентропія є мірою невпорядкованості системи.

Очевидно, що в стані рівноваги ентропія системи максимальна.

А. Шательє сформулював принцип, згідно з яким система, що перебуває в стані рівноваги, чинить опір дії зовнішніх факторів, тобто при зміні якогось параметра в рівноважній системі починають відбуватися такі процеси, що цю зміну певною мірою компенсують.

Наприклад, збільшення тиску система компенсує за рахунок перебігу хімічної реакції, яка характеризується зменшенням загального числа молів.

Висновок про те, що ентропія хімічно однорідного твердого чи рідкого тіла при абсолютному нулі температури дорівнює нулю, називають третім законом термодинаміки, чи тепловою теоремою Нерста.

За свої роботи в галузі термодинаміки В. Нерст був відзначений у 1920 р. Нобелівською премією з хімії.

У реальній системі ентропія може зростати і зменшуватися. Проте всяке зменшення ентропії вимагає участі зовнішніх сил, при цьому ентропія зовнішньої системи, яка взаємодіє з даною, буде зростати. Зростання ентропії самодовільне і необоротне. Зростаюча ентропія, за виразом Уодінгтона, є "стрілою часу" самодовільної еволюції систем.

2.1.3. Статистичний зміст ентропії і другого закону термодинаміки

Згідно з молекулярно-кінетичною теорією, ентропію найбільш вдало можна охарактеризувати як міру неупорядкованості частинок системи. Так, наприклад, при зменшенні об'єму газу його молекули змушені займати все більш визначені положення одна відносно одної, що відповідає більшому порядку в системі, при цьому ентропія зменшується. Коли газ конденсується або рідина кристалізується при постійній температурі, то виділяється теплота, ентропія зменшується, а порядок в розташуванні частинок зростає.

Неупорядкованість системи кількісно характеризується термодинамічною ймовірністю W_T . Під нею розуміють число мікророзподілів, якими може здійснитись даний макророзподіл, або, іншими словами, число мікростанів, які реалізують даний макростан.

У теоретичній фізиці показано, що число мікророзподілів N частинок по n станах, тобто термодинамічна ймовірність, задається формулою:

$$W_T = \frac{N!}{N_1! \cdot N_2! \cdot \dots \cdot N_n!}, \quad (2.10)$$

$N! = 1 \cdot 2 \cdot 3 \cdot \dots \cdot N$, N_1 – число частинок у першому стані, N_2 – в другому і так далі.

Між ентропією і термодинамічною ймовірністю є цілком визначений зв'язок. Вираз, який показує цей зв'язок, називають формулою Л. Больцмана:

$$S = k \ln W_T, \quad (2.11)$$

де k – стала Больцмана.

Пояснимо для прикладу процес вирівнювання густини газу. Нехай у лівій частині посудини (рис. 2.4) міститься 4 молекули, позначимо їх a, b, c, d .

Унаслідок хаотичного руху молекули по-різному розміщуватимуться по всій посудині і створюватимуть стани, які вказані в таблиці 2.1.

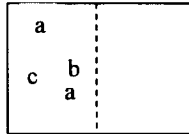


Рис. 2.4 Система чотирьох молекул газу.

Таблиця 2.1. Імовірне існування станів.

Кількість молекул		Способи утворення станів		Кількість однотипних станів
зліва	справа	зліва	справа	
4	0	a, b, c, d	-	1
3	1	a, b, c a, b, d a, c, d b, c, d	d c b a	4
2	2	a, b a, c a, d b, c b, d c, d	c, d b, d b, c a, d a, c a, b	6
1	3	a b c d	b, c, d a, c, d a, b, d a, b, c	4
0	4	-	a, b, c, d	1

Обчислимо термодинамічні імовірності кожного стану.

$$W_1 = \frac{4!}{4!} = 1; \quad W_3 = \frac{4!}{2!2!} = 6;$$

$$W_2 = \frac{4!}{3!1!} = 4; \quad W_4 = \frac{4!}{1!3!} = 4.$$

Таким чином, бачимо, що з найбільшою термодинамічною імовірністю система буде перебувати у стані, коли у лівій і правій частинах посудини знаходяться по дві молекули. Ентропія системи у цьому випадку набуде максимального значення:

$$S = k \ln 6. \quad (2.12)$$

Суть зв'язку між ентропією та ймовірністю полягає у тому, що чим більша ймовірність того чи іншого стану, тим більша ентропія цього стану. Як показує дослід, ймовірність рівноважного стану є максимальною, але максимальною є й ентропія цього стану. Стан з максимальною термодинамічною ймовірністю є найбільш невпорядкованим. Отже, ентропія певним чином пов'язана з безладдям, можемо сказати, що ентропія є мірою безладдя.

Другий закон термодинаміки має статистичний характер, оскільки в кількісний вираз другого закону входить ентропія S , яка, згідно з (2.11), пов'язана з ймовірністю. Статистичний характер другого закону термодинаміки полягає у тому, що він поділяє процеси не на можливі та неможливі, а на ймовірні та малоімовірні. Це означає, що процес передачі теплоти від холодного тіла до гарячого не є неможливим, а лише малоімовірним.

Існує зв'язок між ентропією системи та інформацією про її мікростани. Коли стан системи змінюється у напрямку збільшення молекулярного безладдя, ентропія системи зростає. Але при цьому інформація про її мікроскопічні стани, якими може реалізуватись даний макростан, зменшується. Подібно, якщо система переходить до упорядкованого стану, її ентропія зменшується, але при цьому зростає інформація про мікростан системи.

2.1.4. Термодинамічна тотожність

Нехай системі надається безмежно мала кількість теплоти dQ . Очевидно, що це приведе до зміни стану системи. Одночасно при цьому змінюватиметься ентропія системи. Зміна ентропії визначається співвідношенням:

$$dS = \frac{dQ}{T}. \quad (2.13)$$

Згідно з першим законом термодинаміки, dQ можемо подати через зміну внутрішньої енергії та роботу, виконану системою:

$$dQ = dU + dA. \quad (2.14)$$

Підставляючи (2.14) в (2.13) одержимо

$$dS = \frac{dU + dA}{T}. \quad (2.15)$$

Якщо виконується лише робота під час розширення газу, то

$$dS = \frac{dU + PdV}{T}, \quad (2.16)$$

де P – тиск газу, V – його об'єм.

Це рівняння називають *термодинамічною тотожністю*.

Отримане рівняння дає можливість встановлювати взаємозв'язок між термодинамічними властивостями, а також одержувати цінну інформацію про закономірності термодинамічних процесів. Наприклад, на підставі (2.16) можна вивести загальне рівняння для обчислення зміни ентропії ідеального газу. Для цього замість dU та P підставимо значення

$$dU = c_v dT; P = \frac{RT}{V}, \quad (2.17)$$

де c_v – молярна теплоємність при постійному об'ємі.

Тоді

$$dS = c_v \frac{dT}{T} + R \frac{dV}{V}.$$

(2.18)

Якщо нагрівати m грамів газу за сталого об'єму, то

$$S_2 - S_1 = c_v \frac{m}{\mu} \ln \frac{T_2}{T_1}. \quad (2.19)$$

Якщо об'єм під час нагрівання змінюється, то

$$S_2 - S_1 = c_v \frac{m}{\mu} \ln \frac{T_2}{T_1} + R \frac{m}{\mu} \ln \frac{V_2}{V_1}. \quad (2.20)$$

2.1.5. Характеристичні функції

Важливою функцією, яка описує стан системи при ізотермо-ізохоричному процесі, є вільна енергія Гельмгольца.

Рівняння (2.15) для ізотермічного процесу можемо записати

$$TdS = dU + dA, \quad (2.21)$$

або, враховуючи що $T = const$,

$$dA \leq -d(U - TS). \quad (2.22)$$

Знак « \leq » вказує на необоротність процесу, оскільки в цьому випадку $TdS > dQ$.

Величину $F = U - TS$ називають *вільною енергією*, або *вільною енергією Гельмгольца*. Як бачимо, вільна енергія залежить від внутрішньої енергії, температури та ентропії. Всі ці величини є однозначними функціями стану термодинамічної системи.

Вираз (2.22) можемо переписати у вигляді

$$dA \leq -dF. \quad (2.23)$$

З (2.23) випливає, що під час оборотного ізотермічного процесу зміна вільної енергії дорівнює роботі, яка виконується системою при цьому процесі. Під час необоротного процесу зміна вільної енергії є більшою від виконаної системою роботи. Величина $G = TS$ називається зв'язаною

енергією. Внутрішня енергія системи складається з суми зв'язаної та вільної енергії.

Якщо $V = const$, то $dA = 0$. Тоді вираз (2.23) можна записати так:

$$0 \leq -dF,$$

або

$$dF \leq 0. \quad (2.24)$$

Таким чином, під час оборотного ізохорно-ізотермічного процесу вільна енергія не змінюється, а при необоротному – зменшується. Кожний процес може перебігати до настання рівноваги. Це означає, що після припинення необоротного процесу вільна енергія буде мінімальною. Або, іншими словами, умовою рівноваги системи, яка перебуває за сталої температури та сталого об'єму, є мінімум вільної енергії.

Вираз для першого закону термодинаміки:

$$dQ = dU + PdV, \quad (2.25)$$

при ізобарному процесі запишемо у вигляді:

$$dQ = d(U + PV). \quad (2.26)$$

Введемо позначення

$$H = U + PV. \quad (2.27)$$

Ця величина називається *ентальпією*.

Підставивши (2.27) у (2.26), отримаємо:

$$dQ = dH. \quad (2.28)$$

З (2.28) випливає, що для ізобарних процесів зміна ентальпії дорівнює кількості підведеної або віднятої теплоти. Саме в цьому й полягає фізичний зміст ентальпії.

Тепловий ефект хімічної реакції не залежить від шляху реакції, а визначається лише різницею внутрішніх енергій вихідних речовин і продуктів реакції (при $V=const$) чи різницею ентальпій (при $P=const$) – закон Гесса.

З (2.28) випливає, що

$$c_p = \frac{dH}{dT}. \quad (2.29)$$

Тобто, теплоємність при сталому тиску дорівнює похідній ентальпії по температурі при ізобарному процесі.

Перепишемо рівняння (2.16) у вигляді

$$TdS = dU + PdV. \quad (2.30)$$

Якщо процес буде ізобарно-ізотермічним, то (2.30) можна переписати так:

$$d(U - TS + PV) \leq 0. \quad (2.31)$$

Величина

$$Z = U - TS + PV \quad (2.32)$$

називається *вільною енергією Гібса*, або термодинамічним потенціалом.

Згадаємо, що $U - TS$ – це вільна енергія Гельмгольца. Отже (2.32) можна записати у вигляді:

$$Z = F + PV. \quad (2.33)$$

Термодинамічний потенціал, як це випливає з (2.31), є також однозначною функцією стану системи.

Перепишемо (2.31)

$$dZ \leq 0. \quad (2.34)$$

Формула (2.34) свідчить, що термодинамічний потенціал при оборотному ізобарно-ізотермічному процесі – стала величина, а при необоротному процесі зменшується. Це означає, що при сталій температурі і сталому тиску умовою рівноваги термодинамічної системи є мінімум термодинамічного потенціалу.

На відміну від бензину спирт, цукор, і сіль розчиняються у воді, тому що при цьому знижується вільна енергія Гібса.

Розглянуті нами термодинамічні функції (U , F , H , Z) називаються *характеристичними*. За їх допомогою або за допомогою їх похідних різних порядків можна в явному вигляді виразити всі термодинамічні властивості системи. При рівновазі термодинамічної системи ці функції (кожна за

певних умов) проходять через екстремальні значення. Крім того, кожна з наведених характеристичних функцій описує певний процес (табл. 2.2).

Таблиця 2.2. Термодинамічні процеси та умови рівноваги

Характеристична функція	Процес	Умова рівноваги
Внутрішня енергія	Ізохоро-ізоентропійний	$dU \leq 0^*$
Вільна енергія	Ізохоро-ізотермічний	$dF \leq 0$
Ентальпія	Ізобаро-ізоентропійний	$dH \leq 0$
Термодинамічний потенціал	Ізотермо-ізобаричий	$dZ \leq 0$

* Тут знак рівності відноситься до оборотного процесу, а «менше» – до необоротного.

Необхідно зауважити, що, розглядаючи характеристичні функції, ми не врахували зміни кількості речовини. Якщо цю зміну врахувати, то необхідно до диференціалу кожної з функцій додати член μdn , де μ – коефіцієнт пропорційності, а n – число частинок речовини в системі. Наприклад,

$$dH = TdS + PdV + \mu dn. \quad (2.35)$$

Звідси

$$\mu = \left(\frac{\partial H}{\partial n} \right)_{S,P}. \quad (2.36)$$

Подібні результати одержимо й у випадку інших характеристичних функцій, тобто

$$\mu = \left(\frac{\partial U}{\partial n} \right)_{S,V} = \left(\frac{\partial F}{\partial n} \right)_{T,T} = \left(\frac{\partial H}{\partial n} \right)_{S,P} = \left(\frac{\partial Z}{\partial n} \right)_{T,P}. \quad (2.37)$$

Розглянуті нами термодинамічні функції мають розмірність енергії. Згідно (2.36) μ можна визначити як енергію, яка віднесена до 1 моля.

Цю величину називають *хімічним потенціалом*. Отже, хімічний потенціал визначає зміну енергії зі зміною кількості речовин в системі на 1 моль.

Глава 2.2. Термодинаміка відкритих систем поблизу рівноваги

2.2.1. Стаціонарний стан, виробництво ентропії

Рівноважна термодинаміка оперує співвідношеннями, у які не входить поняття часу. Тому в ній відсутні уявлення про швидкості перебігу процесів. Введення часового фактора в термодинамічні рівняння означає появу в них параметра, здатного врахувати необоротний, нерівнозначний розвиток реальних термодинамічних процесів.

Як в рівноважній термодинаміці особливим станом є стан рівноваги, так у нерівноважній термодинаміці особливу роль відіграє стаціонарний стан. Якщо параметри системи при взаємодії з середовищем не змінюються з часом, то стан системи називають стаціонарним. У різних частинах системи, яка перебуває в стаціонарному стані, значення параметрів різні, наприклад, температура в різних частинах тіла. В системі, таким чином, підтримуються постійні градієнти деяких параметрів, з постійною швидкістю перебігають хімічні реакції. Стаціонарний стан підтримується за рахунок потоків енергії і речовини, які проходять через систему.

Загалом, живий організм, як відкрита біологічна система, що розвивається, не перебуває в стаціонарному стані. Проте в невеликому проміжку часу стан біологічної системи приймають за стаціонарний. Розглянемо у цьому припущенні деякі питання.

Основною термодинамічною характеристикою в нерівноважній термодинаміці є швидкість виробництва (продукування) ентропії в часі. В загальному випадку ентропія системи складається з двох частин:

$$dS = dS_i + dS_e, \quad (2.38)$$

де dS_i – зміна ентропії, зумовлена необоротними процесами в системі;

dS_e – потік ентропії, зумовлений взаємодією з навколишнім середовищем.

Для організму – стаціонарної системи $dS = 0$, $S = \text{const}$. Внаслідок необоротності процесів $dS_i \geq 0$, тому $dS_e \leq 0$. Це означає, що більша ентропія повинна бути в продуктах виділення, а не в продуктах харчування. Отже, ентропія, вироблена всередині системи, повністю виходить в навколишнє середовище. Ентропія системи «Організм – зовнішнє середовище» зростає, як у ізольованій системі, але ентропія організму при цьому зберігається постійною. Диференціюючи рівність (2.38) за часом отримаємо:

$$\frac{dS}{dt} = \frac{dS_i}{dt} + \frac{dS_e}{dt}. \quad (2.39)$$

Це співвідношення означає, що швидкість виробництва ентропії у відкритій системі складається зі швидкості збільшення ентропії всередині системи $\frac{dS_i}{dt}$ і швидкості обміну системи ентропією з навколишнім

середовищем. Вважається, що $\frac{dS_i}{dt} > 0$, тоді як знак $\frac{dS_e}{dt}$ може бути різним, так як і знак $\frac{dS}{dt}$.

Феноменологічну теорію лінійних необоротних процесів розробив на початку 30-х років XX ст. Л. Онсагер. Основне рівняння цієї теорії виражає швидкість виробництва ентропії в одиниці об'єму системи:

$$\sigma = \frac{1}{V} \frac{dS}{dt} = \frac{1}{T} \sum_{i=1}^n I_i X_i, \quad (2.40)$$

де X_i – термодинамічні сили, які діють в системі. Це інтенсивні фактори, різноманітні градієнти (температури, тиску, концентрації, хімічного потенціалу); I_i – узагальнені потоки, обумовлені цими силами.

2.2.2. Лінійний закон. Принцип симетрії кінетичних коефіцієнтів Онзагера

Лінійний закон є узагальненням відомих емпіричних законів:

закону Ома,

$$\vec{I}_e = -\gamma \cdot \nabla \bar{\varphi}; \quad (2.41)$$

закону Фур'є,

$$\vec{I}_q = -\chi \cdot \nabla \bar{T}; \quad (2.42)$$

закону Фіка,

$$\vec{I}_c = -D \cdot \nabla \bar{C}, \quad (2.43)$$

де $\vec{I}_e, \vec{I}_q, \vec{I}_c$ – потоки заряду, тепла, речовини, $\nabla \varphi, \nabla T, \nabla C$ – відповідно градієнти електричного поля, температури, концентрації, γ, χ, D – коефіцієнти електропровідності, теплопровідності, дифузії. Нагадаємо, що градієнт величини $\nabla A = \frac{A_1 - A_2}{x_1 - x_2}$ – вектор, який показує напрямок найшвидшої зміни величини A , значення якої змінюється від однієї точки простору x_1 до іншої x_2 . Крім вказаних вище прямих процесів переносу, існують також так звані перехресні процеси. Наприклад, процес термодифузії – процес виникнення потоку частинок під дією градієнта температури, зворотний процес – виникнення потоку тепла під дією градієнта концентрації.

Лінійний закон пов'язує потоки і термодинамічні сили, він формулюється так: потоки є лінійними функціями термодинамічних сил у відкритих системах, що знаходяться поблизу рівноваги:

$$I_i = \sum_k L_{ik} \cdot X_k, \quad (2.44)$$

де L_{ik} – кінетичні коефіцієнти.

Принцип симетрії (теорема) Онзагера пов'язує кінетичні коефіцієнти в перехресних процесах переносу:

$$L_{ik} = L_{ki} \quad (2.45)$$

Кінетичні коефіцієнти в перехресних процесах рівні між собою.

Розглянемо систему, яка має дві термодинамічні сили, X_1 і X_2 . Тоді лінійні закони для потоків I_1 і I_2 будуть такими:

$$I_1 = L_{11}X_1 + L_{12}X_2; \quad (2.46)$$

$$I_2 = L_{21}X_1 + L_{22}X_2. \quad (2.47)$$

Принцип симетрії означає, що з чотирьох кінетичних коефіцієнтів лише три є незалежними, а саме: $L_{22}, L_{11}, L_{21} = L_{12}$. Так, в процесі термодифузії коефіцієнт L_{12} , який пов'язує потік тепла і градієнт концентрації, дорівнює коефіцієнту L_{21} , що пов'язує потік частинок і градієнт температури.

За вклад у світову науку Л. Онзагер був відзначений Нобелівською премією з хімії у 1968 р.

2.2.3. Спряженість потоків. Теорема Пригожина

В ізольованій системі виробництво ентропії завжди додатне $\sigma \geq 0$, $I_1X_1 + I_2X_2 \geq 0$. Окремі члени цієї суми можуть бути від'ємними. Припустимо, що $I_1X_1 > 0$ і $I_2X_2 < 0$. Якщо $|I_1X_1| > |I_2X_2|$, то умова $\sigma \geq 0$ виконується. Ми приходимо до важливих наслідків. Від'ємне значення I_2X_2 означає, що окремо взятий цей необоротний процес неможливий, бо він проходить зі зменшенням, а не зі зростанням ентропії. Але одночасний перебіг процесу 1, для якого $I_1X_1 > 0$ і виділення ентропії переважає її зменшення в процесі 2, робить процес 2 можливим у відкритій системі. Потоки 1 і 2 називаються спряженими. Спряженість потоків – це таке співвідношення між ними, при якому додатне виробництво ентропії від одного потоку компенсує зменшення ентропії від другого потоку, який був би неможливий в ізольованій системі. Як приклад можна розглядати явище термодифузії в посудині, що містить однорідну суміш двох газів. Внаслідок різниці температур відбувається розділення суміші – поблизу гарячої стінки посудини зростає концентрація одного з газів, поблизу холоднішої – другого. Причому рух молекул газу може відбуватися в напрямі зростання

концентрації, що неможливо при звичайній дифузії. Втрата ентропії при розділенні газів перекивається її виграшем внаслідок теплопро відності. Потоки речовини і теплової енергії спряжені.

На відміну від ізольованих систем, які по мірі перебігу в них необоротних процесів наближаються до стану рівноваги, відкриті системи можуть досягати не рівноважного, а стаціонарного стану. Основним питанням теорії є питання про критерії такого стану. В термодинаміці лінійних необоротних процесів приймається, що стаціонарний стан характеризується екстремальним принципом. Цей принцип (його називають також теоремою) був сформульований І. Пригожином: в стаціонарному стані при фіксованих зовнішніх параметрах швидкість виробництва ентропії в системі постійна в часі і мінімальна за величиною.

З цієї теореми випливає, що якщо система з тієї чи іншої причини виведена зі стаціонарного стану, то вона буде змінюватись доти, доки питома швидкість виробництва ентропії не прийме найменшого значення. Іншими словами, еволюція відкритої системи до стаціонарного стану описується нерівністю

$$\frac{d\beta}{dt} \leq 0, \quad (2.48)$$

де $\beta = \frac{T}{V} \frac{dS}{dt}$ питома дисипативна функція системи (зауважимо, що дисипація енергії системи – це перехід частини енергії впорядкованого процесу, наприклад електричного струму, в енергію невпорядкованого процесу).

І. Пригожину, за вклад в термодинаміку необоротних процесів, особливо в теорію дисипативних систем, у 1977 р. присудили Нобелівську премію з хімії.

Термодинаміка лінійних необоротних процесів використовується для опису таких явищ як проникність клітин і активний транспорт, скорочення м'язів і процеси збудження, розвиток і ріст організмів. В сильно нерівноважних системах необхідно враховувати принцип Пригожина –

Глансдорфа, згідно з яким швидкість виробництва ентропії зменшується. В цій області нерівноважна термодинаміка змикається з синергетикою.

2.2.4. Термодинаміка відкритих систем далеко від рівноваги

Видатним досягненням в розвитку науки за останні роки стало розуміння фундаментальних основ і принципів самоорганізації у відкритих системах різноманітної природи (фізичних, хімічних, біологічних та ін.) далеко від рівноваги. Самоорганізація – це процес самочинного виникнення у відкритих сильно нерівноважних системах нових структур, що, як правило, володіють більшою складністю і ентропією, аніж старі. Загальні принципи просторових, часових і просторово-часових структур у відкритих системах самої різноманітної природи далеко від рівноваги вивчає синергетика.

Існує багато прикладів утворення нових структур (впорядкування) в процесі еволюції різноманітних систем:

у фізиці – це фазові переходи типу надпровідність і надплинність, страти у газовому розряді, когерентне випромінювання лазерів тощо;

у хімії – періодична окисно-відновна реакція Білоусова-Жаботинського;

у біології – періодичні процеси при гліколізі і фотосинтезі, морфогенетичні процеси в сімействі колективних амеб, коливальна динаміка чисельності популяцій;

у медицині – утворення ревербераторів (спіральних хвиль) в міокарді.

Ці приклади показують, що синергетика тісно зв'язана з різними сферами науки і техніки. Найбільш цінним досягненням синергетичного підходу є те, що він дозволяє обґрунтувати нові "спільні" принципи, які лежать в основі процесів самоорганізації. Суть її зводиться до наступного: просторові, часові і просторово-часові структури в органічному і неорганічному світі виникають як прояв колективних коливань через флуктуації, їх взаємодію і відбір тих, які мають найбільший час релаксації.

Зауважимо, що між виникненням порядку через флуктуації в далеких від рівноваги системах і тим, що має місце у живих системах, існує суттєва

відмінність. Вона полягає в тому, що у першому випадку це процес самоорганізації дисипативних структур, в другому – явище саморегуляції, яке підтримує стійкість стану біологічної системи, далекої від рівноваги. В першому випадку процеси мають спонтанний характер, в другому вони жорстко детерміновані генетичною програмою.

Розділ 3. Фізичні основи функціонування біологічних мембран

Глава 3.1. Структура, властивості і функції мембран

3.1.1. Молекулярна організація мембран

Клітина – єдина основна біологічна структура, елементарна жива система. Вона може існувати як окремий організм (бактерії, найпростіші, деякі водорості) чи у складі багатоклітинних рослин і тварин, являє собою відкриту термодинамічну систему. Формує клітину і підтримує чітко визначений внутрішньоклітинний гомеостаз плазматична, або поверхнева, мембрана. Вона вибірково регулює швидкість руху речовин у клітину та з неї за допомогою транспортних систем, до складу яких входять специфічні переносники і мембранозв'язані ферменти. Плазматична мембрана є складним ферментативним, постійно функціонуючим комплексом, що забезпечує такі прояви життєдіяльності, як дихання, імунітет, травлення, міжклітинні взаємодії, передачу збудження тощо. Вона першою зустрічає, класифікує впливи зовнішнього середовища і трансформує їхню енергію біологічного збудження.

Вчені вважають, що ідея про існування особливої перегородки, яка оточує клітину, вперше була висловлена Бернаром. Вивчаючи проникність барвників у клітину, Негілі у 1855 р. також висловив думку про те, що зовні протоплазма вкрита особливою оболонкою, яка виконує функцію бар'єра проникності. І тільки через три десятиріччя, повторюючи досліди Негілі та проводячи власні оригінальні дослідження, Пфєффер встановив, що клітина поводить ся як мініатюрний осмометр, змінюючи ступінь набухання залежно від концентрації зовнішнього розчину. На підставі своїх експериментів та ідей Бернара і Негілі, Пфєффер у 1890 р. сформулював поняття клітинної (плазматичної) мембрани як специфічної структури, що регулює надходження у клітину і вихід з неї різних речовин.

Результати досліджень Е. Овертона (1895–1899) показали, що в клітину швидше проникають ті речовини, які краще розчиняються у жирах. Виходячи з цього, а також з пфєфферівського визначення поверхневої мембрани як бар'єра проникності, Е. Овертон у 1902 р. висловив припущення, що мембрана повністю або частково побудована з ліпідів.

У 1904 р. Е. Овертон висунув гіпотезу, що електричний заряд мембран зумовлений відмінністю концентрації натрію і калію з різних сторін мембрани нервової клітини. Майже через півстоліття ця гіпотеза була підтверджена дослідями А. Ходжкіна і А. Хакслі.

У 1925 р. Гортер і Грендаль екстрагували ліпіди з еритроцитів і порівнювали площу моношару цих ліпідів з площею клітин. Автори встановили, що площа моношару екстрагованих ліпідів достатня щоб вкрити еритроцит двічі. Крім цього, вони мабуть вперше висловили думку про те, що такий подвійний шар ліпідів певним чином зв'язаний з білками.

У 1925 р. вийшла робота Фріке, в якій не тільки повністю підтримувалася ідея існування мембрани, а й було виміряно її товщину. Фріке встановив, що ємність мембран еритроцитів становить $0,85 \frac{\text{мкФ}}{\text{см}^2}$, що відповідає товщині діелектрика в 3,3 нм. Таким діелектриком на поверхні клітини може бути лише подвійний шар ліпідів.

Завершенням цього етапу досліджень стали роботи Даніелі і Давсона (1935). Автори встановили, що поверхневий натяг краплі ліпідів на межі поділу ліпід-вода набагато перевищував поверхневий натяг на межі поділу ліпід-цитоплазма. Даніелі і Давсон припустили, що зниження поверхневого натягу може бути зумовлене речовинами протоплазми, передусім білками. Ці дані, з урахуванням попередніх робіт, дали змогу вченим висловити гіпотезу про будову біологічних мембран. За цією гіпотезою, плазматична мембрана складається з подвійного ліпідного шару, вкритого з внутрішнього і зовнішнього боків моношарами білків.

Припущення про існування на поверхні клітин плазматичної мембрани ґрунтувалися не тільки на підставі даних проникнення у клітину різних речовин, а й на основі електричного опору і ємності, що притаманні поверхневим шарам клітин. Проте фактичні докази існування мембрани було добуто після широкого впровадження у біологію методів електронної мікроскопії. Тоді вдалося «побачити» мембрану, про існування якої біологи здогадувалися. З 1955 р. почали виявляти внутрішньоклітинні мембрани.

На електронно-мікроскопічних фотографіях мембрана має вигляд плівки до 10 нм завтовшки, яка складається з трьох шарів: одного (середнього) світлого і двох темних, що прилягають до першого (рис. 3.1). Плазматична мембрана асиметрична: з внутрішнього цитоплазматичного боку електронно-щільний шар товстіший і темніший, ніж ззовні.

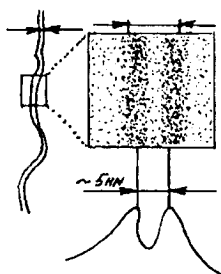


Рис. 3.1. Електронно-мікроскопічне зображення мембрани.

Отже, мембрани є місцем відмежування вмісту клітин від зовнішнього середовища і поділу внутрішнього простору клітин на відсіки, або компартменти. Компартменталізація зіграла важливу роль як в добіологічній, так і в біологічній еволюції. Існування живого як відкритої системи неможливе без контакту із зовнішнім середовищем. Тому мембрани не тільки розмежовують, а й здійснюють регуляцію взаємозв'язків клітин і зовнішнього середовища, взаємозв'язків між окремими клітинами і компартментами клітин. Такі взаємозв'язки базуються на обміні речовиною, енергією та інформацією.

Встановлено, що біологічні мембрани – це складні надмолекулярні структури, побудовані з ліпідів, білків, вуглеводів і неорганічних іонів. До складу мембран входить і вода.

Між молекулами ліпідів, білків і води існує декілька типів взаємодій, які і визначають структуру біологічних мембран. Щоб зрозуміти, як формуються мембрани і які їхні властивості, треба знати склад і будову молекул, які утворюють мембрани.

За хімічною природою мембранні ліпіди можна віднести до трьох класів: фосфоліпіди, гліколіпіди і нейтральні ліпіди. В середньому ліпіди становлять близько 40 % сухої маси біологічних мембран, з яких 80 % складають фосфоліпіди.

До складу ліпідів входять жирні кислоти, спирти, альдегіди, азотисті основи, вуглеводи, фосфорна кислота тощо. Ці компоненти ліпідів зв'язуються ефірними, амідними, фосфодіефірними та іншими типами зв'язків.

Жирні кислоти – один з основних компонентів ліпідів мембран; вони певною мірою зумовлюють хімічні властивості ліпідів, взаємодію між молекулами ліпідів і білків, що в кінцевому результаті визначає структурні особливості самих мембран і їхню ферментативну активність. Жирні кислоти, що входять до складу ліпідів мембран вищих організмів, мають ряд спільних ознак. Майже всі вони мають парне число атомів вуглецю (від 14 до 22, найчастіше 16 або 18). Вміст ненасичених жирних кислот, як правило, вищий, ніж насичених.

Вуглеводневі ланцюги жирних кислот зумовлюють гідрофобні властивості мембранних ліпідів. Проте якби ліпіди характеризувались тільки гідрофобними властивостями, вони були б не здатні до утворення мембранних структур. Молекули мембранних ліпідів характеризуються і різною мірою вираженою гідрофільністю. Гідрофільні властивості ліпідних молекул зумовлюються полярними головками, які можуть мати різну хімічну

будову. В молекулах фосфоліпідів полярні головки утворені похідними фосфорної кислоти, а в молекулах гліколіпідів – похідними цукрів.

Хімічні властивості мембранних білків вивчено значно гірше, ніж ліпідів. Це пов'язано з тим, що мембранні білки нерозчинні у воді і погано розчинні в органічних розчинниках. Оскільки білки в мембрані перебувають у контакті з ліпідами, дуже складно встановити, чи справді білки в мембрані існують у такому стані, в якому їх виділяють. Тому для з'ясування нативної (або близької до неї) структури мембранних білків часто застосовують оптичні методи дослідження (круговий дихроїзм, інфрачервона спектроскопія, дисперсія оптичного повертання, парамагнітні зонди тощо). За допомогою цих методів встановлено, що в мембранах поряд з глобулярними присутні й фібрилярні білки, що мають α - та β - конфігурацію.

Мембранні білки за функцією поділяють на три групи: структурні білки, білки-ферменти та рецепторні білки. Труднощі виділення білків у чистому вигляді, а також у можливості врахування асоціації і дисоціації поліпептидних ланцюгів у процесі виділення, ускладнюють завдання зі встановлення білків, які входять до складу мембран.

Властивості мембранних білків зумовлені амінокислотним складом, оскільки тільки через амінокислоти реалізується зв'язок білків з іншими компонентами мембран. Якщо на поверхні молекули білка більше гідрофільних груп, то реалізуватимуться зв'язки з водою, що може привести до витягування молекул білка. Коли ж на поверхні молекули переважають гідрофобні групи, більшою мірою відбуватиметься гідрофобна взаємодія білкових і ліпідних молекул, що має значення в утворенні білково-ліпідних комплексів мембран.

Серед вуглеводів, що входять до складу мембран тваринних клітин, найчастіше зустрічаються полісахариди. Встановлено, що мукополісахариди зв'язані з ліпідами мембран і певною мірою відповідальні за антигенність клітин.

Крім того, полісахаридам приписують також важливу роль у процесах адгезії клітин. Експериментально показано, що поверхня клітин вкрита тонким клейким шаром. Він складається в основному з білків і полісахаридів. Оскільки клітинна поверхня рухлива, мембрана весь час деформується. Ці рухи змінюють розміщення макромолекул або поліпептидних ланцюгів, що й зумовлює зміну здатності клітинної поверхні до адгезії.

Встановлено, що за хімічним складом поверхня плазматичної мембрани тваринних клітин має щонайменше три основних компоненти: вуглеводні компоненти гліколіпідів, глікопротеїнів, кислі мукополісахариди.

Кислі мукополісахариди дуже гідратовані і мають желеподібну форму, ці липкі або слизькі речовини є міжклітинним "мастилом" і одночасно лабільним цементуючим матеріалом.

3.1.2. Основні види взаємодій, які формують мембрани. Моделі мембран

Виходячи з хімічного складу та асиметричної локалізації компонентів мембран можна сказати, що всі вони формують надмолекулярний мембранний комплекс за рахунок взаємодії і, передусім, за рахунок двох найважливіших типів нековалентних взаємодій: гідрофобних і гідрофільних. Гідрофобні взаємодії є результатом відштовхування води ліпофільними групами молекул. Оскільки молекули води мають більшу спорідненість до інших молекул води або полярних груп, то поблизу гідрофобних ділянок молекул збільшується квазікристалічний порядок у структурі води. В разі відштовхування гідрофобних груп з водного оточення відбувається зменшення впорядкованості молекул води. Окрім гідрофобних і гідрофільних взаємодій важливу роль у структурі мембран відіграють іонні взаємодії і зв'язки через двовалентні іони, а також водневі зв'язки. Іонні зв'язки існують між молекулами, які мають протилежні електричні заряди, наприклад, між фосфатидилсерином і основними білками. Двовалентні катіони, насамперед

іони кальцію, можуть зв'язувати або дві молекули фосфоліпідів, або молекулу білка з молекулою фосфоліпиду.

Водневі зв'язки також можуть відігравати важливу роль у білково-ліпідних взаємодіях в мембранах, оскільки багато груп мембранних білків і ліпідів можуть бути донорами або акцепторами водню.

Застосування термодинамічного принципу мінімуму вільної енергії до моделей структури біологічних мембран вимагає виконання двох умов:

- білки і ліпіди мають бути розміщені в мембранах таким чином, щоб максимально можливе число полярних груп перебувало в контакті з водою і іншими полярними групами;

- неполярні вуглеводневі ланцюги ліпідів і амінокислотних залишків мають розміщуватися так, щоб якнайменше контактувати з водою.

Гортер і Грендель перші припустили, що в основі структури мембрани лежить бімолекулярний шар ліпідів. В 1935 р. Даніелі і Даусон запропонували модель мембрани, яка протягом кількох десятиріч була основною в розумінні структури біологічних мембран. Згідно з моделлю Даніелі – Даусона, серцевина мембрани, її внутрішня частина, складається з двох ліпідних моношарів, молекули яких розміщені паралельно одна одній і орієнтовані так, що неполярні "хвости" обох шарів спрямовані один до одного. Полярні кінці ліпідів спрямовані назовні по обидва боки мембрани. З обох боків такий бімолекулярний шар ліпідів покритий білками, які зв'язані з полярними кінцями ліпідів завдяки електростатичним силам і захищають ліпіди від безпосереднього контакту з водою. Подвійний шар ліпідів, згідно з цією моделлю, є основним енергетичним бар'єром для проникнення гідрофільних речовин. З огляду на це модель було модифіковано (Стейн, Даніелі, 1956) припущенням про існування в структурі мембран полярних пор. Припускалось, що пори утворюються білками, які сполучають обидві поверхні мембран і зв'язані з ланцюгами ліпідів гідрофобними взаємодіями. Згідно з моделлю, кількість білків, що проникають крізь подвійний шар ліпідів, обмежена.

Основні принципи моделі Даніелі–Даусона були використані для створення концепції унітарної мембрани Робертсоном (1964). Згідно з цією концепцією, яка ґрунтувалась тільки на результатах електронно-мікроскопічних досліджень, в основі всіх мембран, незалежно від їхньої природи, складу і функції, лежить одна і та ж структура.

У 60-х роках на підставі даних електронної мікроскопії, реконструкції мембран, дифракції рентгенівського проміння з'явився ряд моделей, в яких припускалась субодинична будова мембран. Пізніше ці моделі було відкинута, оскільки твердо встановлено, що в основі мембран лежить не регулярна субодинична структура ліпідів, а ламелярний подвійний шар.

Останнім часом досить перспективною вважається "рідинно-мозаїчна" модель, схема якої показана на рисунку 3.2.

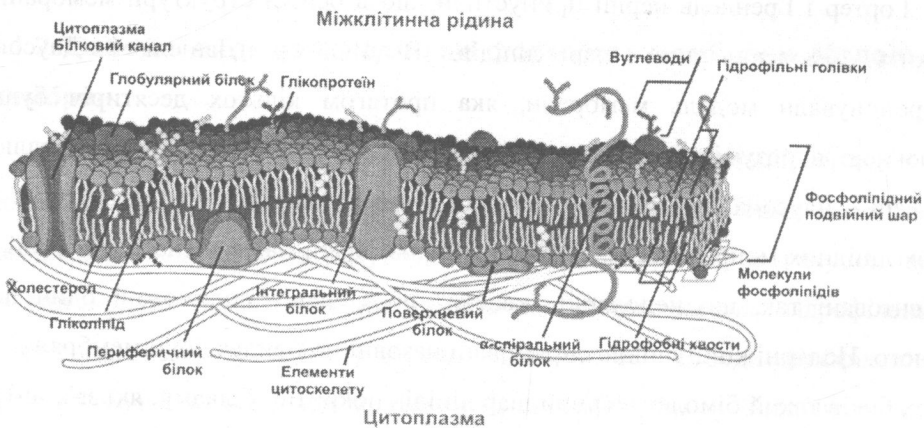


Рис 3.2. "Рідинно-мозаїчна" модель будови мембрани.

Згідно з цією моделлю, основу (матрицю) мембрани становить подвійний ліпідний шар. Для розуміння ролі білків в структурі мембрани останні поділяються на дві групи: периферійні та інтегральні білки. Периферійними вважаються білки, слабо зв'язані з ліпідами (електростатичні сили), які можуть легко виділятися з мембрани при збільшенні іонної сили розчину, або під дією хелатуючих агентів. Вони становлять близько 30 % всіх мембранних білків. Інтегральні білки досить міцно зв'язані з ліпідами і часто виділяються

з мембрани (під впливом органічних розчинників, детергентів, денатуруючих агентів тощо) разом з ліпідами. Ці білки в чистому вигляді малорозчинні в нейтральних водних і буферних розчинах, мають алифатичну природу і входять до складу гліко- або ліпопротеїнів. Глобули гліко- і ліпопротеїнів занурені в ліпідні шари, деякі з них мають трансмембранну локалізацію. Чергування ділянок білків та ліпідів і дає "мозаїчну" картину мембрани. Більша частина фосфоліпідів представлена переривчастим біомолекулярним шаром, полярні групи яких перебувають у контакті з водою або з білками. Полярні групи амінокислот білків, глікопротеїнів і гліколіпідів також знаходяться на поверхні мембрани. Взагалі ця модель передбачає високий рівень специфічної взаємодії між компонентами мембрани і, відповідно, забезпечує термодинамічний принцип мінімуму вільної енергії системи. Передбачається також асоціація двох або кількох субодиниць інтегральних білків з утворенням специфічних агрегатів всередині мембрани. В таких агрегатах між білками субодиницями можуть утворюватись гідрофільні пори (канали).

Ліпіди всередині мембрани перебувають у "рідкому" стані, що забезпечує їх значну рухливість. У свою чергу, ця якість зумовлює динамічність мембрани. Товщина мембрани за "рідинно-мозаїчною" моделлю варіює від товщини білкової ділянки до товщини ліпідного біомолекулярного шару.

Основним структурним елементом мембран є фосфоліпіди, які визначають непроникність мембран для іонів, а отже їх осмотичні і електричні властивості. Обмін клітини речовиною з навколишнім середовищем здійснюють транспортні білки мембран (канали, переносники, насоси).

Глава 3.2. Транспорт речовин через мембрани

3.2.1. Пасивний транспорт речовин через мембрани

Розрізняють активний і пасивний транспорт нейтральних молекул та іонів через біомембрани. Пасивний транспорт не пов'язаний з використанням хімічної енергії клітини: він здійснюється в результаті дифузії речовин в сторону меншого електрохімічного потенціалу і перебігає самовільно.

Прийнято розрізняти наступні види пасивного транспорту речовин через мембрани: 1) дифузія нейтральних молекул; 2) осмос; 3) фільтрація; 4) дифузія іонів; 5) дифузії через канали (пори); 6) дифузія з допомогою молекул-переносників за рахунок: а) дифузія переносника разом з речовиною в мембрані (рухомий переносник); б) естафетної передачі речовини від однієї молекули-переносника до іншої. Дифузію за механізмами 5 і 6 називають полегшеною.

Поряд з пасивним транспортом в мембранах клітин відбувається перенос іонів та молекул в сторону більшого електрохімічного потенціалу. Цей процес не є дифузією і відбувається за рахунок енергії гідролізу АТФ в результаті роботи спеціальних ферментів, які називаються транспортними АТФ-азами – активний транспорт.

Розглянемо механізми пасивного транспорту речовин через біомембрани.

Густина потоку речовини при пасивному транспорті підлягає рівнянню Теорелла:

$$I = -uC \frac{d\tilde{\mu}}{dx}, \quad (3.1)$$

де u – рухливість частинок; C – концентрація.

Електрохімічний потенціал $\tilde{\mu}$ – величина, що чисельно дорівнює енергії Гіббса одного моля розчиненої речовини, яка знаходиться в електричному полі:

$$\mu = \mu_0 + zF\varphi + RT \ln C_i, \quad (3.2)$$

де $F = 96500$ Кл/моль – число Фарадея, R – універсальна газова стала, T – температура, φ – потенціал електричного поля; Z – заряд іона електроліту, μ_0 – хімічний потенціал.

Знак в (3.1) показує, що перенос речовини зв'язаний із зменшенням $\tilde{\mu}$ в бік від більшого електрохімічного потенціалу до меншого. Для неелектролітів ($z = 0$) і у відсутності електричного поля ($\varphi = 0$) рівняння (3.1) переходить у рівняння Фіка:

$$I = -uRT \frac{dc}{dx}, \quad (3.3)$$

або

$$I = -D \frac{dc}{dx}. \quad (3.4)$$

Рівняння Фіка описує один із найпоширеніших механізмів пасивного транспорту – дифузію.

Дифузія – це процес самостійного повільного проникнення речовини з області з більшою концентрацією в область з меншою концентрацією внаслідок теплового хаотичного руху молекул. Для існування дифузії необхідний градієнт концентрації. Закон Фіка для дифузії:

$$\frac{dm}{dt} = -DS \frac{dc}{dx}, \quad (3.5)$$

де $\frac{dm}{dt}$ – швидкість дифузії, це кількість речовини, яка дифундує за одиницю часу через площину S , D – коефіцієнт дифузії. Він чисельно дорівнює швидкості дифузії через одиничну площу при одиничному градієнті концентрації $[D] = \text{м}^2/\text{с}$, залежить від природи і температури речовини, яка дифундує.

Дифузія речовин через ліпідний бішар мембрани викликається градієнтом концентрації в мембрані. Тоді

$$\frac{dc}{dx} = \frac{C_1^M - C_2^M}{\ell}, \quad (3.6)$$

де ℓ – товщина мембрани C_1^M і C_2^M – концентрація речовини біля зовнішньої і внутрішньої сторін мембрани, відповідно.

Оскільки виміряти C^M неможливо, оцінюють C^M за концентрацією цієї речовини в розчині ззовні мембрани C_1 , або зсередини її C_2 :

$$C_1^M = kC_1; \quad (3.7)$$

$$C_2^M = kC_2, \quad (3.8)$$

де k – коефіцієнт розподілу, показує, яку частину концентрація всередині складає від концентрації ззовні. Тоді рівняння Фіка буде:

$$\frac{dm}{dt} = -\frac{D \cdot k \cdot S}{\ell} (C_1 - C_2). \quad (3.9)$$

Ввівши $P = \frac{D \cdot k}{\ell}$ – коефіцієнт проникності мембрани, отримаємо рівняння Коллендера–Берлунда:

$$\frac{dm}{dt} = -PS(C_1 - C_2). \quad (3.10)$$

Проникність мембрани більша при меншій в'язкості мембрани (більшому D), при меншій товщині (меншій ℓ), при кращій розчинності речовини в ліпідній фазі (більшому k). Добре розчиняються в ліпідах органічні жирні кислоти, ефіри; погано розчиняються і проникають через мембрану водорозчинні речовини: солі, основи, цукри, амінокислоти, спирти. Але дослід показує, що молекули води – полярної речовини, яка не розчиняється в ліпідах – добре проникають через мембрани.

Дифузія молекул води через напівпроникну мембрану з області меншої концентрації розчиненої речовини в область більшої її концентрації називається осмосом.

Сила, яка викликає рух молекул розчинника (води), називається осмотичним тиском.

За законом Вант-Гоффа:

$$p = iCRT, \quad (3.11)$$

де i – ізотонічний коефіцієнт, який показує, у скільки разів збільшується кількість розчинених часток при дисоціації молекул в електролітах; для неелектролітів $i = 1$;

C – концентрація розчиненої речовини; R – газова стала;

T – абсолютна температура розчину.

Рівняння осмосу аналогічне рівнянню (3.10):

$$\frac{dm_a}{dt} = -kS(p_1 - p_2), \quad (3.12)$$

де $\frac{dm_a}{dt}$ – швидкість переносу води через площу S ; p_1 і p_2 – осмотичні тиски розчинів по обидва боки мембрани; k – коефіцієнт проникності.

Осмоз відіграє значну роль в біологічних явищах. Наприклад, осмос зумовлює гемоліз еритроцитів у гіпотонічних розчинах. Вода доти проникає всередину клітини, доки гідростатичний тиск всередині клітини не зрівноважить осмотичний тиск. Внаслідок цього клітина набрякає, а мембрана розтягується.

Дія деяких послаблюючих медикаментозних препаратів ґрунтується на осмосі води в ділянку підвищеної концентрації цього препарату в кишечнику.

Рух молекул води через пори у мембрані під дією градієнта статичного тиску називається фільтрацією. Швидкість фільтрації підлягає закону Пуазейля:

$$\frac{dV}{dt} = \frac{\pi R^4 (p_1 - p_2)}{8\eta \ell}, \quad (3.13)$$

де V – об'єм фільтрованої води; t – час; R – радіус; ℓ – її довжина; η – коефіцієнт в'язкості води; $p_1 - p_2$ перепад тиску на кінцях пори.

В артеріальних ділянках кровоносної системи вода із плазми крові у результаті фільтрації під дією кров'яного тиску виходить із кров'яного русла в лімфу і сполучну тканину, а на венозних ділянках поступає у плазму.

При гіпертонії виведення води із судин під дією підвищеного тиску крові починає перевищувати приплив води всередину судин і розвивається набряк тканин.

Фільтрація плазми крові в ниркових нефронах приводить до утворення первинної сечі.

На мембрані існує різниця потенціалів, так звані біологічні потенціали, а в самій мембрані – електричне поле.

В загальному випадку перенос іонів через мембрану визначається двома факторами: нерівномірністю їх розпаду і дією електричного поля мембрани, тобто наявністю двох градієнтів – концентраційного $\frac{dc}{dx}$ і електричного $\frac{d\varphi}{dx}$.

Підставимо (3.2) в (3.1) і отримаємо рівняння Нернста–Планка:

$$I = -uRT \frac{dc}{dx} - u cz F \frac{d\varphi}{dx}. \quad (3.14)$$

Іншу формулу рівняння Ернста–Планка можна одержати, якщо згадати співвідношення між коефіцієнтом дифузії D і абсолютного температурою: $D = uRT$.

Оскільки електричне поле в мембрані можна вважати постійним $\frac{d\varphi}{dx} = \frac{\varphi_m}{\ell}$, де φ_m – різниця потенціалів на мембрані, ℓ – її товщина, то:

$$I = -D \left(\frac{dc}{dx} + \frac{cz F \varphi_m}{RT \ell} \right). \quad (3.15)$$

Позначимо $\frac{zF \varphi_m}{RT} = \psi$. Шляхом математичних перетворень, які ми тут не приводимо, можна рівнянню (3.15) надати вигляду:

$$I = P \psi \frac{C_i - e^{-\psi} C_e}{e^{-\psi} - 1}, \quad (3.16)$$

де C_i, C_e – концентрації іонів всередині і ззовні клітини, P – проникність мембрани для даного іона.

Взаємодія мембранних структур з іоном буває різною, якщо пара в мембрані та іон одного заряду, то вони відштовхуються, а якщо

різномірного, то іон притягується в центр пори, потрапляє в потенціальну яму і перешкоджає пересуванню інших іонів.

Вибіркова проникність мембрани залежить від того, яка густина фіксованих зарядів одного знаку в порі. Якщо вона велика, то добре проникають іони протилежного знаку і погано – однойменні.

Іони H^+ і OH^- в клітину практично не проникають, оскільки вони адсорбуються поверхнею мембрани, заряджають її і відштовхують інші іони. Проникнення іонів з розчинів підлягає правилу: чим вищий ступінь дисоціації, тим менша проникність іонів. Однобічна проникність електролітів та їх нагромадження в клітині зумовлені різницею між вмістом клітини і зовнішнім середовищем.

Дифузія речовини через пори (канали) також описується дифузійними рівняннями. Наявність каналів суттєво збільшує проникність мембрани, ефективний коефіцієнт проникності мембрани в цьому випадку залежить від числа каналів на 1см^2 площі мембрани n , радіуса каналу r , його довжини ℓ , і коефіцієнта дифузії речовини в воді D :

$$P = \pi r^2 n \frac{D}{\ell}. \quad (3.17)$$

На квадратний мікромметр мембрани може припадати від 1 до 1000 каналів. За відкриття в області роботи одиноких іонних каналів Ервін Нейер і Берт Сакманн отримали Нобелівську премію (1991 р.) в області фізіології і медицини.

Ще одне "полегшення" дифузії пов'язане з молекулами-переносниками (Р). Механізм такої дифузії визначається дифузією через мембрану комплексу переносника з речовиною (АХ) в одному напрямі і дифузією вільного переносника Х в протилежному напрямі. А – речовина зовнішнього середовища. При хімічній спорідненості А і Х утворюється комплекс АХ. Схема полегшеної дифузії показана на рисунку 3.3.

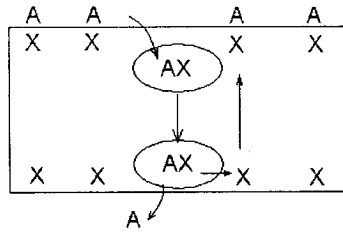


Рис. 3.3. Схема полегшеної дифузії.

За допомогою переносників транспортуються аміно- і органічні кислоти, моносахариди. Швидкість полегшеної дифузії в $10^5 \div 10^6$ раз більша за швидкість звичайної дифузії. Висока здатність до переносу глюкози властива еритроцитам людини. Механізм дії ґрунтується на здатності білка-переносника знаходитися в двох різних конформаційних (структурних) станах. В одному з них він селективно зв'язує глюкозу, в другому – звільняє її з протилежної сторони мембрани. Другий приклад переносника в мембрані еритроцитів – це система транспорту аніонів хлориду Cl^- і бікарбонату HCO_3^- , які забезпечують процеси газообміну в тканинах і легенях (80 % складає плазми крові).

Найбільше вивчена здатність молекули валіноміцина (антибіотик) переносити через модельні мембрани іони калію. За здатність переносити іони через мембрани валіноміцин і інші споріднені йому речовини отримали назву іонофорів. Одна молекула валіноміцину переносить через мембрану 10 тисяч іонів за секунду.

Іонофори є двох видів: переносники і каналоформери. Валіноміцин – переносник. Молекули каналоформерів фіксовані поперек мембрани (рис. 3.4). Речовина, яка переноситься, утворює з кожною фіксованою молекулою комплекс, який розпадається по черзі, поступово, як показано стрілками, молекула А проникає на протилежний бік мембрани.

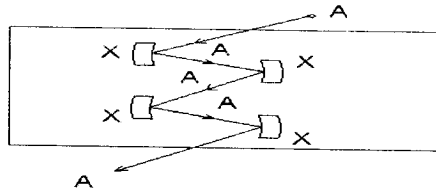


Рис. 3.4. Схематичне зображення молекули каналоформерів.

3.2.2. Активний транспорт речовин

Механізми активного транспорту іонів локалізовані в мембрані, оскільки перенесення іонів можна спостерігати на препаратах, в яких немає аксоплазми, але зберігається неушкодженою мембрана. Безсумнівно, що в транспорті іонів беруть участь компоненти мембрани і насамперед фермент Na^+ , K^+ - АТФ-аза є основною структурою транспортного механізму, який дістав назву натрій-калієвого насоса і здійснює нагромадження в клітині калію і виведення з клітини натрію.

Na^+ , K^+ - АТФ-аза – це великий мембранний комплекс зі складною структурою. Її молекула складається з двох субодиниць – великої, α -ліпопротеїду і меншої, β - глікопротеїду.

α - поліпептид виявляє каталітичну активність і може фосфоризуватися в присутності АТФ.

β - глікопротеїд не здатний каталізувати гідроліз АТФ, але виявляє Na -специфічну іонофоретичну активність. Являючись інтегральним мембранним білком Na^+ , K^+ - АТФ-аза пронизує мембрану наскрізь і тому частини молекули виступають як в

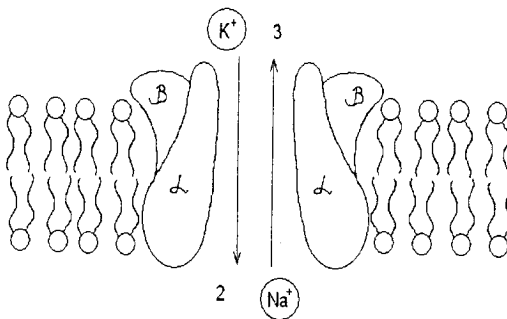


Рис. 3.5. Молекула мембранного комплексу Na^+ , K^+ - АТФ-ази.

середину клітини (α -одиниця), так і за межі клітини (β – одиниця) Активний

центр молекули, відповідальний за гідроліз АТФ, повернутий всередину клітини і локалізований на α - поліпептиді (рис.3.5).

Основні етапи роботи Na^+ , K^+ - АТФ-ази показані на рисунку 3.6.

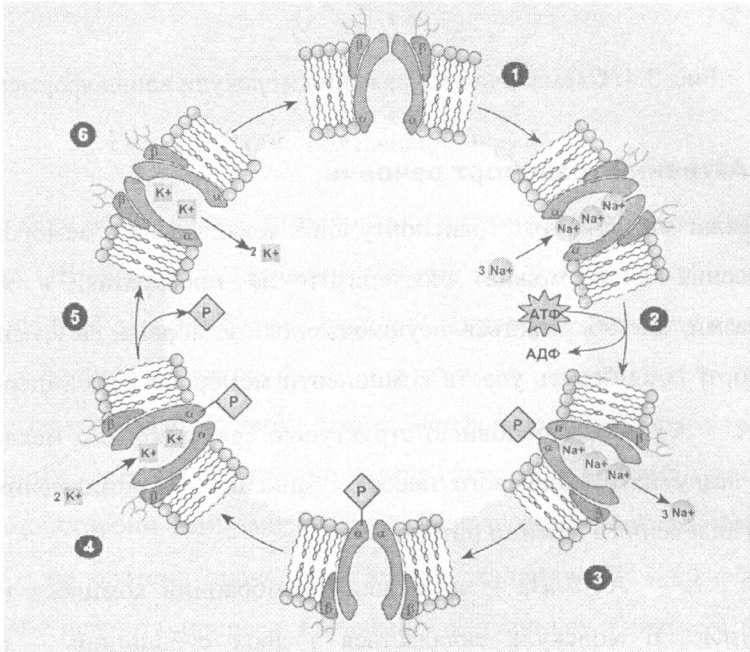


Рис. 3.6. Схематична модель роботи натрій-калієвого насосу:

- 1 – три катіони натрію заходять до насосу;
- 2 – фосфорилування за участю АТФ змінює конфомацію насосу;
- 3 – натрій виводиться з клітини у міжклітинний простір, насос відкритий назовні;
- 4 – два катіони калію входять з міжклітинного простору до насосу;
- 5 – дефосфорилування насосу спричиняє зворотню зміну його конфомації;
- 6 – два катіони калію входять до клітини.

Натрій-калієвий насос із внутрішнього боку мембрани має центри зв'язування АТФ і натрію, а із зовнішнього – калію. Перенесення натрію і калію через мембрану здійснюється за рахунок зміни конфігурації білкової молекули. При цьому насос діє як фермент АТФ-гідролаза, енергія, що

виділяється під час гідролізу АТФ, витрачається на перенесення іонів через мембрану проти градієнта концентрації.

Перенесення $2K^+$ всередину клітини і вихід $3Na^+$ назовні приводить в підсумку до переносу одного позитивного заряду із цитоплазми в навколишнє середовище, а це сприяє появі мембранного потенціалу (зі знаком «мінус») всередині клітини. Безпосереднім джерелом енергії такого процесу є енергія, яка акумульована в макроергічних зв'язках молекул АТФ, величина якої сягає 45 кДж/моль.

На кінетику натрієвого насоса можуть впливати зовнішні чинники. Так, під дією ціанистого калію натрій перестає відкачуватися з клітини, його концентрація всередині нервових клітин і волокон зростатиме, що може призвести до загибелі живої істоти.

Хоча конкретні механізми активного транспорту іонів кальцію, амінокислот, нуклеотидів ще точно не відомі, запропоновано багато гіпотез, які пояснюють його. Частина гіпотез ґрунтується на уявленнях про участь в транспорті спеціальних переносників.

Згідно з однією з таких гіпотез, Na^+ переноситься з переносником Y . На зовнішній поверхні мембрани переносник Y спонтанно перетворюється в переносник X , здатний зв'язувати тут іони K^+ . Калій переноситься на внутрішню поверхню мембрани, вивільняється тут, а переносник X перетворюється в переносник Y . На це перетворення витрачається енергія метаболізму ($31 \div 36 \frac{\text{кДж}}{\text{моль}}$).

Сучасні уявлення про механізм дії натрій-калієвої помпи будуються на уявленнях про те, що білки, які її утворюють, можуть знаходитися в двох різних конформаційних станах. В першій конформації білок зв'язує три іони Na^+ , тобто виступає в ролі переносника Y , в другій – два іони K^+ , що відповідає переноснику X . Не слід думати, що в клітині все відбувається саме так. Ця схема – одна із спроб наочно подати роботу натрій-калієвої помпи. Ще не встановлено точно природу носіїв, проте висловлюються

припущення, що комплекс АТФ-аза може виконувати функції справжнього носія. Є підстави вважати, що з активним перенесенням може бути пов'язаний транспорт інших речовин. Цей підхід висувають на противагу традиційному, згідно з яким, скільки речовин транспортується, стільки є транспортних механізмів.

Транспорт двох частинок в одному напрямі називають симпортом, а в протилежному напрямку – антипортом (рис 3.7).

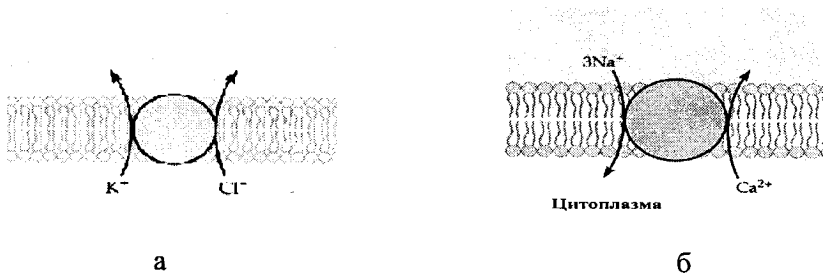


Рис. 3.7. Транспорт частинок: а – симпорт, б – антипорт.

Симпорт – це активне перенесення речовини через мембрану, що здійснюється за рахунок енергії градієнта концентрації іншої речовини. Транспортна АТФ-аза в даному випадку має центри зв'язування для двох речовин. Антипорт – це перенесення речовини проти градієнта своєї концентрації. При цьому інша речовина переміщається в протилежному напрямку за градієнтом своєї концентрації. Симпорт і антипорт можуть відбуватися при всмоктуванні амінокислот із кишечника і реабсорбції глюкози із первинної сечі. При цьому використовується енергія градієнта концентрації іонів Na^+ , який створений Na^+ , K^+ -АТФ-азою.

Глава 3.3. Мембранні потенціали спокою і дії

3.3.1. Електрична ємність і опір плазматичної мембрани

Плазматичну мембрану клітин можна порівняти з конденсатором. Своєрідні "пластини" цього "конденсатора" – внутрішньоклітинне та

міжклітинне середовища, які є добрими провідниками. Діелектриком є матеріал мембрани, в основному бімолекулярний ліпідний шар.

Розрізняють вхідну або загальну і питому ємності мембрани. Вхідна ємність розраховується за формулою:

$$C_{ax} = \frac{\tau}{R_{ax}}, \quad (3.18)$$

де C_{ax} – вхідна ємність; τ – стала часу; R_{ax} – вхідний опір.

Величина вхідної ємності прямо пропорційна площі поверхні клітини. Більша площа внутрішнього та зовнішнього рідинних провідників дає мембрані змогу утримувати більший заряд. Величина вхідної ємності обернено пропорційна товщині мембрани, оскільки збільшення товщини зменшує взаємодію зарядів.

На основі вхідної ємності не можна порівнювати ємність мембрани різних клітин. Для цього використовується величина питомої ємності мембрани C_m , яка розраховується на 1см^2 мембрани:

$$C_m = \frac{C_{ax}}{S}, \quad (3.19)$$

де S – площа поверхні мембрани.

Між поверхнями мембрани існує електричне поле. Так, при величині мембранного потенціалу 100 мВ і товщині мембрани 5 нм напруженість поля становить $2 \cdot 10^6$ В/см. Збільшення напруженості поля в 2–4 рази призводить до руйнації мембрани.

Хоча матеріал мембрани характеризується діелектричними властивостями, проте мембрана здатна пропускати електричний струм.

Щодо біологічних мембран можна застосувати закон Ома, який описує співвідношення між струмом, напругою і опором (у вузькому діапазоні напруг). Для визначення опору мембрани крізь неї пропускають струм і вимірюють електротонічні зміни мембранного потенціалу.

Оскільки струм проходить не лише через мембрану, то сумарний опір досліджуваної системи називають вхідним:

$$R_{вх} = \frac{V}{I}, \quad (3.20)$$

де $R_{вх}$ – вхідний опір; I – струм; V – електротонічна зміна мембранного потенціалу.

Для сферичних клітин $R_{вх}$ є мірою тільки опору мембрани, оскільки опір цитоплазми є настільки малим, що ним можна знехтувати. Проте $R_{вх}$ залежить від розмірів клітини. Чим менша клітина, тим вищий вхідний опір мембрани. Чим більша поверхня клітини, тим менший вхідний опір, оскільки збільшується кількість паралельних шляхів для проходження струму. У зв'язку з цим на основі $R_{вх}$ не можна порівнювати опір мембрани різних клітин. Для цього використовують стандартизований параметр – питомий опір мембрани.

Поняття питомого опору мембрани дещо відрізняється від прийнятого у фізиці. При вимірюванні опору мембрани її товщину (довжину провідника) встановити безпосередньо не вдається, у зв'язку з цим за питомий опір мембрани береться поперечний опір 1см^2 мембрани, незалежно від її товщини (довжини провідника). Ось чому з відомої формули $R = \rho \frac{\ell}{S}$ випливає $\rho = R \cdot S$ або

$$R_{\text{м}} = R \cdot S, \quad (3.21)$$

де $R_{\text{м}}$ – питомий опір мембрани ($\text{Ом} \cdot \text{см}^2$), R – вхідний опір, виміряний мікроелектродом щодо зовнішнього середовища, S – поверхня мембрани.

Для мембрани 5 нм завтовшки питомий опір становить близько $1000 \text{ Ом} \cdot \text{см}^2$, що наближається до опору таких ізоляторів, як скло. Можна вважати, що такий високий опір мембрани зумовлений незначною кількістю пор на одиницю поверхні мембрани, по яких переміщуються іони. Функціонування мембрани пов'язане із зміною її провідності при збереженні постійності електричної ємності. Відносна незмінність ємності клітинної

мембрани свідчить про те, що в окремих функціях бере участь незначна частина мембрани.

Мембрану слід уявляти не як ідеальний конденсатор, а як конденсатор із втратами, це зумовлено тим, що паралельно з ємністю мембрани C_m існує омичний опір R_m . Заряд на ємності мембрани підтримується за рахунок джерела напруги E_m , що ввімкнене послідовно з R_m . Це джерело протидіє зменшенню зарядів на C_m , яке відбувається за рахунок втрат через R_m . Таким чином, мембрану можна зобразити у вигляді еквівалентної схеми, що представлена на рисунку 3.8.

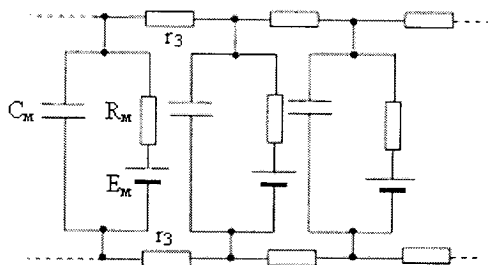


Рис. 3.8. Еквівалентна електрична схема мембрани.

3.3.2. Дифузійні і мембранні потенціали. Потенціал Нернста

В нормально функціонуючій клітині, яка перебуває в стані спокою, завжди існує різниця потенціалів між цитоплазмою і навколишнім середовищем, яке називається потенціалом спокою. Виникнення потенціалу спокою пов'язано з нерівністю концентрації іонів всередині клітини і в навколишньому середовищі та неоднаковою проникністю мембран для різних іонів.

Наявність іонної асиметрії і постійної електричної поляризації мембрани є основною передумовою, що забезпечує збудливість клітин, їх здатність миттєво переходити в активний стан під впливом подразників. Мембранний потенціал є тим запасом потенціальної електричної енергії, яка використовується для генерації електричних імпульсів, що забезпечують

зв'язок, регуляцію і управління в організмі і служать елементом кодування інформації.

Для розуміння і вивчення цих процесів необхідно з'ясувати механізм електрогенезу в клітинах. У протоплазмі і міжклітинному середовищі міститься у великій кількості вода, яка виконує роль розчинника і дисперсійного середовища. Звідси зрозуміло, що тканинний електрогенез відбувається в умовах розчинів. Механізм виникнення різниці потенціалів у живих тканинах зумовлений нерівномірним розподілом іонів. Типовим прикладом утворення різниці потенціалів за рахунок нерівномірного розподілу катіонів і аніонів є дифузійний потенціал.

Якщо взяти два однойменні розчини різної концентрації і привести їх у контакт, то почнеться вирівнювання концентрацій розчинів за рахунок дифузії катіонів і аніонів з місця більшої їх концентрації. Але якщо рухливість катіонів і аніонів різна, то одні з них дифундують швидше, а інші повільніше. Внаслідок цього катіони і аніони розподіляться нерівномірно по відношенню до будь-якої межі. Величину дифузійної різниці потенціалів визначають за формулою Гендерсона:

$$\Delta\varphi_{\text{диф}} = \frac{u_{\text{к}} - u_{\text{а}}}{u_{\text{к}} + u_{\text{а}}} \cdot \frac{RT}{zF} \ln \frac{c_1}{c_2}, \quad (3.22)$$

де $u_{\text{к}}, u_{\text{а}}$ – рухливість катіонів і аніонів відповідно; R – універсальна газова стала; T – абсолютна температура; z – валентність іонів; F – число Фарадея; c_1, c_2 – концентрації першого і другого розчинів.

В описаних умовах дифузійна різниця потенціалів не може існувати довго, а тільки доти, доки не встановиться рівномірний розподіл іонів у всьому об'ємі, тобто поки не зрівняються концентрації розчинів. Отже, дифузійні потенціали мають перехідний характер, біологічний електрогенез не може відбуватися за принципом простої дифузії.

Якщо на шляху дифузії іонів помістити перегородку, здатну пропускати іони тільки одного знаку, то рухливість іонів, які затримуються перегородкою, дорівнюватиме 0. Внаслідок цього різниця рухливості

виявляється максимальною і по обидві зони перегородки утвориться різниця потенціалів. Якщо перегородка затримує аніони, $u_A = 0$ то з формули маємо:

$$\varphi_M^0 = \frac{RT}{zF} \ln \frac{c_1}{c_2}. \quad (3.23)$$

Перегорідками, що здатні затримувати одні іони і пропускати інші, служать цитоплазматичні мембрани живих клітин. Потенціал φ_M^0 який виникає на біологічних мембранах, називається потенціалом Нернста.

Процес електродифузії зумовлений градієнтом електрохімічного потенціалу. При переході системи з стану 1 в стан 2 зміна хімічного потенціалу рівна:

$$\Delta\mu = \mu_2^0 - \mu_1^0 + RT \ln \frac{c_2}{c_1} + zF(\varphi_1 - \varphi_2). \quad (3.24)$$

Фізичний зміст електрохімічного потенціалу полягає в тому, що його зміна рівна роботі, яку треба затратити, щоб:

а) синтезувати 1 моль речовини (стан 2) з вихідних речовин (стан 1) і помістити його в розчинник (це хімічна робота – доданок $(\mu_2^0 - \mu_1^0)$);

б) зконцентрувати розчин від концентрації c_1 до c_2 (це осмотична робота – доданок $RT \ln \frac{c_2}{c_1}$);

в) подолати сили електричного відштовхування, що виникають при різниці потенціалів $(\varphi_1 - \varphi_2)$ між розчинами (це електрична робота – доданок $zF(\varphi_1 - \varphi_2)$).

Якщо клітинна мембрана проникна для якого-небудь одного іона, то на мембрані встановлюється рівноважний, так званий Нернстівський потенціал φ_M^0 , що визначається як різниця потенціалів $(\varphi_1 - \varphi_2)$.

Рівноважний стан – це стан, при якому відсутні термодинамічні потоки, а параметри стану однакові і незмінні з часом в будь-якій частині системи. У цьому стані немає різниці електрохімічних потенціалів ($\Delta\mu = 0$), на іон не діє рушійна сила, внаслідок чого він проходить в обидва боки через

мембрану тільки під час безладних теплових рухів. При цьому протилежно напрямлені потоки в клітину і з клітини збалансовані. Такий стан називають рівновагою пасивних потоків. У водному середовищі по обидві сторони мембрани для іона і в рівновазі $\Delta\mu = RT \ln \frac{c_2}{c_1} + zF(\varphi_1 - \varphi_2) = 0$, звідки

$$\varphi_m^0 = \varphi_1 - \varphi_2 = -\frac{RT}{zF} \ln \frac{c_2}{c_1}, \quad (3.25)$$

де $(\varphi_1 - \varphi_2)$ – різниця потенціалів між внутрішньою і зовнішньою поверхнями мембрани.

Отже, потенціал Нернста визначається значеннями концентрації іонів всередині клітини c_2 і зовні клітини c_1 . При рівності концентрацій $c_1 = c_2$, $\varphi_m^0 = 0$.

Для іонів калію

$$\varphi_{mK^+}^0 = -\frac{RT}{F} \ln \left[\frac{K^+}{K^+} \right]_i^o. \quad (3.26)$$

Наведемо значення потенціалу Нернста для іонів Na^+ , K^+ , і Cl^- в мВ.

Таблиця 3.1. Значення потенціалу Нернста

	K^+	Na^+	Cl^-	Спокою
Аксон кальмара	-90	+46	-29	-60
М'язове волокно жаби	-98	+49	-105	-88
Мотонейрон кішки	-90	+60	-70	-70

3.3.3. Рівновага Доннана і потенціал Доннана

Наявність у клітині нездатних до дифузії через мембрану великих органічних аніонів створює передумови для виникнення рівноваги Доннана, яка є одним з можливих фізико-хімічних механізмів, що підтримують нерівномірний розподіл іонів між цитоплазмою і міжклітинним середовищем.

Розглянемо, як виникає така рівновага у простій фізико-хімічній системі, яка поряд з іонами калію і хлору містить нездатні до дифузії через мембрану

великі аніони. У вихідному стані (1) відсік містить здатні до дифузії через мембрану іони K^+ і Cl^- в концентрації c_1 . Відсік (2) містить великі аніони P^- і K^+ у концентрації c_2 .

Оскільки мембрана проникна для хлору, розпочинається його дифузія з відсіку (1) у відсік (2). Разом з аніонами хлору спочатку дифундуватимуть катіони калію, хоча калій рухатиметься проти зростаючого градієнта концентрації, цей процес триватиме доти, поки різниця концентрацій, що примушує дифундувати хлор, не зрівноважиться протилежно напрямленою силою з боку електричного поля. У рівноважному стані сумарного потоку не буде і електричне поле збалансує дифузію. Для цього стану можна записати

$$\varphi_m = \frac{RT}{F} \ln \frac{[K^+]_1}{[K^+]_2} = \frac{RT}{F} \ln \frac{[Cl^-]_2}{[Cl^-]_1}.$$

Звідси впливає рівність Доннана:

$$[K^+]_1 \cdot [Cl^-]_1 = [K^+]_2 \cdot [Cl^-]_2. \quad (3.27)$$

Нехай до настання рівноваги дифундувало X іонів калію і хлору. Тоді відсік (1) міститиме K^+ , і Cl^- в концентрації $(c_1 - x)$, а відсік (2) K^+ у концентрації $(c_2 + x)$ і $Cl^- - x$. Підставивши ці значення у рівність Доннана, одержимо:

$$(c_1 - x)(c_1 - x) = (c_2 + x)x, \quad (3.28)$$

звідки

$$x = \frac{c_1^2}{2c_1 + c_2}. \quad (3.29)$$

Обчисливши x матимемо збільшення концентрації калію у відсіку (2). В цілому розподіл K^+ з обох боків мембрани нерівномірний. Якщо $c_2 = 0$, то $x = \frac{c_1}{2}$. Отже, без аніонів P^- , що не проникають через мембрану, KCl розподілиться рівномірно з обох боків мембрани.

Згідно з умовою електронейтральності

$$[K^+]_1 = [Cl^-]_1, [K^+]_2 = [P^-]_2 + [Cl^-]_2. \quad (3.30)$$

Підставивши $[Cl^-]_i$ і $[Cl^-]_e$ в формулу (3.27), дістанемо:

$$[K^+]_i^2 = [K^+]_e \{ [Cl^-]_e - [P^-]_e \}. \quad (3.31)$$

Звідки

$$[K^+]_e^2 - [K^+]_e [P^-]_e - [K^+]_i^2 = 0. \quad (3.32)$$

Тоді концентрація калію у (2) відсіку становитиме

$$[K^+]_e = \frac{1}{2} [P^-]_e \pm \frac{1}{2} \{ [P^-]_e^2 + 4[K^+]_i^2 \}^{1/2}, \quad (3.33)$$

звідки потенціал Доннана

$$\varphi_D = \frac{RT}{F} \ln \frac{[P^-]_e \pm \frac{1}{2} \{ [P^-]_e^2 + 4[K^+]_i^2 \}^{1/2}}{2[K^+]_i}. \quad (3.34)$$

Якщо провести обчислення, то Доннанівський потенціал буде порядку одиниць мілівольтів (-1,4 мВ). Тому Доннанівські потенціали не можуть пояснити високі значення потенціалів спокою більшості живих клітин – мінус 60 – мінус 90 мВ в нервових і м'язових клітинах.

3.3.4. Стаціонарний потенціал Гольдмана-Ходжкіна-Катца

В 1902 році Бернштейн висунув гіпотезу, згідно з якою потенціал спокою виникає тому, що цитоплазматична мембрана проникна для іонів K^+ і на ній створюється потенціал, що описується рівнянням Нернста. Це припущення підтвердилося на практиці для великих концентрацій K^+ , але для низьких концентрацій дані дослідів не збігаються з розрахунками.

Причина відхилення потенціалу на мембрані від потенціалу Нернста – проникність мембрани не тільки для іонів K^+ , але й для інших іонів. Ходжкін і Катц використали те, що потенціал спокою не рівноважний, а стаціонарний. Стаціонарний стан – це стан, при якому параметри стану системи не змінюються з часом, але різні в різних частинах системи, тобто в системі існують термодинамічні сили і потоки.

Основний внесок в сумарний потік зарядів практично в усіх клітинах роблять іони Na^+ , K^+ , і Cl^- . Тому

$$I = I_{Na^+} + I_{K^+} - I_{Cl^-}, \quad (3.35)$$

де I – сумарна густина потоку іонів.

Дифузія іонів приведе до зміни мембранного потенціалу, який почне гальмувати перенесення іонів. Через певний час сумарний струм через мембрану припиниться і $I = 0$. При цьому система не обов'язково прийде в рівноважний стан, оскільки нульове значення сумарного потоку не означає рівності нулю всіх потоків-складників.

Отже

$$I_{Na^+} + I_{K^+} - I_{Cl^-} = 0 \quad (3.36)$$

Підставивши сюди розв'язки рівняння Нернста–Планка для кожного з іонів і пригадавши, що $\psi = \varphi_m \frac{F}{RT}$, отримаємо:

$$\varphi_m = -\frac{RT}{F} \ln \frac{P_{Na} [Na^+]_B + P_k [K^+]_B + P_{Cl} [Cl^-]_B}{P_{Na} [Na^+]_A + P_k [K^+]_A + P_{Cl} [Cl^-]_A}. \quad (3.37)$$

Отримане рівняння називається рівнянням стаціонарного потенціалу, Гольдмана-Ходжкіна-Катца, або просто рівнянням Гольдмана.

Це рівняння враховує роль коефіцієнта проникності мембрани для іонів і тому точніше описує величину мембранного потенціалу спокою.

Рівноважний стан можна розглядати як частковий випадок стаціонарного стану. Отже рівняння Нернста – це частковий випадок рівняння Гольдмана.

Дійсно, якщо $P_{Na} = 0, P_{Cl} = 0$, а $P_k \neq 0$, то:

$$\varphi_m = -\frac{RT}{F} \ln \left[\frac{[K^+]_B}{[K^+]_A} \right]. \quad (3.38)$$

3.3.5. Механізм генерації і розповсюдження потенціалів дії

У клітині внаслідок збудження виникає потенціал дії. Збудливість – це здатність клітини до швидкого реагування на фізико-хімічні процеси і функціональні зміни, яка супроводжується оберненням знака мембранного потенціалу. Збудження має тимчасовий характер, після його закінчення відновлюється початковий потенціал спокою. Загальна зміна різниці

потенціалів між клітиною і середовищем, яка відбувається при пороговому й надпороговому збудженнях клітини, називається потенціалом дії (рис. 3.9).

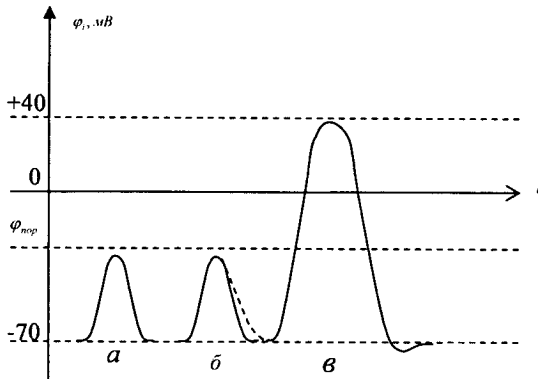


Рис. 3.9. Збудження мембрани за допомогою короткочасного збуджуючого струму (стимулу): а) підпороговий імпульс; б) пороговий імпульс; в) потенціал дії.

Виникнення потенціалу дії спричинене різким збільшенням проникності мембрани для іонів Na^+ , що виникає за умови зростання потенціалу φ вище $\varphi_{пор}$.

Згідно з сучасними уявленнями, в основу підвищення проникності мембрани для іонів натрію покладено відкриття потенціалозалежних натрієвих каналів, які в спокої перебувають у закритому стані. За електричну збудливість відповідальними є ворота каналів. Розрізняють активаційні m і інактиваційні h ворота натрієвих каналів. В стані спокою h – ворота відкриті, а m – ворота закриті, внаслідок чого канали є непровідними. Електричний імпульс, що деполяризує мембрану, є причиною відкриття воріт. В результаті цього канали стають провідними, що і забезпечує підвищення проникності мембрани для іонів натрію. В стані збудження мембрана гігантського аксона кальмара характеризується таким співвідношенням коефіцієнтів проникності для іонів: $P_K: P_{Na}: P_{Cl} = 1: 20: 0,45$.

У результаті такої зміни проникності мембрани іони натрію дифундують через мембрану з міжклітинного середовища всередину волокна згідно з їхнім електрохімічним градієнтом. Надходження у волокно позитивних зарядів зменшує негативний потенціал внутрішньої поверхні мембрани спочатку до нуля, а потім заряджає її позитивно. Завдяки цьому встановлюється мембранна різниця потенціалів, яка за напрямом збігається, а за величиною наближається до натрієвого рівноважного потенціалу. Це зміщення відображає висхідне коліно потенціалу дії.

Основою виникнення потенціалу дії є підвищення проникності мембрани для іонів натрію, яке приводить до зміщення мембранного потенціалу від φ_k до φ_{Na} . Для генерування наступного потенціалу дії необхідне відновлення на мембрані різниці потенціалів, близької до калієвого рівноважного потенціалу. Низхідне коліно потенціалу дії і відображає зміщення мембранного потенціалу від φ_{Na} до φ_k (рис. 3.10). У відновленні на мембрані

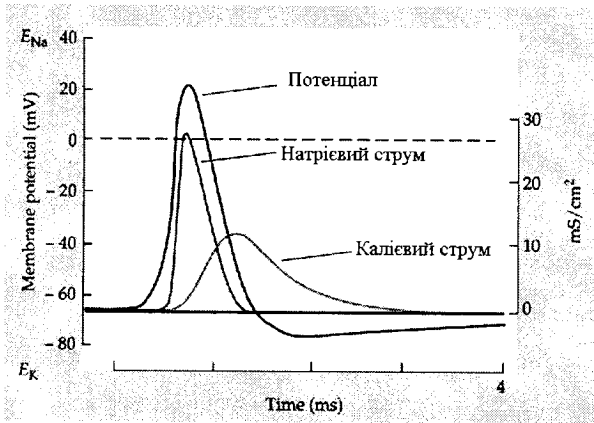


Рис. 3.10. Іонні струми протягом часу потенціалу дії.

під час збудження близької до φ_k різниці потенціалів відіграють роль такі процеси. Насамперед, наближення мембранного потенціалу до φ_{Na} дедалі більше перешкоджає дифузії натрію в клітину. Якби мембранний потенціал дорівнював φ_{Na} , градієнт концентрації іонів натрію зрівноважився б трансмембранною різницею потенціалів, яка могла б існувати доти, поки

натрієва провідність мембрани перевищувала б калієву. Насправді цього не трапляється, оскільки підвищення проникності мембрани для натрію має короткочасний характер. Незважаючи на продовження деполяризації, натрієва провідність зменшується до вихідного низького значення. Цей процес отримав назву інактивації натрієвої провідності. При цьому натрієві канали переходять з відкритого стану в закритий. Інактивовані натрієві канали не можуть бути переведені в провідний стан додатковою деполяризацією, що є причиною рефрактерності.

Інактивація натрієвої провідності і затримане підвищення проникності мембрани для калію, яке запускається деполяризацією, забезпечують відновлення на мембрані потенціалу спокою. Проникність мембрани для калію зростає повільно і досягає максимуму (збільшується в 10–15 разів) під час розвитку інактивації натрієвої провідності. Внаслідок зниження проникності для натрію і підвищення для калію електрохімічні сили примушують калій дифундувати з клітини, поки мембранний потенціал не наблизиться до φ_k .

Виникнувши в будь-якій точці мембрани нервового або м'язового волокна, потенціал дії відразу ж поширюється на інші ділянки. Завдяки здатності поширюватись потенціали дії виконують роль елементів коду в передаванні повідомлень і команд.

В основу сьгоднішніх поглядів на механізм поширення потенціалів дії покладено також уявлення про подразнювальну дію локальних, або колових, струмів (рис 3.11).

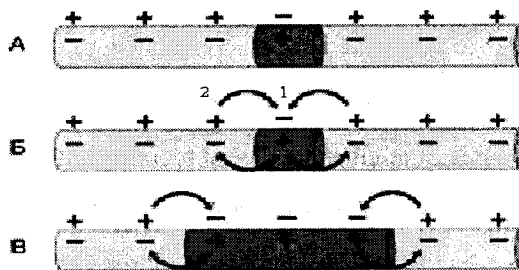


Рис. 3.11. Колові струми між збудженою і незбудженою ділянками безмієлінового нервового волокна.

Припустимо, що точка 1 є збудженою, на відміну від точки 2. В точці 1 мембрана проникна для іонів натрію, виник потенціал дії і відбулась реверсія мембранного потенціалу. Це означає, що зовнішня поверхня мембрани заряджена тут негативно, а внутрішня – позитивно. Для мембрани в точці 2 властивий потенціал спокою з позитивним зарядом зовнішньої і негативним – внутрішньої поверхні.

Між точками 1 і 2 виникає різниця потенціалів, що зумовлює появу струму в напрямі від незбудженої до збудженої ділянки. У волокні струм не тече у зворотному напрямі. Отже, колові струми входять у волокно в збудженій і залишають його в незбудженій ділянці. Місце виходу з волокна колових струмів є джерелом підвищення проникності мембрани для іонів натрію і виникнення потенціалу дії внаслідок того, що тут виникає критична деполяризація мембрани. Генерація потенціалу дії в цьому місці зумовлює замикання колових струмів між збудженою та незбудженою ділянками.

Поширення нервового імпульсу вздовж аксона описується рівнянням Ходжкіна-Хакслі

$$\frac{r}{2\rho_a V^2} \frac{d^2 \Delta\varphi}{dt^2} = C_m \frac{d\Delta\varphi}{dt} + g_K n^4 (\Delta\varphi - \Delta\varphi_K^0) + g_{Na} m^3 h (\Delta\varphi - \Delta\varphi_{Na}^0) + g_{leak} (\Delta\varphi - \Delta\varphi_{leak}^0), \quad (4.39)$$

де r – радіус аксона, ρ_a – питомий опір аксоплазми, V – швидкість поширення нервового імпульсу $\Delta\varphi = \varphi_e - \varphi_i$ – різниця потенціалів на мембрані, C_m – електрична ємність мембрани, g_K, g_{Na}, g_{leak} – коефіцієнти провідності відповідних каналів, n – частка активованих каналів K^+ ($m = \frac{C}{C_0}$), C – активовані, C_0 – загальна кількість каналів, m – частка активованих каналів Na^+ , h – частка інактивованих каналів Na^+ .

Швидкість поширення потенціалу дії (ПД) залежить від того, чи має аксон мієлінову оболонку. Якщо має, то розповсюдження нервового імпульсу

відбувається стрибками через перехоплення Ранв'є і має значно більшу швидкість, ніж у безмієлінових нервових волокнах.

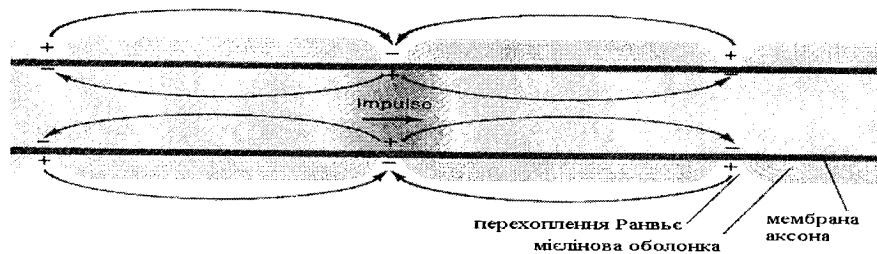


Рис. 3.12. Поширення потенціалу дії в мієлінових волокнах.

По мієлінізованому волокні ПД поширюється стрибкоподібно (рис. 3.12). Для мієлінізованих волокон характерна концентрація потенціалозалежних іонних каналів лише в місцях перехоплень Ранв'є; тут їх густина в 100 разів більша, ніж у мембранах безмієлінових волокон. ПД, який виникає в одному перехопленні Ранв'є, за рахунок електричного поля деполяризує мембрану сусідніх перехоплень до критичного рівня, що призводить до виникнення в них нових ПД, тобто збудження переходить стрибкоподібно, від одного перехоплення до іншого. У випадку пошкодження одного перехоплення Ранв'є ПД збуджує 2-ий, 3-ій, 4-ий і навіть 5-ий, оскільки електроізоляція, яка створена мієліновими муфтами, зменшує розсіювання електричного поля. Це збільшує швидкість поширення ПД по мієлінізованих волокнах в порівнянні з немієлінізованими. Крім того, мієлінізовані волокна товстіші, а питомий опір їх більший, що також збільшує швидкість проходження імпульсу по мієлінізованих волокнах.

При діаметрі волокна близько 2 мм і при відсутності мієлінової оболонки швидкість проходження імпульсу складає ~ 1 м / с, а при наявності навіть слабкої мієлінізації при тому ж діаметрі волокна – 15–20 м/с. У волокнах більшого діаметра, з товстою мієліновою оболонкою, швидкість проходження імпульсу сягає 120 м / с.

Розділ 4. Електродинаміка біологічних систем

Глава 4.1. Фізичні основи електрографії тканин та органів

4.1.1. Основні характеристики електростатичного поля

Електричне поле, яке не змінюється у часі, називається електростатичним. Електростатика вивчає взаємодію і умову рівноваги нерухомих заряджених тіл, а також їхні властивості, обумовлені електричними зарядами.

Будемо розглядати заряд q як “джерело” електричного поля, в яке на відстані \vec{r} поміщений пробний заряд q' . Згідно з законом Кулона: два точкових заряди взаємодіють з силою F , пропорційною величинам зарядів q і q' , обернено пропорційна квадрату відстані між ними і направлена по лінії, що з'єднує ці заряди:

$$\vec{F} = \frac{qq'\vec{r}}{4\pi\epsilon\epsilon_0 r^3}, \quad (4.1)$$

де величина ϵ_0 називається електричною постійною, а ϵ – діелектричною провідністю середовища.

Силовою характеристикою електростатичного поля є величина напруженості електричного поля \vec{E} , яка дорівнює відношенню сили \vec{F} , з якою поле діє на точковий заряд q' , до величини цього заряду:

$$\vec{E} = \frac{\vec{F}}{q'} = \frac{q\vec{r}}{4\pi\epsilon\epsilon_0 r^3}. \quad (4.2)$$

Напрямок вектора \vec{E} збігається з напрямком сили, що діє на позитивний заряд.

На точковий електричний заряд q , що знаходиться в електричному полі \vec{E} , діє сила $F = q'E$.

Знайдемо повну роботу, яку здійснює поле, створене точковим зарядом q , при переміщенні пробного заряду q' з положення 1 в положення 2:

$$A = \int_1^2 F ds = \frac{qq'}{4\pi\epsilon\epsilon_0} \int_{r_1}^{r_2} \frac{dr}{r^2} = \frac{q_1 q_2}{4\pi\epsilon\epsilon_0} \left(-\frac{1}{r} \right) \Big|_{r_1}^{r_2} = \frac{qq'}{4\pi\epsilon\epsilon_0} \left(\frac{1}{r_1} - \frac{1}{r_2} \right). \quad (4.3)$$

Електричний потенціал чисельно дорівнює роботі, яку необхідно затратити, щоб перемістити одиничний заряд із нескінченності ($r_2 \rightarrow \infty$) на відстань r_1 до точкового заряду q . В загальному випадку потенціал електричного заряду q дорівнює

$$\varphi = \frac{q}{4\pi\epsilon\epsilon_0 r}. \quad (4.4)$$

Потенціал φ – скалярна фізична величина, яка характеризує здатність поля виконувати роботу.

Геометричне місце точок електростатичного поля з однаковими потенціалами називається еквіпотенціальною поверхнею (для поля на площині – еквіпотенціальною лінією).

Потенціал електричного поля дорівнює алгебраїчній сумі потенціалів від кожного заряду:

$$\varphi = \sum_{i=1}^n \varphi_i. \quad (4.5)$$

Електростатичне поле потенціальне, тому робота, виконана полем дорівнює зменшенню потенціальної енергії:

$$A = W_1 - W_2 = q(\varphi_1 - \varphi_2) = qU, \quad (4.6)$$

де $U = \varphi_1 - \varphi_2$ – різниця потенціалів, її називають також напругою.

Різниця потенціалів між двома точками дорівнює відношенню роботи, яку виконує поле по переміщенню заряду з початкової точки в кінцеву, до величини заряду.

Напруженість електричного поля системи точкових зарядів дорівнює векторній сумі напруженостей полів, утворених кожним з цих зарядів окремо:

$$\varphi = \sum_{i=1}^n \varphi_i, \quad (4.7)$$

Цю властивість називають принципом незалежності дії електричних полів, або принципом їх суперпозиції (рис. 4.1).

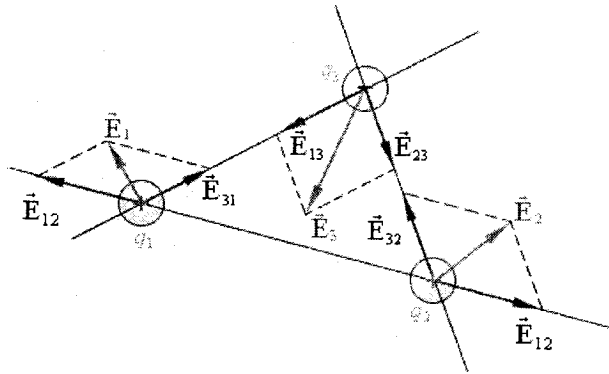


Рис. 4.1. Принцип суперпозиції електричних полів.

Електростатичне поле графічно зображається як за допомогою силових ліній, так і екіпотенціальних поверхонь (рис. 4.2 а, б).

Метод зображення електростатичних полів за допомогою ліній напруженості (силових ліній) був запропонований М. Фарадеєм. Силowymi лініями називаються лінії, дотичні до яких у кожній точці збігаються з напрямом вектора напруженості поля.

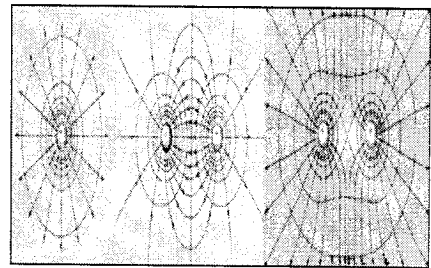
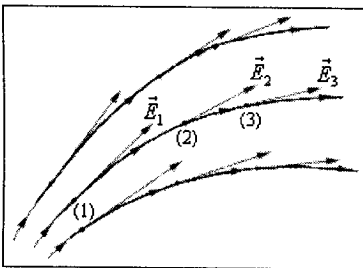


Рис. 4.2. Силкові лінії електричного поля та зарядів.

а) силкові лінії електричного поля.

б) екіпотенціальні та силкові лінії зарядів.

Прикладом екіпотенціальної поверхні є поверхня зарядженого провідника.

4.1.2. Франклінізація

Франклінізація – метод електролікування, при якому все тіло пацієнта або його окремі ділянки піддаються впливу постійного електричного поля високої напруги (рис. 4.3). При франклінізації лікувальну дію мають також легкі аероіони, озон і оксиди азоту, що утворюються в результаті так званих тихих (коронарних) розрядів, що виникають між вістрями електрода і тілом хворого.

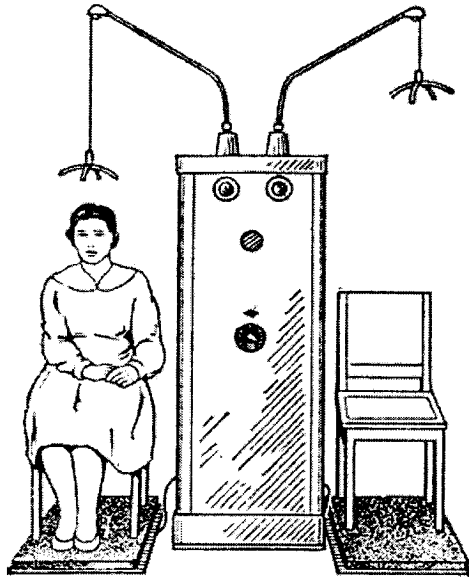


Рис. 4.3. Апарат для франклінізації АФ-3.

Показаннями для франклінізації є неврастенія, гіпертонічна хвороба, бронхіальна астма, недостатність молока (гіпогалактія) у жінок в період лактації, рани, котрі погано гояться, трофічні виразки, нейродерміти.

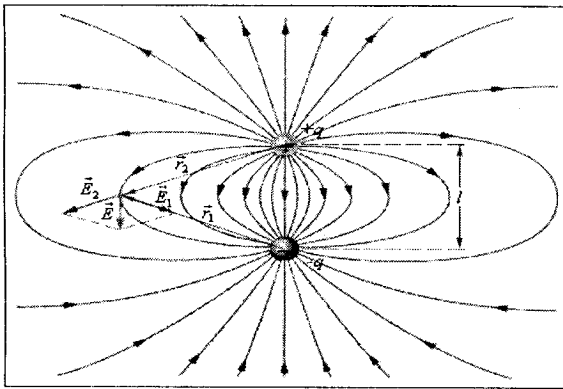
Протипоказання ті ж, що і для інших методів електролікування: новоутворення, хронічні захворювання в стадії загострення, схильність до кровотеч та ін. Апарати для франклінізації необхідно встановлювати так, щоб на відстані 1,5 м від них не було заземлених предметів.

4.1.3. Електричний диполь. Поле диполя

Електричним диполем називають систему з двох рівних за величиною і протилежних за знаком точкових зарядів q , розташованих на відстані l один від одного. Характеристикою диполя є дипольний момент – вектор, рівний добутку заряду q на плече диполя \vec{l} :

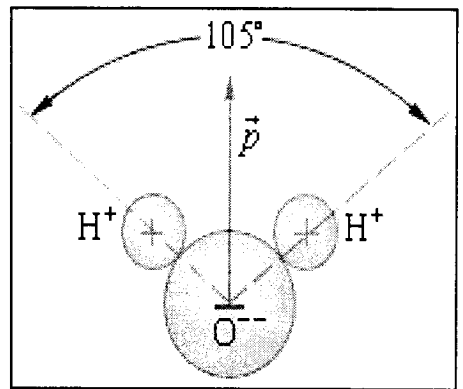
$$\vec{p} = q\vec{l}, \quad (4.8)$$

де \vec{l} – вектор, спрямований від від'ємного до додатного заряду (плече диполя) (рис. 4.4 (а, б)).



а

Рис. 4.4. Силові лінії диполя (а)



б

Рис 4.4. Дипольний момент води (б)

Знайдемо вираз для потенціалу поля, створеного диполем у деякій віддаленій точці простору О (рис. 4.5).

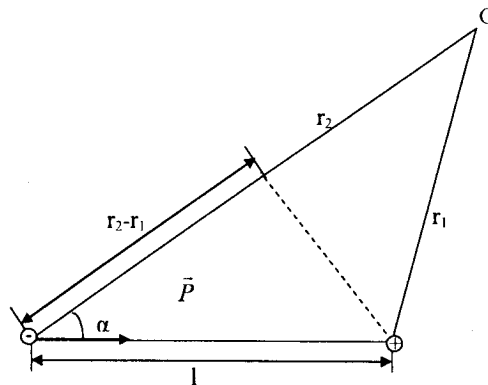


Рис. 4.5. Знаходження потенціалу диполя у віддаленій точці простору.

Для точкового заряду

$$\varphi = \frac{q}{4\pi\epsilon\epsilon_0 r}, \quad (4.9)$$

згідно з принципом суперпозиції знаходимо (рис. 4.5):

$$\varphi_o = \frac{q}{4\pi\epsilon\epsilon_0 r_1} - \frac{q}{4\pi\epsilon\epsilon_0 r_2} = \frac{q}{4\pi\epsilon\epsilon_0} \frac{r_2 - r_1}{r_1 r_2} = \frac{ql \cos \alpha}{4\pi\epsilon\epsilon_0 r^2} = \frac{p \cos \alpha}{4\pi\epsilon\epsilon_0 r^2} \quad (4.10)$$

Тут враховано, що $r_1 = r_2 = r$.

Застосуємо знайдену формулу для знаходження різниці потенціалів між двома рівновіддаленими від диполя точками А і В (рис. 4.6)

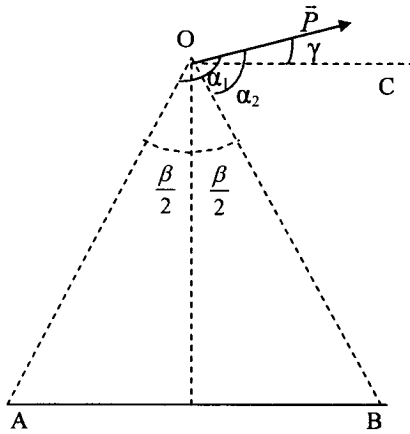


Рис. 4.6. Знаходження різниці потенціалів між двома рівновіддаленими від диполя точками.

$$\Delta\varphi_{AB} = \frac{p}{4\pi\epsilon\epsilon_0 r^2} (\cos \alpha_2 - \cos \alpha_1) = \frac{\sin \beta/2}{4\pi\epsilon\epsilon_0 r^2} p \cos \gamma. \quad (4.11)$$

Тут важливо зауважити, що різниця потенціалів двох рівновіддалених точок пропорційна проекції дипольного моменту на лінію, що з'єднує ці точки, і залежить від синуса половини кута, під яким видно ці точки.

Розглянемо диполь, що знаходиться в центрі рівностороннього трикутника (рис. 4.7). У цьому випадку кути, під якими видно з диполя кожну пару рівновіддалених точок (сторони трикутника) рівні ($\beta_{AB} \beta_{BC} \beta_{CA}$).

Тому різниці потенціалів між вершинами трикутника пропорційні до відповідних проєкцій вектора \vec{p} на сторони трикутника:

$$\Delta\varphi_{AB} : \Delta\varphi_{BC} : \Delta\varphi_{CA} = P_{AB} : P_{BC} : P_{CA}.$$

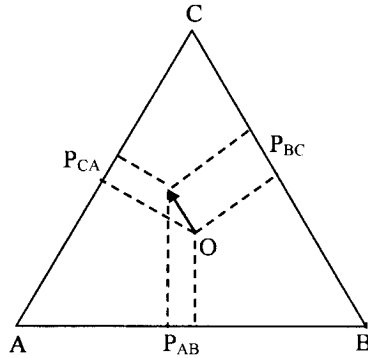


Рис. 4.7. Диполь в центрі рівностороннього трикутника.

4.1.4. Струмовий диполь

У провідному середовищі електричний диполь екранується, або навіть нейтралізується рухомими зарядженими частинками. Щоб зберегти диполь, до нього можна підключити джерело напруги. Така двополюсна система називається струмовим диполем, або дипольним електричним генератором. Він складається з додатного полюса (витоку струму) і від'ємного полюса (стіку струму), які розташовані на деякій відстані один від одного. Полюси називають уніполями. Еквівалентна схема струмового диполя показана на рисунку 4.8.

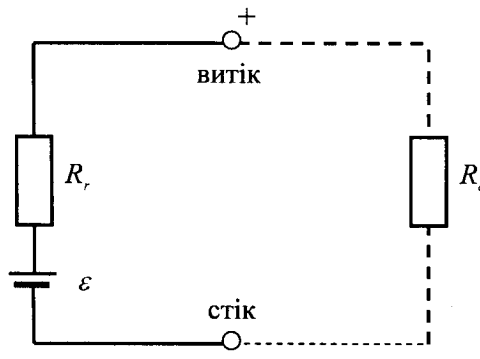


Рис. 4.8. Еквівалентна схема струмового диполя.

тут R_i і R_c – внутрішні опори генератора і середовища, ε – е.р.с. Згідно з законом Ома для повного кола

$$I = \frac{\varepsilon}{R_i + R_c}. \quad (4.12)$$

Якщо $R_i \gg R_c$, то $I = \frac{\varepsilon}{R_c} = \text{const}$. Отже, величина струму не залежить від опору зовнішнього середовища. Тому струмовий диполь можна характеризувати, за аналогією з електричним диполем, струмовим дипольним моментом \vec{D} :

$$\vec{D} = I\vec{L}, \quad (4.13)$$

де \vec{L} – вектор, який з'єднує полюси диполя “–” і “+”

В однорідному провідному середовищі уніполь створює електричне поле, потенціал якого у віддаленій точці поля рівний

$$\varphi = \frac{I}{4\pi\sigma R}, \quad (4.14)$$

де I – струм через уніполь, R – відстань до точки, в якій визначається потенціал, σ – питома електропровідність.

Потенціал довільного n -го елементарного диполя пропорційний $D_i \cos \alpha_i$ (D_i – модель вектора \vec{D}_i), тобто проекції вектора дипольного моменту на пряму, яка з'єднує початок диполя і точку, в якій вимірюється потенціал.

Потенціал φ_0 електричного поля серця складається із дипольних потенціалів елементарних диполів. Оскільки в процесі кардіоциклу збуджуються невеличкі ділянки міокарда, то відстані від всіх диполів до точки, в якій вимірюють потенціал, можна вважати однаковими, і φ_0 можна записати у вигляді:

$$\varphi_0 = \frac{1}{4\pi\sigma} \frac{\sum_{i=1}^n D_i \cos \alpha_i}{R^2}, \quad (4.15)$$

де R – однакова для всіх диполів відстань до точки виміру потенціалу, n – кількість диполів.

4.1.5. Теорія Ейнтховена. Компоненти нормальної ЕКГ.

Векторелектрокардіографія.

Вперше зафіксував біоелектричні явища італійський професор анатомії і медицини Луїджі Гальвані близько двохсот років тому. Він помітив, що скорочення м'яза жаби виникає при доторкуванні до її тіла одночасно двома різними металевими предметами – дротом і пластинкою з міді, срібла чи заліза. Коли він притискував мідні гачки, вставлені у спинний мозок жаби, до залізної решітки – лапки жаби скорочувалися. Пізніше Гальвані вже препарував скляними ножами. Виявилось, що і при дотику такого інструмента до стенового нерва жаби виникало помітне скорочення м'яза.

Біопотенціали, які виникають в органах і тканинах живого організму, надзвичайно чутливо відображають їх функціональний стан. Тому аналіз зареєстрованих біопотенціалів набув широкого використання в медичній практиці. Реєстрація різниці потенціалів між точками середовища, що оточує електрично активні тканини, називається електрографією. Особливого поширення набув метод електрокардіографії – дослідження функціонального стану серця, його автоматизму, збудливості і провідності шляхом графічної реєстрації зміни електричних потенціалів, які виникають у серцевому м'язі під час його збудження і проведення збудження.

Англійський фізіолог О. Д. Уоллер одним з перших записав (1887) електрокардіограми людини. Він припустив, що серце можна розглядати як диполі, і запропонував (1887) концепцію електрокардіограми, яку послідовно розробив у ХХ ст. В. Ейнтховен.

Електрокардіограма – це крива зміни електричної активності серця, яка характеризує діяльність серцевого м'яза як функції часу за період від поступлення крові в передсердя до поступлення її в аорту. Вона показує зміну сумарного електричного потенціалу, який виникає під час збудження і проведення збудження в сукупності міокардіальних клітин за кардіоцикл. На графіку по вертикалі реєструють зміну значення напруги в мілівольтах, по горизонталі – час в секундах.

Ейнтховен запропонував моделювати електричну діяльність серця струмовим диполем з дипольним моментом

$$\overline{D}_c = \sum_{i=1}^n \overline{D}_i, \quad (4.16)$$

де \overline{D}_i – дипольний момент елементарного струмового диполя на клітинному рівні, який направлений від «-» до «+», тобто від збудженої ділянки до незбудженої.

Вектор \overline{D}_c в медичній літературі називають електричним вектором серця, або вектором електрорушійної сили серця.

Фізико-математична модель, в якій реальний генератор серця зведено до точкового струмового диполя, називається моделлю дипольного еквівалентного електричного генератора серця.

Еквівалентний струмовий диполь серця створює в тілі людини електричне поле, силові лінії якого виходять на поверхню тіла.

Ейнтховен встановив відповідність між миттєвими значеннями проєкцій електричного вектора серця на фронтальну площину і різницею потенціалів між трьома точками цієї площини на поверхні тіла. Точки повинні утворювати рівносторонній трикутник, до центру якого прикладений електричний вектор серця.

Різниця потенціалів, зареєстрована між вершинами трикутника Ейнтховена, пропорційна проєкції електричного вектора на відповідну сторону (рис. 4.9)

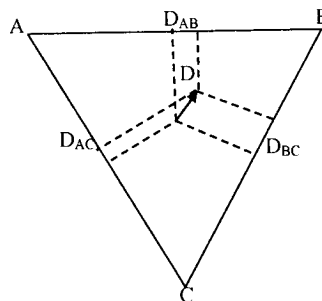


Рис. 4.9. Проєкції електричного вектора серця на сторони трикутника Ейнтховена.

$$\Delta\varphi_{AB} : \Delta\varphi_{BC} : \Delta\varphi_{CA} = \overline{D}_{AB} : \overline{D}_{BC} : \overline{D}_{CA} \quad (4.17)$$

Кожна з цих проєкцій відповідає одному із стандартних відведень, прийнятих в електрокардіографії: I-ЛР-ПР (RL); II ПР-ЛН (RF); III ЛР-ЛН (LE).

За кардіоцикл кінець вектора \vec{D}_c описує складну просторову криву. В теорії Ейнтховена вона в першому наближенні приймається за плоску, розташовану у фронтальній площині грудної клітки, та складається з трьох петель P , QRS , T (рис. 4.10) Проекція просторових петель на лінію I відведення за кардіоцикл утворює криву з трьома відповідними зубцями P , QRS , T і має назву електрокардіограми.

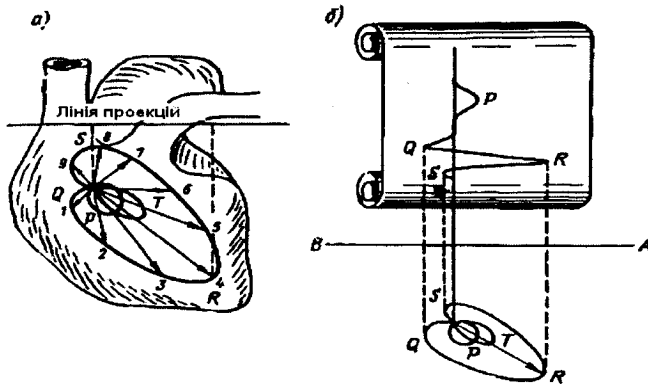
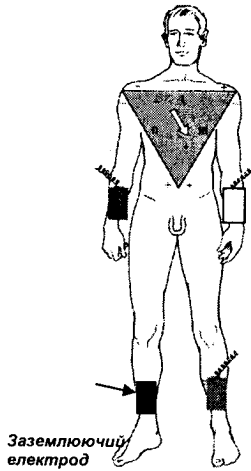


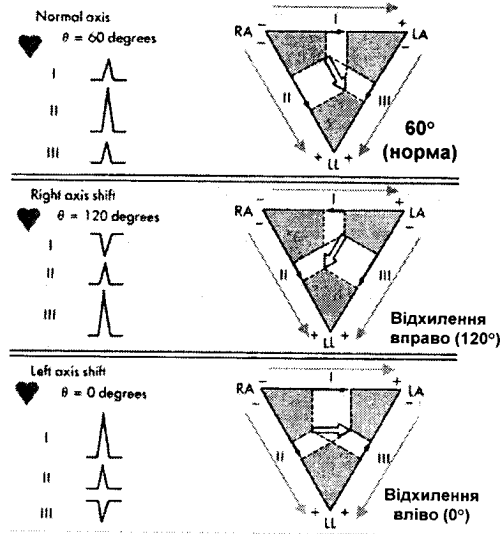
Рис. 4.10. Просторова крива Ейнтховена.

У 1908 р. В. Ейнтховен запропонував вимірювати ЕКГ в трьох стандартних відведеннях (рис. 4.11).

Для запису ЕКГ використовують електрокардіограф. Існує багато різних марок електрокардіографів, але всі вони складаються з таких частин: перемикача відведень, підсилювача біопотенціалів, реєструвального пристрою, джерела живлення.



ЕВС - електрична вісь серця відображає середню величину ЕРС під час електричної систоли.



- Якщо ЕВС паралельна лінії даного відведення, амплітуда зубців в цьому відведенні буде найбільшою.
- Якщо ЕВС спрямована перпендикулярно лінії відведення - амплітуда зубців буде рівною 0.
- Якщо проекція ЕВС збігається з напрямком вектора осі відведення - зубець R буде позитивним.
- Якщо проекція ЕВС і вектор осі відведення спрямовані протилежно - зубець R буде негативним.

Рис. 4.11. Зміна амплітуди і полярності QRS-комплексу при зміні електричної осі серця.

На рисунку 4.12 схематично показана електрокардіограма здорової людини у першому відведенні.

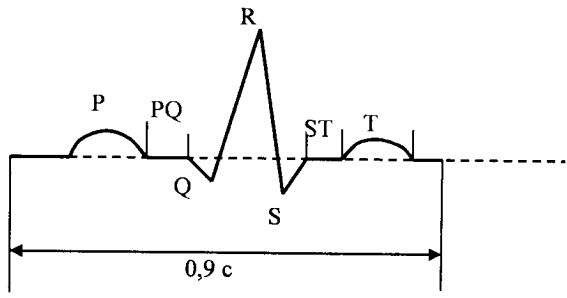


Рис. 4.12. Електрокардіограма здорової людини.

Відрізки на ЕКГ, розміщені між зубцями, називають сегментами, а відрізки, що складаються з сегмента і зубця – інтервалами. Горизонтальні ділянки сегментів вказують на відсутність різниці потенціалів на поверхні тіла: вони зображені ізоелектричною лінією. Зубці і хвилі, спрямовані вершиною вгору від ізоелектричної лінії, вважаються додатними, вниз –

від'ємними. Діагностичними показниками ЕКГ є форма, висота зубців та інтервали між ними (рис. 4.13).

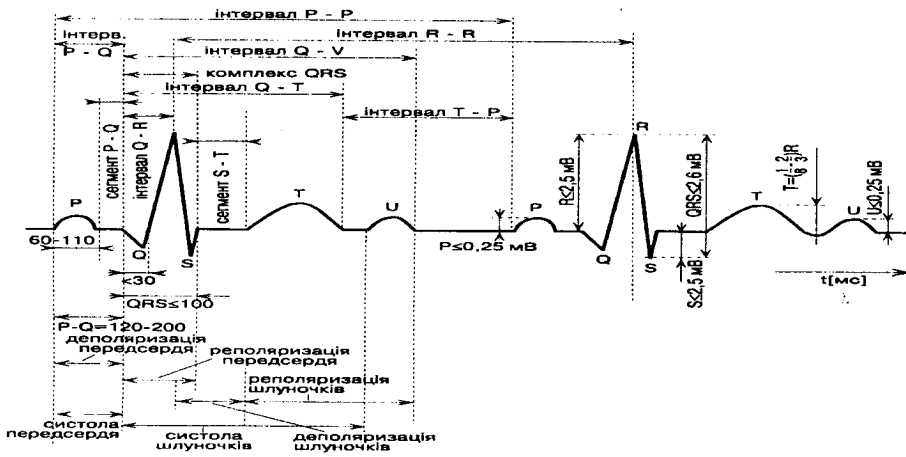


Рис. 4.13. Електрокардіограма в II стандартному відведенні з основними діагностичними зонами.

Висота (амплітуда) зубців вимірюється в мм (мВ), а тривалість – в частках секунди. Тривалість кардіоциклу $\sim 0,8-0,9$ с. Зубець *T* записується під час поширення збудження в міокарді передсердь; його тривалість $0,06-0,11$ с. Сегмент *PQ* відповідає часу розповсюдження збудження від передсердя до шлуночків. Комплекс *QRS* утворюється при поширенні збудження в міокарді шлуночків у напрямі від ендокарда до епікарда; його тривалість $0,8-0,1$ с. Сегмент *ST* є відображенням проміжної стадії – поляризації шлуночків, а зубець *T* – її кінцевої стадії. Після зубця *T* починається діастола і на ЕКГ спостерігається ізолінія.

ЕКГ є дуже інформативним, недорогим і доступним тестом, який дозволяє отримати необхідну інформацію про серцеву діяльність. ЕКГ є записом. Запис електричної активності серця проводиться з поверхні тіла пацієнта (верхні та нижні кінцівки, грудна клітка), куди наклеюються електроди або використовуються спеціальні пристосування та манжети. ЕКГ реєструють на різній швидкості. Зазвичай швидкість руху стрічки складає 25 мм/с, при цьому 1 мм кривої рівний $0,04$ с, іноді для детальнішого запису

використовують швидкість 50 і навіть 100 мм/с. При довготривалій реєстрації ЕКГ використовують меншу швидкість – від 2,5 до 10 мм/с.

ЕКГ є цінним діагностичним інструментом. За її допомогою можна оцінити джерело (керованість) ритму, регулярність серцевих скорочень, їх частоту. Все це має велике значення для діагностики різноманітних аритмій. За тривалістю різних інтервалів і зубців ЕКГ можна оцінити зміни серцевої провідності. Зміни кінцевої частини шлуночкового комплексу (інтервал ST і зубець T) дозволяють лікарю визначити наявність або відсутність ішемічних змін в серці (порушення кровопостачання). Важливим показником ЕКГ є амплітуда зубців. Збільшення її говорить про гіпертрофію відповідних відділів серця, яка спостерігається при деяких його захворюваннях та при гіпертонічній хворобі.

ЕКГ, без сумніву, – досить потужний і доступний діагностичний інструмент, але й у цього методу є недоліки. Одним з них є короткочасність запису – близько 20 секунд. Навіть якщо людина хворіє на аритмію, в момент запису вона може бути відсутня. Крім того, запис, зазвичай, проводиться в спокої, а не під час діяльності. Для того, щоб розширити діагностичні можливості ЕКГ, а саме збільшити час її запису, використовують моніторинг ЕКГ за Холтером протягом 24–48 годин.

Електрокардіограма не дає нам уявлення про просторову орієнтацію електричного вектора серця \vec{D}_c , а для діагностики така інформація конче потрібна. Для цього використовують метод просторового дослідження електричного поля серця – векторкардіографію.

У векторній кардіографії реєструють два види кривих, які характеризують вектор \vec{D}_c :

1) векторкардіограму – геометричне місце точок (траєкторію) кінця вектора \vec{D}_c в просторі за кардіоцикл.

2) плоскі векторелектрокардіограми (петлі), які описує кінець вектора \vec{D}_c в проекції на будь-яку з трьох координатних площин.

Проекція векторелектрокардіограми отримується при додаванні двох взаємноперпендикулярних відведень.

Прилад для візуального спостереження векторелектрокардіограми називають векторелектрокардіоскопом.

У 1934 р. В. Ейнтховену за відкриття методу електрокардіографії була присуджена Нобелівська премія з фізіології і медицини.

4.1.6. Електроенцефалографія (ЕЕГ). Апаратура для проведення ЕЕГ.

Електроенцефалографія – це реєстрація біопотенціалів головного мозку, що дозволяє уточнити локалізацію патологічного процесу, пригнічення або посилення активності в ньому, виразність загальних змін електричної активності мозку, які відображають стан хворого. Зміна ЕЕГ у спокої, а також під впливом функціональних навантажень (фото-, фоностимуляція та ін.) є цінною додатковою інформацією для діагностики епілепсії, порушень кровообігу мозку, пухлин головного мозку, травматичних ушкоджень головного мозку. На сьогодні завдяки розробці нової сучасної апаратури можливе одержання даних автоматизованої обробки ЕЕГ-сигналів у вигляді кольорових карткованих зображень (на екрані монітора або надрукованих на лазерному принтері) зон змінених біопотенціалів мозку.

У нейрохірургічній клініці під час оперативних втручань з приводу тяжкої форми епілепсії застосовують інвазивні варіанти реєстрації біопотенціалів мозку. При цьому за допомогою апікаційних (кортикографія) або імплантованих (субкортикографія) електродів уточнюється локалізація епілептичного вогнища і контролюється повнота його видалення. При проведенні стереотаксичних операцій на глибоких структурах головного мозку через такі електроди не тільки реєструється епілептична активність, але і може проводитися електrolітична деструкція патологічного процесу.

При дослідженні механізмів порушень діяльності головного мозку при захворюваннях ЦНС особливе значення має метод реєстрації викликаних

потенціалів мозку (ВП), що виникають у відповідь на слухові, зорові або соматосенсорні подразнення. Цей метод широко використовується в експериментальній нейрофізіології, але останнім часом все частіше застосовується з діагностичною метою в клінічних умовах. Не зупиняючись на методиці реєстрації та аналізі кривих ВП, що є складними за формою коливаннями (складаються з ряду послідовних хвиль і компонентів), потрібно відзначити, що зміни ВП у вигляді продовження латентного періоду, асиметрії або зникнення відповіді на стимуляцію дозволяють отримувати додаткові відомості про рівень ураження специфічних провідників при різних видах церебральної та спінальної патології. Цей метод допомагає також об'єктивно оцінювати динаміку розвитку захворювання та ефективність лікування.

Запис біоелектричних процесів у структурах мозку здійснюється за допомогою електроенцефалографа (рис. 4.14). Прилад складається із комутатора відведень, підсилювача біопотенціалів, реєструючого пристрою, пристрою калібрування, що конструктивно об'єднані у спільний корпус. Невід'ємною складовою ЕЕГ є електроди, світловий та звуковий стимулятори.

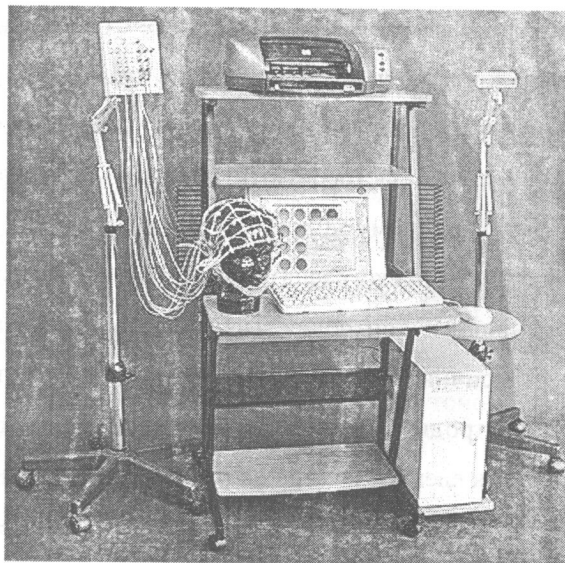


Рис. 4.14. Електроенцефалограф серії "Нейровизор БММ".

При використанні сучасної елементної бази електроенцефалографи відповідають високим експлуатаційним характеристикам, що дозволяє ефективно застосовувати прилади в різних галузях медицини – рутинна клінічна EEG в області функціональної діагностики, діагностика епілепсії та порушення сну, дослідження зорових функцій, обумовлених потенціалами мозку, фундаментальні нейрофізіологічні дослідження, спільна реєстрація EEG і ЯМР даних.

Електроенцефалограф Nihon Kohden EEG-1100 K (рис. 4.15) з одночасною реєстрацією до 192 каналів і можливістю відображення на дисплеї 64 каналів може використовуватися як для проведення рутинних досліджень EEG, так і для досліджень в центрах вивчення епілепсії, дослідницьких центрах сну та наукових лабораторіях.



Рис. 4.15. Електроенцефалограф Nihon Kohden EEG-1100K.

Функціональні можливості електроенцефалографу Nihon Kohden EEG-1100K значно розширюються завдяки наявності широкого спектра апаратних засобів і програмного забезпечення.

Глава 4.2. Фізичні процеси в біологічних тканинах під дією електричного струму

4.2.1. Характеристики електричного струму. Закони Ома і Джоуля–Ленца в диференціальній формі

Електричним струмом називають впорядкований (напрямлений) рух електричних зарядів.

Сила струму I визначається відношенням кількості заряду dq , який переноситься через переріз провідника, до проміжку часу dt , за який цей заряд переноситься:

$$I = \frac{dq}{dt}. \quad (4.18)$$

Якщо за будь-які однакові проміжки часу переносяться однакові кількості електричного заряду, такий струм називають постійним. Тоді

$$I = \frac{q}{t}. \quad (4.19)$$

Густина струму j – величина, яка дорівнює відношенню струму dI до площі поперечного перерізу провідника dS , через який цей струм проходить.

$$j = \frac{dI}{dS}. \quad (4.20)$$

У випадку постійного струму

$$j = \frac{I}{S}. \quad (4.21)$$

Закон Ома в диференціальній формі:

$$\vec{j} = \frac{1}{\rho} \vec{E} = \sigma \vec{E} \quad (4.22)$$

густина струму пропорційна напруженості електричного поля і має однаковий з нею напрям. Тут ρ – питомий опір, σ – питома електропровідність.

Закон Ома в такому вигляді встановлює зв'язок між локальними величинами, які відносяться до даної точки провідника, тому він застосовний і до неоднорідних провідників.

Пропускання електричного струму через біологічні тканини супроводжується нагріванням. Кількість теплоти, яка при цьому виділяється

$$Q = I^2 R t. \quad (4.23)$$

Теплова потужність одиниці об'єму:

$$q = j^2 \rho = \sigma E^2 = jE. \quad (4.24)$$

Отримані формули виражають закон Джоуля–Ленца в диференціальній формі.

4.2.2. Електропровідність тканин організму. Гальванізація та лікувальний електрофорез

Багато біологічних середовищ є електролітами. Носіями струму в електролітах є позитивно і негативно заряджені іони, які виникають в результаті електролітичної дисоціації.

Напрявлений рух іонів в електроліті можна вважати рівномірним, при цьому електрична сила F_c зрівноважується з силою тертя F_{mp} :

$$F_c = F_{mp}, \quad qE = 6\pi\eta r v, \quad (4.25)$$

де r – радіус іона, v – його швидкість, η – коефіцієнт в'язкості рідини.

Звідси знаходимо швидкість руху іонів:

$$v = \frac{qE}{6\pi\eta r} = bE, \quad b = \frac{q}{6\pi\eta r} \quad (4.26)$$

де b – рухливість іонів.

Рухливість іонів b чисельно дорівнює швидкості їх впорядкованого руху в електричному полі з напруженістю $E = 1 \frac{B}{m}$, $[b] = \frac{m^2}{c \cdot B}$.

Питома електропровідність електролітів σ визначається за формулою

$$\sigma = anq(b_+ + b_-). \quad (4.27)$$

Тут α – коефіцієнт електролітичної дисоціації, n – концентрація іонів, q – заряд, b_+ і b_- – рухливість іонів.

Український фізіолог В. Чаговець виходячи з теорії електролітичної дисоціації вперше (1846) запропонував фізико-хімічну теорію електричних явищ у живих тканинах. Ним був впроваджений у практику метод електрогастрографії – метод реєстрації електричних потенціалів шлунка (1935). В. Чаговець створив біоелектричну теорію нервово-м'язової провідності.

Густина струму в електроліті дорівнює:

$$j = \alpha n q (b_+ + b_-) E. \quad (4.28)$$

Електропровідність тканин і органів залежить від їх функціонального стану і використовується як діагностичний показник.

Вимірювання електропровідності (кондуктометрія) широко використовується при вивченні процесів, які відбуваються в живих клітинах і тканинах під час зміни фізіологічного стану в результаті дії деяких хімічних речовин, а також за умови патологічних процесів.

Біологічним тканинам властива електрична гетерогенність. Найбільшу питому електропровідність має спинномозкова рідина $\sigma = 1,82 \text{ Ом}^{-1}\text{м}^{-1}$, а найменшу – кісткова тканина $\sigma_k = 10^{-7} \text{ Ом}^{-1}\text{м}^{-1}$; для крові $\sigma_{кр} = 0,6 \text{ Ом}^{-1}\text{м}^{-1}$; м'язів $\sigma_m = 0,5 \text{ Ом}^{-1}\text{м}^{-1}$; шкіри $\sigma_{шкр} = 10^{-4} \text{ Ом}^{-1}\text{м}^{-1}$.

Первинна дія постійного струму на організм пов'язана в основному з двома процесами: поляризацією тканин організму і рухом та перерозподілом в організмі заряджених частинок. Ці процеси викликають зміну функціонального стану клітин організму, тобто збудження або гальмування їхньої діяльності. Через нейрогуморальні або рефлекторні регуляторні механізми це приводить до функціональних змін у відповідних тканинах і органах, що є основою лікувального ефекту.

Застосування постійного струму невеликої сили (до 50 мА) і напруги (30-80 В) з лікувальною метою називають гальванізацією. При цьому густина струму не повинна перевищувати $j_{\max} = 0,1 \frac{\text{мА}}{\text{см}^2}$.

Можливість введення в організм різних речовин за допомогою постійного струму була доведена дослідом А. Парфенова. На тіла двох кроликів накладались провідні прокладки, змочені стрихніном і хлористим натрієм. Обох кроликів під'єднували до кола постійного струму. У момент включення кола гинув кролик, у якого джерело позитивним полюсом було під'єднане до електрода з прокладкою, просоченою стрихніном. При зміні полярності у колі гинув другий кролик (рис. 4.16).



Рис. 4.16. Схема дослідів, яка показує роль полярності електродів (при полярності, вказаній на рисунку, гине лівий кролик).

Введення в тканини організму лікарських речовин за допомогою постійного струму називають лікувальним електрофорезом.

4.2.3. Гальванізація та лікувальний електрофорез

Для гальванізації та лікувального електрофорезу в ролі джерела гальванічного (постійного) струму використовують апарати типу "АГН-1" або "Поток-1"(рис. 4.17).



Рис. 4.17. Апарат для гальванізації “Поток-1”.

Для підведення гальванічного струму до ділянки тіла пацієнта використовують електроди відповідних розмірів і форм. Електрод складається з металеві пластинки або іншого струмопровідного матеріалу і прокладки з гідрофільного матеріалу товщиною не менш 1 см, яка своїми розмірами на 1,5–2 см перевищує металеву частину електрода з кожного боку. Прокладка, розташована між металеву частину електрода і тілом хворого, оберігає шкіру від опіків кислими або лужними продуктами електролізу, що утворюються при проходженні струму. Для з'єднання електродів з апаратом застосовують багатожильні ізольовані проводи.

При проведенні процедур лікувального електрофорезу використовують такі апарати, електроди та частково – методики, як і при гальванізації, але між гідрофільною прокладкою та поверхнею тіла (шкірою, слизовою оболонкою) розміщують тонку проміжну прокладку з фільтрувального, серветкового паперу або марлі (1 – 2 шари), змочену розчином лікувальної речовини. Іони лікувального розчину або його частинки вводять з того полюса, полярність якого відповідає зарядові інгредієнта, що вводиться, тобто негативно заряджені іони вводять з катода, позитивно заряджені – з анода. Можна одночасно вводити і різнойменно заряджені іони з обох полюсів.

Фізичні методи завжди були важливою складовою частиною комплексної терапії та реабілітації хворих. Важливу роль вони відіграють у підвищенні ефективності медикаментозного лікування, запобіганні тяжким ускладненням захворювань, скороченні терміну лікування.

Апарат «РЕФТОН-01-РФТЛС» (рис. 4.18) призначений для впливу на організм людини з лікувальною та профілактичною метою синусоїдально-модульованими і постійним (гальванічним) струмами, а також для проведення магнітолазерної терапії. Він дозволяє ефективно здійснювати лікувальні та реабілітаційні заходи при терапії різних патологічних станів, лікувальний електрофорез, електростимуляцію тощо. Апарат призначений для використання у лікувальних і профілактичних організаціях широкого профілю у стаціонарних та амбулаторних умовах.

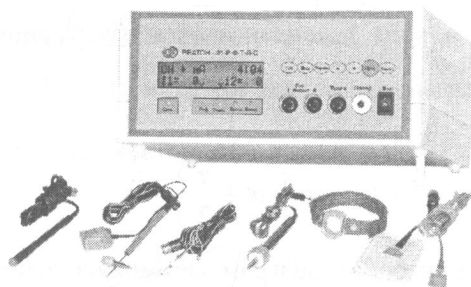


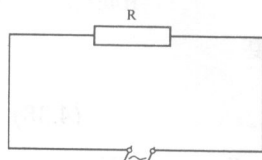
Рис. 4.18. Багатофункціональний фізіотерапевтичний апарат "РЕФТОН-01-РФТЛС".

4.2.4. Змінний струм. Повний опір в колі змінного струму.

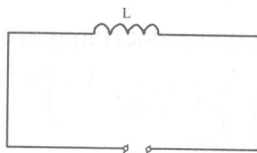
В широкому розумінні слова змінний струм – це будь-який струм, що змінюється з часом. Ми будемо розглядати змінний струм як вимушені електромагнітні коливання.

Розглянемо три різних кола (рис. 4.19), до кожного з яких прикладена напруга

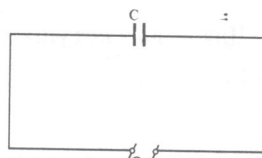
$$U = U_{\max} \cos \omega t \quad (4.33)$$



а)



б)



в)

Рис. 4.19. Електричні кола:

а) – з резистором; б) – з котушкою індуктивності; в) – з конденсатором.

Сила струму в колі з резистором буде змінюватися у фазі з прикладеною напругою:

$$I_R = I_{\max R} \cos \omega t. \quad (4.34)$$

Сила струму в колі з котушкою індуктивності буде відставати по фазі від прикладеної напруги на $\frac{\pi}{2}$:

$$I_L = I_{\max L} \cos \left(\omega t - \frac{\pi}{2} \right), \quad (4.35)$$

а сила струму в колі з конденсатором буде випереджувати по фазі напругу на $\frac{\pi}{2}$

$$I_C = I_{\max C} \cos \left(\omega t + \frac{\pi}{2} \right) \quad (4.36)$$

За допомогою векторних діаграм це можна зобразити таким чином (рис. 4.20)

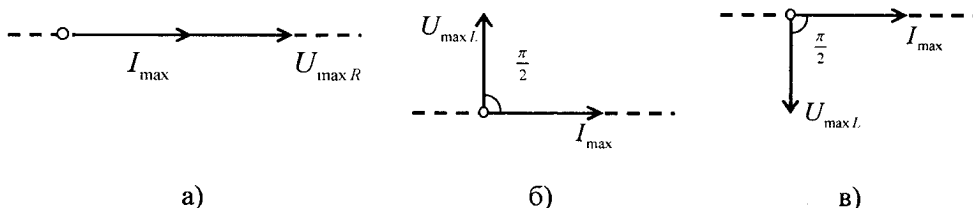


Рис. 4.20. Векторні діаграми в колі.

а) – з резистором; б) – з котушкою індуктивності; в) – з конденсатором.

Для кола з резистором омичний опір:

$$R = \frac{U_{\max R}}{I_{\max R}}. \quad (4.37)$$

Для кола з котушкою індуктивності індуктивний опір:

$$X_L = \frac{U_{\max L}}{I_{\max L}} = \omega L. \quad (4.38)$$

Для кола з конденсатором ємнісний опір:

$$X_C = \frac{U_{\max C}}{I_{\max C}} = \frac{1}{\omega C}. \quad (4.39)$$

Розглянемо коло, в якому послідовно з'єднані резистор, котушка і конденсатор (рис. 4.21).

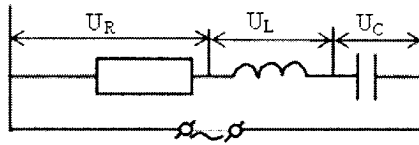


Рис. 4.21. Електричне коло, в якому послідовно з'єднані резистор, котушка і конденсатор.

В загальному випадку сила струму в колі і напруга змінюються не в одній фазі. Знайдемо U_{\max} за методом векторних діаграм. Шукану напругу можна подати як суму трьох векторів $\vec{U}_{\max R}$, $\vec{U}_{\max L}$, $\vec{U}_{\max C}$ (рис. 4.22).

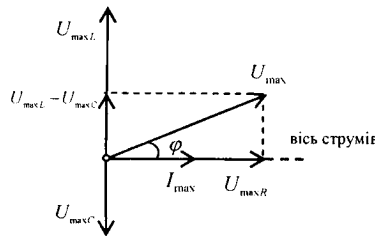


Рис. 4.22. Векторна діаграма.

Величину U_{\max} можна знайти за теоремою Піфагора:

$$U_{\max}^2 = U_{\max R}^2 + (U_{\max L} - U_{\max C})^2 \quad (4.40)$$

або

$$I_{\max}^2 Z^2 = I_{\max}^2 R^2 + I_{\max}^2 \left(\omega L - \frac{1}{\omega C} \right)^2, \quad (4.41)$$

звідки

$$Z = \sqrt{R^2 + \left(\omega L - \frac{1}{\omega C} \right)^2}, \quad (4.42)$$

де Z – повний опір кола змінного струму, який називається імпедансом.

Зсув фаз φ між силою струму і напругою визначається із трикутника напруг:

$$\operatorname{tg} \varphi = \frac{U_{\max L} - U_{\max C}}{U_{\max R}} = \frac{\omega L - \frac{1}{\omega C}}{R}. \quad (4.43)$$

На лікувальному впливі інтерференційних струмів базується дія апарата для фізіотерапії та реабілітації "Радиус-01 Інтер" (рис. 4.23).

Він призначений для реабілітації після перенесених захворювань і травм.

Інтерференцтерапия ґрунтується на введенні в болючі ділянки тіла пацієнта струмів середньої частоти (~ 4000 Гц) у двох незалежних ланках за допомогою чотирьох електродів. Частоти струмів в обох ланках відрізняються не більше, ніж на 100 Гц. У результаті накладання цих двох струмів у тілі пацієнта в епіцентрі захворювання виникає біологічно активний інтерференційний струм частотою 0 – 100 Гц. Частота інтерференційного струму відповідає різниці частот обох складових струмів.

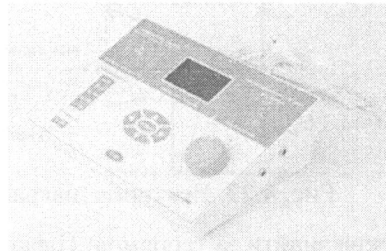


Рис. 4.23. Апарат для фізіотерапії та реабілітації "Радиус-01 Інтер".

Інтерференційні струми середньої частоти мають виразну заспокійливу дію, яка швидко настає, поліпшують функціональний стан нервово-м'язової системи та периферійної системи кровообігу, сприяють розширенню судин, прискоренню і поліпшенню обміну речовин.

Інтерференційний метод дозволяє застосовувати струми великої інтенсивності (30-50 мА) у кожному колі без ризику опіків від електродів та досягати й охоплювати вогнища хвороби, що розміщені у глибині тіла, при безболісності процедур.

4.2.5. Імпеданс тканин організму. Основи реографії

Індуктивністю біологічних тканин нехтують (при $\nu < 10^{10}$ Гц) і вважають, що їхній імпеданс дорівнює геометричній сумі активного R і ємнісного X_C опорів. Для характеристики пропускання струму живими клітинами використовують еквівалентні схеми, тобто такі комбінації C і R , які можуть моделювати електричні параметри біологічних тканин. Найбільш вдала еквівалентна електрична схема має такий вигляд (рис. 4.24)

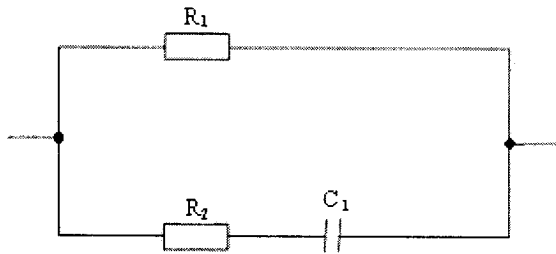


Рис. 4.24. Еквівалентна електрична схема тканин організму.

Частотна залежність імпедансу (дисперсія імпедансу) дозволяє оцінити життєздатність тканин організму, що важливо при пересадці органів (рис. 4.25).

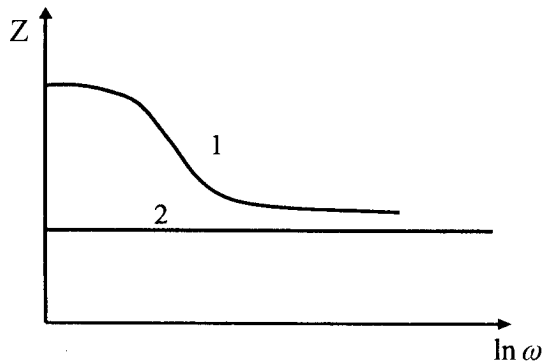


Рис. 4.25. Графіки дисперсії імпедансу.

На рисунку 4.25 наведені графіки дисперсії імпедансу: крива 1 – здорова тканина, 2 – мертва.

Імпеданс тканин визначається їх функціональним станом і може служити діагностичним показником.

Так, імпеданс кровоносних судин залежить від їх кровонаповнення, а значить і від серцево-судинної діяльності. На цьому базується діагностичний метод, який називають реографією.

Реографія – метод дослідження функції серця і кровопостачання органів шляхом реєстрації коливань імпедансу, тобто повного (омічного і емнісного) опору змінному струмові високої частоти, пов'язаних із змінами кровонаповнення досліджуваних ділянок тіла. Метод ґрунтується на встановленні пропорційної залежності між змінами імпедансу (ΔZ) стосовно його вихідної величини (Z) і приростом об'єму (ΔV) стосовно вихідного об'єму (V) досліджуваної частини тіла за рахунок її кровонаповнення.

Крива зміни імпедансу в часі $\frac{dZ}{dt}$ називається реограмою. За допомогою цього методу можна одержати реограму головного мозку (реоенцефалограма) серця (реокардіограма), магістральних судин і судин кінцівок (реограми).

Для реєстрації реограм використовують спеціальні прилади – реографи, виконані, як правило, у вигляді приставок до багатоканальних реєструвальних пристроїв (поліграфи, електрокардіографи). Основними елементами реографа будь-якої модифікації є генератор струму високої частоти (не менше 30 кГц), що подається через струмовий електрод до досліджуваної ділянки тіла; перетворювач “імпеданс – напруга”, що з'єднується з досліджуваною ділянкою тіла електродом напруги (потенційним); детектор; підсилювач сигналів датчика-перетворювача; калібрувальний пристрій зі стандартними опорами, що включаються дискретно в електричне коло (0,05; 0,1; 0,2 Ом).

Реографія дає можливість вивчати силу скорочення міокарда, проводити фазовий аналіз систоли окремо для двох шлуночків, а також характеризувати

стан судинної системи, кровонаповнення практично у всіх органах (головному мозку, легенях, печінці, нирках, кінцівках тощо).

4.2.6. Імпульсний струм та його характеристики

Електричним імпульсом називається короткочасна зміна сили струму. Імпульси, що повторюються, називаються імпульсним струмом (рис. 4.26).

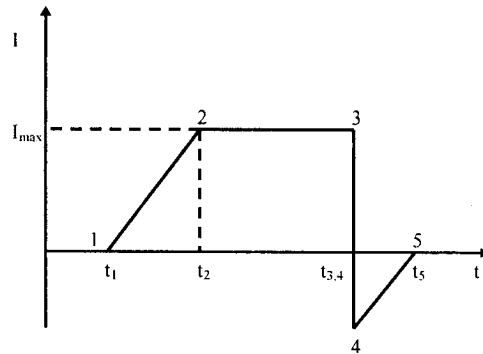


Рис. 4.26. Характерні ділянки імпульсу:

1-2 фронт, 2-3 вершина, 3-4 зріз (або задній фронт), 4-5 хвіст.

Крутизною фронту називають відношення $\frac{0,8I_{max}}{t_2 - t_1} = \frac{0,8I_{max}}{\tau_f}$. (4.29)

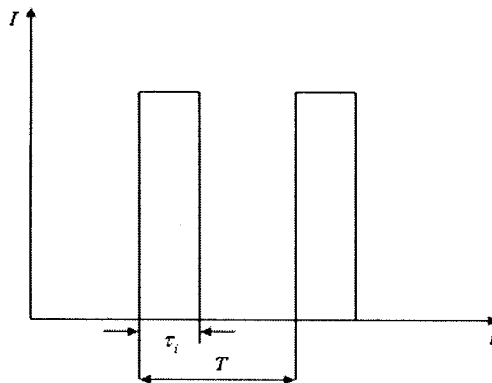


Рис. 4.27. Період імпульсного струму.

Період імпульсного струму T – це середній час між початками сусідніх імпульсів (рис. 4.27). Обернена величина називається частотою повторення імпульсів

$$f = \frac{1}{T}. \quad (4.30)$$

$$\text{Відношення } Q = \frac{T}{\tau_i} = \frac{1}{f\tau_i} \quad (4.31)$$

називається шпаруватістю слідування імпульсів, а обернена до Q величина

$$K = \frac{1}{Q} = f\tau_i \quad (4.32)$$

коефіцієнтом заповнення.

Дія імпульсного струму на організм визначається його частотою і формою.

При низьких частотах (<500 кГц) електричний струм чинить подразнювальну дію на біологічні тканини. Ця дія визначається законами Дюбуа–Реймона і Хорвега–Вейса–Ланіка.

1. Подразнювальна дія струму прямо пропорційна швидкості зростання сили струму, тобто крутизни фронту імпульсу.

2. У певних межах подразнювальна дія пропорційна тривалості імпульсу.

3. Фізіологічна дія імпульсного струму залежить від його шпаруватості (коефіцієнта заповнення).

Специфічна фізіологічна дія імпульсного струму, або окремого імпульсу, визначається його формою.

Імпульси прямокутної форми використовують для стимуляції центральної нервової системи (електросон, електронаркоз) $\tau_i = 0,1 - 1 \text{ мс}$; $\nu = 5 - 150 \text{ Гц}$ і при кардіостимуляції $\tau_i = 0,8 - 3 \text{ мс}$; $\nu = 1 - 1,2 \text{ Гц}$.

При електрогімнастиці використовують імпульси трикутної та експоненційної форми $\tau_\Delta = (1 - 1,5) \text{ мс}$, $\nu = 100 \text{ Гц}$; $\tau_c = 3 - 60 \text{ мс}$, $\nu = 8 - 80 \text{ Гц}$.

Електростимуляція – метод електротерапії, спрямований на відновлення порушеної функції органа шляхом заміни природного нервового імпульсу

низькочастотним імпульсним струмом. Відновлення порушеного ритму – основна мета електролікування.

4.2.7. Дарсонвалізація

Дарсонвалізація – це метод електролікування, який ґрунтується на використанні змінного імпульсного струму високої частоти (110 кГц), високої напруги (20 кВ) і малої сили (20 мкА). Фактором впливу є електричний розряд, що виникає між електродами і тілом пацієнта. Інтенсивність розряду можна змінити від “тихого” до іскрового.

Застосовують дарсонвалізацію переважно у вигляді місцевих процедур (рис. 4.28). Імпульси струму, подразнюючи нервові рецептори шкіри і слизових оболонок, сприяють розширенню артеріальних і венозних судин, збільшенню проникності судинних стінок, стимуляції обмінних процесів, зниженню збудливості чутливих і рухових нервів. Тепловий ефект виражається в незначній мірі, тобто малою силою та імпульсним характером діючого струму. Терапевтичний вплив його є безпечним, спостерігається поліпшення периферійного кровообігу, підвищення трофіки тканин в місці впливу, зменшення свербіння.

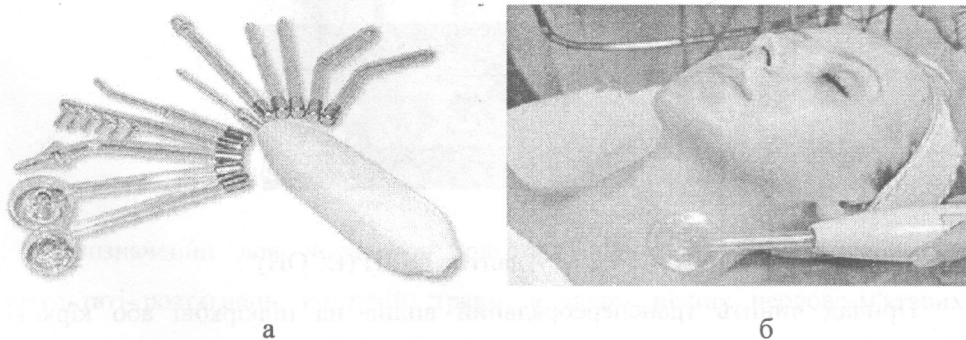


Рис. 4.28. Дарсонвалізація:

а) апарат для проведення
процедури.

б) проведення процедури.

Дарсонвалізація призначається при захворюваннях судинного генезу (ангіоспазми периферійних судин, варикозне розширення вен нижніх

кінцівок і гемороїдальних вен, хвороба Рейно), шкіри (сверблячі дерматози, псоріаз, нейродерміти тощо), стоматологічних (пародонтоз, хронічний гінгівіт, стоматит), лор-органів (вазомоторний риніт, неврит слухових нервів).

Електричний струм малої сили не призводить до значного нагрівання тканин. Змінний характер струму не встигає викликати значних іонних зрушень у тканинних мембранах, тому при дарсонвалізації не виникає м'язової скоротливості, а також посилюється відтік венозної крові та лімфи, за рахунок чого поліпшується обмін речовин у тканинах.

4.2.8. Електросон

Електросон – це метод електротерапії, у якому використовують імпульсні струми прямокутної форми низької частоти і малої сили для безпосереднього впливу на центральну нервову систему, в результаті чого виникає розмите гальмування, включно до наступного сну.

Апарат електросонної терапії “Адаптон СЛП (ЕСОН)” призначений для проведення електроінтерференційної терапії в діапазоні частот 10 – 220 Гц (рис. 4.29).

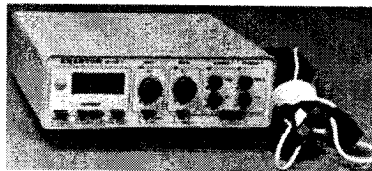


Рис. 4.29. “Адаптон СЛП (ЕСОН)”.

Прилад чинить трансцеребральний вплив на підкіркові або кіркові утворення центральної нервової системи (ЦНС). Апарат можна використовувати також для лікування астеноневротичних і депресивних станів, у тому числі тих, що супроводжуються почуттями тривоги і страху.

4.2.9. Діадинамотерапія

Діадинамотерапія – це метод електротерапії, при якому на тіло пацієнта контактено впливають імпульсними струмами напівсинусоїдної форми частотою 500 і 100 Гц із заданим фронтом, затягнутим по експоненті, невеликої сили (до 50 мА). В результаті численних досліджень було виявлено, що струм, модульований короткими періодами, викликає анагезуючу дію, сприяє зменшенню набряку і розсмоктуванню крововиливів, інфільтратів і помутнінь склоподібного тіла. Струм “тривалого періоду” має виражену трофічну дію, гальванічна ж складова постійного струму дозволяє використовувати його для введення в організм лікарських засобів (діадинамофорез).

Апарат складається із джерела імпульсного струму синусоїдної форми (частотою 50 і 100 Гц) з різними “пачками” цього струму, які відрізняються за тривалістю, числом та частотою імпульсів, формою наростання і спадання амплітуди. Генеровані апаратом струми мають безпечну дію, а також вазомоторну активність (здатність розсмоктувати набряки) (рис. 4.30).

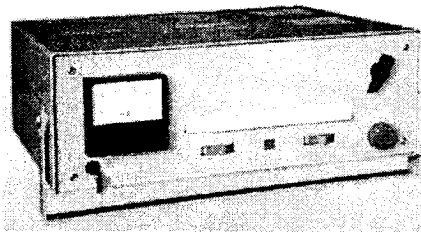


Рис. 4.30. Апарат Тонус ДТ-50-3 діодинамік.

Призначений для лікування больових відчуттів, що виникають в результаті розтягнень, контузій, травм, а також різних нервово-м'язових захворювань, спазму м'язів, періартриту плеча, люмбаго, ішіалгії, гастроптозів, невралгії, парезів, невралгічних радикулітів, невритів тощо.

4.2.10. Модуль резонансно-поляризаційної терапії (РПТ) комплексу КМДТ

Модуль РПТ комплексу КМДТ призначений для терапії квазістатичним пульсуючим полем шляхом безконтактного впливу через спеціальні поляризуючі пластини змінним струмом заданої частоти прямокутної форми, напругою 1 кВ з наявною постійною складовою (рис. 4.31).

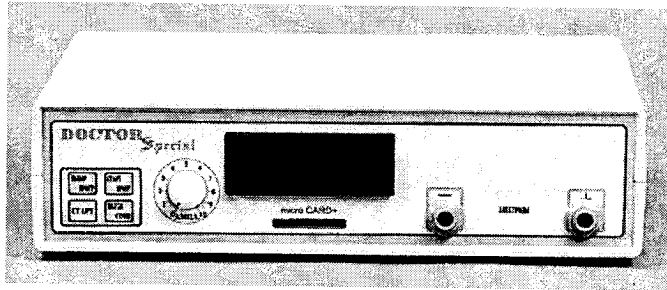


Рис. 4.31. Модуль РПТ комплексу КМЕТ.

Механізм впливу: через тканинні рідини розвивається ефективна поляризація тканин, відновлюється потенціал клітинних мембран, відбувається “дозарядження” еритроцитів, що приводить до якнайшвидшого розсмоктування тромбів і згустків крові, зниження гіпоксії тканини та відновлення функцій вегетативних нервових вузлів.

Модуль резонансно-поляризаційної терапії використовують при:

- ішемії кінцівок;
- тромбоутворенні;
- всіх видах застоїв і набряків тканин, пов'язаних із судинною (артеріальною, венозною або лімфатичною) патологією та її ускладненнями;
- післяопераційній реабілітації;
- лікуванні запальних процесів і трофічних виразок;
- посттравматичній і постінсультній реіннервації;
- атрофії різної природи;
- лікуванні гіпертонічної хвороби і вегетосудинної дистонії;
- ревматоїдному поліартриті.

Застосування апарату в гострих фазах порушення мозкового і серцевого кровообігу полегшує перебіг патологічного процесу, зменшує розмір зони ураження та сприяє швидкій реабілітації пацієнтів.

Глава 4.3. Магнітні властивості речовини. Електромагнітні хвилі

4.3.1. Магнітне поле, його характеристики

Із давнини до нас доходять відомості про лікувальні властивості магнітних полів. Кожен відомий лікар минулого пропонував власний рецепт використання магнітів. Вважалося, що магніт відтягує грижу, знімає переломи, витягує жовтуху і водянку, заспокоює болі різного походження, заліковує рани, відновлює порушену чутливість шкіри.

Сучасна медицина, відкинувши містичні уявлення про магніти, продовжує дослідження впливу магнітного поля на організм людини. Було доведено, що постійне магнітне поле, впливаючи на мозок, викликає гальмування його кори, що приводить до зниження порогу больової чутливості, а також підсилює регенеративну здатність тканин, пришвидшує репараційні процеси в ранах (рис. 4.). Нагромаджений досвід спостережень за розсмоктуванням рубців, що утворилися після операції, під дією постійного магнітного поля. Існують дані про те, що попереднє "омагнічення" біологічних об'єктів зменшує їх смертність при радіоактивному ураженні.

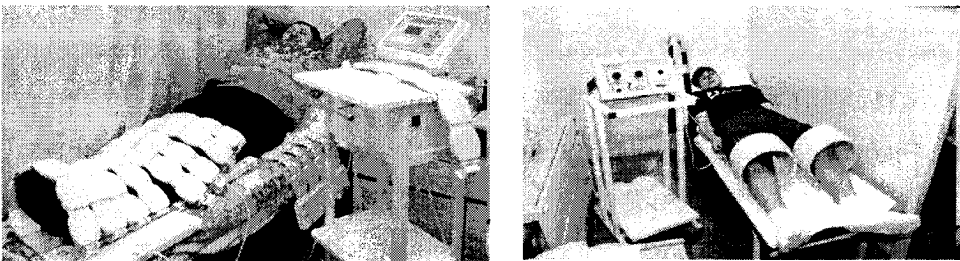


Рис. 4.32. Проведення магнітотерапії.

Магнітне поле – силове поле, яке діє на рухомі електричні заряди і на об'єкти, у яких є магнітний момент. До джерел магнітного поля відносять: змінне електричне поле; намагнічені тіла, провідники із струмом і рух зарядів. Природа цих джерел єдина: магнітне поле обумовлене рухом заряджених мікрочастинок (електронів, протонів, іонів), а також наявністю у цих мікрочастинок власного магнітного моменту.

Магнітний момент – одна з найголовніших магнітних характеристик.

Для контуру зі струмом магнітний момент дорівнює добуткові сили струму I на охоплювану ним площу контуру S :

$$P = IS. \quad (4.44)$$

Можна показати, що магнітний момент електрона,

$$P_e = \frac{q \cdot v \cdot R}{2}, \quad (4.45)$$

де q – заряд електрона, v – його швидкість, R – радіус орбіти.

Одиницею магнітного моменту в СІ є $A \cdot m^2$.

Відношення максимального моменту сили M_{\max} до магнітного моменту P_m є величиною постійною, і тому може бути характеристикою магнітного поля:

$$B = \frac{M_{\max}}{P}, \quad (4.45)$$

Цю величину називають магнітною індукцією (індукцією магнітного поля). Індукція магнітного поля – векторна величина і є силовою характеристикою поля. Одиниця магнітної індукції в СІ – Тесла (Тл), $1 \text{ Тл} = 1 \text{ Н} / (\text{А} \cdot \text{М})$.

Магнітне поле зображають у вигляді силових ліній. У кожній точці такої лінії вектор B розміщений уздовж дотичної. На відміну від силових ліній електричного поля, силові лінії магнітного поля – замкнені. Магнітне поле – вихрове.

У кожному тілі існують мікроскопічні струми, зумовлені рухом електронів у атомах і молекулах. Ці струми створюють власні магнітні поля. Тому вектор магнітної індукції характеризує не магнітне поле, а результуюче магнітне поле, обумовлене макрострумами і мікрострумами. Отже, для одного і того ж струму і при всіх інших однакових умовах індукція магнітного поля в різних середовищах буде мати різне значення.

Магнітне поле макрострумів характеризується вектором напруженості \vec{H} , який пов'язаний з вектором магнітної індукції \vec{B} співвідношенням:

$$\vec{B} = \mu\mu_0 \vec{H}, \quad (4.46)$$

тут $\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7} \frac{\text{Гн}}{\text{м}}$ – абсолютна магнітна проникність середовища, μ – безрозмірна величина, фізичний зміст якої буде дано пізніше.

Одиницею напруженості магнітного поля в СІ є Ампер на метр (А/м).

Намагнічення тіл характеризується вектором намагнічення j – величиною, рівною сумарному моменту атомів і молекул в одиниці об'єму речовини:

$$j = \frac{\sum_{i=1}^n P_i}{\Delta V}, \quad (4.47)$$

де P_i – магнітний момент атома (чи молекули) ΔV – достатньо малий об'єм речовини (в якому поле вважається однорідним).

Вектор намагнічення прямо пропорційний напруженості поля, яке викликає намагнічення:

$$j = \chi \cdot H, \quad (4.48)$$

де χ – безрозмірна величина, яка залежить від природи речовини і називається магнітною сприйнятливістю.

Магнітну індукцію B поля у речовині можна виразити як алгебраїчну суму індукції B_0 намагнічуючого поля (чи поля, обумовленого

намагнічуючим струмом у вакуумі) і індукції B_0 власного поля. Індукцію власного поля можна визначити через вектор намагнічення:

$$B_0 = \mu_0 j = \mu_0 \chi \cdot K_0, \quad (4.49)$$

тоді магнітна індукція поля у речовині

$$B = B_0 + B_0 = \mu_0 H_0 + \mu_0 \chi \cdot K_0 = \mu_0 H_0 (1 + \chi) = \mu \mu_0 H \quad (4.50)$$

Тут $\mu = 1 + \chi$, називається магнітною проникністю і показує, у скільки разів магнітна індукція поля, утворювана намагнічуючим струмом у даній речовині, більша за індукцію поля, створюваного цим же струмом у вакуумі.

Добуток $\mu_0 \mu$ називається абсолютною магнітною проникністю і позначається через μ_A .

Індукція магнітного поля Землі в районі Курської магнітної аномалії – 10^{-4} Тл, на екваторі $-3.4 \cdot 10^{-3}$ нТл, мозку – 10^{-12} Тл, ока – 10^{-11} Тл, серця – $5 \cdot 10^{-11}$ Тл.

При роботі на магнітних пристроях безпечною слід вважати магнітну індукцію для рук меншу від 20 мТл, а для інших частин тіла близько 30 мТл.

Під час підвищеної сонячної активності, коли магнітна індукція магнітного поля Землі збільшується у тисячі, а інколи у десятки тисяч разів, зростає розмноження і токсичність хвороботворних бактерій, підвищується швидкість згортання крові і число лімфоцитів, порушується серцево-судинна діяльність, частішають нервово-психічні захворювання.

4.3.2. Закон Біо–Савара–Лапласа

Згідно з законом Біо–Савара–Лапласа, малий відрізок провідника Δl (рис. 4.33), по якому протікає струм I , утворює в точці A , яка знаходиться на відстані r від $d\ell$, магнітне поле напруженістю dH :

$$dH = \frac{I \cdot dl \cdot \sin \alpha}{4\pi \cdot r^2} \quad (4.51)$$

тут $\angle \alpha$ – кут, утворений між напрямком I і вектором r .

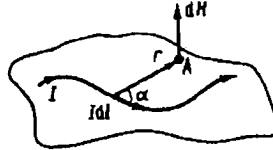


Рис. 4.33. Магнітне поле елемента провідника зі струмом.

Індукція магнітного поля безмежно довгого провідника із струмом у будь-якій точці визначається за формулою:

$$B = \mu\mu_0 \frac{I}{2\pi \cdot r} \quad (4.52)$$

У центрі колового струму:

$$B = \mu\mu_0 \frac{I}{2 \cdot r} \quad (4.53)$$

4.3.3. Магнітні властивості речовини

Магнетики за їх магнітними властивостями поділяють на три основних класи: діамагнетики, парамагнетики і феромагнетики.

У всіх діамагнітних матеріалах сумарне магнітне поле орбітальних рухів всіх електронів дорівнює нулю. Проте, під впливом зовнішнього середовища, у атомах речовин виникає (індукується) магнітний момент, направлений протилежно до зовнішнього поля. Для всіх діамагнетиків $\mu \leq 1$, $\chi \leq 0$. До діамагнетиків належать багато металів (наприклад Ag, Au, Cu); більшість органічних сполук, смоли, водень, азот, вода.

У парамагнітних речовинах при відсутності зовнішнього магнітного поля магнітні моменти електронів не скомпенсовані і атоми мають певний магнітний момент.

При внесенні парамагнетика у зовнішнє магнітне поле встановлюється орієнтація магнітних моментів атомів уздовж зовнішнього магнітного поля. Парамагнетизм властивий багатьом елементам у неметалічному стані (лужним і лужноземельним металам), деяким металам перехідних груп з незаповненими d або f шарами електронної оболонки – групи заліза, паладію, платини, молекули газів O_2 і NO .

Для парамагнетиків $\mu \geq 1$, $\chi \geq 0$.

Феромагнетики – це магнітно впорядковані речовини, при якому всі магнітні моменти носіїв магнетизму і при відсутності зовнішнього магнітного поля впорядковані у певному напрямку. Серед хімічних елементів феромагнетиками є перехідні елементи: Fe , Co , Ni , ряд рідкоземельних металів: Cd , Er , Tb тощо.

Магнітна проникність феромагнетиків сягає значень $10^4 - 10^5$.

Магнітна сприйнятливність феромагнетиків росте зі збільшенням температури. При деякій температурі T_c феромагнетик перетворюється в парамагнетик; ця температура називається температурою (точкою) Кюрі. Поблизу температури Кюрі магнітна сприйнятливність феромагнетика різко зростає.

Магнітна сприйнятливність діамагнетиків і деяких парамагнетиків (наприклад лужних металів) не залежить від температури. Магнітна сприйнятливність парамагнетиків (за деякими винятками) змінюється обернено пропорційно абсолютній температурі.

Феромагнетик, поміщений у магнітне поле, змінює свої лінійні розміри, тобто деформується. Це явище називається магнітострикцією. Відносне видовження залежить від природи феромагнетика і напруженості магнітного поля. Величина магнітострикційного ефекту не залежить від напрямку поля; у одних речовин спостерігається скорочення (нікель), у інших видовження (залізо у слабких полях) вздовж поля. Це явище використовується для отримання ультразвукових коливань з частотою до 100 кГц.

За фундаментальні роботи в області магнетизму французькому фізику, першовідкривачу антиферромагнетизму Л. Неелю у 1970 р. була присуджена Нобелівська премія.

4.3.4. Індуктотермія

Індуктотермія це – метод електролікування, діючим фактором якого є високочастотне змінне магнітне поле. Дія енергії цього поля викликає появу направлених (індуктивних) вихрових струмів, енергія яких переходить у тепло (інша назва методу – термотерапія), розширюються судини, знижується артеріальний тиск, поліпшується коронарний кровообіг. З теплоутворенням і посиленням кровотоку пов'язані розсмоктувальна та протизапальна дія індуктотермії. Відбувається також зниження тону м'язів, що має значення при спазмі гладкої мускулатури. Зниження збудливості нервових рецепторів обумовлює знеболювальну і седативну дію. Застосування цієї процедури на ділянку надниркових залоз стимулює їхню глюкокортикоїдну функцію. При цьому методі лікування спостерігається підвищення вмісту кальцію в тканинах, бактеріостатична дія (рис. 4.34).

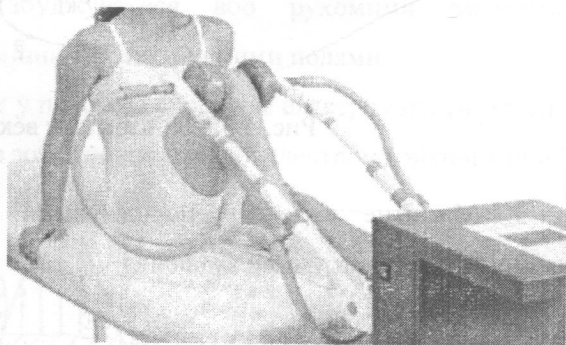
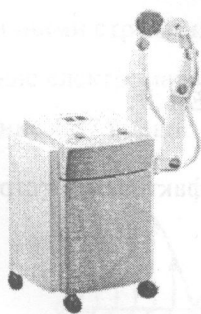


Рис. 4.34. Індуктотермія:

а) універсальний стаціонарний

б) проведення процедури.

апарат для індуктотермії

Сurapuls 970;

Показаннями до призначення індуктотермії є гострі та хронічні запальні захворювання внутрішніх органів, органів малого таза, лор-органів,

захворювання і травми опорно-рухового апарата, периферійної і центральної нервової системи. До числа окремих протипоказань належать порушення больової і температурної чутливості шкіри, наявність металевих предметів в тканинах у зоні впливу і гострі гнійні процеси.

4.3.5. Основи теорії Максвела. Електромагнітні хвилі.

В основі теорії Максвела лежать положення:

1. Змінне магнітне поле у довільній точці простору створює вихрове електричне поле, лінії напруженості якого охоплюють лінії індукції магнітного поля у вигляді замкнутих кривих (рис. 4.35).

$$\oint_L (\vec{E} d\vec{l}) = -\frac{\partial}{\partial t} \int_S (\vec{B}_n d\vec{S}), \quad (4.54)$$

де $\oint_L (\vec{E} d\vec{l})$ – це робота “сторонніх сил” по переносу одиниці заряду по замкнутому контурі.

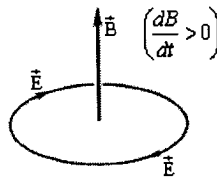


Рис. 4.35. Зв'язок між векторами \vec{E} і \vec{B} .

2. Магнітне поле \vec{H} породжується двома факторами: струмами провідності I та струмами зміщення j_{zm}

$$\vec{j}_{zm} = \epsilon \epsilon_0 \frac{\partial \vec{E}}{\partial t}, \quad (4.55)$$

які виникають лише при наявності змінного електричного поля (рис. 4.36).

$$\oint_L (\vec{H} d\vec{l}) = \int_S \vec{j}_{np} d\vec{S} + \int_S \epsilon \epsilon_0 \frac{\partial \vec{E}}{\partial t} d\vec{S}. \quad (4.56)$$

У провідниках, на відміну від діелектриків, струми зміщення незначні, порівняно з струмами провідності.

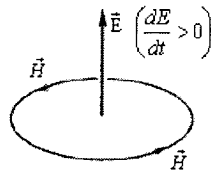


Рис.4.36. Зв'язок між векторами \vec{H} і \vec{E} .

3. Потік вектора індукції електричного поля D ($\vec{D} = \epsilon\epsilon_0\vec{E}$) через замкнену поверхню S рівний заряду q :

$$\oint_S (\vec{D}_n d\vec{S}) = q \quad (4.57)$$

4. Повний потік вектора магнітної індукції \vec{B} через замкнену поверхню S рівний нулю.

$$\oint_S (\vec{B}_n d\vec{S}) = 0 \quad (4.58)$$

Формула (4.58) свідчить про те, що вільних магнітних зарядів у природі не існує.

Рівняння Максвела показують, що джерелами електричного поля можуть бути або електричні заряди, або магнітні поля, які змінюються у часі. Магнітні ж поля можуть збуджуватися або рухомими зарядами (електричними струмами), або змінними електричними полями.

Змінне електромагнітне поле у просторі породжує електромагнітні хвилі. На рисунку 4.37 подано графічне зображення плоскої електромагнітної хвилі.

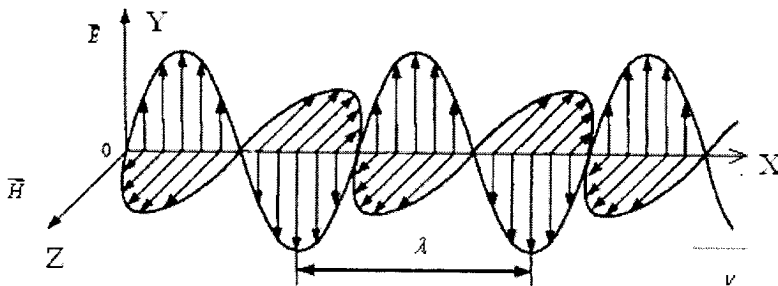


Рис. 4.37. Електромагнітна хвиля.

У цьому випадку вектор напруженості електричного поля \vec{E} коливається у вертикальній площині, а магнітного поля \vec{H} у горизонтальній площині.

Поширення хвилі відбувається в напрямку осі OX . Електромагнітні хвилі – поперечні. Процес поширення хвиль описується рівняннями Максвелла.

Якщо осі координат вибрати так, що напрям осі OX співпаде з напрямком поширення хвилі, напрям вектора \vec{E} з віссю OZ , а вектора \vec{H} з віссю OY , то рівняння Максвелла матимуть вигляд:

$$\frac{\partial E}{\partial x} = \mu_0 \mu \cdot \frac{\partial H}{\partial t}, \quad (4.59)$$

$$\frac{\partial H}{\partial x} = \varepsilon_0 \varepsilon \frac{\partial E}{\partial t}, \quad (4.60)$$

де ε і μ – відносні діелектрична і магнітна проникності середовища. Якщо продиференціювати перше рівняння по x , а друге рівняння по t , то після відповідних перетворень отримаємо:

$$\frac{\partial^2 E}{\partial t^2} = \frac{1}{\varepsilon_0 \varepsilon \cdot \mu_0 \mu} \cdot \frac{\partial^2 E}{\partial x^2}. \quad (4.61)$$

Аналогічно можна отримати:

$$\frac{\partial^2 H}{\partial t^2} = \frac{1}{\varepsilon_0 \varepsilon \cdot \mu_0 \mu} \cdot \frac{\partial^2 H}{\partial x^2}. \quad (4.62)$$

Розв'язком записаних вище рівнянь є функції:

$$E = E_0 \sin \frac{2\pi}{T} \left(t - \frac{x}{v} \right), \quad (4.63)$$

$$H = H_0 \sin \frac{2\pi}{T} \left(t - \frac{x}{v} \right) \quad (4.64)$$

Ці вирази є рівняннями плоскої гармонічної хвилі, що поширюється вздовж осі x з амплітудами E_0 і H_0 відповідно з періодом коливань T і швидкістю поширення v . Продиференціювавши E по t і x :

$$\frac{\partial^2 E}{\partial t^2} = -\frac{4\pi^2}{T^2} \cdot E, \quad \frac{\partial^2 E}{\partial x^2} = -\frac{4\pi^2}{T^2 \cdot v^2} \cdot E \quad (4.65)$$

отримаємо:

$$\frac{\partial^2 E}{\partial t^2} = v^2 \frac{\partial^2 E}{\partial x^2}. \quad (4.66)$$

Порівнюючи (4.57) і (4.62) бачимо, що:

$$\frac{1}{\varepsilon_0 \varepsilon \cdot \mu_0 \mu} \cdot \frac{\partial^2 E}{\partial x^2} = v^2 \frac{\partial^2 E}{\partial x^2} \quad (4.67)$$

Отже швидкість поширення електромагнітних хвиль:

$$v = \frac{1}{\sqrt{\varepsilon_0 \varepsilon \cdot \mu_0 \mu}}. \quad (4.68)$$

Оскільки у вакуумі $v = c = \frac{1}{\sqrt{\varepsilon_0 \mu_0}}$ – швидкість поширення світла, то

отримуємо:

$$v = \frac{c}{\sqrt{\varepsilon \mu}} = \frac{c}{n} \quad (4.69)$$

де $n = \sqrt{\varepsilon \mu}$ – показник заломлення середовища.

Вперше передачу сигналів за допомогою електромагнітних хвиль здійснив італійський фізик Г. Марконі (Нобелівський лауреат 1909 р.) Він у 1907 р. створив першу трансатлантичну службу бездротового зв'язку. Шкала електромагнітних хвиль наведена на рисунку 4.38.

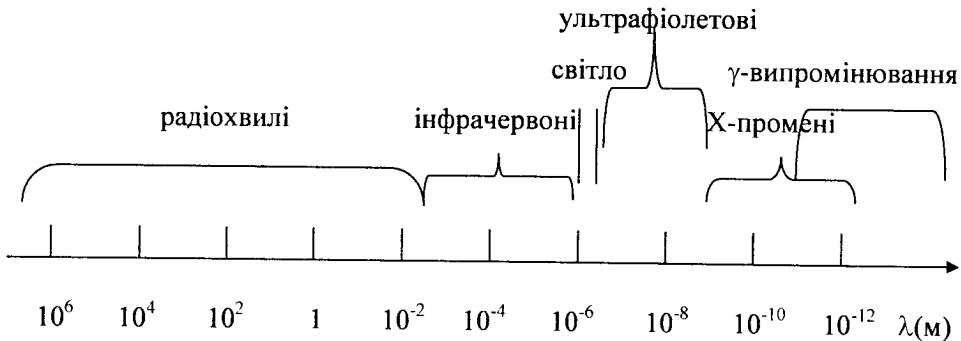


Рис. 4.38. Шкала електромагнітних хвиль.

Найбільші довжини мають низькочастотні хвилі і радіохвилі; вони створюються штучними вібраторами.

Інфрачервоне випромінювання утворюється, головним чином, при коливаннях молекул чи групи атомів.

Світлові хвилі і ультрафіолетове випромінювання виникають при зміні станів електронів на зовнішніх оболонках атомів чи молекул.

X-промені є результатом зміни станів електронів на внутрішніх оболонках атомів (характеристичне випромінювання) чи різкого гальмування електронів та інших заряджених частинок.

γ -випромінювання виникає при збудженні ядер і при взаємодіях елементарних частинок.

Радіохвилі використовують у радіомовленні та радіозв'язку, інфрачервоні – у цивільній та військовій техніці (бачення в темноті). Ультрафіолетові промені широко використовуються у побуті (люмінесцентні лампи), медицині.

X і γ -промені широко застосовують у медицині при вивченні структури речовини.

4.3.6. Вектор Умова–Пойнтінга

Енергія електромагнітного поля складається з енергії електричного поля і енергії магнітного поля. Миттєве значення об'ємної густини енергії електромагнітного поля рівне:

$$\omega_{em} = \omega_E + \omega_H = \frac{\varepsilon\varepsilon_0 E^2}{2} + \frac{\mu\mu_0 H^2}{2}. \quad (4.70)$$

Враховуючи, що $\sqrt{\varepsilon\varepsilon_0} E = \sqrt{\mu\mu_0} H$, отримаємо:

$$\omega_{em} = \varepsilon\varepsilon_0 E^2 = \mu\mu_0 H^2 = \sqrt{\mu\mu_0\varepsilon\varepsilon_0} E \cdot H. \quad (4.71)$$

Величину густини потоку енергії хвилі u можна отримати, помноживши об'ємну густину енергії поля на швидкість хвилі (4.71)

$$u = \omega_{cv} \nu = E \cdot H, \quad (4.72)$$

або у векторній формі

$$\vec{u} = [\vec{E} \cdot \vec{H}] \quad (4.73)$$

Вектор густини потоку енергії називається вектором Умова – Пойтінга. Він збігається з напрямком поширення хвилі.

4.3.7. Взаємодія електромагнітного поля з речовиною

Електромагнітне поле (ЕМП) являє собою сукупність змінних електричного і магнітного полів, що викликають появу в поміщених у ньому провідниках змінних струмів, чи приводять до повертання дипольних моментів у діелектриках, тобто до поляризації, що відбувається з частотою, яка обумовлена частотою ЕМП. Рух заряджених частинок: електронів, іонів та дипольних молекул підвищує внутрішню енергію речовини, тобто приводить до її нагрівання, інтенсивність якого зростає з частотою електромагнітного поля.

Для створення високочастотного ЕМП застосовуються спеціальні генератори, основною частиною яких є коливальний контур, який складається з конденсатора і котушки індуктивності. Високочастотне нагрівання речовини здійснюють різними способами, залежно від розташування її відносно елементів коливального контуру (рис. 4.39)

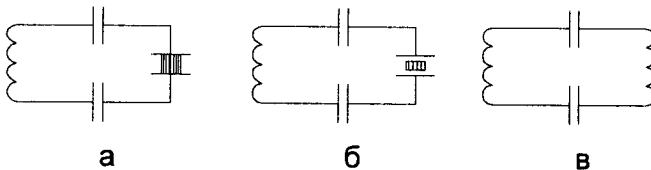


Рис. 4.39. Способи високочастотного нагрівання речовини.

З точки зору електричних властивостей наші тканини поділяються на три групи: перша – рідкі провідники (кров, лімфа); друга – м’язи і внутрішні органи (нирки, печінка, серце), до складу яких входять електроліти; третя – жир, кістки, епітелій та інші тканини з незначним вмістом води.

Електроліти в електричному полі характеризуються іонною провідністю і мають значну питому провідність σ . Слід врахувати і те, що поверхні еритроцитів, лейкоцитів мають і ємнісні властивості.

При проходженні струму низьких частот ним охоплюються міжклітинні простори, оскільки за малих частот опір мембран досить значний $X_c = \frac{1}{\omega c}$ і екранує внутрішнє середовище клітини. При підвищенні частоти до десятків і сотень кілогерц опір мембран зменшується, і струм охоплює внутрішню частину клітини. Тоді загальна площа провідності збільшується, а опір зменшується.

Між протоплазмою і оточуючою лімфою весь час відбувається порушення клітинної рівноваги внаслідок дії струму на іони. Вони зміщуються з положення рівноваги, в результаті виникає подразнювальна дія струму.

При проходженні змінного струму іони коливаються, з підвищенням частоти амплітуда коливань зменшуватиметься і, отже, зменшуватиметься подразнювальна сила струму. При частотах близько 200 кГц змінний струм спричиняє лише теплову дію.

У тканинах, що є діелектриками, завдяки обертанню дипольних молекул в ЕМП виникає струм зміщення, який переважає струм провідності при ультрависоких частотах, що сприяє накопиченню енергії в більш глибоко розташованих тканинах.

Нехай до провідника з питомим опором ρ , довжиною l , площею S прикладені електроди, з'єднані з генератором змінної напруги (рис. 4.39, а) Згідно з законом Джоуля-Ленца, маємо:

$$Q = I^2 R t = I^2 \rho \frac{l}{S} t = j^2 \rho V t, \quad (4.74)$$

тут $j = \frac{I}{S}$ – густина струму, V – об'єм провідника.

Таким чином, кількість теплоти, що виділяється у провіднику при проходженні електричного струму, пропорційна квадрату густини струму і його питомому опору.

Якщо провідник знаходиться у змінному електричному полі (рис.4.39, б), тоді, враховуючи, що $j = \frac{E}{\rho} \left(E = \frac{U}{l} \right)$, знаходимо з (4.74) вираз для кількості тепла:

$$Q = \frac{E^2}{\rho} Vt. \quad (4.75)$$

У провіднику, поміщеному у котушку коливального контуру (рис.4.39, в), виникає вихровий індукційний струм, завдяки якому виділяється теплота. Кількість теплоти, що виділяється з провідника, який знаходиться у змінному магнітному полі з індукцією B , пропорційна квадрату величини магнітної індукції, квадрату частоти магнітного поля і обернено пропорційна питомому опору провідника:

$$Q = K \frac{\omega^2}{\rho} B^2 Vt. \quad (4.76)$$

Результат дії електромагнітних коливань на тканини характеризується питомою теплотою q , тобто кількістю теплоти, яка виділяється одиницею об'єму тканини за одиницю часу:

$$q = \frac{Q}{Vt} \quad (4.77)$$

Біологічні тканини-діелектрики можна описати електричною схемою (рис. 4.40, а). Повний струм, що проходить через тканини, складається з активної I_a та реактивної I_p складових струму (рис. 4.40, б).

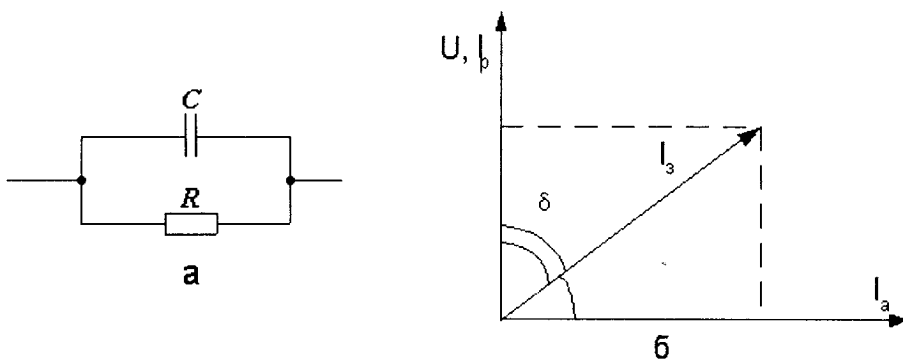


Рис. 4.40. Електрична схема тканин-діелектриків (а) та векторна діаграма (б).

Активний струм не відстає по фазі від напруги і напрямлений у той же бік, що і вектор напруги. Струм I_p обумовлений електронною поляризацією. У результаті векторного складання отримуємо вектор загального струму I_s , який зсунутий по відношенню до вектора реактивного струму на кут δ , який називається кутом діелектричних втрат:

$$\operatorname{tg} \delta = \frac{I_a}{I_p}. \quad (4.78)$$

Тангенс кута діелектричних втрат характеризує частку енергії електромагнітного поля, що витрачається на нагрівання діелектрика. Якщо $\delta = 0$, то струм реактивний і втрати енергії відсутні. У випадку $\delta = \frac{\pi}{2}$ вся енергія витрачається на нагрівання тіл.

Питому теплоту q , що виділяється у діелектрику, можна обрахувати за формулою:

$$q_q = E^2 \omega^2 \varepsilon \varepsilon_0 \operatorname{tg} \delta. \quad (4.79)$$

Тангенс кута втрат залежить від частоти електромагнітного поля (рис. 4.41).

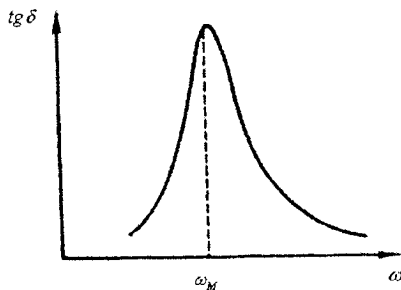


Рис. 4.41. Залежність тангенса кута від частоти електромагнітного поля.

Середовище вважаємо провідним, якщо $\operatorname{tg} \delta \gg 1$ і діелектричним при $\operatorname{tg} \delta \ll 1$. Залежно від частоти, одне і те ж середовище може проявляти чи провідні, чи діелектричні властивості.

4.3.8. УВЧ і мікрохвильова терапія

УВЧ-терапія – метод електролікування, який ґрунтується на впливі на хворий організм переважно ультрависокочастотним електромагнітним полем. При проведенні лікувальної процедури ділянку тіла, що піддається впливові електричного поля (ЕП) УВЧ, розміщують між двома конденсаторними пластинами-електродами таким чином, щоб між тілом хворого й електродами був повітряний прошарок, величина якого не повинна змінюватися протягом всієї процедури. Фізична дія ЕП УВЧ полягає в активному поглинанні енергії поля тканинами і перетворенні її в теплову енергію, а також у розвитку осциляторного ефекту, характерного для високочастотних електромагнітних коливань.

Теплова дія УВЧ-терапії менш виражена, ніж при індуктотермії. Основне теплоутворення відбувається в тканинах, які погано проводять електричний струм (нервова, кісткова тощо). Інтенсивність теплоутворення залежить від напруженості поля та особливостей поглинання енергії тканинами.

Внаслідок дії ультрависокочастотного електромагнітного поля відбувається поліпшення крово- і лімфообігу, дегідратація тканин і зменшення ексудації, активуються функції сполучної тканини, стимулюються процеси клітинної проліферації, що дає можливість обмежувати вогнище запального процесу щільною сполучною капсулою.

Електромагнітне поле УВЧ приводить до антиспастичної дії на гладку мускулатуру шлунка, кишечника, жовчного міхура, прискорює регенерацію нервової тканини, підсилює провідність імпульсів по нервових волокнах, знижує чутливість кінцевих нервових рецепторів, тобто сприяє знеболюванню, зменшує тонуус капілярів, артеріол, знижує артеріальний тиск, викликає брадикардію.

Апарати УВЧ застосовують у лікувальній практиці в безперервному та імпульсному режимах (рис. 4.42). Лікування рекомендоване при різних гострих і хронічних запальних процесах внутрішніх органів (бронхіти,

холецистити, пневмонії), опорно-рухового апарату, вуха, горла, носа (ангіни, отити), периферійної нервової системи (неврити), жіночої статевої системи, дистрофічних процесах і гострих нагноєннях (фурункули, карбункули, абсцеси, флегмони).

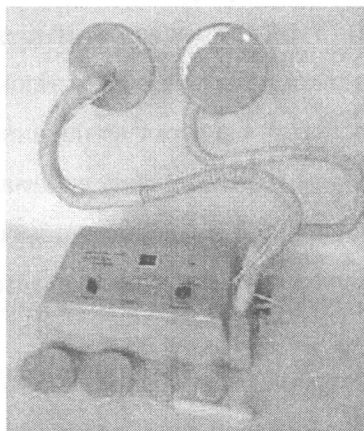


Рис. 4.42. Апарат УВЧ-60

Апарат для УВЧ-терапії призначений для місцевого лікувального впливу електромагнітним полем ультрависокої частоти, що має велику проникну здатність. Апарат УВЧ застосовується в клініках терапевтичного, неврологічного, хірургічного профілю.

Апарат УВЧ використовується для лікування гострих запальних процесів, радикулітів, травм периферичної нервової системи, ран, гострого больового синдрому (невралгії, неврити), поліомієліту, енцефаліту, хвороби Рейно, обмороження тощо.

Протипоказання до застосування апарату УВЧ – злоякісні новоутворення, серцева недостатність 3 ступеня, інфаркт міокарда.

При УВЧ – терапії на хворого діють неперервним або імпульсним електромагнітним полем з частотами, що лежать у межах від 30 до 300 МГц.

Крім нагрівання, електричне поле УВЧ сприяє деякій структурній перебудові білкових молекул, перерозподілу концентрації іонів клітинних мембран, гідратації іонів та молекул і приводить до змін функціонального стану клітин і організму в цілому.

При мікрохвильовій терапії використовують надвисокочастотні електромагнітні коливання, яким відповідають дециметрові (6,5 дм) і сантиметрові (12,6 см) хвилі. Електромагнітні коливання створює магнетронний генератор (магнетрон-пристрій, що поєднує функції і електронної ланки, і коливального контуру). Електромагнітні коливання направляють на відповідну ділянку тіла спеціальними випромінювачами, що мають вигляд порожнистих циліндрів. Сантиметрові хвилі проникають в організм на глибину 2–6 см, а дециметрові – на глибину 7–9 см. Енергія хвиль в основному витрачається на діелектричні втрати, оскільки навіть вода при високих частотах має діелектричні властивості ($tg\delta < 1$). Тому найбільше поглинання відбувається в тканинах, багатих на воду (м'язи, кров).

Механізм фізіологічного впливу мікрохвильової терапії, як і механізм розглянутих вище методів, складається з первинної і вторинної дії. Первинна дія – це безпосередній вплив мікрохвиль на тканини, а вторинна – виникає у відповідь на первинну дію, тобто відповідь на неї нейрорефлекторних і інших реакцій організму.

При мікрохвильовій терапії відбувається локальне нагрівання пухлини до 42–45° С на фіксованій частоті випромінювання, що сприяє гальмуванню росту пухлини чи її розсмоктуванню.

Білок γ – глобулін втрачає антигенні властивості при дії на кров електромагнітних випромінювань з частотами 13,1; 13,3; 13,9; 14,4 МГц. Водночас під дією низько інтенсивних випромінювань (на частотах від 45,6 до 46,1 Гц) деякі бактерії (наприклад, кишкова паличка) синтезують білок коліцин, що має антигенні властивості.

Мікрохвильова терапія – це один з основних методів електролікування, при якому хворого опромінюють електромагнітними хвилями надвисокочастотного (НВЧ) діапазону. Також це один з видів використання енергії електромагнітного поля НВЧ невеликої потужності для лікування багатьох захворювань. Мікрохвилі (радіохвилі, НВЧ–коливання) мають довжину в межах від 1м до 1мм, частоту коливань відповідно від 300 до 300

000 МГц. У спектрі електромагнітних радіохвиль вони займають проміжне місце між хвилями ультрависокої частоти й інфрачервоними променями. Цим і зумовлені фізичні властивості мікрохвиль, характерні як для радіохвиль ультрависокої частоти (здатність проникати в біологічні тканини), так і для інфрачервоних променів (відбивання, заломлення, поглинання біологічними тканинами).

Мікрохвильова терапія здійснює регулюючий, стимулюючий вплив на нервову, ендокринну системи, обмін речовин. Під дією мікрохвиль відзначається нормалізація тону су магістральних і периферійних судин, активація процесів мікроциркуляції (прискорення руху крові в капілярах, їхнє розширення), підвищення оксигенації крові, регулювання судинної проникності, поліпшення окиснювально-відновних процесів і трофіки тканин. Терапія хвилями дециметрового діапазону (ДМХ-терапія) (рис. 4.43), активуючи адаптаційно-трофічні системи, сприяє поліпшенню глюкокортикоїдної функції надниркових залоз і пригніченню алергійних реакцій, нормалізації трофіки синовіальної оболонки.

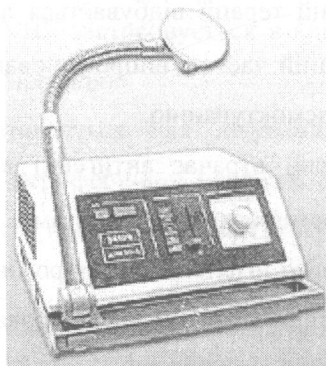


Рис. 4.43. Апарат для ДМХ терапії “Ранет ДМВ 20-1”.

Апарат для сантиметрово-хвильової терапії (СМХ) призначений для впливу мікрохвильовою енергією на локальні ділянки тіла (рис. 4.44) і забезпечує лікувальний прогрів на глибину 1,5-2 см. Призначений для лікування різних захворювань запального, травматичного та іншого характеру шляхом впливу електромагнітним полем за контактною методикою.

Апарат є магнетронним генератором електромагнітного випромінювання надвисоких частот – 2450 МГц.

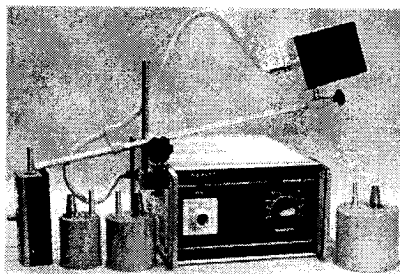


Рис. 4.44. Апарат для сантиметровохвильової терапії (СМХ)
Промінь-11 СМВ-150-1.

4.3.9. Електрохірургія

Високочастотна електрохірургія – це метод хірургічного впливу високочастотним струмом на тканини з метою їх розсічення чи коагуляції.

Розсічення тканини здійснюється завдяки інтенсивному пароутворенню тканинної рідини в ділянці, що прилягає до електрода. Густина струму сягає 40 кА/м^2 . Тепло, яке при цьому виділяється, призводить до коагуляції білків, у результаті густина струму досягається за рахунок малої площі контакту скальпеля з поверхнею тіла.

Різновид електрохірургії – електрокоагуляція, її використовують для прикріплення сітківки до судинної оболонки ока при її відшаруванні, для зварювання кровоносних судин, для випалювання злоякісних пухлин. Густина струму при коагуляції складає від 5 до 10 кА/м^2 . Загальна сила струму не перевищує 1А.

Відзначимо, що перші електроди для електрохірургії були запропоновані і впроваджені в медичну практику першим завідувачем кафедри фізики (1957–1970 р.) тодішнього Тернопільського медичного інституту, нинішнього медичного університету імені І. Я. Горбачевського, професором С. М. Шамраєвським півстоліття тому.

Розділ 5. Оптика

Глава 5.1. Основи фотометрії

Оптика – розділ фізики, який вивчає природу світла, властивості його поширення і явища, що відбуваються при взаємодії світла з речовиною.

Розділ оптики, що вивчає методи і прийоми вимірювання енергії, яку переносять електромагнітні світлові хвилі, називається фотометрією.

Нехай через площу поверхні S за час t пройде певна кількість енергії E .
Відношення

$$\Phi = \frac{E}{t} \quad (5.1)$$

показує, яка кількість енергії переноситься через поверхню S за одиницю часу і називається потоком променевої енергії. Потік променевої енергії оцінюється відповідними одиницями потужності. Світловим потоком Φ називається потужність видимого випромінювання, оцінюваного за зоровим відчуттям. Одиницею світлового потоку є люмен (1 Лм).

Точковим джерелом світла називається джерело, розміри якого значно менші від відстані між ним і точкою спостереження.

Силою світла називають величину світлового потоку Φ усередині тілесного кута Ω до величини цього кута. Якщо точкове джерело рівномірно випромінює світло у всіх напрямках, то:

$$I = \frac{\Phi}{4\pi}. \quad (5.2)$$

Вимірюють силу світла в канделах (Кд).

Освітленість – це величина світлового потоку, що падає на одиницю площі:

$$E = \frac{\Phi}{S}. \quad (5.3)$$

Одиницею освітленості є люкс (1 лк).

Якщо сконцентрувати за допомогою відбивачів або лінз світловий потік на малій площі, то можна досягти великої освітленості.

Освітленість площі поверхні S , перпендикулярної до осі світлового потоку, визначається силою світла I та відстанню R від точкового джерела до площі поверхні S :

$$E = \frac{I}{R^2}. \quad (5.4)$$

У випадку, коли площа поверхні розташована під кутом до напрямку потоку,

$$E = \frac{I \cdot \cos \alpha}{R^2}. \quad (5.5)$$

Світимість – величина, рівна відношенню світлового потоку Φ , який випромінює поверхня джерела, до площі S_i цієї поверхні:

$$R = \frac{\Phi}{S_i}. \quad (5.6)$$

Світимість визначається в тих самих одиницях, що і освітленість.

Яскравість B_φ у напрямку φ називається величина, що рівна відношенню сили світла I_φ у цьому напрямку до площі проєкції S_π світної поверхні на площину, перпендикулярну напрямку спостереження:

$$B_\varphi = \frac{I_\varphi}{S_\pi}, \quad (5.7)$$

де $S_\pi = S_0 \cos \varphi$, S_0 – площа поверхні.

Фотометрія охоплює як експериментальні методи та засоби вимірювання фотометричних величин, так і теоретичні положення та розрахунки, які відносяться до цих величин.

5.1.1. Лінзи. Параметри лінзи

Прозоре тіло, обмежене двома сферичними поверхнями, одна з яких може бути плоскою, називається лінзою. У збиральних лінзах, на відміну від розсіювальних, товщина лінзи посередині більша, ніж біля країв.

Точка O (рис. 5.1), що знаходиться посередині лінзи, називається оптичним центром лінзи. Пряма лінія, що проходить через центри кривизни обох поверхонь лінзи, називається головною оптичною віссю лінзи. Будь-яку іншу лінію, що проходить через оптичний центр лінзи, називають побічною віссю.

Промені, які йдуть паралельно головній оптичній осі лінзи, після проходження її збираються в одній точці (на оптичній осі), яка називається фокусом лінзи. У випадку розсіювальної лінзи в одній точці (на оптичній осі) перетинаються лінії, які є продовженням заломлених променів; цю точку називають уявним фокусом. Відстань між фокусом лінзи і її оптичним центром називають фокусною відстанню. Площину, що проходить через фокус лінзи і яка перпендикулярна головній оптичній осі, називають фокальною площиною. Величину, обернену фокусній відстані, називають оптичною силою лінзи: $D = \frac{1}{F}$. Оптична сила лінзи вимірюється в діоптріях.

Діоптрія дорівнює оптичній силі лінзи з фокусною відстанню один метр.

Для побудови зображення потрібно скористатися щонайменше двома з трьох променів (рис. 5.1, 5.2).

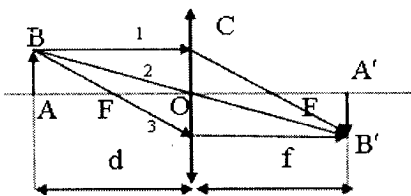


Рис. 5.1. Побудова зображення в збірній лінзі.

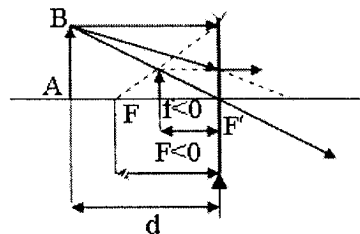


Рис. 5.2. Побудова зображення в розсіювальній лінзі.

1. Промінь 1 паралельний оптичній осі; після заломлення він проходить через фокус.

2. Промінь 2, що проходить через центр лінзи; цей промінь не змінює свого напрямку.

3. Фокальний промінь 3; після заломлення в лінзі він стає паралельним оптичній осі.

На рисунку 5.1 показано хід променів після проходження збірної лінзи.

1. З подібності трикутників FOC і $FA'B'$, а також ABO і $A'B'O$, враховуючи, що $AB=OC$, випливає: $\frac{FO}{FA'} = \frac{AO}{OA'}$; $\frac{F}{f-F} = \frac{d}{f}$, звідси $Fd+fF=df$. Розділивши

цю рівність на добуток d, f, F , отримуємо формулу лінзи:

$$\frac{1}{d} + \frac{1}{f} = \frac{1}{F}, \quad (5.8)$$

де d – відстань предмета до лінзи, f – відстань від лінзи до зображення.

Для розсіювальної лінзи значення фокусної відстані F в розрахунках треба брати із знаком "мінус" і, оскільки зображення предмета дістаємо уявним, відстань до зображення завжди береться із знаком "мінус".

У таблиці 5.1 наведені характеристики зображень, утворених збиральною ($F > 0$) та розсіювальною ($F < 0$) лінзами.

Таблиця 5.1. Характеристики зображень, утворених збиральною та розсіювальною лінзами.

Відстань предмета до лінзи, d	Відстань від лінзи до зображення, f	Розмір зображення	Вид зображення
Зображення, утворене збиральною лінзою ($F > 0$)			
$d > 2F$	$2F > f > F$	$H < h$	Дійсне, обернене
$d = 2F$	$f = 2F$	$H = h$	Те саме
$2F > d > F$	$f > 2F$	$H > h$	Те саме
$d = F$	$f = \infty$	$H = \infty$	Те саме
$d < F$	$f < 0$	$H > h$	Уявне, пряме
Зображення, утворене розсіювальною лінзою ($F < 0$)			
d довільне	$f < 0$	$H < h$	Уявне, пряме

Фокусна відстань лінзи залежить від її радіусів кривизни та відносного показника заломлення. У випадку тонких лінз

$$\frac{1}{F} = (n - 1) \left(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} \right), \quad (5.9)$$

де R_1 і R_2 – радіуси кривизни поверхонь лінзи, n – показник заломлення матеріалу. Відзначимо, що радіуси кривизни випуклих поверхонь вважаємо додатними, а радіуси кривизни увігнутих поверхонь – від'ємними.

Лінійне збільшення лінзи $K = \frac{H}{h} = \frac{f}{d}$, де H – лінійний розмір зображення, h – лінійний розмір предмета.

5.1.2.Око

Людина отримує близько 90 відсотків всієї інформації про навколишній світ, від найближчих об'єктів до зірок, які віддалені від нас на сотні світлових років (світловий рік – відстань, яку проходить світло протягом року), за допомогою зору. Неозброєне людське око може розрізняти структури розміром 0,07 мм на відстані найкращого зору, яка для здорового ока рівна 25 см.

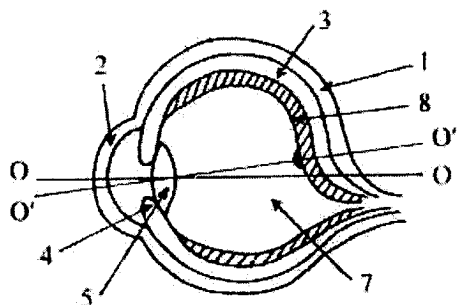


Рис. 5.3. Будова ока.

Вперше теорія зору була розроблена військовим лікарем Г. Гельмгольцем, який пізніше почав займатися фізикою і став одним із славетних природознавців XIX століття. Він пояснив у 1853 р. як відбувається акомодация ока на близьких і віддалених предметах.

Розглянемо будову ока (рис. 5.3).

Очне яблуко поміщене в густу непрозору оболонку діаметром $d = 24 - 25$ мм, що називається склерою 1. У передній частині склера переходить у прозору рогівку 2, яка більш випукла,

ніж склери, з показником заломлення $n = 1,38$. До склери прилягає судинна оболонка 3, пігментні клітини якої визначають „колір ока” і спереду переходить у райдужну оболонку 4, яка оточує зіницю. Діаметр зіниці за допомогою м'язових волокон змінюється від $d = 2 - 3$ мм до $d = 6 - 8$ мм. До зіниці прилягає кришталік 5 – прозоре тіло, показник заломлення якого становить на периферії $n = 1,38$, а в центрі – $n = 1,40 - 1,42$. Між рогівкою і кришталіком знаходиться передня камера 6, заповнена водянистою речовиною. У внутрішній частині ока міститься склоподібне тіло, що має показник заломлення $n = 1,366$, такий, як і водяниста речовина. Через зіницю і кришталік світло проходить у задню камеру ока і досягає сітківки 8. Невеличка ділянка сітківки називається центральною ямкою (жовтою плямою) і є її найчутливішою частиною.

Рогівка 2, камера 6, кришталік 5, склоподібне тіло 7 – утворюють центральну оптичну систему з головною віссю OO , що проходить через центри рогівки, зіниці та кришталіка. Оптична сила ока становить 64 діоптрії. Діоптрія – оптична сила лінзи з фокусною відстанню 1 м. Зорова вісь ока $O'O'$ проходить через центри кришталіка і центральної ямки.

При короткозорості (міопії) зображення формується перед сітківкою (рис. 5.4, а).

Цей недолік зору корегується розсіювальними (вгнутими) лінзами з оптичною силою $D < 0$ (рис. 5.4, б).

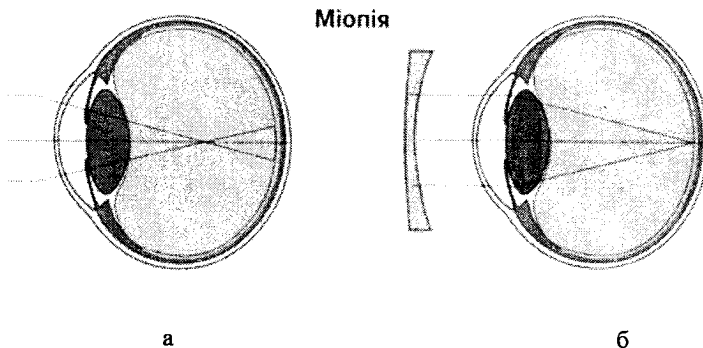


Рис. 5.4. Формування зображення в оці (а) при міопії а та її усунення за допомогою розсіювальних лінз (б).

При далекозорості зображення лежить поза сітківкою (рис. 5.5, а). Для корекції далекозорого ока застосовують лінзи з оптичною силою $D > 0$ (рис. 5.5, б).

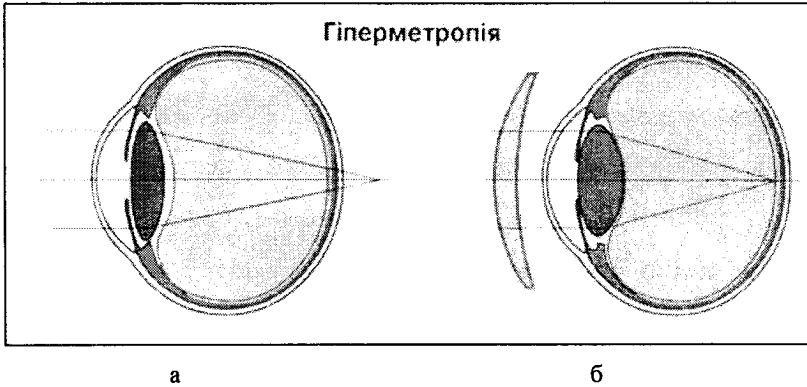


Рис. 5.5. Формування зображення при гіперметропії а та її усунення за допомогою збиральних лінз.

Оптична система ока може мати ряд недоліків: астигматизм, короткозорість, далекозорість.

Астигматизм є наслідком неоднакового заломлення променів у вертикальній і горизонтальній площинах рогівки і кришталика. Якщо різниця оптичних сил у відповідних площинах перевищує 0,5 дптр, то астигматизм коректується лінзами. Найпростіша така лінза має одну поверхню циліндричну, другу – сферичну. У нормальному оці при відсутності акомодатії зображення предметів формуються на сітківці.

У 1890 р. шведський дослідник А. Гульстранд показав, що астигматизм усувається за допомогою циліндричних лінз. Йому, за роботи з діоптрики ока, у 1911 р. була присуджена Нобелівська премія з фізіології та медицини.

Може статися так, що в сітківці ока послаблюється чи зовсім випадає сприйняття одного з основних кольорів, тоді у людини порушується сприйняття кольорів. Ця вада зору називається дальтонізмом, дальтоніків не допускають до водіння транспорту.

Світло, що попало в око, фокусується за кришталіком на шарі світлочутливих клітин сітківки – паличок і колбочок. Палички, їх близько 125–130 млн, знаходяться на всій поверхні сітківки і є рецепторами чорно-білого зору, а колбочки, число яких сягає 6–7 млн, в основному зосереджені у центральній частині сітківки, в ділянці центральної ямки, і реагують на забарвлення предметів.

Чутливість паличок, довжина і діаметр яких відповідно рівні 2 і 60 нм, значно вища, ніж у колбочок, що мають довжину і діаметр відповідно 2 і 10 нм. Палички реагують на світло при освітленості $E \approx 10^{-6}$ Лк, а колбочки лише при $E > 10^{-2}$ Лк. Тому у сутінках навколишній світ сприймається чорно-білим.

Вважають, що для того щоб спалах точкового червоного джерела світла був сприйнятим оком, молекули сітківки повинні поглинати від 5 до 10 фотонів світла.

Палички і колбочки містять світлочутливі пігменти родопсин та йодопсин, у яких при поглинанні світла виникають і розвиваються фотохімічні реакції, які обумовлюють подальшу передачу інформації у мозок.

Зоровий пігмент паличок родопсин (рис. 5.6) вмонтований у зовнішні сегменти паличок, які містять стопку плаваючих у цитоплазмі органел – світлочутливих дисків, і складається з білка оксину та хромофорної групи ретиналю ($C_{19}H_{27}CHO$).

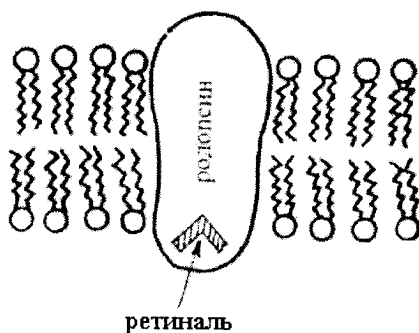


Рис. 5.6. Світлочутливі клітини.

Кожен диск завтовшки 20 нм складається з бішарових ліпідних мембран з інтегральними білками. Світло з різною довжиною хвиль послаблюється неоднаково при проходженні через стопку дисків кожної палички і колбочки.

Із видимого спектра електромагнітних хвиль ($\lambda = 380 - 760$ нм) око найчутливіше до зеленого світла ($\lambda = 555$ нм).

На рисунку 5.7 показані криві чутливості ока до денного А та сутінкового В світла.

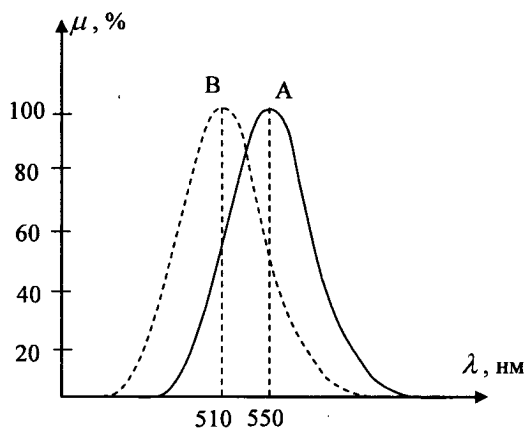


Рис. 5.7. Криві чутливості ока до світла.

Глава 5.2. Оптичні методи дослідження

5.2.1. Мікроскоп

Основні галузі застосування оптичних мікроскопів – біологія, медицина та дослідження матеріалів. Відмінності в будові мікроскопів визначаються саме галуззю їхнього застосування. Класифікація світлових мікроскопів пов'язана з геометричними параметрами об'єкта і його зображення, а також з фізичними явищами, що передбачені конструкцією мікроскопа.

Мікроскоп служить для значного збільшення малих об'єктів. Його оптична система (рис. 5.8) складається в найпростішому випадку з

короткофокусної збиральної лінзи (об'єктива) O_1 з фокусною відстанню $F_{об}$ і довгофокусної збиральної лінзи (окуляра) O_2 з фокусною відстанню $F_{ок}$. Оптичні осі окуляра і об'єктива збігаються. Об'єктив – дає збільшене дійсне зображення об'єкта. Проте збільшення, яке дає об'єктив, недостатнє, тому зображення $F_{об}$ розглядається через окуляр, який дає уявне зображення. Окуляр відіграє роль лупи. Збільшення об'єктива $K_{об}$ і окуляра $K_{ок}$ визначаються за формулами:

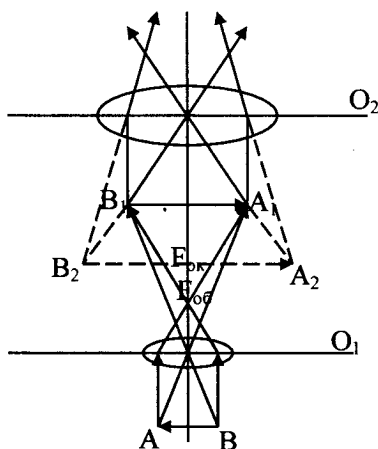


Рис. 5.8. Оптична схема мікроскопа.

$$K_{об} = \frac{L}{F_{об}}; K_{ок} = \frac{D}{F_{ок}}, \text{ де } L - \text{ відстань між заднім фокусом об'єктива і}$$

переднім фокусом окуляра, D – відстань найкращого зору. Загальне збільшення мікроскопа K дорівнює добутку збільшень об'єктива і окуляра:

$$K_{об} = K_{об} \cdot K_{ок} = \frac{LD}{F_{об} \cdot F_{ок}} \quad (5.10)$$

Практично збільшення оптичного мікроскопа не перевищує 2500–3000. Це зумовлено дифракційними явищами.

Явище дифракції світла приводить до того, що якщо дві точки досліджуваного об'єкта знаходяться дуже близько одна від одної, то в мікроскоп неможливо побачити їх роздільно: зображення їх зіллються. Властивість оптичної системи давати роздільне зображення дрібних деталей

предмета, який розглядається в мікроскоп, називається роздільною здатністю мікроскопа. Роздільна здатність характеризується роздільною відстанню z , під якою розуміють найменшу відстань між двома точками предмета, при якому їх зображення видно роздільно. Чим менша роздільна відстань, тим вища роздільна здатність мікроскопа.

Відповідно до теорії Е. Аббе, який першим побудував прототип сучасного оптичного мікроскопа (1878 р.), гранична роздільна відстань мікроскопа визначається за формулою:

$$z = \frac{\lambda}{2n \sin \varphi}, \quad (5.11)$$

де λ – довжина хвилі світла, яким освітлюється препарат, n – показник заломлення середовища між препаратом і об'єктивом мікроскопа, φ – апертурний кут об'єктива мікроскопа – кут між оптичною віссю об'єктива і променем, який проведений із центру предмета, який розглядають, до краю отвору об'єктива (рис. 5.9).

Величина $A = n \sin \varphi$ називається числовою апертурою об'єктива. Відзначимо, що наведений вираз справедливий при освітленні препарата пучком світла, що сходиться. При освітленні паралельним пучком величина z виявляється більшою вдвічі.

Знаючи величину A можна правильно підібрати об'єктив, який дозволив би розрізняти об'єкти потрібного розміру, наприклад при проведенні біологічних досліджень (вивчення мікробів).

З формули (5.11) видно шляхи збільшення роздільної здатності мікроскопа:

а) збільшення величини апертурного кута φ – в сучасних короткофокусних об'єктивах цей кут близький до 90° ;

б) збільшення n – показника заломлення між об'єктивом і предметом, цей простір може бути заповнений олією (наприклад, кедровою) з $n = 1,5$ (такі системи називають імерсійними).

в) зменшення довжини хвилі світла.

Таким чином, із формули (5.11) видно, що досяжна роздільна здатність мікроскопа буде рівна для $\lambda = 0,6 \text{ мкм}$

$$z_{\min} = \frac{0,6 \text{ мкм}}{2 \cdot 1,5} = 0,2 \text{ мкм}$$

Отже, в оптичний мікроскоп можна розрізнити деталі, взаємно віддалені не менш ніж на 0,2 мкм.

При роботі з мікроскопом суттєве значення має поняття його корисного збільшення, яке пов'язане як з величиною роздільної відстані об'єктива мікроскопа, так і з роздільною здатністю ока спостерігача, яка також обмежена. На відстані найкращого зору (для нормального ока 25 см) око людини може розрізнити роздільно дві точки, якщо відстань між ними не менше 0,1 мм. Це і є роздільна відстань неозброєного ока.

Корисним збільшенням мікроскопа називають таке його значення, при якому око може розрізнити деталі, розміри яких рівні роздільній відстані об'єктива мікроскопа. Тобто, якщо роздільна відстань об'єктива рівна z , то корисним збільшенням буде таке, при якому зображення деталей розмірами z буде збільшене оптичною системою мікроскопа до розмірів, які відповідають роздільній відстані ока z' , тобто корисне збільшення рівне $K = \frac{z'}{z}$ (де z', z – роздільні відстані ока і об'єктива мікроскопа). Знайдемо корисне збільшення для об'єктива, числова апертура якого рівна 0,4, при освітленні препарату світлом з довжиною $\lambda = 0,6 \text{ мкм}$. Роздільна відстань такого мікроскопа рівна:

$$z = \frac{\lambda}{2n \sin \varphi} = \frac{0,6}{2 \cdot 0,4} = 0,75 \text{ мкм}$$

Корисне збільшення мікроскопа буде дорівнювати:

$$K = \frac{100}{0,75} = 135.$$

Якщо, припустимо, корисне збільшення об'єктива рівне 20, то для забезпечення такого збільшення мікроскопа необхідно використати окуляр, який має приблизно восьмиразове збільшення.

Числове значення апертури об'єктива з достатньою точністю можна визначити експериментально, виходячи з таких міркувань: точка предмета O лежить на головній оптичній осі OC об'єктива (рис. 5.9). Кут AOB , утворений продовженням променів AO та BO , дорівнює куту AOB . З прямокутного трикутника COB знайдемо $\sin \varphi$, вимірявши відстані OC та CB . Знаючи довжину хвилі λ та показник заломлення n визначимо роздільну відстань оптичного мікроскопа.

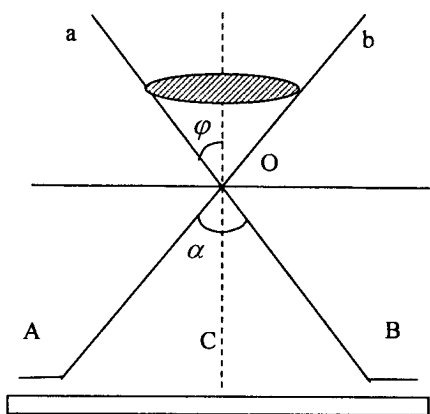


Рис. 5.9. Визначення роздільної відстані мікроскопа.

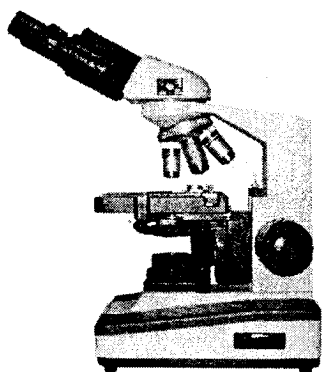
Залежно від використання в мікроскопах різних пристроїв, що впливають на зміну фізичних властивостей об'єкта та світла, яке пройшло або відбилось від нього, мікроскопи поділяють на люмінесцентні (світіння об'єкта під впливом світла визначеної довжини хвилі), поляризаційні (візуалізація зображення об'єкта в поляризованих променях), ультрафіолетові та інфрачервоні (візуалізація об'єкта під дією ультрафіолетових або інфрачервоних променів).

Класифікація мікроскопів:

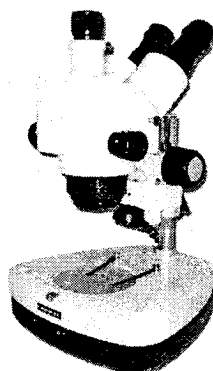
- біологічні;
- поляризаційні;
- інвертовані;
- темнопольні;
- металографічні;
- стереомікроскопи.

Біологічні мікроскопи призначені для дослідження дуже маленьких об'єктів – клітин рослин, найпростіших і мікроорганізмів та застосовуються, в основному, в біологічних і медичних дослідженнях. Для таких мікроскопів характерний великий діапазон збільшення та наявність револьверної головки, що дозволяє різко змінювати збільшення.

Мікроскопи серії "Биомед-1" (рис. 5.10) є високоякісними мікроскопами, які призначені для біохімічних, патологоанатомічних, цитологічних, гематологічних, урологічних, дерматологічних, біологічних та загальноклінічних досліджень у лабораторіях будь-якої медичної установи.



а)



б)

Рис. 5.10. Мікроскопи "Биомед-1" (а) і "Биомед MC-1-ZOOM" (б).

Темнопольний мікроскоп або мікроскоп, що працює за методом темного поля, є мікроскопом проглинутого або відбитого світла з темнопольним конденсором. Метод темного поля застосовується для одержання прозорих, непоглинаючих зображень і тому невидимих при спостереженні в світлому полі об'єктів. Пучок променів, що висвітлюють об'єкт, виходить з конденсора у вигляді порожнього конуса і безпосередньо в об'єктив не попадає. Зображення створюється тільки світлом, що розсіюється дрібноструктурними елементами об'єкта. У полі мікроскопа на темному фоні видно світлі зображення дрібних деталей; у великих деталей видно тільки світлі краї, що розсіюють освітлювальні

промені. Один з нових перспективних методів діагностики, в якому застосовується метод темного поля – сканування краплі “живої” крові на темнопольному мікроскопі (гемосканування).

Поляризаційні мікроскопи дозволяють виявляти неоднорідності (анізотропію) структури при вивченні будови тканин і утворень в організмі при поляризованому світлі (візуалізація зображення об’єкта в поляризованих променях). Поляризаційний мікроскоп широко використовують у медико-біологічних дослідженнях при вивченні препаратів крові, шліфів зубів, кісток тощо (мікроскоп Альтами ПОЛАР, мікроскоп Полам Л-213М, “Полам Р-211М”) (рис. 5.11 а, б).

Лабораторні поляризаційні мікроскопи серії ПОЛАМ призначені для досліджень прозорих об’єктів у прохідному світлі – звичайному і поляризованому, вони можуть працювати в комплексі з периферійним устаткуванням. Мікроскопи застосовуються в мінералогії, кристалографії, медицині, біології, хімії, криміналістиці тощо.

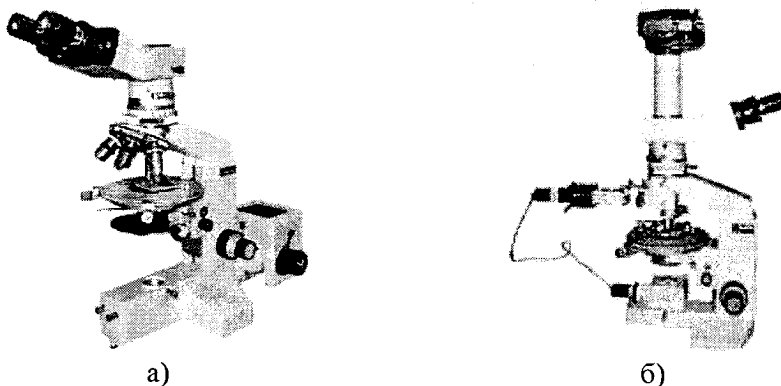


Рис. 5.11. Поляризаційні мікроскопи “Полам Р-211М” (а)
і “Полам Л-213М” (б).

Люмінесцентні мікроскопи – це мікроскопи відбитого світла плоского поля, призначені для дослідження непрозорих об’єктів з різним ступенем роздільної здатності, і напівпрозорих об’єктів. Люмінесцентні мікроскопи серії Альтами ЛЮМ, Микмед-2 варіант 11 і Микмед-2 варіант 12 призначені для імунологічних досліджень із застосуванням

флюоресцентних і ферментних міток широкого профілю (родамін, пероксидаза та ін.), а також гістологічних і цитологічних досліджень у клінічній лабораторній діагностиці.

Стереомікроскопи призначені для дослідження непрозорих об'єктів з різним ступенем роздільної здатності та напівпрозорих об'єктів. За допомогою стереомікроскопів здійснюють спостереження об'єкта за методом світлого поля: на світлому полі спостерігається об'ємне зображення контрастного однотонного або природного кольорового об'єкта (рис. 5.12 а, б). Мікроскоп МБС-10 призначений для вивчення як об'ємних предметів, так і тонких плівкових та прозорих об'єктів, а також препаратів зразків. Спостереження може здійснюватися як при штучному, так і при природному освітленні у відбитому і прохідному світлі. Области застосування: ботаніка, біологія, медицина, мінералогія, археологія, машинобудування, приладобудування та інші галузі науки і техніки.

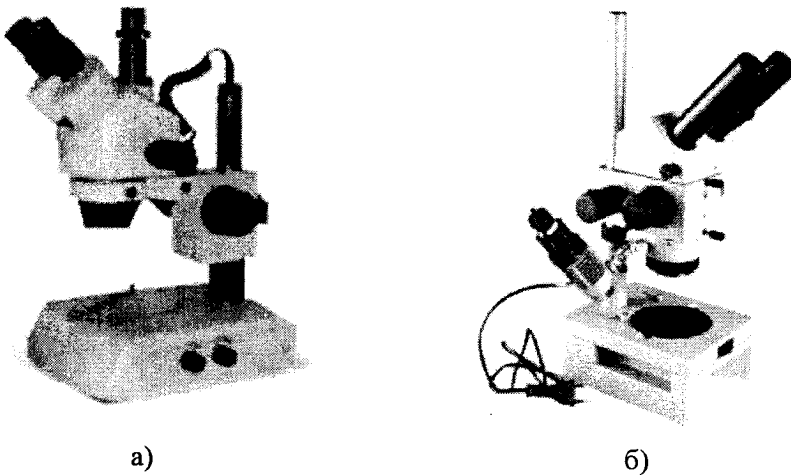


Рис. 5.12. Стереоскопічні мікроскопи “МСП-2” (а) і “МБС-10” (б).

Металографічні мікроскопи використовують для дослідження у відбитому світлі структур різних поверхонь.

Цифрова мікроскопія – новітній напрямок сучасної мікроскопії, що базується на аналізі зображень, які одержуються за допомогою цифрових

комплексів, які складаються з цифрового мікроскопа і комп'ютера зі спеціальним програмним забезпеченням (рис.5.13). Складовими цифрового мікроскопа є: мікроскоп, системи введення зображення (фото- або відеокамери). Одержати високоякісне зображення досліджуваного об'єкта можна тільки на професійному устаткуванні. Основним критерієм оцінки мікроскопа і системи введення зображення є рівень використаної оптики. Також важливою є характеристика системи вводу зображення – роздільна здатність. В даний час традиційні методи контрастування зображення об'єкта (зміна різними способами інтенсивності світла, що проходить через об'єкт) реалізуються за допомогою додаткових вузлів, якими мікроскопи комплектуються за вимогою споживача, або які вбудовані в мікроскоп. Це відноситься до таких методів як косе висвітлення, темне поле, фазовий контраст, диференційно-інтерференційний контраст (поєднання ефекту фазового контрасту та дослідження в поляризованому світлі), змінний контраст (плавний перехід від методу темного поля до методу фазового контрасту). В назвах сучасних мікроскопів відсутні посилання на використані в них методи контрастування.

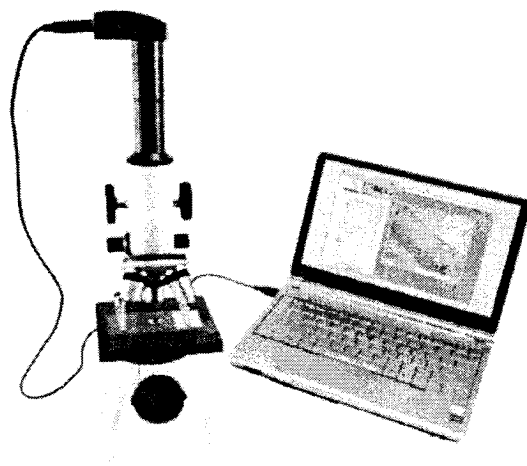


Рис. 5.13. Цифровий мікроскопічний комплекс з відеокамерою Celestron 44420.

Електронний мікроскоп (ЕМ) – прилад, який дозволяє одержувати збільшене зображення об'єктів на основі використання електронів для їхнього висвітлення. ЕМ – один з найважливіших приладів для фундаментальних наукових досліджень будови речовини. Існують три основних види ЕМ. У 30-х роках ХХ ст. був винайдений звичайний просвічуючий електронний мікроскоп (рис. 5.14), у 50-х роках – растровий (скануючий) електронний мікроскоп, а у 80-х роках – растровий тунельний мікроскоп. Ці три види мікроскопів доповнюють один одного в дослідженнях структур і матеріалів різних типів.

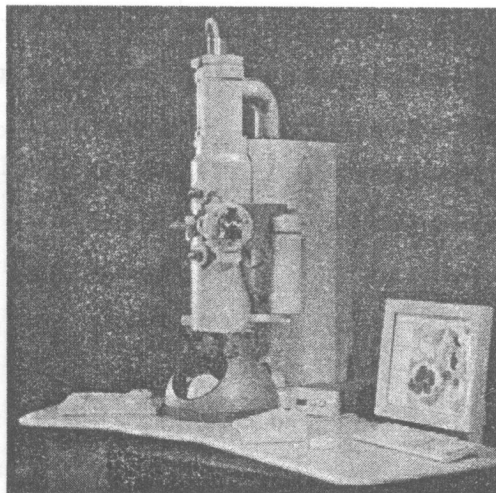


Рис. 5.14. Електронний мікроскоп серії Technai 12.

5.2.2. Офтальмометр

Офтальмометр дозволяє вимірювати радіус кривизни центральної зони рогівки, радіус кривизни в сагітальній площині з можливістю вибору кута (20° , 25° , 30°), радіус кривизни в меридіальній площині (30°). Вбудоване програмне забезпечення дозволяє розраховувати та відображає вищевказані параметри (рис. 5.15).

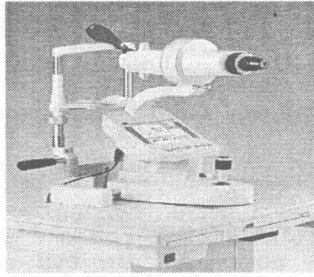


Рис. 5.15. Офтальмометр OM 900 Хааг-Стрейт.

5.2.3. Офтальмоскоп

Офтальмоскоп Specialist фірми Keeler (рис. 5.16) призначений для дослідження ока. Оптична система дозволяє отримувати чітке й точне зображення внутрішньої будови ока. Наявність 6 променів забезпечує комплексну діагностику.

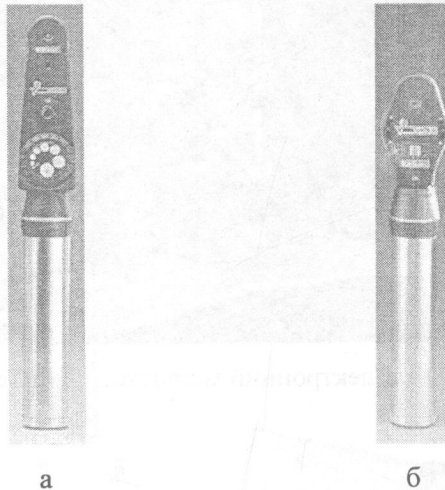


Рис. 5.16. Офтальмоскопи: а) Specialist, б) Vista 20.

5.2.4. Волоконна оптика

Якщо промінь світла переходить з оптично більш густого середовища в оптично менш густе, то кут заломлення променя буде більшим від кута падіння. При збільшенні кута падіння буде зростати і кут заломлення (рис. 5.17), і при кутах падіння $\alpha > \alpha_R$, заломлення світла не відбудеться. При

$\alpha > \alpha_R$ всі падаючі промені відбиваються від межі розділу середовищ. Таке явище називається повним внутрішнім відбиванням.

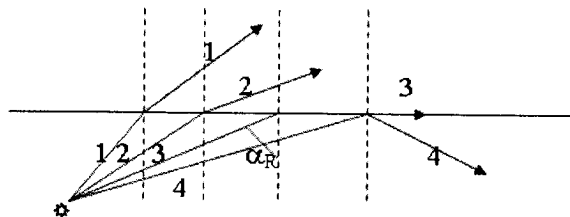


Рис. 5.17. Заломлення світла при переході з оптично більш густого середовища в оптично менш густе.

Найменший кут падіння, при якому настає повне внутрішнє відбивання, називають граничним кутом повного внутрішнього відбивання.

Якщо світло переходить з речовини, абсолютний показник якої $n_1 = n$, у повітря, де $n_2 = 1$, то умова повного внутрішнього відбивання набере вигляду:

$$\sin \alpha_R = \frac{1}{n}.$$

Явище повного внутрішнього відбивання лежить в основі принципу дії світловодів. Світловоди являють собою тонку зігнуту трубку (волокно). Промені світла у світловодах падають на стінки трубки під кутом, більшим граничного. В результаті повного внутрішнього відбивання від внутрішньої поверхні стінки трубки, світло, направлене в один її торець, виходить через інший. Тому торець трубки світловода можна використовувати для освітлення і спостереження за важкодоступними ділянками. Це явище використовується у волоконній оптиці, яка надає можливість ефективною передачі випромінювання із однієї точки до іншої. Волокно, виготовлене зі скла чи пластику з показником заломлення n , покривають оболонкою з іншого матеріалу з показником заломлення $n_2 > n_1$.

Пластикове і скляне волокно може пропускати більш ніж 60 % випромінювання хвиль оптичного діапазону. Оскільки окреме волокно з діаметром від 10 до 100 нм може використовуватись для фокусування на

дуже малій площі, то для дослідження великих об'єктів застосовуються пучки волокон (світловоди), що складаються із сотень волокон.

Найважливішим прикладом застосування світловодів являється їх використання в ендоскопах (трубках для огляду внутрішніх поверхонь шлунка, кишечника тощо). Типовий ендоскоп має довжину 1 м, діаметр 1 см. До ендоскопів можна прикріпити візуальний пристрій, за допомогою якого можна реєструвати рухомі зображення. Під контролем ендоскопії застосовують лазеротерапію, плівкоутворювальні препарати.

Ендоскопічний метод (ЕМ) дослідження завдяки досягненням сучасної електроніки та оптики набув вирішального значення при ранній діагностиці раку внутрішніх локалізацій: шлунка, стравоходу, товстої та прямої кишок, бронхів.

Сучасні ендоскопи – складні оптико-механічні прилади. Вони обладнані різними насадками, а також інструментами і кабелями для проведення біопсії, видалення сторонніх тіл, електрокоагуляції, введення лікувальних засобів та барвників, перенесення лазерного випромінювання, тощо. Розрізняють оглядові та операційні ендоскопи для дорослих і дітей; залежно від конструкції робочої частини: жорсткі, які зберігають свою форму під час дослідження, та гнучкі, здатні змінювати конфігурацію робочої частини залежно від форми органів. У жорстких ендоскопах оптична система, як правило, складається з лінз, світло передається від джерела через волоконний світлопровід.

У гнучких волоконних ендоскопах оптична система, в принципі, побудована так само, як і лінзова, але для перенесення зображення, яке дає об'єктив, замість лінзових кругових систем використовують гнучкий волоконний світлопровід з регулярно укладеними волокнами (розташування волокон на одному торці повинно точно відповідати розміщенню волокон на іншому торці). Світло від джерела передається волоконному світлопроводу з нерегулярно розміщеними волокнами. В такому волоконно-оптичному ендоскопі зображення виходить растровим. Гнучкі ендоскопи мають

керований робочий кінець, кут згину якого залежить від призначення апарата. За функціональним призначенням визначають розбіжність конструкції ендоскопів: гастроскоп, інтестиноскоп, колоноскоп, бронхоскоп, езофагогастродуоденоскоп, езофагогастроскоп, фіброскоп.

Переваги: GIF-P30 збільшене зображення, висока роздільна здатність, широкий кут поля зору 120°, інструментальний канал діаметром 2,2 мм. Покращена конструкція трубки, що вводиться, дозволяє до мінімуму звести травми, що супроводжують даний процес (рис. 5.18).

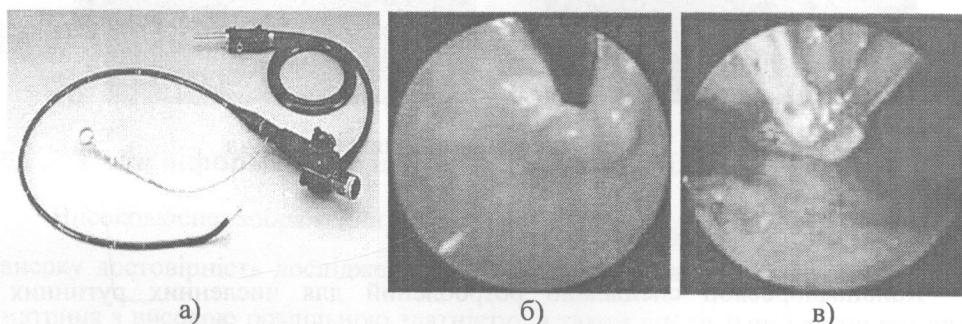


Рис. 5.18. Гастрофіброскоп GIF-P30 (а) та гастрофіброскопічні зображення (б, в).

Ендоскопічні апарати з волоконною оптикою дозволяють ретельно оглянути всю слизову оболонку внутрішніх органів, провести цитологічні дослідження, а при потребі – взяти частинку тканини для гістологічного дослідження.

За допомогою ендоскопів можна оглянути не тільки порожнинні органи, але й грудну (плевральну) порожнину, черевну, порожнини суглобів тощо. Огляд плевральної (торакоскопія) та черевної (лапароскопія) порожнин застосовується для зовнішнього огляду зовнішньої поверхні внутрішніх органів.

5.2.5. Бронхоскопія

Бронхоскопія – діагностична та лікувальна процедура, яка ґрунтується на візуальній оцінці стану бронхіального дерева за допомогою бронхоскопа

(рис. 5.18). Проводиться для діагностики пухлин трахеї та бронхів (забір біоптата), видалення чужорідних тіл з дихальних шляхів, для промивання бронхів та введення в них лікувальних препаратів.

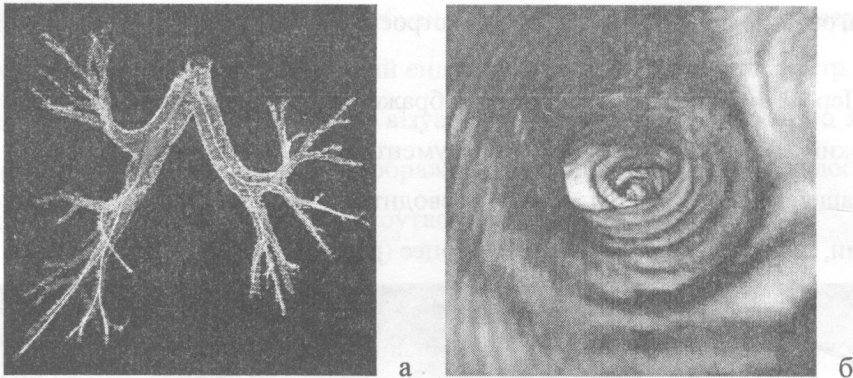


Рис. 5.19. Бронхоскопія: а) шлях; б) вигляд

5.2.6. Колонофіброскопія

Колонофіброскоп спеціально розроблений для численних рутинних діагностичних досліджень та лікувальних втручань довільного ступеня складності (рис. 5.20).

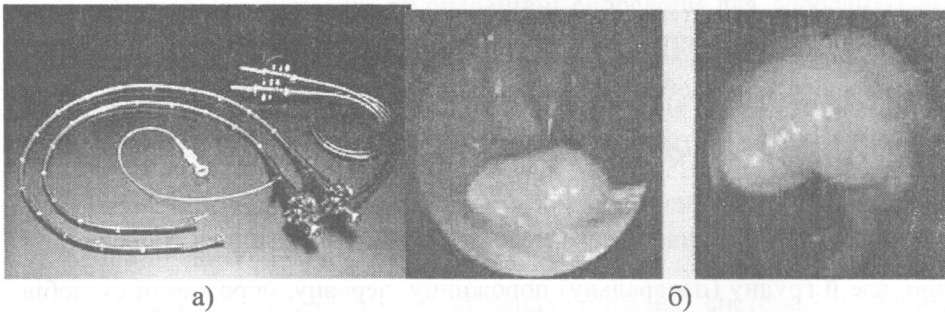


Рис. 5.20. Колонофіброскоп CF-40L/CF-40I (а) та колонофіброскопічні зображення (б).

Змінна жорсткість трубки, що вводиться при колонофіброскопії, забезпечує безболісне введення ендоскопа та фіброскопа. Інструментальний канал діаметром 3,2 мм дозволяє використовувати широкий спектр

ендоскопічного інструментарію, а також проводити ефективну аспірацію, не виводячи інструмент з організму (рис. 5.21).

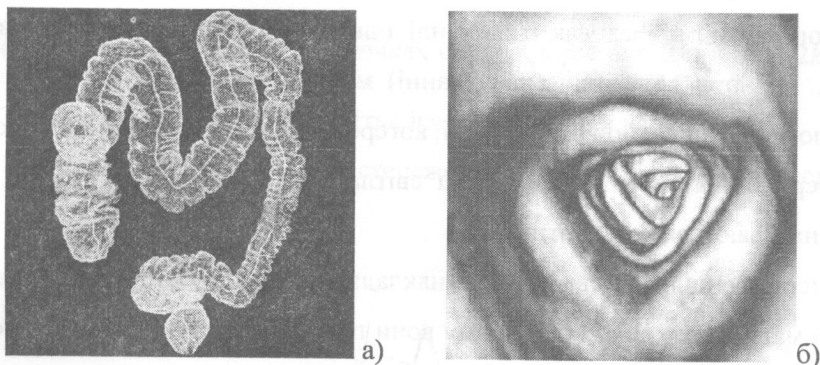


Рис.5.21. Колоноскопія: а) шлях; б) вигляд.

5.2.7. Відеоінформаційна ендоскопічна система Olympus V-70.

Високоякісне зображення з реальною передачею кольору забезпечує високу достовірність дослідження. В Olympus V-70 використовується ПЗС-матриця з високою роздільною здатністю, а також спеціальний алгоритм для обробки оцифрованого відеосигналу. Це дозволяє спостерігати ендоскопічну картину з дрібними структурними деталями. Зображення має оптимальну яскравість та рівномірну освітленість у всьому полі зору. Таким чином, фахівець має можливість розглянути та диференціювати всі видимі поверхневі структури та патологічні зміни тканини.

Глава 5.3. Хвильові властивості світла

5.3.1. Інтерференція світла

При розгляді питань, що стосуються роздільної сили оптичних приладів, метод геометричної оптики не може дати належної відповіді. Крім того, існує широке коло оптичних проблем, що стосуються головним чином питань взаємодії світла і речовини, для розуміння яких треба скласти глибше

уявлення про природу світла. Усі ці питання становлять зміст фізичної оптики.

Когерентними називаються хвилі однакової частоти (монохроматичні хвилі), які при додаванні (накладанні) мають сталу (незалежну від часу) різницю фаз. Лише при накладанні когерентних хвиль утворюється стійка інтерференційна картина. Джерела світла, які випромінюють когерентні хвилі, називаються когерентними.

Інтерференція світла – накладання в просторі когерентних електромагнітних хвиль, при якому вони підсилюються або послаблюються. При цьому відбувається перерозподіл енергії хвиль в просторі. Якщо дві когерентні світлові хвилі поширюються в речовинах з показниками заломлення n_1 і n_2 , то різниця оптичних довжин шляхів двох променів називається оптичною різницею ходу: $\delta = n_2 r_2 - n_1 r_1$, де r_1 і r_2 – віддалі від когерентних джерел до точки, в якій хвилі інтерферують.

Умовою спостереження інтерференційного максимуму є кратність оптичної різниці ходу цілому числу довжин хвиль:

$$\delta = \pm k\lambda, \quad (k=0; 1; 2\dots). \quad (5.12)$$

Умовою спостереження інтерференційного мінімуму є кратність різниці ходу непарному числу довжин півхвиль:

$$\delta = \pm(2k + 1)\frac{\lambda}{2}, \quad (k=0; 1; 2\dots). \quad (5.13)$$

Явище інтерференції дало змогу реалізувати голографічний запис інформації та зображення тіл.

При спостереженні явища інтерференції у монохроматичному світлі з певною довжиною хвилі, інтерференційна картина являє собою чергування світлих і темних ділянок. Інтерференційна картина у білому світлі є забарвленою, бо кожна складова білого світла дає посилення і послаблення в певних місцях екрана.

Для створення когерентних світлових пучків застосовують різні штучні методи. Фізична суть всіх приладів для спостереження явища інтерференції

світла однакова: світло від одного джерела поширюється до екрана двома різними шляхами. Внаслідок цього утворюється певна різниця ходу променів, і якщо вона в певних точках екрана дорівнює $2k\frac{\lambda}{2}$ або $(2k+1)\frac{\lambda}{2}$, то на екрані спостерігатиметься чітка інтерференційна картина.

Одним із приладів для спостереження явища інтерференції світла є біпризма Френеля (рис. 5.22).

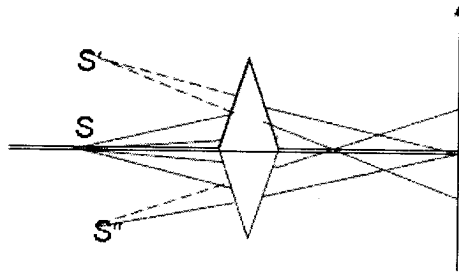


Рис. 5.22. Хід променів у біпризмі Френеля.

Вона складається з двох однакових скляних призм з малими заломлюючими кутами і загальною основою. Внаслідок заломлення в біпризмі світловий промінь роздвоюється. Світло поширюється так, ніби в точках S' і S'' розміщені два когерентні джерела.

Світло, що іде від джерела S , роздвоюється. Внаслідок заломлення в двох половинах біпризми світло доходить до точок екрана різними шляхами. В ділянці перекриття хвиль спостерігаємо інтерференційну картину.

Оскільки положення інтерференційних смуг залежить від довжини хвилі, то, провівши відповідні вимірювання, можна визначити її довжину.

Явище інтерференції можна спостерігати за допомогою дзеркала Ллойда, яке роздвоює світловий промінь шляхом відбивання його від дзеркала. Якщо у випадку з біпризмою Френеля обидва когерентні джерела були уявними, то у даному випадку одне когерентне джерело уявне, а друге – дійсне (рис. 5.23).

Розглянемо випадок коли, на тонку прозору плівку (пластинку) падає пучок променів (рис. 5.24). Вважатимемо, що показник заломлення плівки рівний n , а середовище яке оточує плівку – одиниці. У точці С відбиті промені відповідно від передньої і задньої стінок плівки (пластинки) мають оптичну різницю ходу (рис. 5.24)

$$\delta = (AB+BC) \cdot n - (CD + \frac{\lambda}{2}). \quad (5.14)$$

При відбиванні світла від оптично більш густого середовища фаза хвилі змінюється на π , що відповідає зміні оптичної різниці ходу на $\frac{\lambda}{2}$.

Якщо різниця ходу променів δ рівна цілому числу довжин хвиль λ падаючого світла, то промені 1 і 2 максимально підсилюють один одного. Якщо ж δ рівне непарному числу півхвиль, то всі відбиті від її поверхні промені взаємо погасяться і плівка буде здаватись темною.

Подібного типу інтерференційна картина спостерігається при відбитті світла від дзеркала, від тонких прозорих пластинок і плівок.

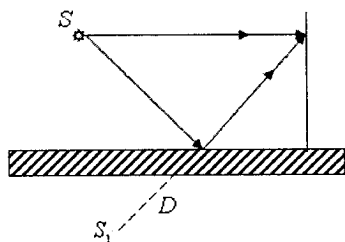


Рис. 5.23. Хід променів у дзеркалі
Ллойда.

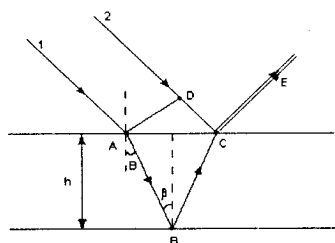


Рис. 5.24. Хід променів у
тонкій прозорій плівці.

Кільцями Ньютона називається інтерференційна картина, яка утворюється на плосковипуклій лінзі, що дотикається до плоскопаралельної пластинки. Темна пляма в місці дотику оточена світлими і темними кільцями в монохроматичному світлі або кольоровими у білому. Із збільшенням товщини повітряного прошарку кольорові смуги вужчають, а потім зовсім зникають.

За допомогою спеціальних приладів – інтерферометрів, в основі яких лежить явище інтерференції, з великою точністю визначають довжини хвиль, показники заломлення речовини, якість оптичних поверхонь.

5.3.2. Просвітлення оптики

Винахідником першого у світі патента на спосіб поліпшення якості оптичних приладів, що отримав назву “просвітлення оптики” був український фізик Олександр Смакула (9.09.1900 – 17.05.1983), який народився у селі Добриводи Збараського району на Тернопільщині. Суть винаходу полягає у тому, що поверхні лінз оптичних пристроїв (фотоапаратів, біноклів, далекомірів, мікроскопів, перископів, телескопів та ін.) покривають спеціальним тонким шаром певного матеріалу, що значно зменшує відбивання світла від поверхні лінзи і набагато збільшує контрастність зображення. Гасіння відбитих від різних поверхонь світлових променів відбувається тоді, коли амплітуди хвиль однакові, а різниця фаз хвиль дорівнює π , що відповідає їх різниці ходу $\frac{\lambda}{2}$. Амплітуди хвиль будуть однаковими при виконанні рівності $n_{nl} = \sqrt{n_{ck}}$, де n_{nl} – показник заломлення прозорої металевої плівки, n_{ck} – показник заломлення скляної поверхні. Різниця фаз хвиль дорівнюватиме π , якщо оптична товщина плівки буде задовільняти умові:

$$n_{nl} \cdot d_{nl} = (2k + 1) \cdot \frac{\lambda}{4}, k = 0, 1, 2, \dots$$

О. Смакула є автором понад 100 наукових праць. Помер учений у місті Обурн, штат Массачусетс, США.

Враховуючи визначні заслуги Олександра Смакули у розвитку науки ХХ-го століття, рішенням 30-ї сесії Генеральної конференції ЮНЕСКО 2000 рік був оголошений роком О. Смакули.

5.3.3. Дифракція світла

Явище дифракції полягає у відхиленні світлових променів від прямолінійного поширення в середовищах з перешкодами (дуже вузькі отвори, краї з перешкодами). В області геометричної тіні і поблизу неї в освітленій частині поля зору спостерігається така ж картина, як і при інтерференції когерентних світлових пучків. Це дає змогу зробити висновок, що основою явищ дифракції та інтерференції є хвильові властивості світла. Явище дифракції свідчить про порушення законів геометричної оптики. Воно спостерігається на відстанях $l = \frac{D^2}{4\lambda}$ від перешкоди, де D – лінійні розміри отвору перешкоди, λ – довжина хвилі.

Дифракція світлових хвиль не дозволяє розрізнити найдрібніші деталі предметів за допомогою оптичних приладів. Найменша відстань між двома точками, при якій їх зображення не зливаються, називається роздільною відстанню оптичного приладу (δ). Для мікроскопа роздільна відстань $\delta \geq \frac{\lambda}{2n \sin u}$, де u – апертурний кут (половина кута між крайніми променями, які падають від точки предмета на об'єктив і попадають в око спостерігача), n – показник заломлення середовища.

Для пояснення поширення світла Гюйгенс сформулював принцип, згідно з яким кожна точка середовища, якої досягне фронт хвилі в певний момент часу, є джерелом вторинних хвиль. Поверхня, що огинає ці елементарні хвилі, визначає положення фронту хвилі, що поширюється в середовищі в наступний момент часу. Виходячи з принципу Гюйгенса можна пояснити хід променів при відбиванні і заломленні світла, проникнення світла в область геометричної тіні. Проте вказаний принцип не пояснював закономірності розподілу енергії вздовж хвильового фронту. Цей недолік був усунений Френелем, який розглядав хвилю, що проходить в довільну точку середовища, як наслідок інтерференції вторинних хвиль певного хвильового фронту.

За принципом Гюйгенса–Френеля, при поширенні в просторі обмежених фронтів світлових хвиль, світло спостерігається лише там, де елементарні хвилі, які випромінюються всіма точками фронту хвилі, що поширюються, додаючись, підсилюють одна одну. Там, де елементарні хвилі гасять одна одну, спостерігається інтерференційний мінімум.

На основі принципу Гюйгенса–Френеля можна пояснити всі дифракційні явища, а також прямолінійне поширення світла. Так, всі вторинні хвилі, що випромінюються вторинними джерелами, які знаходяться на поверхні фронту хвилі AB (рис. 5.25), гасяться в результаті інтерференції, за винятком хвиль від джерел, розташованих на малій ділянці сферичного сегмента ab , перпендикулярного до SM . Світло поширюватиметься вздовж вузького конуса з дуже малою основою, тобто практично прямолінійно.

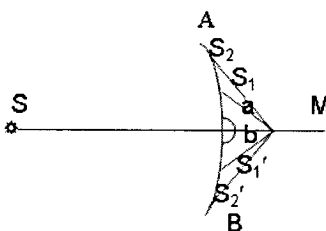


Рис. 5.25. Інтерференція вторинних хвиль.

При дифракції монохроматичного світла на вузькій довгій щілині BC (рис. 5.26) утворюється смугаста дифракційна картина.

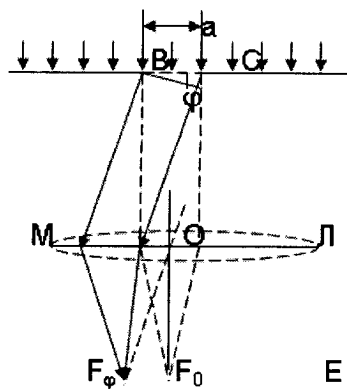


Рис. 5.26. Дифракція на щілині.

При цьому в центрі екрана E буде світла смуга (нульовий максимум), положення темних смуг визначається умовою: $d \sin \alpha = \pm k\lambda$ ($k=1, 2, 3, \dots$), а світлих (крім нульового максимуму) – умовою $d \sin \alpha = \pm(2k+1)\frac{\lambda}{2}$, ($k=1, 2, 3, \dots$), де d – період дифракційної решітки, α – кут між нормаллю до щілини і положенням відповідного мінімуму чи максимуму, λ – довжина хвилі, k – порядок максимуму або мінімуму. У точці F_φ на екрані збираються всі паралельні промені, що падають на лінзу ML під кутом φ . Біле світло дає замість світлих і темних смуг райдужні (забарвлені) смуги.

Дифракційна решітка – сукупність великої кількості вузьких щілин, розділених непрозорими проміжками.

Якщо ширина прозорих щілин – a , ширина непрозорих проміжків – b , то величина $d=a+b$ називається періодом (сталого) дифракційної решітки.

Величина $\delta=d \sin \varphi$ – оптична різниця ходу між променями BM і DN , що йдуть від сусідніх щілин (рис. 5.27).

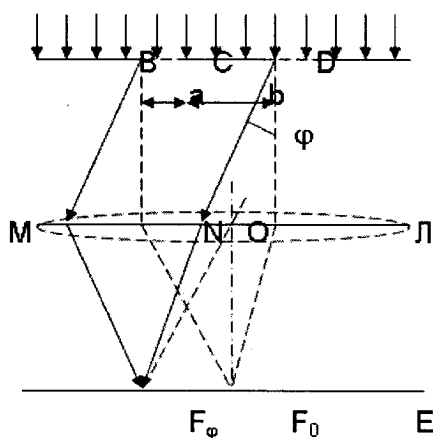


Рис. 5.27. Дифракційна решітка.

Знаючи період дифракційної решітки, її можна використати для визначення довжини світлової хвилі. Вимірявши величину кута φ , що

визначає відповідне положення максимуму, знайдемо: $\lambda = \frac{d \sin \varphi}{k}$.

Головні максимуми при дифракції на решітці спостерігаються під кутами, що задовільняють умову:

$$d \sin \varphi = \pm k\lambda \quad (k=0, 1, 2, 3, \dots)$$

Між головними дифракційними максимумами розміщені $N-1$ мінімуми і $N-2$ слабкі вторинні максимуми, де N – число всіх щілин в решітці.

5.3.4. Голографія

Явище голографії можна пояснити законами інтерференції і дифракції.

Для отримання об'ємного зображення предмета голограму ставлять в те місце, де раніше була розташована фотопластинка. При освітленні голограми світловим пучком того ж лазера і під тим самим кутом, під яким було проведене експонування, відбувається дифракція опорної хвилі на голограмі, і ми бачимо об'ємне зображення предмета.

Метод отримання об'ємних зображень (голографія) був відкритий у 1947 Деннісом Габором. На відміну від фотознімка, який фіксує лише інтенсивність світла і створює плоске зображення об'єкта, голографія реєструє хвильовий фронт світлового променя і створює тривимірне зображення предмета. Лише через 23 роки після публікації своїх перших праць Габор отримав Нобелівську премію з фізики.

Поставимо експеримент відповідно до схеми, зображеної на рисунку 5.28.

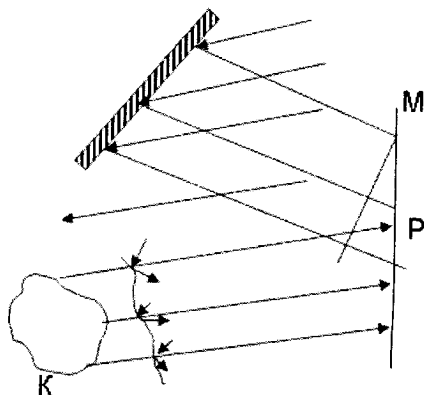


Рис. 5.28. Схема голографії.

Біля предмета К розмістимо дзеркало М і одночасно освітимо дзеркало і предмет паралельним пучком когерентного світла. На фотографічну пластинку Р потраплятиме при цьому, крім розсіяного предметом світла, ще й світло, відбите від дзеркала. Останній пучок має назву опорного. Негатив або позитив інтерференційної картини, що виникає при взаємодії розсіяного предметом пучка з опорним пучком, і є голограмою. Голограма містить у собі інформацію як про амплітудну, так і про фазову модуляцію розсіяної предметом хвилі.

При проходженні білого світла через призму воно заломлюється і розкладається на складові з різними довжинами хвиль. Причина цього явища полягає у тому, що показник заломлення речовини призми залежить від довжини хвилі.

Із закону заломлення світла випливає: $\sin \beta = \frac{\sin \alpha}{n(\lambda)}$, тобто, кути заломлення променів різної довжини хвилі, які мають однаковий кут падіння, виявляються різними.

Дисперсія світла називається нормальною у випадку монотонного зростання показника заломлення з зростанням частоти (з зменшенням довжини хвилі). В протилежному випадку дисперсія називається аномальною.

На рисунку 5.29 показана функція $n=f(\nu)$ для нормальної і аномальної дисперсії.

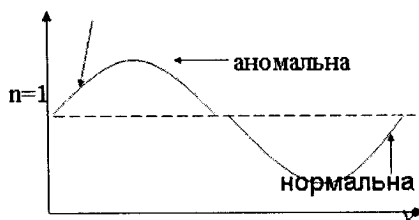


Рис. 5.29. Залежність показника заломлення світла від частоти.

У випадку нормальної дисперсії показник заломлення обернено пропорційний квадрату довжини хвилі.

Розкладання світла у спектр за допомогою призм лежить в основі роботи приладів для визначення хімічного складу найрізноманітніших тіл.

5.3.5. Поляризація світла

Видиме світло являє собою поперечні електромагнітні хвилі з довжиною від 400 до 700 нм, оскільки напрям коливання векторів напруженості електричного \vec{E} і магнітного \vec{H} полів перпендикулярні до швидкості поширення світла і один до одного.

Розрізняють світло природне і поляризоване.

Світло, у якого вектор напруженості електричного поля \vec{E} змінює свою орієнтацію у просторі, називається природним. Це зумовлено тим, що ми одночасно спостерігаємо випромінювання величезної кількості атомів. Джерелами світла є Сонце, лампи розжарення, випромінювання нагрітих тіл тощо. Світло, у якого вектор напруженості електричного поля \vec{E} не змінює своєї орієнтації у не оптично-активному середовищі, називається поляризованим.

Площину, що проходить через вектор напруженості електричного поля \vec{E} і вектор швидкості світла, називають площиною поляризації. Світло може поляризуватися при відбиванні, заломленні і розсіюванні. Око людини не відрізняє поляризованого світла від природного, тому для дослідження поляризації світла використовують поляризаційні прилади – поляриметри.

До природних кристалів, які поляризують світло, належить турмалін.

Природний промінь, проходячи через пластинку турмаліну (рис. 5.30)

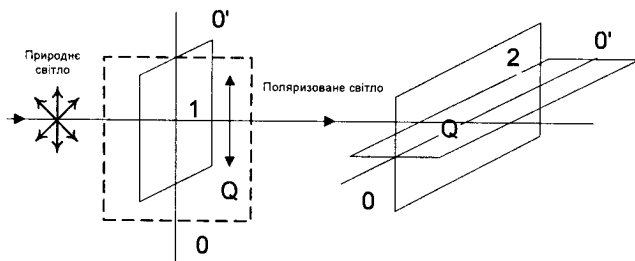


Рис. 5.30. Схема отримання поляризованого світла.

вирізану паралельно оптичній осі OO' кристала, що являє собою напрямок відносно якого атоми (чи іони) кристалічної решітки розташовані симетрично (в деяких кристалах таких напрямків може бути два), повністю поляризується. Якщо за пластинкою 1 розташована інша пластинка турмаліну 2 , яка орієнтована так, що її оптична вісь перпендикулярна оптичній осі пластинки 1 , то через другу пластинку промінь не пройде, оскільки коливання вектора напруженості електричного поля \vec{E} будуть перпендикулярні до головної площини пластинки 2 , тобто площини, що містить оптичну вісь і промінь.

Якщо ж оптичні осі пластинок 1 і 2 складуть кут α , відмінний від 90° , (рис. 5.31) то світло (промінь) проходитиме через пластину 2 . Проте, як видно з рисунка 6.3, амплітуда світлових коливань, що пройшли через пластину 2 , буде меншою від амплітуди світлових коливань, падаючих на пластинку:

$$E = E_0 \cdot \cos \alpha. \quad (5.15)$$

Оскільки інтенсивність світла пропорційна квадрату амплітуди світлових коливань, то

$$I = I_0 \cos^2 \alpha, \quad (5.16)$$

де I_0 – інтенсивність світла, що падає на пластинку 2 ,

I – інтенсивність світла, що проходить через пластинку.

Співвідношення (5.16) називається законом Малюса.

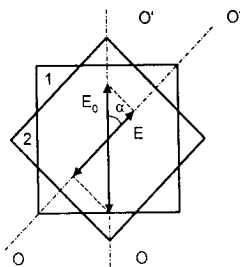


Рис. 5.31. Амплітуда світлових коливань

Пластинка 1 , що поляризує природне світло, називається поляризатором, а пластинка 2 , за допомогою якої змінюється інтенсивність поляризованого світла – аналізатором. Прилад, що складається з поляризатора і аналізатора, називається *поляриметром*.

Найчастіше для отримання поляризованого світла використовують явище подвійного

променезаломлення. При цьому явищі відбувається роздвоєння світла на два промені (звичайний і незвичайний), що йдуть у різних напрямках. Промені внаслідок анізотропії кристалів поширюються з різними швидкостями.

Для отримання поляризованого світла необхідно розвести звичайний і незвичайний промені на певний кут. Це досягається в призмі Ніколя, що являє собою 4-гранну призму, яка складається із двох 3-гранних призм, виготовлених з монокристалів ісландського шпату і склеєних канадським бальзамом (рис. 5.32).

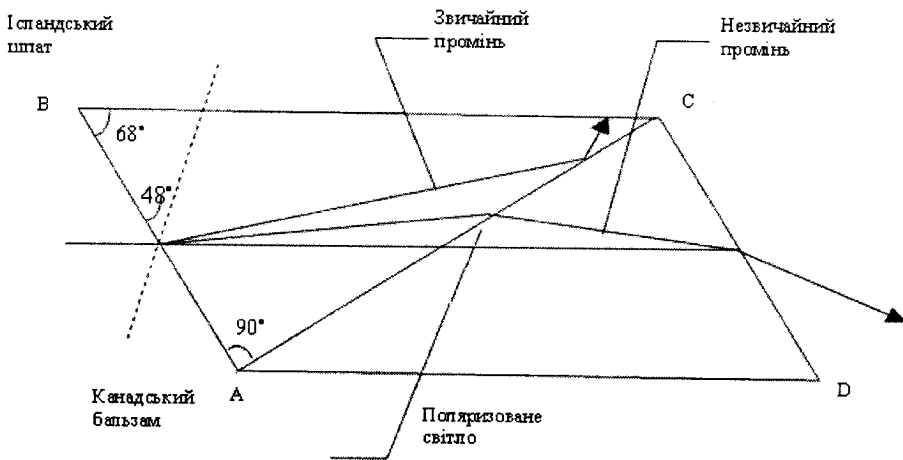


Рис. 5.32. Хід променів у призмі Ніколя.

Природне світло, падаючи на грань AB призми із ісландського шпату, зазнає подвійного променезаломлення, утворюються звичайний і незвичайний промені, які падають на грань AC – межу двох середовищ: ісландського шпату і канадського бальзаму, речовини з меншим показником заломлення ніж у ісландського шпату; крім того, кут падіння звичайного променя більший, ніж у незвичайного і більший від граничного кута повного внутрішнього відбивання для ісландського шпату. Оскільки кут падіння незвичайного променя на грань AC менший від граничного кута повного внутрішнього відбивання, промінь проходить шар канадського бальзаму і, заломлюючись у призмі ACD , виходить повністю поляризованим. Звичайний

промінь зазнає повного внутрішнього відбивання, попадає на грань BC і там поглинається чорною фарбою, що її покриває.

При проходженні поляризованого світла через певні середовища площина коливань вектора \vec{E} повертається на деякий кут φ . Це явище називається явищем *повороту* площини поляризації і обумовлене структурою речовини, будовою молекул. Речовини, які здатні повертати площину поляризації, називаються *оптично-активними* речовинами. Розрізняють “праве” і “ліве” обертання площини поляризації. Напрямок обертання визначають по відношенню до спостерігача, який дивиться назустріч променю. Якщо обертання площини поляризації відбувається по напрямку (проти) годинникової стрілки, то обертання називається правим (лівим), а сама речовина правообертаючою (лівообертаючою).

Величина кута повороту φ площини поляризації пропорційна довжині ходу променя у речовині, а для розчину – ще й від концентрації оптично-активної речовини у розчині, а також залежить від роду речовини і довжини хвилі світла. Ця залежність виражається формулою:

$$\varphi = \alpha l C \quad (5.17)$$

де φ – кут повороту площини поляризації, l – довжина ходу променя у розчині, C – концентрація речовини у розчині, α – питома обертення, що характеризує кут повороту площини поляризації світла певної довжини хвилі на одиницю відстані, пройдені світлом у даному розчині. Питоме обертення чисельно рівне куту повороту площини поляризації шаром розчину одиничної товщини, що містить 1 г речовини на 100 см³ розчину.

Величина α залежить від роду розчиненої речовини, від вибору розчинника і обернено пропорційна квадрату довжини хвилі (закон Біо):

$$\alpha = \frac{b}{\lambda^2} \quad (5.18)$$

Ця залежність використовується для дослідження структури білків та нуклеїнових кислот, оскільки значна кількість біомолекул містить оптично активні центри. Прилади для дослідження вказаної залежності називаються

спектрополяриметрами. Для визначення кута повороту площини поляризації використовують поляриметри. Конструкція найпростішого поляриметра зображена на рисунку 5.33.

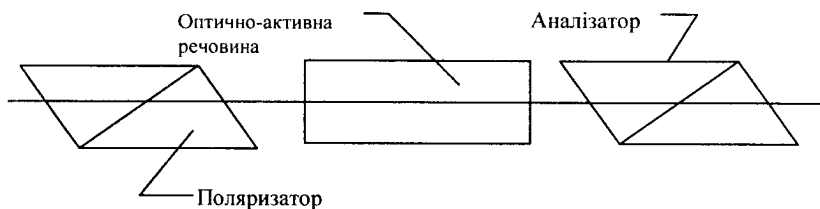


Рис. 5.33. Схема найпростішого поляриметра.

Він складається з двох призм Ніколя. Через одну з них (поляризатор) пропускають монохроматичне світло і спостерігають його через другу призму Ніколя (аналізатор). При обертанні аналізатора навколо променя, як осі, яскравість світла буде змінюватися: буде найбільшою, якщо головні площини призм Ніколя паралельні, і найменшою (поле зору темне), якщо вони будуть перпендикулярні.

Якщо при цьому між призмами Ніколя розмістити оптично активний розчин, то яскравість поля зменшиться, оскільки площина поляризації променя повернеться на певний кут. Щоб отримати поле зору такої ж яскравості, аналізатор необхідно повернути у протилежному напрямку на той самий кут.

5.3.6. Поглинання світла

Світлова хвиля, проходячи через речовину, поступово затухає. Цей процес супроводжується поглинанням енергії. Чим більше атомів і молекул зустрінеться на шляху світлового потоку, тим більше світло буде поглинатися. Певна частина енергії хвилі переходить в інші види енергії. Відбуваються підвищення інтенсивності теплового руху атомів і молекул (тепловий ефект), а також процеси іонізації і збудження атомів, фотохімічні реакції тощо.

Перехід енергії світлової хвилі у інші види внутрішньої енергії речовини називають поглинанням світла.

Розглянемо однорідну речовину у вигляді паралелепіпеда товщиною d , (рис. 5.34) на який падає монохроматичне світло з довжиною хвилі λ .

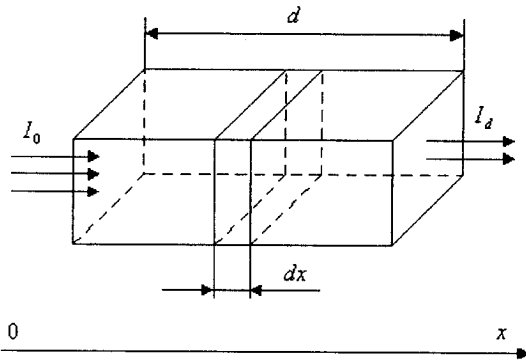


Рис. 5.34. Поглинання світла шаром речовини.

Нехай I_0 – інтенсивність падаючого світла.

На відстані X від поверхні умовно виділимо нескінченно тонкий шар речовини dx .

Інтенсивність світла dI , поглинутого цим шаром, пропорційна інтенсивності падаючого на нього світла і кількості атомів (молекул), що знаходяться в цьому шарі, яка пропорційна товщині шару dx :

$$dI = -x_\lambda \cdot I dx, \quad (5.19)$$

де x_λ – монохроматичний показник поглинання, який залежить від роду речовини. Знак мінус означає, що інтенсивність світла в напрямку ox зменшується.

Проінтегруємо (5.19), попередньо розділивши змінні:

$$\int_{I_0}^{I_d} \frac{dI}{I} = -x_\lambda \int_0^d dx. \quad (5.20)$$

В результаті одержимо:

$$\ln I_d - \ln I_0 = -x_\lambda d.$$

Звідси:

$$I_d = I_0 e^{-x_\lambda d}. \quad (5.21)$$

Рівняння (5.21) називають законом Бугера, який показує, що інтенсивність світла при проходженні через речовину зменшується з товщиною за експоненціальним законом. З (5.21) можна дати інше формулювання закону Бугера: в шарах однорідного середовища однакової товщини поглинається одна і та ж частина енергії.

Фізичний зміст монохроматичного показника поглинання такий: він чисельно дорівнює оберненій товщині шару d , в якому інтенсивність енергії зменшується в e разів.

Бер встановив, що для забарвлених прозорих розчинів монохроматичний показник поглинання пропорційний концентрації речовини, тобто:

$$x_{\lambda} = \alpha \cdot C \quad (5.22)$$

де α – показник поглинання світла; C – концентрація.

Підставивши (6.25) у (6.24) отримаємо закон Бугера–Бера

$$I_d = I_0 \cdot e^{-\alpha C d} \quad (5.23)$$

Відношення $\frac{I_d}{I_0} = \tau$ називають коефіцієнтом пропускання чи прозорістю

розчину, а величину $D = \lg \frac{I_0}{I_d} = -\lg \tau$ – оптичною густиною. Оптична густина, рівна 1, відповідає пропусканню 0,1 чи 10 %. Оптичній густині $D = 2$ відповідає 1 % пропускання.

Враховуючи, що $\ln x = 2,3 \lg x$, з (5.23) отримуємо:

$$D = \frac{1}{2,3} \alpha C d = \varepsilon C d, \quad (5.24)$$

де $\varepsilon = \frac{\alpha}{2,3}$ – стала для даного розчину величина, що називається

молекулярною оптичною густиною.

Оптична густина розчину пропорційна концентрації речовини в ньому і товщині шару, в якому відбувається поглинання.

На законі Бугера–Бера ґрунтується один з методів визначення концентрації речовини в забарвлених розчинах.

Якщо два розчини однієї речовини з концентраціями C_1 і C_2 і товщинами шарів відповідно d_1 і d_2 поглинають світло однаково, то їхні оптичні густини рівні ($D_1 = D_2$).

З формули (5.24) випливає, що

$$C_1 d_1 = C_2 d_2. \quad (5.25)$$

Це співвідношення лежить в основі концентраційної колориметрії. Для визначення концентрації розчину використовують фотоелектроколориметр, у якому один фотоелемент освітлюють променями, що пройшли через розчин, а інший – променями, які пройшли через розчинник, і за різницею двох фотострумів визначають концентрацію розчину.

Залежність оптичної густини від довжини хвилі називають спектром поглинання. Графік цієї залежності являє собою криву з максимумами в певних інтервалах довжин хвиль, у яких відбувається сильне поглинання. У білків максимум поглинання припадає на довжину хвилі 280 нм, у нуклеїнових кислот – 260 нм, хлорофіл має два максимума поглинання в інтервалах 400–440 нм і 600–630 нм, тобто майже у всьому діапазоні видимого світла, крім зеленого. Тому листя рослин має зелене забарвлення.

Пристрій, що призначений для реєстрації спектрів поглинання, називається спектрофотометром

Фізичні явища, що супроводжуються поглинанням світла:

безвипромінювальний перехід;

фотохімічна реакція, обумовлена збудженням молекули фотонами;

люмінесценція – перехід електронів в основний стан в молекулі з випромінюванням фотона (фотонів) (рис. 5.35).

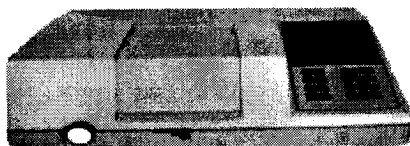


Рис. 5.35. Фотометр КФК 3-01.

Фотометр фотоелектричний КФК 3-01 призначений для вимірювання коефіцієнтів пропускання та оптичної щільності прозорих рідинних розчинів

і прозорих твердих зразків, визначення концентрації речовини в розчинах, медичних стаціонарних лабораторіях, для визначення вмісту в крові і сечі цукру, білірубину, глюкози, холестерину, креатиніну тощо.

Широкий розвиток фотометричного аналізу зумовлений простотою, швидкістю та надійністю цього методу, практично необмеженими можливостями застосування в контролі хімічних виробництв, при геохімічних, біохімічних та інших дослідженнях.

Глава 5.4. Характеристики теплового випромінювання

Теплове випромінювання – це електромагнітне випромінювання тіл, зумовлене збудженням атомів і молекул під час співударів процесі їх теплового руху. Кожне тіло, температура якого вище 0°K , є джерелом теплового випромінювання. При тепловому випромінюванні енергія від одного тіла передається до іншого за допомогою випромінювання і поглинання електромагнітних хвиль. Потужність теплового випромінювання людини сягає 100 Вт.

Розглянемо кількісні характеристики теплового випромінювання.

Середню потужність випромінювання за час, значно більший періоду світлових коливань, приймають за потік випромінювання Φ . Потік енергії, що випромінюється 1m^2 поверхні тіла, називається енергетичною світністю R , або випромінювальною здатністю R . Вона виражається у $\text{Вт}/\text{м}^2$.

Нагріте тіло випромінює хвилі різної довжини. Виділимо певний інтервал довжини хвилі від λ до $\lambda + d\lambda$. Енергетична світність, що відповідає цьому інтервалу, пропорційна його ширині.

$$dR_\lambda = r_\lambda d\lambda, \quad (5.26)$$

де r_λ – спектральна густина енергетичної світності. Проінтегрувавши (5.26) знаходимо повну енергетичну світність у всьому інтервалі довжин хвиль:

$$R_\lambda = \int_0^\infty r_\lambda d\lambda. \quad (5.27)$$

Здатність тіла поглинати енергію випромінювання характеризується коефіцієнтом поглинання, який рівний відношенню поглинутого тілом потоку випромінювання до падаючого потоку:

$$\alpha = \frac{\Phi_{\text{погл}}}{\Phi_{\text{пад}}}. \quad (5.29)$$

Позаяк коефіцієнт поглинання залежить від довжини хвилі, то потрібно ввести поняття монохроматичного коефіцієнта поглинання:

$$\alpha_\lambda = \frac{\Phi_{\text{погл}}(\lambda)}{\Phi_{\text{пад}}(\lambda)}. \quad (5.30)$$

При розкладанні світла, випромінюваного нагрітими твердими тілами, рідинами чи газами, виникає спектр випромінювання. Конденсована речовина (тверде тіло чи дуже стиснений газ) випромінює так званий суцільний спектр, у якому присутні всі довжини хвиль видимого діапазону. Причина цього – сильна взаємодія сусідніх атомів між собою. Спектр світіння атомарних газів і парів являє собою набір окремих ліній з характерними значеннями довжин хвиль, обумовлених структурою електронних оболонок атомів даного елемента.

5.4.1. Закони теплового випромінювання

Тіло, коефіцієнт поглинання якого $K = 1$, називається абсолютно чорним (рис. 5.36)

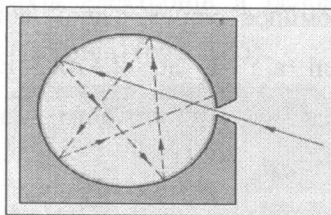


Рис. 5.36. Модель абсолютно чорного тіла.

Сірим називається тіло, коефіцієнт поглинання якого менше від 1. Для тіла людини вважають $K = 0,9$.

Згідно з законом Кірхгофа, відношення спектральної густини енергетичної світності до монохроматичного коефіцієнта поглинання для всіх тіл при даній температурі є постійною величиною, яка рівна спектральній густині енергетичної світності абсолютно чорного тіла:

$$\left(\frac{r_\lambda}{\alpha_\lambda}\right)_1 = \left(\frac{r_\lambda}{\alpha_\lambda}\right)_2 = \dots = \varepsilon_\lambda \quad (5.31)$$

З (5.31) отримуємо:

$$r_\lambda = \alpha_\lambda \varepsilon_\lambda \quad (5.32)$$

З (5.32) слідує, що більше енергії випромінює те тіло, яке більше поглинає.

Зв'язок між енергетичною світністю абсолютно чорного тіла і його абсолютною температурою встановлює закон Стефана-Больцмана:

$$R = \sigma \cdot T^4 \quad (5.33)$$

Де σ – стала Стефана-Больцмана, $\sigma = 5,6710^{-8} \frac{Вт}{м^2 \cdot K^4}$.

Енергетична світність абсолютно чорного тіла пропорційна четвертому степені його температури.

Якщо випромінювальне тіло не є чорним, то $R = \delta \cdot T^4$, де $\delta = \alpha \cdot \sigma$, коефіцієнт випромінювання, що дорівнює добутку сталої Стефана-Больцмана на коефіцієнт α , який менший за одиницю.

На рисунку 5.37 показана залежність спектральної густини енергетичної світності абсолютно чорного тіла від довжини хвилі для різних температур.

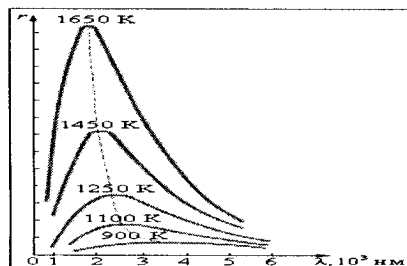


Рис. 5.37. Залежність спектральної густини енергетичної світності абсолютно чорного тіла від температури (розподіл Планка).

Довжина хвилі, на яку припадає максимум енергетичної світності, визначається за законом зміщення Віна:

$$\lambda_{max} = \frac{b}{T}, \quad (5.34)$$

де b – стала Віна, $b = 2,910^{-3} \text{ м} \cdot \text{К}$.

З (5.34) слідує, що зі збільшенням температури максимум енергетичної світності зміщується в бік коротких довжин хвиль. За відкриття законів теплового випромінювання у 1911 р. В. Віну була присуджена Нобелівська премія.

У кінці XIX століття був зроблений ряд спроб отримати формулу, що виражає густину енергетичної світності ε_λ абсолютно чорного тіла як функцію довжини хвилі λ і абсолютної температури T :

$$\varepsilon_\lambda = f(\lambda, T). \quad (5.35)$$

Формулу, яка добре описує спектральну густину випромінювання абсолютно чорного тіла в області великих довжин хвиль (рис. 5.38), отримали Релей і Джінс:

$$\varepsilon(\lambda, T) = 8\pi k T \lambda^{-4}.$$

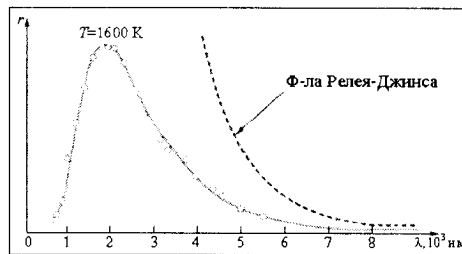


Рис. 5.38. Порівняння закону розподілу енергії за довжинами хвиль.

В класичній фізиці випромінювання і поглинання енергії розглядалися як неперервні процеси. М. Планк прийшов до висновку, що саме ці основні положення не дозволяють отримати правильну залежність $\varepsilon(\lambda, T)$. Він висловив гіпотезу, що чорне тіло випромінює і поглинає енергію не неперервно, а певними дискретними порціями – квантами.

Розглядаючи тіло, що випромінює енергію як сукупність осциляторів, енергія яких може змінюватися лише на величину, кратну $h\nu$,

$$\varepsilon = h\nu = h \frac{c}{\lambda}, \quad (5.36)$$

М. Планк отримав вираз для густини енергетичної світності абсолютно чорного тіла, що правильно описує випромінювальну здатність абсолютно чорного тіла у всьому діапазоні хвиль:

$$\varepsilon_{\lambda} = \frac{2\pi h c^2}{\lambda^5} \cdot \frac{1}{e^{\frac{hc}{\lambda kT}} - 1}, \text{ або } \varepsilon_{\nu} = \frac{2\pi \nu^2}{c^3} \cdot \frac{h\nu}{e^{\frac{h\nu}{kT}} - 1}, \quad (5.37)$$

де h – стала Планка, λ – довжина хвилі, T – абсолютна температура, c – швидкість світла у вакуумі, k – стала Больцмана, ν – частота випромінювання (поглинання).

Виходячи з (5.37) можна отримати закони Стефана – Больцмана і Віна.

5.4.2. Застосування ультрафіолетового та інфрачервоного випромінювання у медицині

Ще близько 120 років тому Н. Фінзен організував лікування хворих на віспу в кімнатах з червоним світлом; це дозволило запобігти утворенню рубців на шкірі. До нього вже робилися спроби лікувати туберкульоз шкіри концентрованим сонячним світлом. При такому лікуванні тканина випалювалась, проте на шкірі утворювалися рубці.

Фінзен вперше для лікування цих хворих почав застосовувати ультрафіолетове проміння, яке, як відомо, виявляє бактерицидну дію. У природних умовах хворі зазнавали впливу сонячних променів; при лікуванні в приміщенні для цього використовувалась електрична дуга. В цьому випадку опіків не було, а туберкульозні мікробактерії гинули під дією ультрафіолетового випромінювання.

За свої дослідження Н. Фінзен був відзначений Нобелівською премією з фізіології і медицини.

Ультрафіолетове випромінювання охоплює ділянку (проміжок) довжин хвиль від 380 нм (межа видимого світла) і до 10 нм (межа рентгенівського випромінювання). Воно поділяється на дальнє (200–10 нм) і ближнє (380–200 нм).

Ультрафіолетове випромінювання (УФ) поглинається склом, але при довжині хвилі $\lambda \geq 200$ нм проходить через кварц, кам'яну сіль і спеціальне скло. При довжинах $\lambda < 200$ нм випромінювання поглинається тонким шаром довірної речовини, навіть повітрям.

У тканини організму УФ проникає на 0,1–1 мм і викликає при цьому сильну біологічну реакцію, що проявляється у вигляді еритеми.

Еритемою називають інтенсивне почервоніння шкіри, яке проявляється через 6–12 годин після опромінення, пізніше воно переходить у світло-коричневу пігментацію – засмагу.

Виділяють три зони УФ:

1. Зона А – антирахітна. Довжина хвилі від 400 до 315 нм; має зміцнювальну і загартовувальну дію. Використовується в гігієнічних і профілактичних цілях.

2. Зона В – еритемна. Довжина хвилі від 315 до 280 нм, що характеризується еритемною дією, яка найбільше виражена при довжині хвилі 296,7 нм. Використовується з лікувальною метою.

3. Зона С – бактерицидна. Довжина хвилі від 280 до 200 нм, що відрізняється бактерицидною дією, яка найбільше виражена при довжині хвилі 253,7 нм. Використовується для дезінфекції.

З інших біологічних ефектів УФ опромінення слід відмітити утворення вітаміну Д, який сприяє всмоктуванню з кишечника і засвоєнню кальцію, що входить у склад кісток і виконує ряд суттєвих фізіологічних функцій. При недостатній кількості вітаміну Д кальцій, що входить у склад їжі, не засвоюється, і потреба у ньому відновлюється за рахунок кальцію кісток, що призводить до рахіту. Вітамін Д міститься у м'ясі і жири тварин, проте він може утворюватись і у самому організмі під дією УФ з довжинами хвиль від 280 до 315 нм.

Загибель стафілококів відбувається при довжинах хвиль ~ 265 нм.

Закон Стефана – Больцмана та закон зміщення Віна становлять основу медичної термографії, яка дозволяє проводити вимірювання температури тіла без фізичного контакту з ним і визначає температуру різних його ділянок з точністю до декількох десятих Кельвіна.

Термографія – це нешкідливий та неінвазивний метод променевої діагностики, що реєструє інфрачервоне (теплове) випромінювання від поверхні тіла людини. Для поверхні шкіри людини, яка повністю поглинає інфрачервоне випромінювання і, згідно з законом Кірхгофа, його випромінює при $t = 32^\circ\text{C}$ ($T = 273^\circ\text{C} + 32^\circ\text{C} = 305\text{K}$)

$$\lambda_{\text{max}} = \frac{2,910^{-3}}{305} \approx 10\text{мкм}.$$

Фізіологічною основою термографії є реєстрація збільшення інтенсивності теплового випромінювання над патологічними вогнищами, яке відбувається в зв'язку з посиленням у них кровопостачання та процесів обміну. Зменшення інтенсивності кровообігу в тканинах і органах відображається "погашенням" їхнього теплового поля.

Контактну термографію проводять за допомогою розташованих на пластичній тонкій основі рідких кристалів, які здатні змінювати свій колір залежно від температури. Кожний термоіндикатор має певну кольорово-температурну характеристику, за якою можна вивчати розподіл температури на поверхні тіла пацієнта.

Безконтактна (дистанційна) термографія реєструє інфрачервоні промені з поверхні тіла за допомогою дзеркала, яке спрямовує тепло до детектора. Детектором служить кристал розміром до $0,5 \times 0,5$ мм, в якому при нагріванні виникають електричні сигнали, що підсилюються та відтворюються у вигляді зображення на екрані монітора або роздруковуються на папері.

Ділянка шкіри людини має певну температуру, яка на симетрично розташованих ділянках повинна бути майже однаковою, з різницею, що не перевищує десятої частини градуса. Зміна (збільшення або зменшення)

інтенсивності інфрачервоного випромінювання над патологічним вогнищем зумовлена зміною (збільшенням або зменшенням) інтенсивності метаболічних процесів та регіонального кровообігу в ньому.

Якщо за допомогою звичайної термографії (в мікронному діапазоні) вивчається температура на поверхні тіла (рис. 5.39), то в міліметровому та дециметровому діапазонах інфрачервоного спектра випромінювання можна вивчати стан тіла людини на деякій глибині.

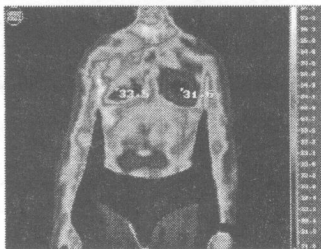


Рис. 5.39. Термографічне зображення.

Обстеження неінвазивне. Інформація, одержувана методами традиційної термографії, може бути значно розширена шляхом застосування динамічного інфрачервоного термокартування. Це значно підвищує діагностичні можливості методу, особливо на ранніх стадіях розвитку захворювань.

Область застосування: онкологія, гастроентерологія, нейрохірургія, педіатрія, дерматологія, ортопедія, ревматологія, травматологія, лор-патологія, пульмонологія, ангіологія, ендокринологія, психологія та психіатрія, запальні процеси, локальні пухлини, порушення кровообігу, травми, процеси загоєння ран, психічні процеси (рис. 5.40).

Протипоказань немає, дослідження може повторюватися багаторазово. Як самостійний діагностичний метод використовується рідко, обов'язкове зіставлення з даними клінічного та рентгенологічного обстежень хворого.

Перевагами термографії як способу технічної діагностики є універсальність, дистанційність, швидкодія, висока продуктивність та безпечність.

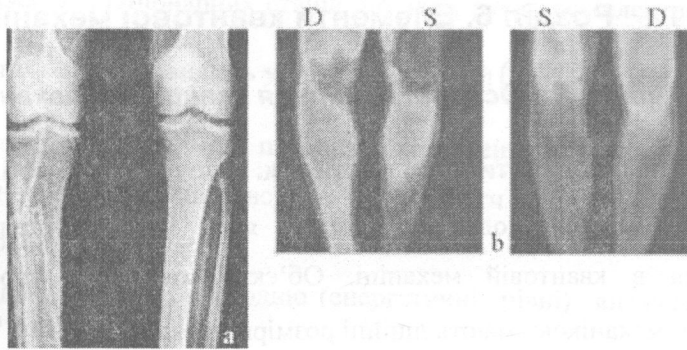


Рис. 5.40. Облітеруючий тромбангіт: а – артеріографія. Непрохідність лівої стегнової та підколінної артерій. б – термографія. Нормальна вентральна термограма правої та помірна гіпотермія нижньої частини лівої гомілки.

Недоліком термографії є її невисока специфічність у діагностиці захворювань.

Тепловізори, які використовуються на сьогодні в термографічній діагностиці (рис. 5.41, 5.42), є сканувальними пристроями, які складаються із систем дзеркал, що фокусують інфрачервоні промені від поверхні тіла на чутливий приймач (фотоопір із сурм'янистого індію, активованого германію, із германію з додаванням цинку, золота й ртуті). Такий приймач потребує охолодження (використовується рідкий азот, рідкий водень, неон), яке забезпечує високу чутливість. В приладі теплове випромінювання послідовно перетворюється в електричний сигнал, який підсилюється та реєструється як півтонові зображення.

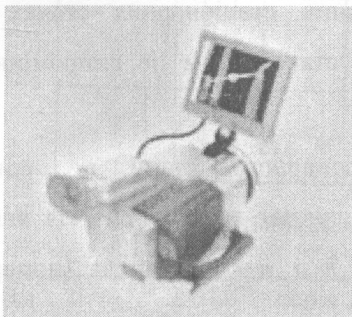


Рис. 5.41. Тепловізор IR 928.



Рис. 5.42. Складові частини тепловізора.

Розділ 6. Елементи квантової механіки

Глава 6.1. Основні поняття квантової механіки

6.1.1. Хвильові властивості частинок. Гіпотеза де Бройля.

Фізика атомів, молекул, атомних ядер і елементарних частинок вивчається в квантовій механіці. Об'єкти мікросвіту, що вивчаються квантовою механікою, мають лінійні розміри порядку $10^{-10} \div 10^{-15}$ м. В основі квантової механіки лежать наступні уявлення:

1. В 1900 р. М. Планк (Нобелівський лауреат 1919 р.), вивчаючи випромінювання чорного тіла, прийшов до висновку про те, що енергія випромінюється тілом певними порціями (квантами енергії).

2. В 1905 р. А. Ейнштейн (Нобелівський лауреат 1922 р.), вивчаючи механізм фотоелектричного ефекту, запропонував розглядати випромінювання як потік матеріальних частинок, “квантів випромінювання” чи “фотонів”.

3. У 1913 р. Н. Бор (Нобелівський лауреат 1922 р.), використовуючи розроблену Розерфордом планетарну модель атома, ввів уявлення про енергетичні рівні атома, пояснив закономірності лінійчастих спектрів.

Н. Бор припустив, що величини, які характеризують мікросвіт, повинні кантуватися, тобто вони не можуть приймати будь-які значення, а тільки певні дискретні значення, кратні до сталої Планка. Отже, закони мікросвіту – це квантові закони. На той час ці закони ще не були встановлені наукою. Тому Н. Бор поклав в основу своєї теорії постулати, які формулюються так:

I. Атом може існувати лише в певних стаціонарних станах з відповідними енергіями E_n . В стаціонарних станах атом не випромінює енергію.

II. Перехід атома з одного стаціонарного стану в інший супроводжується випромінюванням чи поглинанням квантів, енергія яких визначається за формулою: $h\nu = E_k - E_n$, де k і n – цілі числа (номери стаціонарних станів), h – стала Планка.

III. Радіуси r стаціонарних станів, по яких рухається електрон масою m , з швидкістю v , задовільняють умову: $m v_n r_n = n \hbar$ ($n = 1, 2, 3 \dots$), де $\hbar = \frac{h}{2\pi}$.

Постулати Бора дали змогу пояснити походження лінійчастих спектрів випромінювання і поглинання водню, розрахувати частоти спектральних ліній атома водню.

Стаціонарні стани атома водню (енергетичні рівні) визначаються за формулою:

$$E_n = -\frac{m e^4}{8 \varepsilon_0^2 \hbar^2 n^2},$$

де m – маса електрона, e – його заряд, ε_0 – електрична стала.

Виходячи з другого постулата Бора можна знайти частоти випромінювання атома водню: $\nu_{kn} = \frac{E_k - E_n}{h} = \frac{m e^4}{8 \varepsilon_0^2 \hbar^3} \left(\frac{1}{n^2} - \frac{1}{k^2} \right)$,

де n і k – відповідні енергетичні рівні атома.

Стан атома з $n = 1$ називається основним. В основному стані $n = 1$ атом водню може перебувати як завгодно довго (за умови, що зовнішні впливи відсутні). Стани з $n > 1$ називаються збудженими. На рисунку 6.1. показана система переходів у атомі водню.



Рис.6.1. Спектр атома водню.

А. Комптон (Нобелівський лауреат 1927 р.) в 1923 р., вивчаючи розсіювання рентгенівських променів на атомах речовини, встановив, що воно підлягає законам пружного удару, а значить фотон володіє імпульсом певної величини. Таким чином було встановлено, що крім хвильових, фотон має також і корпускулярні властивості. Досліди Комптона показали, що довжина хвилі λ' розсіяного випромінювання більша за довжину хвилі λ падаючого випромінювання, причому різниця $\lambda' - \lambda$ залежить від кута розсіювання:

$$\Delta\lambda = \lambda' - \lambda = 2 \cdot \lambda_k \cdot \sin^2 \frac{\Theta}{2}, \quad (6.1)$$

де $\lambda_k = 2,49 \cdot 10^{-12}$ м – стала Комптона, Θ – кут між початковим і розсіяним напрямками фотонів.

В основі квантової механіки лежить припущення про те, що хвильово-корпускулярний дуалізм, встановлений для світла, має універсальний характер. Вперше ідея, що всі частинки, які мають певний імпульс p , володіють хвильовими властивостями, а їх рух супроводжується деяким хвильовим процесом, була висловлена французьким фізиком Луї де Бройлем (Нобелівський лауреат 1929 р.) в 1924 р.

Формула для імпульсу фотона:

$$p = \frac{h}{\lambda} \quad (6.2)$$

була використана для інших частинок масою m , які рухаються зі швидкістю v

$$p = m \cdot v = \frac{h}{\lambda},$$

$$\text{звідки } \lambda = \frac{h}{p} = \frac{h}{m \cdot v}, \quad (6.3)$$

де h – стала Планка ($h = 6.62 \cdot 10^{-34}$ Дж·с).

Хвилі, про які йде мова, називаються хвилями де Бройля.

Електрон, який рухається з швидкістю 40 м/с, буде мати довжину хвилі

$$\lambda = \frac{h}{m_0 v} = \frac{6.63 \cdot 10^{-34} \text{ Дж} \cdot \text{с}}{9.1 \cdot 10^{-31} \text{ кг} \cdot 40 \text{ м/с}} = 1.8 \cdot 10^{-5} \text{ м},$$

яка може бути підтверджена експериментом.

Формулу де Бройля експериментально підтвердили в дослідах К. Девісон і Л. Джермер (1927 р.), які спостерігали розсіювання електронів монокристалом нікелю. Згодом Г. Томпсон і С. Тартаковський спостерігали дифракцію електронів на металічній фользі (товщиною 10^{-5} см) (полікристалічне тіло) (рис. 6.2).

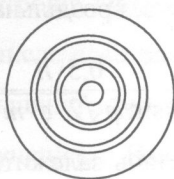
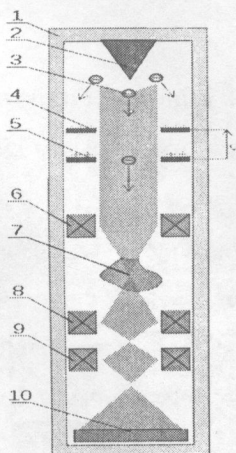


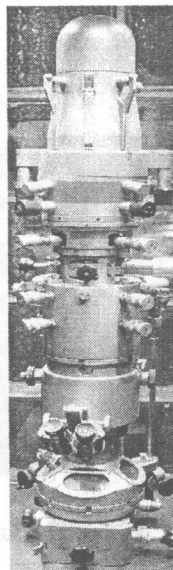
Рис. 6.2 Дифракційна картина, створена електронами.

Хвильові властивості електрона можна використовувати не тільки для дифракційного структурного аналізу, але і для отримання збільшених зображень предметів. Електронний мікроскоп (рис. 6.3) і його елементи по своєму призначенню аналогічні оптичному мікроскопу.



1. стійка; 2. джерело електронів;
3. електрони; 4. катод; 5. анод; 6. оптична лінза; 7. зразок; 8. дифракційний об'єктив;
9. проєкційний об'єктив; 10. детектор

а)



б)

Рис 6.3. Схематична будова (а) та загальний вигляд (б) електронного мікроскопа.

Роздільна відстань оптичного мікроскопа:

$$z = \frac{0,5 \cdot \lambda}{n \cdot \sin \varphi}, \quad (6.4)$$

де λ - довжина хвилі; n - показник заломлення; φ - апертурний кут.

Для електронного мікроскопа:

$$\lambda = \frac{h}{m v} = \frac{h}{\sqrt{2 \cdot e \cdot m \cdot u}}, \quad (6.5)$$

де u - прискорююча напруга, і роздільна здатність

$$z = \frac{0,5 \cdot h}{n \sin \varphi \sqrt{2 \cdot e \cdot m \cdot u}}. \quad (6.6)$$

Як бачимо роздільна відстань залежить від прискорюючої напруги u і можна добитися, щоб вона була значно менша ніж у оптичного мікроскопа.

Широко використовується в науково-дослідних лабораторіях прилад, який поєднує функції електронного мікроскопа і рентгенівського мікроаналізатора, який дає інформацію про хімічний склад матеріалу досліджуваного зразка (рис. 6.4).

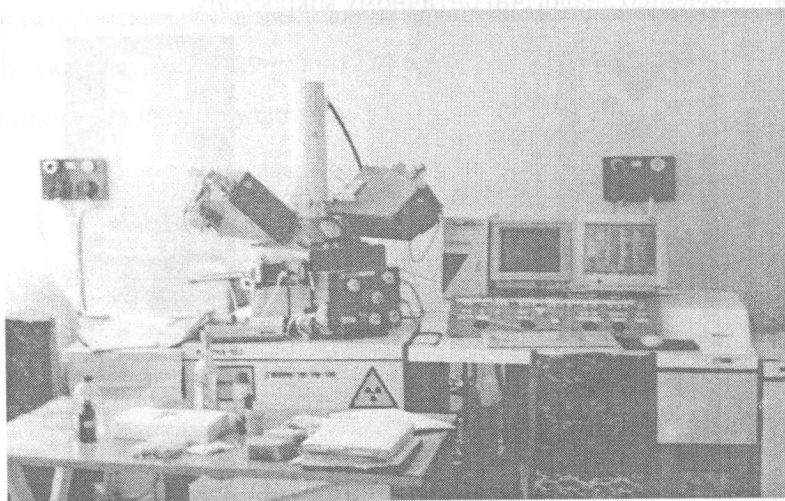


Рис. 6.4. Загальний вигляд мікроскопа PEMMA-102.

Хвильові властивості не проявляються у макроскопічних тіл. Довжини хвиль де Бройля для таких тіл настільки малі, що виявити їх неможливо.

6.1.2. Хвильова функція та її фізичний зміст. Співвідношення невизначеностей

Оскільки з мікрочастинкою зіставляють хвильовий процес, який відповідає її рухові, то стан частинки в квантовій механіці описується хвильовою функцією, залежною від координат і часу: $\psi = \psi(x, y, z, t)$.

Інтенсивність хвиль де Бройля визначається величиною квадрата модуля хвильової функції $|\psi|^2$.

З дослідів по дифракції електронів випливає, що інтенсивність хвиль у певній точці простору визначає число електронів, що потрапили в цю точку за 1 с. Це стало основою для своєрідного імовірнісного тлумачення хвиль де Бройля, які описуються ψ функцією. Ймовірність того, що частинка знаходиться в елементі об'єму dV , пропорційна $|\psi|^2$ і елементу об'єму dV

$$dW = |\psi|^2 \cdot dV$$

Величина $|\psi|^2$ є густиною ймовірності і задає ймовірність перебування частинки в даній точці простору.

$$|\psi|^2 = \frac{dW}{dV} = \rho \quad (6.7)$$

В квантовій механіці існують обмеження в можливостях одночасного визначення координати частинки і величини її імпульсу. Ці обмеження пов'язані з хвильово-корпускулярним дуалізмом мікрочастинок. В. Гейзенберг (Нобелівський лауреат 1933 р.) показав, що чим точніше визначена одна з двох змінних величин, які визначають стан мікрочастинки, тим з меншою точністю може бути визначена друга з них, і навпаки. Добуток похибок, з якими визначаються ці величини, не може бути менше сталої

Планка $\hbar = \frac{h}{2\pi}$. Наприклад, якщо координата частинки, яка рухається вздовж

осі X , визначена з похибкою Δx , то імпульс частинки визначається з похибкою Δp , згідно з принципом невизначеності:

$$\Delta x \cdot \Delta p_x \geq \hbar \quad (6.8)$$

Зміст формули (6.8) полягає не лише в тому, що є певна границя для точності виміру, але і в тому, що при зменшенні області локалізації частинки у просторі збільшується невизначеність у вимірі її імпульсу.

Інше співвідношення невизначеностей встановлює зв'язок між енергією і часом:

$$\Delta E \cdot \Delta t \geq \hbar. \quad (6.9)$$

Чим більша точність буде досягнута при вимірі часу Δt , тим буде менша точність у визначенні енергії.

Фундаментальний принцип невизначеності Гейзенберга свого часу був оголошений в СРСР таким, що суперечить діалектичному матеріалізму і його заборонили публічно згадувати в наукових доповідях.

В квантовій механіці дію на об'єкти в процесі вимірювання не можна вважати малою або несуттєвою – стан об'єкта при вимірюванні змінюється. Наприклад, для визначення положення електрона його необхідно “освітити” потоком фотонів. В результаті співудару електрона з фотоном імпульс електрона зміниться на величину $\Delta p \geq \frac{\hbar}{\Delta x}$.

6.1.3. Рівняння Шрьодінгера та його розв'язок для атома водню.

Квантові числа.

Після відкриття в 1927 р. Гейзенбергом співвідношення невизначеностей постало питання створення квантової теорії руху частинок, оскільки виявилася принципова неможливість описати рух частинок за допомогою поняття траєкторії. Стан мікрочастинок можна задати ψ – функцією, яка визначається рівнянням Е. Шрьодінгера (Нобелівський лауреат 1933 р.), яке відіграє в квантовій механіці таку ж роль, як і рівняння Ньютона в класичній механіці. Образно кажучи, Шрьодінгер переніс поняття класичної механіки на мову квантової теорії. За допомогою хвильового рівняння Шрьодінгера

можна описати еволюцію ψ – функції, якщо вона відома в якийсь момент часу. Е. Шрьодінгер – автор книжки “Что такое жизнь с точки зрения физики” (1943 р.).

Якщо ψ – функція не залежить від часу $\psi = \psi(x, y, z)$, вона задовільняє стаціонарному рівнянню Шрьодінгера, яке для одномірного випадку має вигляд:

$$\frac{d^2\psi}{dx^2} + \frac{2 \cdot m}{\hbar^2} \cdot (E - E_n) \cdot \psi = 0 \quad (6.10)$$

де m – маса частинки, E і E_n – її повна і потенціальна енергія.

Функції ψ , які задовільняють рівняння Шрьодінгера при заданому вигляді E_n , називаються власними функціями. Вони існують лише при певних значеннях енергії. Сукупність власних значень енергії утворює енергетичний спектр частинки. Знаходження власних значень і власних функцій складає основну задачу квантової механіки.

Опис стану атомів і молекул з допомогою рівняння Шрьодінгера є досить складною задачею. Найпростіше вона розв’язується для одного електрона в полі ядра.

При центральній симетрії поля, створеного ядром, задачу зручно розв’язувати у сферичних координатах r , Q і φ . Розв’язок рівняння Шрьодінгера (6.10) знаходять у вигляді добутку трьох функцій, кожна з яких залежить від однієї змінної

$$\psi(r, Q, \varphi) = f_1(r) \cdot f_2(Q) \cdot f_3(\varphi) \quad (6.11)$$

Загальний розв’язок рівняння Шрьодінгера є дискретним, тобто кожна з функцій $f_1 - f_3$ має набір (спектр) розв’язків, кожному з яких відповідає відповідне квантове число. Перше з них головне квантове число $n = 1, 2, 3 \dots$. Воно визначає рівні енергії атома

$$E = -\frac{m \cdot e^4 \cdot z^2}{8 \cdot \varepsilon_0^2 \cdot h^2 \cdot n^2}. \quad (6.12)$$

Друге квантове число – орбітальне l , яке при даному n може приймати значення $0, 1, 2, 3, \dots, n-1$. Це число характеризує орбітальний момент імпульсу L_l електрона відносно ядра:

$$L_l = \hbar \cdot \sqrt{l \cdot (l+1)} \quad (6.13)$$

Третє квантове число – магнітне m_l , яке при даному l приймає значення $0, \pm 1, \pm 2, \dots, \pm l$; всього $2l+1$ значень.

Це число визначає проєкції орбітального момента імпульса електрона на довільно вибраний напрям Z :

$$L_{l_z} = \hbar \cdot m_l. \quad (6.14)$$

Четверте квантове число – спінове s . Воно може приймати тільки два значення $\pm 1/2$.

Спіновий момент імпульсу електрона

$$L_s = \hbar \sqrt{s(s+1)}. \quad (6.15)$$

Проєкція спінового моменту імпульсу електрона L_s на напрямок зовнішнього магнітного поля, що співпадає з віссю Z ,

$$L_{s_z} = \hbar \cdot m_s. \quad (6.16)$$

Число $m_s = \pm \frac{1}{2}$ називається магнітним спіновим квантовим числом.

Спіновий магнітний момент електрона і його проєкція на напрям зовнішнього магнітного поля, який співпадає з віссю Z ,

$$\mu_s = \mu_B \sqrt{s(s+1)}, \quad (6.17)$$

де μ_B – магнетон Бора.

Електрон, рухаючись по орбіті навколо атомного ядра, має орбітальний момент імпульсу \vec{L}_l , власний спіновий момент \vec{L}_s , а також повний момент імпульсу \vec{J} , який визначається векторною сумою цих моментів:

$$\vec{J} = \vec{L}_l + \vec{L}_s. \quad (6.18)$$

Величину повного моменту імпульсу знаходимо за формулою:

$$J = \hbar \sqrt{j(j+1)}. \quad (6.19)$$

Квантове число повного моменту імпульсу j може приймати значення $j = l + s$ або $j = l - s$.

Стаціонарний квантовий стан електрона в атомі характеризується повним набором чотирьох квантових чисел: головного n , орбітального l , магнітного m_l і спінового s .

Для елементарних частинок, що мають спін, рівний $\frac{\hbar}{2}$ (електрони, протони, нейтрони та ін.) справедливий принцип Паулі (Нобелівський лауреат 1945 р.): в будь-якій системі частинок із спіном $\frac{\hbar}{2}$ не може бути більше однієї частинки, що знаходиться в стаціонарному стані, який визначається даним набором чотирьох квантових чисел.

Якщо $z_1(n, l, m_l, s)$ є число електронів в атомі, які знаходяться у станах, що визначаються даним набором чотирьох квантових чисел, то

$$z_1(n, l, m_l, s) = 0 \text{ або } 1.$$

Найбільше число $z_2(n, l, m_l)$ електронів в атомі, які знаходяться в станах, що визначаються набором трьох квантових чисел n, l, m_l :

$$z_2(n, l, m_l) = 2.$$

Найбільше число $z_3(n, l)$ електронів в атомі, які знаходяться в станах, що визначаються набором двох квантових чисел n, l :

$$z_3(n, l) = 2(2l + 1).$$

Найбільше число $z(n)$ електронів в атомі, які знаходяться в станах, що визначаються значенням головного квантового числа n :

$$z(n) = 2 \sum_{l=0}^{n-1} (2l+1) = 2 \cdot n^2. \quad (6.20)$$

Стану з $n=2$ відповідають 4 орбіталі: $(n, l, m_l) = (2, 0, 0), (2, 1, 1), (2, 1, 0)$ чи $(2, 1, -1)$. Таким чином, в стані з $n=2$ може знаходитися 8 електронів, що підтверджує формула (6.20).

При описі енергетичного стану кожного електрона застосовується спектроскопічна символіка, яка складається із великих літер, які відповідають різним значенням квантового числа:

Значення l	0	1	2	3	4	5
Символ	S	P	D	F	G	H

Приведемо приклад загальноприйнятого короткого запису (при $l=2$):

$n^{2s+1}D_j$, тут n – головне квантове число, $2s+1$ мультиплетність, D позначає, що $l=2$, $j=l \pm s$ – квантове число повного моменту імпульсу.

Такий короткий запис дозволяє, наприклад, позначати $3d$ – електрон як

$$3^2D_{5/2} \quad \text{чи} \quad 3^2D_{3/2}, \quad (n=3, l=2, 2s+1=2 \cdot \frac{1}{2} + 1 = 2, j=2 + \frac{1}{2} = \frac{5}{2} \quad \text{або}$$

$$j=2 - \frac{1}{2} = \frac{3}{2}).$$

Повний орбітальний момент атома

$$L_l = \hbar \sqrt{L(L+1)}, \quad (6.21)$$

де L – повне орбітальне квантове число, яке приймає лише цілі невід'ємні значення:

$$L = \sum_l l_i, \left(\sum_l l_i \right) - 1, \left(\sum_l l_i \right) - 2, \dots$$

Наприклад, для двох електронів з $l_1=1$ і $l_2=3$ отримуємо: $L_2 = 4, 3, 2, 1$.

Повний спіновий момент атома:

$$L_s = \hbar \sqrt{S(S+1)}, \quad (6.22)$$

де S – повне спінове квантове число.

У випадку парного числа електронів, коли спіни різних електронів попарно компенсуються $S=0$, і $S = \frac{1}{2}$ – для системи з непарним числом електронів коли всі спіни, крім одного, попарно компенсуються. Таким чином, для двох, трьох, чотирьох, і т.д. електронів S може приймати відповідні значення:

$$S^{(2)} = 0, 1; \quad S^{(3)} = \frac{3}{2}, \frac{1}{2}; \quad S^{(4)} = 2, 1, 0 \text{ і т.д.}$$

Повний момент імпульсу атома:

$$L_j = \hbar \sqrt{j(j+1)}, \quad (6.23)$$

де j – повне внутрішнє квантове число, яке для даних L і S може приймати такі значення:

$$L+S, \quad L+S-1, \dots, |L-S|.$$

Символічне позначення стану атома (спектральний терм): $^{2S+1}T_j$, де $2S+1 = K$ – мультиплетність.

Приклад: Терм 3P_2 розшифровується так: мультиплетність $2S+1=3$; отже, $S=1$, символу P відповідає (згідно спектральної символіки), $L=1$ а $j=2$.

Взаємодія повного моменту атома J із магнітним полем веде до розщеплення його енергетичних рівнів (ефект Зеемана).

6.2.1. Особливості вимірювання і поглинання енергії атомами і молекулами

Енергетичні стани атома і молекули схематично зображаються у вигляді рівнів (рис. 6.5). Найнижчий рівень енергії – основний – відповідає основному стану (стаціонарному). При квантових переходах атоми і молекули стрибкоподібно переходять з одного стаціонарного стану в другий, з одного енергетичного рівня на другий.

Зміна стану атома пов'язана з міжрівневими переходами електронів. В молекулах енергія змінюється також і за рахунок зміни коливань атомів та переходів між обертовими рівнями.

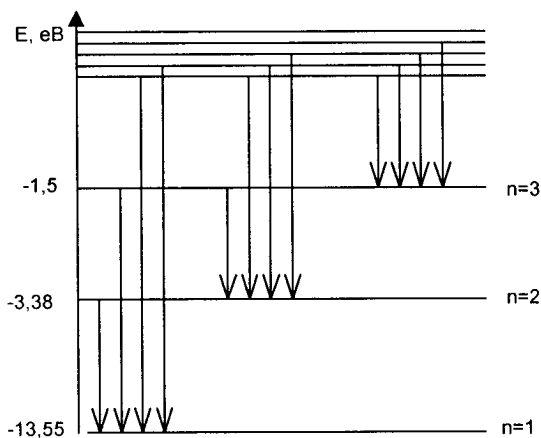


Рис. 6.5. Енергетичні стани атома водню.

При переході з більш високих енергетичних рівнів на нижчі атом або молекула віддає енергію, при зворотних переходах – поглинає. Розрізняють два типи квантових переходів:

а) без випромінювання або поглинання електромагнітної енергії. Такий перехід відбувається при зіткненнях атомів і молекул та інших частинок. Розрізняють непружне зіткнення, при якому змінюється внутрішній стан атома і відбувається перехід без випромінювання енергії, і пружне – із

зміною кінетичної енергії атома або молекули, але із збереженням внутрішнього стану.

б) з випромінюванням або поглинанням фотона. Енергія фотона дорівнює різниці енергій початкового і кінцевого стаціонарних станів атома або молекули.

$$h\nu_{ik} = E_i - E_k. \quad (6.18)$$

Формула (6.18) виражає закон збереження енергії.

Залежно від причин, які зумовлюють квантовий перехід з випромінюванням фотона, розрізняють два види випромінювання:

а) спонтанне випромінювання, при якому внаслідок внутрішніх причин збуджена частинка самостійно переходить на нижчий енергетичний рівень.

б) вимушене, або індуковане випромінювання, яке виникає при взаємодії фотона із збудженою частинкою, якщо енергія фотона дорівнює різниці енергій рівнів частинки.

В результаті вимушеного переходу в одному напрямі випромінюються два фотони: один первинний, вимушуючий, а другий – вторинний, індукований.

Енергія, яка випромінюється атомами або молекулами, формує спектр випромінювання, а поглинута енергія – спектр поглинання.

Енергетичні рівні більшості атомів і молекул досить складні. Структура рівнів, а отже і спектрів, залежить не тільки від будови атомів і молекул, але і від зовнішніх умов.

Електромагнітна взаємодія електронів приводить до тонкого розщеплення енергетичних рівнів. Вплив магнітних моментів ядер викликає надтонке розщеплення енергетичних рівнів. Зовнішнє електричне і магнітне поля також викликають розщеплення енергетичних рівнів (явища Штарка і Зеемана).

Спектри є джерелом різноманітної інформації. За видом спектра можна ідентифікувати атоми і молекули, що входить в завдання якісного спектрального аналізу.

За інтенсивністю спектральних ліній визначають кількість випромінюючих (поглинаючих) атомів – кількісний спектральний аналіз.

Інтенсивність спектральних ліній визначається числом однакових переходів, які відбуваються в секунду, і тому залежить від кількості випромінюючих (поглинаючих) атомів і ймовірності відповідного переходу. При цьому порівняно легко визначають домішки в концентраціях 10^{-5} - 10^{-6} % і склад зразків дуже малої маси – десятки мікрограм.

За спектром речовини можна зробити висновок про її стан, температуру, тиск тощо, тому спектральний аналіз є дуже цінним методом дослідження.

Залежно від енергії (частоти) фотона, що випромінюється або поглинається атомом (молекулою), розрізняють такі види спектроскопії: радіо-інфрачервона, видимого випромінювання, ультрафіолетова і рентгенівська. За типом речовини (джерела спектра) розрізняють атомні та молекулярні спектри і спектри кристалів.

6.2.2. Явище люмінесценції

Крім теплового випромінювання є ще один вид випромінювання, який називається люмінесценцією і має тривалість понад 10^{-10} с, що значно перевищує період (10^{-15} с) світлових хвиль.

Люмінесценцію можна спричинити бомбардуванням тіл електронами, пропусканням крізь речовину електричного струму або дією електричного поля, освітленням видимим світлом, рентгенівськими і гамма-променями, а також деякими хімічними реакціями в речовині. Залежно від способів збудження люмінесцентного світіння розрізняють, відповідно, катодолюмінесценцію, електролюмінесценцію, фотолюмінесценцію, рентгенолюмінесценцію, хемілюмінесценцію.

Люмінесценцію з часом затухання порядку 10^{-8} – 10^{-9} с називають зазвичай флуоресценцією. Такий час затухання характерний для рідин і газів. Люмінесценцію, яка зберігається тривалий час після припинення дії збудника

світіння, називають фосфоресценцією. Таке тривале висвічування мають тверді тіла, здатні люмінесценціювати.

Розглянемо явище фотолюмінесценції, яке збуджується електромагнітним випромінюванням видимого або ультрафіолетового діапазону. Фотолюмінесценцію вивчав Д. Стокс, який встановив, що фотолюмінесценціююча речовина випромінює, як правило, світло, що має більшу довжину хвилі, ніж те випромінювання, яке спричиняє люмінесценцію.

Це правило Стокса обґрунтоване в квантовій оптиці.

Справді, фотон світла, який викликає фотолюмінесценцію, має енергію $h\nu$, яка, за законом збереження енергії, частково витрачається на створення кванта люмінесцентного випромінювання з енергією $h\nu_{\text{люм}}$, і на різні неоптичні процеси:

$$h\nu = h\nu_{\text{люм}} + E, \quad (6.19)$$

де E – енергія, витрачена на різні процеси, крім фотолюмінесценції. Звичайно $E > 0$ і $\nu_{\text{люм}} < \nu$, тобто $\lambda_{\text{люм}} > \lambda$, що відповідає правилу Стокса.

У деяких випадках фотолюмінесцентне випромінювання має довжину хвилі, меншу за довжину хвилі збуджуючого світла (так зване антистоксове випромінювання). Це явище пояснюється тим, що до енергії $h\nu$ кванта збуджуючого випромінювання додається енергія теплового руху атомів (молекул або іонів) люмінесціюючої речовини:

$$h\nu_{\text{люм}} = h\nu + akT, \quad (6.20)$$

де a – коефіцієнт, що залежить від природи люмінесціюючої речовини; k – стала Больцмана; T – абсолютна температура.

Антистоксове випромінювання проявляється дедалі чіткіше з підвищенням температури.

На явищі люмінесценції ґрунтується люмінесцентний аналіз, принцип якого такий: речовина або сама по собі, або після відповідної дії дає характерне люмінесцентне світіння. За характером цього світіння можна,

визначаючи інтенсивність лінії у спектрі, визначити не лише якісний, а й кількісний вміст досліджуваної речовини. Люмінесцентний аналіз дозволяє виявити наявність мізерних домішок порядку 10^{-11} г в 1 г досліджуваної речовини. Його у медицині застосовують для діагностики захворювань. При зляквісних хворобах люмінесценція вражених тканин, крові і сечі переважно яскравіша, ніж у здорових людей. Ряд біологічно функціональних молекул, наприклад молекули мембранних білків, володіє флуоресценцією. Параметри флуоресценції чутливі до структури оточення флуоресціуючої молекули, тому за люмінесценцією можна вивчати хімічні перетворення і міжмолекулярну взаємодію.

Явище люмінесценції дає змогу створити джерела світла, які мають значні переваги перед лампами розжарювання, що випромінюють у діапазоні видимої ділянки спектра лише 3–5 % витрачуваної енергії. Для виготовлення ламп з випромінюванням, близьким за складом до денного світла, застосовують ртутні лампи низького тиску (0,01–1,0 мм рт. ст.) у формі трубок, внутрішню поверхню яких покривають сумішшю люмінесціуючих речовин. Поглинаючи ультрафіолетове випромінювання ртутної пари, ці речовини дають люмінесцентне випромінювання у видимій області, близьке за складом до денного світла. Люмінесцентні лампи не потребують нагрівання, дають випромінювання у вузькій спектральній області і дуже економічні.

Люмінесцентний аналіз мікроскопічних об'єктів проводять за допомогою спеціальних люмінесцентних мікроскопів, в яких замість звичайних джерел світла використовуються ртутні лампи високого (150–400 мм рт. ст.) і надвисокого (вище атмосферного) тиску, які мають два світлофільтри. Один з них, розташований перед конденсором, виділяє ту частину спектра джерела світла, яка спричиняє люмінесценцію об'єкта. Другий, розташований між об'єктивом і окуляром, виділяє світло люмінесценції.

Люмінесценція, що спричинюється екзотермічними (з виділенням тепла) хімічними процесами в речовині, називається хемілюмінесценцією. Окремим випадком хемілюмінесценції є біохемілюмінесценція – світіння, що супроводжує хімічні реакції біологічних об'єктів (світіння гнилих дерев, світлячків тощо). Біохемілюмінесценція виникає при рекомбінації перекисних вільних радикалів ліпідів: $RO_2 + RO_2 \rightarrow$ збуджений продукт \rightarrow продукт + квант біохемілюмінесценції. Інтенсивність біохемілюмінесценції значно змінюється при внесенні у досліджувані системи солей двовалентного заліза. Наприклад, якщо внести солі двовалентного заліза в плазму крові при апендициті і холециститі, то світіння в першому випадку значно слабшає. Отже, біохемілюмінесценцію можна використовувати як діагностичний метод. При опроміненні сироватки крові ультрафіолетом біохемілюмінесценція зростає у здорових людей і спадає у онкологічних хворих.

6.2.3. Лазери та їх використання в медицині

Лазер – це термін, що утворився як абревіатура фрази: “підсилення світла за допомогою індукованого випромінювання” (англійською мовою).

Індуковане (вимушене) випромінювання – це випромінювання збуджених атомів під дією світла. Особливістю його є те, що світлова хвиля, яка виникає при цьому, не відрізняється від хвилі, що падає на атом, ні за частотою, ні за фазою, ні за поляризацією.

Мовою квантової теорії вимушене випромінювання означає перехід атома з вищого енергетичного стану до нижчого, але не самовільно, як при звичайному випромінюванні, а внаслідок зовнішнього впливу. Зрозуміло, що для того, щоб відбувався процес підсилення світла, необхідно, щоб концентрація атомів на енергетичних рівнях, які відповідають збудженому стану, була більшою, ніж на нижчих рівнях. Такий стан називається інверсною заселеністю.

Розглянемо будову і принцип роботи газового гелій-неонового лазера. Основним його елементом є розрядна трубка, заповнена сумішшю газів гелію і неону. Парціальний тиск гелію – 1 мм рт. ст., неону – 0,1 мм рт. ст. Атоми неону є випромінюючими (робочими), атоми гелію – допоміжними, які необхідні для створення інверсної заселеності атомів неону. На рисунку 6.6 схематично зображені енергетичні рівні атомів гелію і неону.

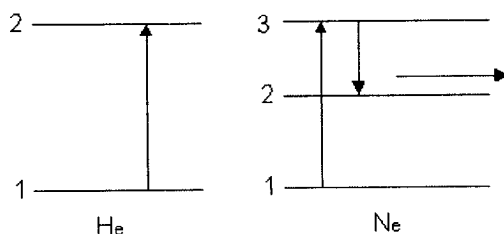


Рис. 6.6. Енергетичні рівні атомів гелію та неону.

При електричному розряді в трубці збуджуються атоми гелію, які переходять в стан 2. Перший збуджений рівень гелію 2 збігається з енергетичним рівнем 3 атомів неону. Співударяючись з атомами неону атоми гелію передають їм свою енергію і переводять їх у збуджений стан 3. Таким чином, в трубці створюється активне середовище, яке складається з атомів неону з інверсною заселеністю. Спонтанний перехід окремих атомів неону з рівня 3 на рівень 2 викликає появу окремих фотонів, які, взаємодіючи із збудженими атомами неону, викликають індуковане когерентне випромінювання.

Для збільшення потужності трубку поміщають в дзеркальний резонатор. Відбиваючись від дзеркал, потік фотонів багаторазово проходить вздовж осі трубки, при цьому в процес індукованого випромінювання включається все більше число збуджених атомів і інтенсивність індукованого випромінювання зростає.

Будова гелій-неонового лазера схематично показана на рисунку 6.7. Розрядна трубка 1 з торців закрита плоскопаралельними пластинками 4. Для створення у трубці електричного розряду в неї введені два електроди 2 і 3.

Резонатор складається із плоского 5 і увігнутого 6 дзеркал з багат шаровим діелектричним покриттям. Коефіцієнт відбивання цих дзеркал ~ 98-99 %.

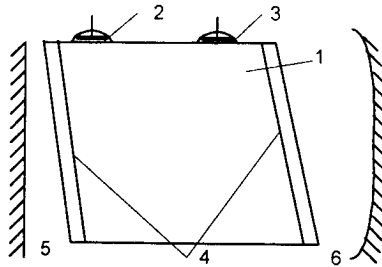


Рис. 6.7. Будова гелій-неонового лазера.

У 1960 році Теодором Майманом був розроблений перший твердотілий лазер на рубіні. Кристал блідо-рожевого синтетичного рубіна, у вигляді круглого стержня, овітлювався спіральною імпульсною ксеноновою лампою (рис 6.8), в результаті чого можна було спостерігати лазерний промінь.



Рис 6.8 Схема будови лазера на рубіні.

Величезну потужність лазерного променя використовують для випаровування матеріалів у вакуумі, для зварювання і обробки надтвердих матеріалів. Застосовуючи лазери, отримують кольорові об'ємні зображення предметів у фотографії, кіно і телебаченні (так звана голографія). Перспективним є застосування лазерних променів у засобах зв'язку і наукових дослідженнях.

Розглядаючи біологічну дію лазерного випромінювання можна виділити три напрямки використання його в медицині.

До першого напрямку належить дія на тканини імпульсним або безперервним випромінюванням з невеликою енергією, коли ще не відбувається зневоднення та випаровування тканин. Це, переважно, застосування лазерної радіації в дерматології та онкології.

Лазерна радіація застосовується у дерматології для лікування бородавок, гнійних гранульом, доброякісних новоутворень шкіри. Лазерний промінь вибірково поглинається забарвленими структурами. Він руйнує лише пігментні ділянки тканини. Ця його здатність використовується для лікування захворювань шкіри, наприклад, для виведення вроджених плям, татуювання. Донедавна вважали невиліковними вроджені червоно-сині плями на шкірі. У таких плямах епідерміс має нормальну структуру, порушена лише структура сітки кровоносних судин під епідермісом. Для лікування використовують синьо-зелене випромінювання від аргонowego лазера, яке проходить через прозорий для нього епідерміс практично не пошкоджуючи його. А далі це випромінювання поглинається гемоглобіном кровоносних судин, зумовлюючи їх термічне пошкодження та закупорку. На цьому місці утворюється безбарвний рубець.

Випромінювання високої потужності використовують в хірургії як скальпель. Лазерний промінь направляють за допомогою гнучкого світловода на тканину. Світловод закінчується лінзою та ручкою. Промінь фокусується в точку з діаметром у декілька десятимільярдних часток метра. Таким “скальпелем” розтинають тканину тіла, забезпечуючи стерильність. Розтин проводиться дуже точно і швидко, не спричиняє кровотечі, оскільки висока температура на місці розтину зумовлює миттєву коагуляцію білків і просвіт кровоносних судин закривається.

Лазери використовують в офтальмології для лікування глаукоми, катаракти, відшарування сітківки тощо. Глаукома – підвищення внутрішньо очного тиску, зумовлене порушенням відтоку внутрішньоочної рідини. Причиною цього є пошкодження початкового відрізка системи відтоку. Створено лазерну установку, яка дає модульований світловий імпульс,

енергія в одному імпульсі виділяється за мільйонні частки секунди. При модульованому імпульсі потужність зростає дуже швидко і термічний ефект не встигає розвинути. Лазерна дія стає холодною, в точці фокусування променя утворюється отвір.

При відшаруванні сітківки використовується лазерне випромінювання з невеликою енергією. Промінь проходить через прозорі тканини ока, не пошкоджуючи їх, фокусується на очному дні у місці відшарування сітківки і там виникає точковий опік. Потім утворюється рубець, що приварює сітківку до розміщеної над нею судинної оболонки, і зір відновлюється.

Використовують лазерний “скальпель” у нейрохірургії, адже завдяки йому патологічне вогнище можна видалити без механічного контакту з ніжними тканинами нервової системи. Сфокусований до мінімуму лазерний промінь використовують для зшивання судин мозку як на поверхні мозкової тканини, так і в глибині. Зшивають судини діаметром, меншим від 0,5 мм, звичайна хірургічна техніка не дає таких можливостей.

Лазерним випромінюванням можна (коагуляцією) припинити кровотечу зі шлунка та дванадцятипалої кишки за допомогою фіброгастроскопії.

Використовуються методи хірургічного лікування за допомогою лазера у легеневої, серцево-судинної хірургії, у стоматології, отоларингології, урології та інших галузях.

Низькоенергетичне лазерне випромінювання не пошкоджує клітини і тканини, створює біостимулювальний ефект, активізує найважливіші процеси життєдіяльності організму. У клітині підвищується активність важливих біоенергетичних ферментів, при цьому посилюється енергетичний обмін, зростає біосинтетична активність, тобто збільшується вміст вуглеводів, білків, нуклеїнових кислот тощо.

Лазерне випромінювання стимулює поділ клітин, прискорює регенерацію кісткової, сполучної, епітеліальної та м'язової тканин, підвищує здатність до приживлення трансплантатів шкіри, стимулює імунну систему

(підсилюється функціональна активність лімфоцитів, лейкоцитів, збільшується вміст білка у крові).

У практичній медицині використовують також лазеропунктуру як аналог голкотерапії. Для лазеропунктури (ЛП) найчастіше використовують малопотужні лазери, які генерують випромінювання в червоній ділянці спектра (гелій-неонові з $\lambda = 632,8\text{нм}$). Зручно підводити лазерне випромінювання за допомогою світловолоконної оптики (світловодів).

Низькоенергетичне випромінювання не викликає морфологічних змін, але зумовлює певні біохімічні та фізіологічні зсуви в організмі, тобто створює фізіотерапевтичний ефект. Велика різноманітність лазерів, що дають світло усіх кольорів та відтінків, дає можливість діяти на окремі хімічні інгредієнти клітин і тканин.

6.2.4. Електронний парамагнітний резонанс

Якщо атом з магнітним моментом, відмінним від нуля, помістити в магнітне поле, то кожен енергетичний рівень цього атома розщеплюється.

З розщепленням енергетичних рівнів у магнітному полі, зумовленому наявністю в електронів, а також в ядерних частинок магнітних моментів, пов'язане явище магнітного резонансу, яке відіграє велику роль у сучасних методах дослідження будови і властивостей речовини.

Магнітним резонансом називають вибіркове поглинання енергії змінного електромагнітного поля речовиною, яка перебуває в постійному магнітному полі. Важливим випадком резонансного поглинання є електронний парамагнітний резонанс, відкритий у 1944 році Є. К. Завойським.

Явище електронного парамагнітного резонансу (ЕПР) полягає в поглинанні парамагнітною речовиною мікрохвильового радіовипромінювання за рахунок переходів між підрівнями зєєманівського розщеплення енергетичних рівнів. Розщеплення енергетичних рівнів (рис.6.9) зумовлене дією постійного магнітного поля на магнітні моменти частинок речовини.

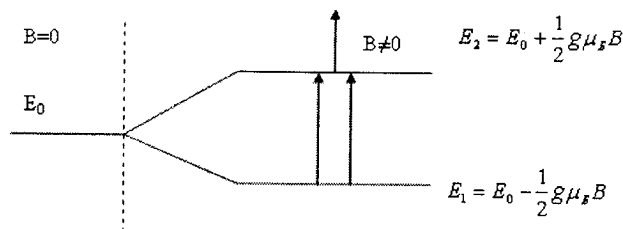


Рис. 6.9. Розщеплення енергетичних рівнів.

Магнетон Бора μ_B є одиницею вимірювання електронних магнітних моментів:

$$\mu_B = -\frac{e}{2 \cdot m} \hbar, \quad (6.21)$$

де e – заряд, m – маса електрона, \hbar – стала Планка. Подібно до цього, величина $g\mu_B B$ визначає енергію розщеплення енергетичних рівнів електронів в атомах, які перебувають у магнітному полі. Тут g – фактор Ланде, безрозмірний коефіцієнт $g = 1$, якщо спіновий момент атома $S = 0$, і $g = 2$, якщо орбітальний момент атома $L = 0$, а повний момент атома рівний спіновому моменту атома $J = S$.

При ЕПР розглядають лише спіновий магнітний момент атома. Розщеплення енергетичних рівнів приводить і до розщеплення спектральних ліній атомів, що знаходяться в магнітному полі. Це явище називають ефектом Зеемана.

Відстань між сусідніми підрівнями визначається за формулою:

$$\Delta E = \mu_B \cdot g \cdot B \quad (6.22)$$

Розщеплення енергетичних рівнів зумовлене дією постійного магнітного поля на магнітні моменти електронів, які визначають парамагнітні властивості речовини. Існує переважна орієнтація магнітних моментів атомів уздовж напрямку магнітного поля, що відповідає намагніченому стану парамагнітної речовини. При накладанні на речовину змінного магнітного поля з частотою

$$\nu = \frac{\Delta E}{h} = \frac{\mu_B \cdot g \cdot B}{h}, \quad (6.23)$$

яка збігається з частотою переходу між підрівнями зееманівського розщеплення, відбуватиметься резонанс поглинання електромагнітних хвиль.

Він зумовлений переважанням числа переходів з більш заселених нижніх енергетичних рівнів на менш заселені верхні рівні. Поглинання пропорційне числу поглинаючих атомів в одиниці об'єму речовини. При індукції $B=10^3$ мТл резонансна частота $\nu=10^{11}$ Гц, що відповідає радіодіапазону шкали електромагнітних хвиль ($\lambda=3$ см).

Графік залежності потужності P поглинутої електромагнітної енергії від індукції магнітного поля B називають спектром ЕПР (рис. 6.10).

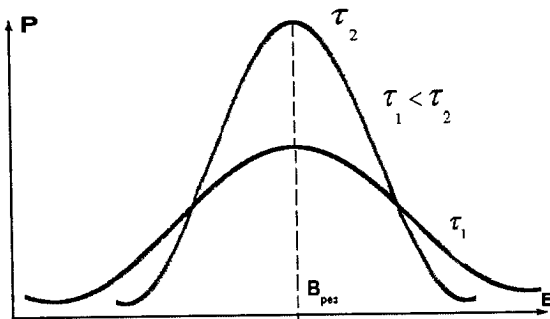


Рис. 6.10 Спектр ЕПР.

При ЕПР, поряд з поглинанням енергії, має місце зворотний процес. Відбуваються переходи атомів на нижчі енергетичні рівні, а їх енергія передається кристалічній решітці. Цей процес називають спіно-рештковою взаємодією і характеризують часом релаксації τ . Отже, резонансне поглинання відбувається в деякому інтервалі ΔB (рис. 6.10). Чим менший час спіно-решткової релаксації, тим більша ширина лінії ($\tau_1 < \tau_2$ на рис. 6.10).

Структурна схема ЕПР – спектрометра показана на рисунку 6.11.

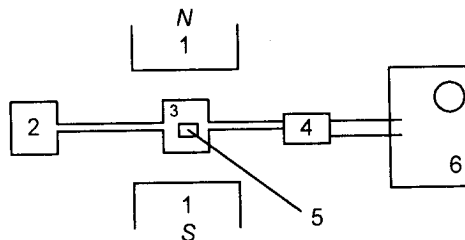


Рис. 6.11. Структурна схема ЕПР – спектрометра.

Тут 1 – електромагніт; 2 – генератор електромагнітних хвиль; 3 – об’ємний резонатор, який концентрує падаючу енергію на досліджуваному зразку 5; 4 – приймач; 6 – реєструючий пристрій.

В медико-біологічних дослідженнях метод ЕПР використовується для виявлення і дослідження вільних радикалів, фотохімічних процесів, зокрема фотосинтезу, канцерогенності деяких речовин. Якщо досліджувані об’єкти мають діамагнітні властивості, то використовують парамагнітні мітки (радикали кисню), які зв’язуються з молекулами досліджуваного об’єкта. За спектрами ЕПР знаходять положення такої мітки в молекулі. Таким способом можна виявляти розташування різноманітних груп атомів, їх взаємодію і рух. Також використовуються спінові зонди – парамагнітні частинки, які нековалентно зв’язані з молекулами. Зміна ЕПР-спектра спінових зондів дає інформацію про стан оточуючих його молекул. Основними параметрами ЕПР спектра є інтегральна інтенсивність, півширина ліній і g -фактор.

Інтегральна інтенсивність сигналу – це площа під кривою поглинання. Вона є мірою числа неспарених електронів (вільних радикалів), що знаходяться у досліджуваному зразку.

Положення лінії поглинання в спектрі визначається g -фактором і дає змогу ідентифікувати частинку.

Півширина ліній діє змогу визначити розщеплення енергетичних рівнів. Розширення резонансної смуги може бути зумовлено спін-спіноюю та спін-решітковою взаємодіями. Характеристикою взаємодії є час релаксації. Розширення смуги, зумовлене спін-спіноюю взаємодією, пропорційне відстані між парамагнітними частками, тому можна за півшириною смуги виявити розміщення парамагнітних центрів у зразку, а також структуру парамагнітних молекул.

6.2.5. Ядерний магнітний резонанс. ЯМР – томографія

Ядерним магнітним резонансом (ЯМР) називають вибіркове поглинання електромагнітних хвиль певної частоти речовиною у постійному магнітному

полі; зумовлене переорієнтацією магнітних моментів ядер. ЯМР є окремим випадком явища магнітного резонансу, як і ЕПР, тому між ними існують певні аналогії.

Магнітні моменти ядер є сумою магнітних моментів нуклонів. Одиницею вимірювання магнітних моментів нуклонів є ядерний магнетон μ_n

$$\mu_n = \frac{e \cdot \hbar}{2 \cdot m_p}, \quad (6.24)$$

де e і m_p – заряд і маса протона, яка в 1836 разів більша від маси електрона. Ядерний магнетон, таким чином, відповідно у 1836 разів менший від магнетона Бора.

При наявності зовнішнього магнітного поля з індукцією в проекції на вісь z магнітні дипольні моменти протона і нейтрона відповідно рівні:

$$m_{pz} = +2,79\mu_n$$

$$m_p = -1,91\mu_n$$

Негативний знак z проекції магнітного моменту нейтрона вказує, що він направлений проти напрямку моменту імпульсу.

Магнітний момент ядра у постійному магнітному полі може приймати лише дискретну орієнтацію. ЯМР відбувається на ядрах, які мають спіні $1/2$. Вони орієнтуються у напрямі поля або проти нього. Це означає, що енергії ядра будуть відповідати підрівні енергії, відстань між якими залежить від індукції магнітного поля B .

$$\Delta E = \mu_n \cdot g_n \cdot B, \quad (6.25)$$

де g_n – ядерний фактор Ланде.

Якщо на ядро подіяти електромагнітним полем, то можна викликати переходи між підрівнями. Щоб здійснити ці переходи, а також поглинання енергії електромагнітного поля, необхідно щоб його частота задовольняла умову:

$$\nu = \frac{\Delta E}{h} = \frac{\mu_n \cdot g_n \cdot B}{h}, \quad (6.26)$$

аналогічну умові (6.26) для ЕПР.

ЯМР можна спостерігати при виконанні умови (6.26) лише на вільних атомних ядрах. Експериментальне значення ν ядер в атомах і молекулах не відповідає (6.26). Необхідно враховувати локальне магнітне поле оточення ядер. Тому повне ефективне магнітне поле, що діє на ядро, характеризується функцією:

$$B_{ef} = (1 - \sigma) \cdot B, \quad (6.27)$$

де σ – стала екранування, яка за порядком величини рівна 10^{-6} і залежить від електронного оточення ядер.

Отже, для даного типу ядер, що перебувають у різному оточенні, резонанс спостерігається при різних частотах, що і визначає хімічний зсув. Якщо ядра в молекулі екрановані по різному, то вони займають хімічно нееквівалентні положення.

Спектр ЯМР такої молекули містить стільки резонансних ліній, скільки хімічно нееквівалентних груп ядер даного типу є в молекулі. Інтенсивність кожної лінії пропорційна числу ядер в даній групі. Спектри твердих тіл мають більшу ширину, ніж спектри рідини.

За числом і положенням спектральних ліній можна встановити структуру молекул.

ЯМР спостерігають за допомогою радіоспектроскопів. Структурна схема ЯМР радіоспектроскопа показана на рисунку 6.12.

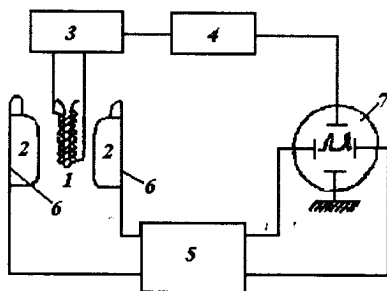


Рис. 6.12. Структурна схема ЯМР радіоспектроскопа.

1 – котушка зі зразком; 2 – полюси магніту; 3 – ВЧ-генератор; 4 – підсилювач і детектор; 5 – генератор моделюючої напруги; 6 – котушка модуляції поля B ; 7 – осцилограф.

Генератор створює поле з індукцією B_1 , а перпендикулярне поле B створене постійним магнітом. При $\nu = \nu_0$ відбувається резонансне поглинання, внаслідок чого у контурі падає напруга. Слід напруги реєструється детектором, підсилюється і подається на осцилограф. Поле B_1 підібране так, що воно змінюється на 10^{-3} Тл з частотою від 50 Гц до 1 кГц, і таку саму частоту має горизонтальна розгортка осцилографа. На екрані дістаємо смугу поглинання.

З усіх видів комп'ютерних томографів найбільш перспективною є система, де використовується явище ядерного магнітного резонансу. Ця система дає змогу одержати зображення будь-яких перерізів людського організму.

Для розуміння принципу дії томографа ще раз коротко пригадаємо суть самого явища ЯМР.

Ядра фосфору, фтору, водню та інших елементів, що містяться в організмі людини, подібні до “дзиги”, яка обертається навколо своєї осі. Якщо помістити їх в постійне магнітне поле, то осі “дзиг” орієнтуються в напрямі ліній індукції поля: одні вздовж поля, інші – проти нього. Якщо перпендикулярно прикласти змінний високочастотний сигнал (радіохвилі), то “ядерні дзиги” отримують енергію і обертаються навколо силових ліній магнітного поля на чітко визначеній резонансній частоті (звідси і назва ядерний магнітний резонанс).

Після вимкнення струму ядра за інерцією ще деякий час продовжують прецесію. Поступово цей рух послаблюється, але весь час кажуть, що “звучить” спінове ехо. За значенням та швидкістю його спаду можна судити про властивості речовини: чим більша густина, тим швидше затихає ехо.

Нехай об'єкт знаходиться у магнітному полі певної форми та індукції. Розгойдавши “ядерні дзиги”, будемо реєструвати їх спінове ехо. Обробивши на ЕОМ результати вимірювань отримаємо просторовий розподіл концентрації ядер, а також час, протягом якого заспокоюється спінове ехо – ЯМР-томограму.

Вода – основна складова частина біологічних об'єктів, тому досліджуванним сигналом під час ЯМР-томографії є сигнал протонного магнітного резонансу молекул води.

Частота ЯМР пропорційна індукції зовнішнього магнітного поля і тому, створюючи градієнт поля у тканині, одержуємо спектр ЯМР, в якому інтенсивність сигналу за певної частоти буде характеризувати відносний вміст води у тій частині тканини, яка знаходиться в області певного значення магнітного поля.

Досліджувані біологічний об'єкт розглядають із різних сторін у магнітному полі. За одержаними проекціями, використовуючи комп'ютер, отримують зображення. У різних частинах зразка буде різна амплітуда ЯМР-сигналу, і це дає змогу досліджувати кожну точку біологічного об'єкта. Таким способом можна виявити розмір та положення пухлин в організмі. Тканинам пухлин властива більша намагніченість, тому сигнал ЯМР води пухлини насичується легше, ніж сигнал нормальної тканини. Такий метод дослідження можна використовувати для одержання зображень органів усередині грудної клітки або певних ділянок черепа. Окрім дослідження протонного резонансу, у біологічних дослідженнях використовують спектроскопію ЯМР на інших ядрах: ^{13}C , ^{31}P тощо.

Якщо ЯМР-томограф встановити на певну частоту радіовипромінювання та індукцію поля, то відреагують ядра певного типу атомів, наприклад, водню, фосфору. Таким чином, ЯМР-томографія дає можливість досліджувати тонкі хімічні процеси в біотканинах людини. ЯМР-томографія має не лише великі діагностичні можливості, але й гарантує повну безпеку для пацієнта. Це метод візуалізації та точних вимірювань внутрішніх структур складних об'єктів без їх руйнування.

Магнітно-резонансна система Aperto 0,4 T наведена на рисунку 6.13.



Рис. 6.13. Магнітно-резонансна система Aperto 0,4 Т.

Діагностичні можливості магнітно-резонансної томографії:

- МР-томографія головного мозку;
- МР-томографія хребта і спинного мозку;
- МР-томографія суглобів;
- МР-томографія серця та його ділянки;
- МР-томографія органів черевної порожнини та її простору;
- МР-томографія органів малого таза (гінекологія, урологія);
- МР-томографія орбіт;
- МР-томографія придаткових пазух носа;
- МР-томографія ангиографія судин: головного мозку, сонних і хребетних артерій, грудної і черевної аорти, ниркових артерій, артерій нижніх кінцівок;
- МР-томографія венографія (флебографія) головного мозку і нижньої статевої вени.

Розділ 7. Рентгенівське випромінювання (Х-промені)

Глава 7.1. Історія відкриття Х-променів

Рентгенівське випромінювання – це електромагнітні хвилі з довжиною хвилі від 80 нм до 10^{-5} нм, що займають ділянку спектра між гамма і ультрафіолетовим випромінюванням. У медицині для рентгенодіагностики і рентгенотерапії застосовують рентгенівське випромінювання з довжиною хвиль від 10 нм до 10^{-3} нм.

Вперше про відкриття Х-променів, які виникали при співударі швидких електронів з речовиною (названих Х-променями) було повідомлено у листопаді 1895 р. німецьким фізиком В. Рентгеном (Нобелівський лауреат 1901 р.).

Світового рівня фізик і електротехнік І. Пуллой (1845-1918 р.) знаменитий своїми дослідженнями в галузі молекулярної фізики, катодних та Х-променів народився у містечку Гримайлові на Тернопільщині. Після завершення навчання у Тернопільській гімназії закінчив теологічний і філософський факультети Віденського університету, а у 1877 році в Страсбурзі, захистивши дисертацію з фізики, здобув науковий ступень доктора натуральної філософії. У 1884 році Міністерством освіти Австрії І. Пуллой був призначений професором експериментальної і технічної фізики Німецької вищої технічної школи у Празі, а через п'ять років його обрали ректором цього ж навчального закладу.

Він не тільки відкрив іонізуючу здатність Х-променів під час їх проходження через розріджені гази, дослідив місце їх виникнення та просторовий розподіл, але й, що дуже важливо, першим дав пояснення їх природи та механізму утворення.

“Лампа Пуллой” (1881 р.) була прототипом рентгенівської трубки. За видатні наукові досягнення в галузях фізики і електротехніки в 1906 році І. Пуллой був нагороджений орденом Залізної корони, а в 1910 році отримав титул радника цісарського двору.

Рентгенівські (X-промені) виникають у трубках Пулюя – скляних балонах, з яких викачано повітря до тиску $10^{-6} - 10^{-7}$ мм рт.ст., в які впаяні катод і анод (рис. 7.1). Останній зроблений з тугоплавкого металу. Спираль катода розігрівається електричним струмом від джерел розжарювання і випромінює електрони, які, прискорюючись електричним полем, бомбардують анод, у результаті чого виникає X-випромінювання.

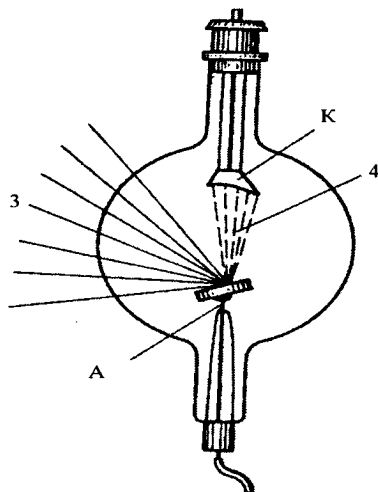


Рис. 7.1. “Лампа Пулюя”

Інтенсивність X-випромінювання Φ пропорційна квадратові напруги u між анодом і катодом, атомному номеру речовини z анода і силі струму i :

$$\Phi = ku^2 zi, \quad (7.1)$$

де k – коефіцієнт пропорційності.

7.1.1. Гальмівне X-випромінювання

Гальмівне X-випромінювання виникає у результаті гальмування швидких електронів $10^{-4} - 10^{-6}$ eB (1 eB – енергія, яку набуває електрон рухаючись в електричному полі між точками, різниця потенціалів між якими рівна 1 B) електростатичним полем атомних електронів речовини анода.

Нехай вся кінетична енергія електрона перетворюється в енергію фотона

$$eU = h\nu_{\max}, \quad \nu_{\max} = \frac{c}{\lambda_{\min}} \quad \text{тоді} \quad eU = \frac{hc}{\lambda_{\min}}, \quad \text{звідки}$$

$$\lambda_{\min} = \frac{hc}{eU} \quad (7.2)$$

Враховуючи значення сталої Планка, швидкості світла і заряду електрона в системі СІ, одержуємо:

$$\lambda_{\min} = \frac{1,24}{U} 10^{-6} \text{ м}, \quad (7.3)$$

де λ_{\min} – мінімальна довжина рентгенівського випромінювання при даному U .

Довжина рентгенівської хвилі, на яку припадає максимум енергії випромінювання, пов'язана з мінімальною довжиною рентгенівської хвилі для даної високої напруги U наступною залежністю:

$$\lambda_{\max} = \frac{3}{2} \cdot \frac{hc}{eU} = \frac{3}{2} \lambda_{\min}. \quad (7.4)$$

Характер суцільного спектра гальмівного рентгенівського випромінювання залежить від матеріалу анода (рис. 7.2).

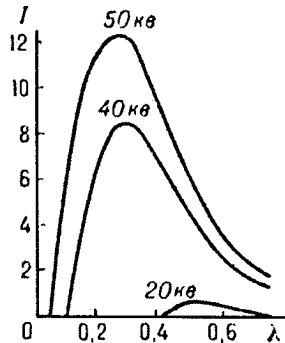


Рис. 7.2. Залежність інтенсивності гальмівного X-випромінювання від напруги.

Спектр гальмівного X-випромінювання є суцільним і залежить від прикладеної напруги між катодом і анодом.

7.1.2. Характеристичне X-випромінювання

Характеристичне X-випромінювання виникає після іонізації атома, при якому відбуваються електронні переходи в оболонках, ближчих до ядра.

При збільшенні напруги між катодом і анодом спектр Х-випромінювання буде зміщуватися у бік коротких хвиль, як і у випадку гальмівного випромінювання (рис. 7.3).

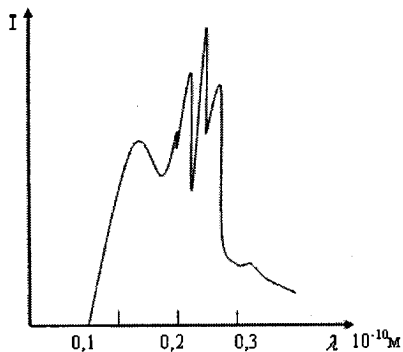


Рис. 7.3. Характеристичний спектр.

Характеристичний (лінійчастий) спектр зумовлений вибиванням електронів із внутрішніх шарів атома, в результаті чого випромінюються кванти рентгенівського випромінювання з енергією $h\nu$.

Спектр такого випромінювання є характерним для атомів кожного елемента, тому лінійчастий рентгенівський спектр називається характеристичним. Залежно від переходів (з якого рівня на який) певні групи характеристичних ліній отримали відповідно назви K, L, M, N – електронні оболонки (рис 7.4).

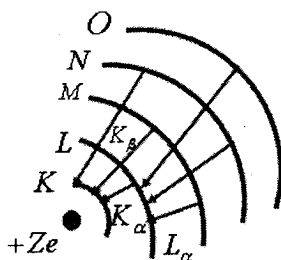


Рис. 7.4. Механізм виникнення характеристичних спектрів.

$$\sqrt{\nu} = C(Z - \sigma), \quad C = \sqrt{R \left(\frac{1}{n^2} - \frac{1}{m^2} \right)},$$

де σ – коефіцієнт, характерний для певної серії випромінювання (для K – серії $\sigma = 1$, для L – серії $\sigma = 7,5$), R – стала Рідберга.

Експериментально було показано Мозлі, що:

$$\sqrt{\nu} = a(Z - b), \quad (7.5)$$

де a і b – сталі величини, ν – частота спектральної лінії, Z – атомний номер елемента.

Квадратний корінь із частоти відповідних ліній спектра різних атомів знаходиться в лінійній залежності від порядкового номера елемента.

Характеристичні спектри атомів, на відміну від оптичних, у сполуках і у вільному стані мають однаковий вигляд.

Ч. Баркле за відкриття характеристичного випромінювання у 1917 р. була присуджена Нобелівська премія з фізики.

7.1.3. Взаємодія X-випромінювання з речовиною

Першим у світі використав X-промені для просвічування і діагностики захворювань М. Пильчиков (1857 – 1908), родом з Полтави. Уже в гімназії він займався експериментами в галузі фізики, хімії і техніки, а навчаючись на II курсі винайшов електричний фонограф, випередивши, зокрема, Т. Едісона, фонограф якого був механічним. М. Пильчиков розробив 9 фізичних і фізико-хімічних приладів, його рефлектометр для рідин був визнаний у всьому світі, розробив ефективний оптично-гальванічний метод вивчення процесів електролізу. Будучи ординарним професором Харківського університету, М. Пильчиков створив метеорологічну станцію, де проводив практичні заняття та власні дослідження.

Все своє життя боровся за піднесення рідної мови, рідної науки, за що зазнав переслідувань і цькувань.

Для діагностики використовують X-випромінювання з енергією фотонів 60–100 кеВ. При таких енергіях масовий коефіцієнт поглинання τ головним чином зумовлений фотоефектом. Коефіцієнт поглинання прямо пропорційний третьому степеню довжини хвилі λ і атомному номеру Z поглинаючої речовини:

$$\tau = k\lambda^3 Z^3, \quad (7.6)$$

де k – коефіцієнт пропорційності.

Порівняємо коефіцієнти τ для кісток (до складу яких входять, головним чином, кальцій, фосфор та кисень) і води:

$$\frac{\tau_{Ca, (PO_4)_2}}{\tau_{H_2O}} = \frac{3 \cdot 20^3 + 2 \cdot 15^3 + 8 \cdot 8^3}{2 \cdot 1^3 + 1 \cdot 8^3} \approx 68.$$

Звідси випливає, що кістки поглинають X-випромінювання в 68 разів сильніше, ніж м'які тканини. При проходженні X-променів через тіло людини на флуоресціюючому екрані (рентгенівській плівці) будуть спостерігатися ділянки з різними ступенями освітленості. Менш різкі тіні, ніж кістки і метали, дають серце, легені та інші органи

Тіньове зображення шлунка та кишок стає чітким, якщо у них ввести сульфат барію у вигляді каші, який поглинає випромінювання сильніше, ніж середовище. У деяких випадках як контрастні речовини використовують гази. Їхня густина менша від густини тканин, тому вони поглинають випромінювання слабше.

За одиницю експозиційної дози $D_{ексн}$ приймається така доза рентгенівського випромінювання, яка внаслідок іонізації 1 кг сухого повітря викликає появу електричного заряду в $2,58 \cdot 10^{-4}$ кулона.

Ця одиниця називається рентгеном. При експозиційній дозі в 1 рентген (1 R) внаслідок повної іонізації під дією рентгенівського і γ -випромінювання в 1 см^3 сухого повітря утворюється близько 2 мільярдів пар іонів. Прийнято вважати, що для тканин організму експозиційна доза 1 R викликає поглинання приблизно 10^{-2} Дж на 1 кг маси.

Потужність експозиційної дози визначається відношенням експозиційної дози до часу випромінювання.

$$P_d = \frac{D_{ексн}}{t}. \quad (7.6)$$

Людський організм без шкоди переносить дози щоденного опромінення до 0,05 рентгена. Дози в 5–400 рентгенів викликають різноманітні ускладнення, а дози близько 500 рентгенів – смертельні.

Для захисту від X-променів використовують свинець, товсті шари солей барію, спеціальні сорти скла, які містять у своєму складі багато свинцю.

Дж. Мьоллеру, за відкриття виникнення мутацій під дією рентгенівських променів у 1946 р. була присуджена Нобелівська премія.

7.1.4. Методи рентгенодіагностики.

Розпізнавання захворювань під час просвічування тіла X-випромінюванням називається рентгенодіагностикою.

Рентгенодіагностика поділяється на рентгеноскопію (просвічування) і рентгенографію (отримання зображення). При рентгеноскопії тіньове зображення внутрішніх органів і тканин спостерігають безпосередньо на флуоресцентному екрані. Рентгеноскопію проводять головним чином при рентгенодіагностиці захворювань внутрішніх органів, розташованих в черевній і грудній порожнинах. Недоліками рентгеноскопії є порівняно висока доза опромінення хворого і обслуговуючого персоналу, а також менша, порівняно з рентгенографією, роздільна здатність у виявленні окремих деталей структури кісток, легень, джерел патологічних вогнищ.

При рентгенографії за тілом пацієнта розташовують касету з фотоплівкою. Зображення при цьому отримують більш чітким, що дає змогу дослідити дрібніші деталі зображення. Порівняння рентгенограм, зроблених повторно через деякий час, дає можливість стежити за перебігом хвороби чи ефективністю її лікування.

Одним з видів рентгенографії є флюорографія фотографування зображення з флуоресцентного екрана на плівку. Світлини розглядають за допомогою спеціальних збільшувачів.

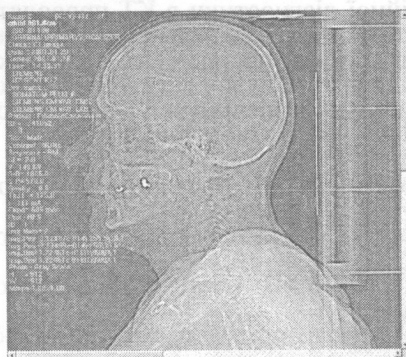
X-променева (рентгенівська) комп'ютерна томографія – ґрунтується на скануванні людського тіла X-променями з подальшим перетворенням енергії даного випромінювання в електричні сигнали та комп'ютерною обробкою отриманих даних. Впровадження в діагностику в 1999 р. спіральних рентгенівських томографів (СКТ) дозволило значно прискорити процес

дослідження, а також збільшити роздільну здатність систем сканування. Техніка спіральної КТ вимагає постійного обертання трубки при безперервному поступальному русі стола.

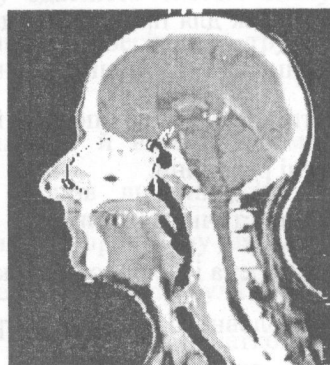
Комп'ютерна томографія (КТ) є сучасним й високоінформативним методом діагностики патологічних змін органів людини. За розробку теоретичних основ методу КТ і впровадження їх у практичну діяльність його авторам, американцеві Cormack і англійцеві Haunsfield, була присуджена Нобелівська премія з медицини та біології в 1979 році. На початковому етапі КТ була розроблена і використовувалася в неврології та нейрохірургії для виявлення порівняно грубої патології (пухлини, гематоми, кісти), але стрімкий розвиток технологій дозволив вже через 5–7 років створити швидкодіючі томографи для дослідження всіх органів. На початку 90-х років фірма Siemens випустила перший спіральний томограф, який став технічним проривом у КТ – діагностиці. Помітним стимулом у розвитку комп'ютерної томографії стала поява мультidetекторної спіральної комп'ютерної томографії (МСКТ). Основною рисою МСКТ є наявність декількох різнобіжних рядів матричних детекторів безперервного спірального сканування.

Використання спеціальних режимів сканування дозволяє значно скоротити дозу опромінення та значно збільшити швидкість дослідження, при цьому зростає роздільна здатність томографа (мінімальна товщина зрізу становить 0,5 мм). Роздільна здатність спіральних томографів останнього покоління дозволяє одержувати зображення серця і коронарних артерій без артефактів.

Принципом роботи комп'ютерного томографа, в загальному, є безперервне пошарове сканування обстежуваного пацієнта. Цей метод базується на техніці послідовного просвічування тонким X-променем об'єкта дослідження (голови, шиї, гортані, грудної порожнини, черевної порожнини, органів таза, відділів хребта, суглобів тощо) та математичному відновленні двовимірного зображення отриманого “зрізу” на екрані дисплея.

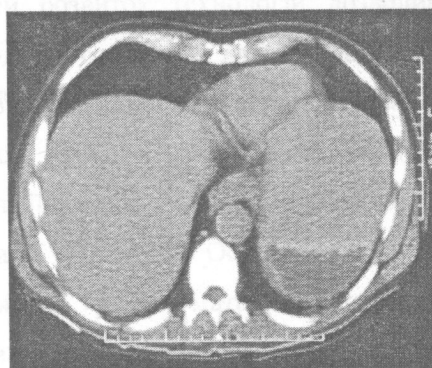


В

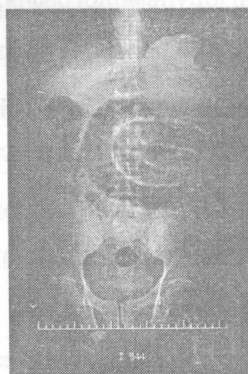


Г

Рис. 7.4. КТ – X-променями а, в – діагностичне зображення; б, г – розрахунок поперечного перерізу за серією томограм.



а



б

Рис. 7.5. а – КТ зображення площини між печінкою та шлунком; б – проєкційне зображення отримане за допомогою КТ сканерів.

Спіральна КТ (ангіографія) – останнє досягнення рентгенівської комп'ютерної томографії. На відміну від звичайної КТ, дослідження проводиться в момент швидкого внутрішньовенного введення водорозчинної неіонної контрастної речовини в обсязі 100 мл. На відміну від звичайної ангіографії, контрастна речовина вводиться в ліктьову вену, без складних хірургічних маніпуляцій, пов'язаних із проведенням внутрішньосудинного катетера до досліджуваного органа. Це дозволяє проводити обстеження в амбулаторних умовах протягом 40–50 хвилин. Цілковитим виключений ризик виникнення ускладнень від хірургічних маніпуляцій, різко зменшується

променеве навантаження на пацієнта, значно зменшується вартість дослідження.

Спіральна КТ (ангіографія) повністю заміняє звичайну ангіографію і значно перевершує за точністю ультразвукову діагностику при дослідженні великих судин – аорти та її гілок, легеневої артерії, верхньої і нижньої порожнистих вен. Ця технологія дозволяє одержувати важливу додаткову інформацію про стан внутрішніх органів при наявності в них патологічних утворень.

Глава 7.2. Явище радіоактивності. Радіоактивне випромінювання

Одним із джерел іонізуючого випромінювання є радіоактивний розпад атомних ядер. Вивчення радіоактивності, її числових характеристик, взаємодії з біологічними об'єктами і речовиною, роботи реєструючих приладів – це основа розуміння механізму дії іонізуючого випромінювання на тканини і органи організму та його застосування в медицині.

7.2.1. Закон радіоактивного розпаду

Природна радіоактивність – це явище самовільного перетворення атомних ядер нестійких ізотопів у стійкі, що супроводжується випромінюванням частинок речовини і високочастотним електромагнітним випромінюванням. Радіоактивність була відкрита в 1896 р. французьким фізиком А. Беккерелем (Нобелівський лауреат 1903 р.). Він виявив, що солі урану випускають невидимі промені або частинки, які проникають через непрозорі тіла, викликаючи фотолюмінесценцію, іонізують речовину і здатні засвічувати фотопластинку. А. Беккерель, пропускаючи бета-частинки (див. 7.2.3) через перехресні електричні і магнітні поля, першим виміряв відношення заряду до маси бета-частинки (1900 р.). Він, незалежно від П. Кюрі, виявив фізіологічну дію радіоактивного випромінювання (1901 р.).

Подальші дослідження, які були проведені П. Кюрі і М. Кюрі – Склодовською (лауреати Нобелівської премії 1903 р.), показали, що природна радіоактивність властива не тільки для урану, але й для багатьох важких хімічних елементів.

М. Склодовська – Кюрі також отримала Нобелівську премію з хімії (1911 р.) за відкриття і виділення природного радіоактивного елементу радію.

Радіоактивний розпад має імовірнісний характер, оскільки неможливо передбачити, який саме атом розпадеться. Інтенсивність радіоактивного випромінювання зменшується з часом.

Експериментально було встановлено, що число атомів dN , які розпалися за час dt , пропорційне часу і загальному числу атомів N радіоактивного елемента:

$$dN = -\lambda N dt, \quad (7.8)$$

де λ – стала розпаду. Ця величина пропорційна імовірності розпаду ядра і неоднакова для різних радіоактивних елементів. Знак мінус показує, що число атомів у радіоактивному елементі з часом зменшується.

Інтегрування рівняння (7.8) в межах від $t = 0$ до t дає

$$N = N_0 \exp\{-\lambda t\}, \quad (7.9)$$

де N_0 – число атомів елемента в початковий момент часу $t = 0$;

N – число атомів того ж елемента в момент часу t .

Графічно закон радіоактивного розпаду зображений на рисунку 7.6.

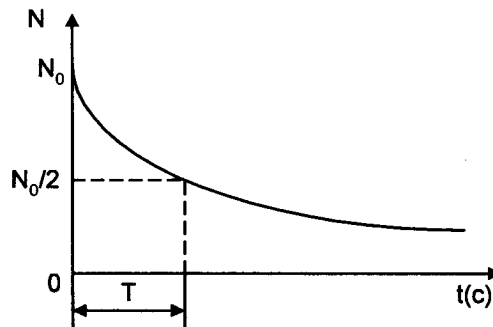


Рис 7.6. Графічне зображення закону радіоактивного розпаду.

Період напіврозпаду T – проміжок часу, за який кількість ядер, які розпалися, зменшується вдвоє. Підставляючи в рівняння (7.9) $N = N_0/2$ і $t = T$, одержуємо зв'язок між T і λ :

$$T = \ln 2 / \lambda = 0,693 / \lambda. \quad (7.10)$$

Величину $\tau = 1/\lambda$ називають середнім часом життя радіоактивного ядра. За середній час життя атомів у збудженому стані приймається час, протягом якого число атомів зменшиться в $e = 2,72$ раза.

Оскільки всі рослини використовують для свого росту вуглекислий газ, який засвоюється ними із атмосфери, частина вуглецю в рослинах дещо радіоактивна. Коли рослина гине, додаткова кількість вуглецю C^{14} у неї не поступає, а той вуглець, який накопичився у тканинах рослини, починає розпадатися. Вимірюючи кількість ізотопів вуглецю C^{14} і C^{12} в органічних археологічних залишках, ми отримуємо дуже чутливий метод датування історичних подій.

7.2.2. Активність. Одиниці активності

Активністю A елемента називається число атомних розпадів, які відбуваються в радіоактивному елементі за одну секунду:

$$A = |-dN/dt|. \quad (7.11)$$

Тоді

$$A = \lambda N_0 e^{-\lambda t} = \lambda N = N \frac{\ln 2}{T}. \quad (7.12)$$

Активність елемента пропорційна кількості атомів елемента і обернено пропорційна періоду напіврозпаду. Активність препарату з часом зменшується за експоненціальним законом.

Розглянемо одиниці активності.

Бекерель (Бк) – така активність ядерного ізотопу, при якій за 1 с відбувається один акт розпаду, $1\text{Бк} = \frac{1}{\text{с}}$.

Резерфорд (Рд): $1\text{Рд} = 10^6 \text{Бк} = 10^6 \frac{1}{\text{с}}$.

Кюрі (Ки). За одиницю активності приймають Кюрі (Ки) – активність такого препарату, в якому за 1с відбуваються $3,7 \cdot 10^{10}$ актів розпаду.

$$1\text{Ки} = 3,7 \cdot 10^{10} \text{ розпадів/с.}$$

Використовують також похідні одиниці від Ки: мКи (мілікюрі) і мкКи (мікрюрі).

$$1\text{мКи} = 10^{-3} \text{ Ки}, 1\text{мкКи} = 10^{-6} \text{ Ки.}$$

Для характеристики активності одиниці маси радіоактивного джерела вводять величину, яка є питомою активністю, що дорівнює відношенню активності ізотопу до його маси (Бк/кг).

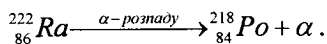
7.2.3. Види радіоактивного розпаду

Альфа – розпад. Альфа-випромінювання – це потік α -частинок, які вилітають із ядер атома. α -частинки складаються із двох протонів і двох нейтронів – це ядра гелію. Швидкість α -частинок $(0,4 \div 2)10^8$ м/с, що відповідає кінетичній енергії від 4 до 8,8 МеВ. Спектр α -випромінювання складається з декількох близько розміщених ліній, тобто лінійчастий.

При α -розпаді “материнське ядро” випускає α частинку і перетворюється в “дочірнє ядро”. Якщо врахувати закон збереження заряду і маси, то реакція має вигляд:



Наприклад, перетворення радону ${}^{222}_{86} \text{Ra}$ в полоній ${}^{218}_{84} \text{Po}$ здійснюється за схемою:



Вперше пояснив α -розпад геніальний фізик Г. Гамов (1904-1968) який народився в Одесі. Він любив підкреслювати, що його родовід походить із запорізьких козаків Лебединців.

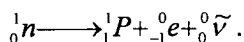
Г. Гамов у 24-річному віці завоював визнання наукового світу своєю теорією α -розпаду. У 1931 р. 27-річний Гамов став членом-кореспондентом АН СРСР.

У 1933 р., перебуваючи на конгресі фізиків у Брюсселі, прийняв рішення не повертатися в СРСР. З 1934 р. працював в США. Його модель атомного ядра у вигляді рідкої краплини привела до створення сучасної теорії ядерних реакцій розщеплення і злиття.

Г. Гамову належить теорія «великого вибуху» Всесвіту, і саме він першим зробив розрахунок генетичного коду. Недооцінений за життя, сьогодні він є одним з найбільш цитованих авторів. І навіть через десятиріччя після його смерті, висунуті ним наукові гіпотези знаходять підтвердження. Серед них гіпотеза про реліктове випромінювання космосу, температуру якого він зумів оцінити, і та, що зірка, яка спалахує, як нова, втрачає 99 % енергії внаслідок випромінювання величезного потоку нейтронів.

Бета-розпад. Існують три різновиди β -розпаду. В першому випадку ядро, яке зазнає радіоактивного розпаду, випускає електрон, в другому – позитрон, а в третьому електрон захоплюється ядром – κ - захоплення (або електронне захоплення).

Електронний β -розпад. Якщо в ядрі є надлишок нейтронів, то відбувається електронний β -розпад ядра, при якому один з нейтронів перетворюється в протон, при цьому утворюються електрон і антинейтрино:



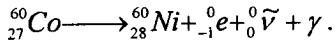
При β -розпаді елемент у періодичній таблиці зміщується на один номер без зміни масового числа. Символічно це зміщення записується так:



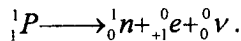
Наприклад, ізоотп калію ${}^{40}_{19}K$ перетворюється в ізоотп кальцію ${}^{40}_{20}Ca$.

β -розпад, так само як і α -розпад, може супроводжуватися випусканням γ -променів. Дочірнє ядро, яке виникає, може перебувати не тільки в нормальному стані, але і в збуджених його станах. Переходячи потім у стан з меншою енергією, ядро випромінює γ -квант.

Наприклад, кобальт ${}_{27}^{60}\text{Co}$ є джерелом γ -квантів великих енергій, які використовуються в медицині з терапевтичною метою:



Позитронний β^+ -розпад. Якщо в ядрі є надлишок протонів, то відбувається позитронний β^+ -розпад ядра, при якому один з протонів перетворюється в нейтрон, при цьому утворюються позитрон і нейтрино:



Для вільного протона такий процес неможливий.

Схема β^+ -розпаду:



Прикладом β^+ -розпаду є перетворення ізотопу фосфору ${}_{15}^{30}\text{P}$ в ізоотоп кремнію ${}_{14}^{30}\text{Si}$.

Експериментально було доведено, що при β -розпаді енергія розподіляється між β -частинкою і нейтрино або антинейтрино.

Швидкість β -частинок змінюється в широких інтервалах. Найбільша їх початкова швидкість порядку $1,6 \cdot 10^8$ м/с. Максимальна кінетична енергія для м'якого β -випромінювання лежить у межах $(0,015 \div 0,05)$ МеВ, а для жорсткого – $(10 \div 12)$ МеВ. Спектр β -випромінювання неперервний. Альфа і бета частинки відхиляються в електричному і магнітному полях (рис. 7.7).

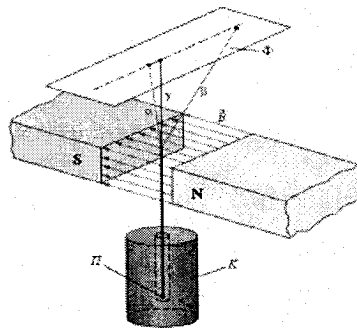


Рис.7.7. Схема досліду з виявлення природи α , β і γ випромінювань. К–свинцевий контейнер, П–радіоактивний препарат, Ф–фотопластина.

K -захоплення або e -захоплення полягає в тому, що ядро поглинає один із електронів, який знаходиться на K оболонці (рідше захоплюється електрон із L - або M -оболонки). В результаті такого ефекту один з протонів перетворюється в нейтрон і випускає нейтрино:

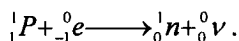


Схема електронного захоплення:



Прикладом K -захоплення є перетворення ізотопу калію ${}^{30}_{19}K$ на ізотоп аргону ${}^{40}_{18}Ar$.

Існує також протонна радіоактивність. При такому виді радіоактивності ядро випускає один або два протони.

Гамма-промені – це потік квантів електромагнітного випромінювання, які мають дуже велику частоту – порядку 10^{20} Гц, що відповідає довжині хвилі порядку 10^{-12} м. Енергія γ -променів для різних радіоактивних речовин змінюється в межах від $0,2$ до $5,0$ MeV або більше.

Глава 7.3. Дозиметрія іонізуючих випромінювань

7.3.1. Види і основні властивості іонізуючого випромінювання

Іонізуючим випромінюванням називаються випромінювання, здатне іонізувати середовище, в якому воно поширюється. До нього відносяться: X -промені (рентгенівські), γ -випромінювання, а також потоки заряджених і нейтральних частинок (електронів, позитронів, нейтронів, α -частинок і інших).

X -промені і γ -випромінювання мають електромагнітну природу і являють собою потік фотонів з високою енергією і відповідно малою довжиною хвилі. Діапазон довжин хвиль для X -променів ($80 \div 10^{-5}$) нм, для

γ -випромінювання $\lambda \leq 0,1$ нм. Для цих видів іонізуючого випромінювання характерна велика проникна здатність, а їх іонізуюча здатність значно менша, ніж у α - і β -частинок. α -частинки – двічі іонізовані атоми гелію. Ядро гелію ${}^4_2\text{He}$ складається з двох протонів і двох нейтронів, початкова кінетична енергія ($4 \div 8,8$) МеВ. Проходячи через речовину α -частинки гальмуються за рахунок іонізації і збудження атомів і молекул, а також дисоціації молекул. Довжина пробігу: α -частинки з високою енергією можуть пройти шар повітря при нормальному атмосферному тиску ($7 \div 9$) см, шар води $\sim 1,5 \cdot 10^{-3}$ см, шар скла $4 \cdot 10^{-3}$ см.

β -частинки – це електрони і позитрони, які випромінюються при β -розпаді ядер. Позитрон (β^+ -частинка) це стійка елементарна частинка, маса якої рівна масі електрона з позитивним елементарним зарядом. Проникна здатність β -випромінювання значно вища, ніж α -випромінювання. Так, β -випромінювання високої енергії пронизує шар алюмінію товщиною 5 мм. Енергія β -частинок лежить в межах від ($0,015 \div 0,05$) МеВ (м'яке β -випромінювання) до ($10 \div 12$) МеВ (жорстке випромінювання).

Нейтрони – це нейтральні елементарні частинки. У вільному стані нейтрон нестабільний і має час життя близько 16 хв. Разом з протонами нейтрони входять до складу ядра; в ядрі нейтрон є стабільною частинкою. Нейтронне випромінювання має велику проникну здатність.

Джерелом іонізуючих випромінювань є природна і штучна радіоактивність. Радіоактивність – самочинне перетворення (розпад) атомних ядер, яке приводить до зміни їх атомного номера (якщо випромінюються заряджені частини) або масового числа при випромінюванні нейтральних частинок. Зміна атомного номера приводить до перетворення одного хімічного елемента в інший: при зміні масового числа проходить перетворення ізоотопів даного елемента. До явища радіоактивності відноситься також зміна енергетичного стану ядер, яке супроводиться γ -випромінюванням, при цьому склад ядер не змінюється.

Природні джерела випромінювань розподіляють на дві категорії: зовнішнього і внутрішнього опромінення. До зовнішніх відносяться: космічне випромінювання, сонячна радіація, випромінювання земної кори і повітря. Внутрішнє опромінення обумовлено тими природними радіоактивними речовинами, які попадають всередину організму: уран, радій та інші. Природні джерела створюють природний фон Землі. Середнє значення потужності поглинутої дози в повітрі на висоті 1 м від поверхні Землі складає $(4,85 \pm 1,1) \times 10^{-8}$ Гр/год.

7.3.2. Механізм взаємодії іонізуючого випромінювання з речовиною

Дія іонізуючого випромінювання на речовину приводить до:

- збудження атомів і молекул;
- іонізації або рекомбінації атомів і молекул;
- появи нового випромінювання;
- виникнення нових радіонуклідів.

В ядерній фізиці розрізняють іонізаційні і радіаційні витрати. Іонізаційні витрати залежать від виду частинки, її енергії, властивостей середовища: густини і товщини шару речовини, з якою вони взаємодіють. Частинки, які мають велику швидкість, іонізують речовину слабо, оскільки вони не встигають передати свою енергію навколишнім електронам. Навпаки, при малій швидкості частинки проводять сильну іонізацію. Частинки з великою масою мають дуже малий пробіг.

Існують деякі особливості проходження електронів через речовину. Вони пов'язані з тим, що з усіх заряджених частинок у них найменша маса. Електрони малої енергії при зіткненні з електронами, а тим більше з ядрами атомів середовища, часто сильно змінюють напрям свого руху, а в той же час важкі частинки при зустрічі з електронами не змінюють свого напрямку. Якщо товщина шару менша довжини пробігу важких частинок в речовині, то із нього практично виходять всі частинки, які попадають в речовину. При

товщині шару, більшій за довжину пробігу, важкі частинки зовсім не виходять із нього. Якщо електрони володіють великою енергією, то, згідно з теорією відносності, їх маса збільшується і вони ведуть себе подібно до важких частинок.

Розглянемо особливості взаємодії α , β -частинок і γ -випромінювання з речовиною.

Альфа-частинки з енергією 1 МеВ здатні іонізувати середовище і проникають в організм на малу глибину ($10 \div 100$) мкм. Пролітаючи через речовину, α -частинки гублять свою енергію, затрачаючи її на іонізацію атомів і молекул речовини. Зрештою α -частинка захоплює два електрони і перетворюється в атом гелію. Альфа-частинки повністю поглинаються, наприклад, шаром алюмінію товщиною 0,06 мм або шаром біологічної тканини чи листком паперу.

Для утворення однієї пари іонів у повітрі необхідно затратити енергію 31МеВ. Таким чином, α -частинка утворює на своєму шляху 10^5 пар іонів/м.

Бета-частинки мають меншу іонізуючу здатність, але більшу проникність у повітрі, яка сягає 10–15 мм при тій же енергії.

Пробіг β -частинок великої енергії в повітрі – 4 см, в алюмінії – 2 см, а в біологічних тканинах – приблизно 6 см. Захиститися від β -частинок можна металевими або пластмасовими листами відповідної товщини.

Гамма-промені поглинаються атомами речовини і вибивають із них електрони, які потім беруть участь в іонізації. Взаємодія γ -квантів великої енергії ($0,02 \div 10$ МеВ) приводить до фотоэффекту, комптон-ефекту і утворення пари позитрон-електрон.

Гамма-промені мають найбільшу проникну здатність. Жорсткі γ -промені проходять через свинець товщиною 5 см або шар повітря товщиною в декілька сотень метрів, пронизують все тіло людини.

Особливості взаємодії α , β -частинок і γ -випромінювання з речовиною показані на рисунку 7.8.

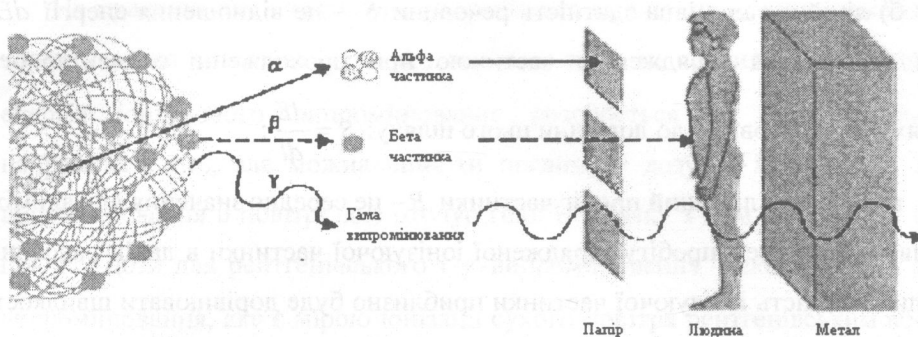


Рис. 7.8. Три типи випромінювання і їхня проникна здатність.

Іонізуюча здатність γ -променів невелика; в повітрі утворюється 100 пар іонів (в середньому 1–2 іони на 1 см пробігу).

Що стосується взаємодії нейтронного випромінювання з речовиною, то слід відмітити, що у зв'язку з відсутністю заряду первинна іонізуюча здатність потоку нейтронів низька, проникна – відповідно висока. В результаті взаємодії нейтронів з ядрами атомів утворюються заряджені частини і γ -випромінювання. Іонізуючий ефект від дії нейтронів на речовину є наслідком вторинних процесів. При співударі нейтронів з ядрами атомів може проходити пружне розсіювання і захоплення нейтронів ядром (радіаційне захоплення). При пружному співударі, особливо з ядрами легких елементів, нейтрони передають частину кінетичної енергії. Ядро, яке називається ядром віддачі, за рахунок одержаної енергії викликає вторинну іонізацію. Оскільки тканини організму містять багато води, то нейтрони можуть викликати у них значну іонізацію.

Взаємодія заряджених частин (α і β) з речовиною кількісно оцінюється такими характеристиками:

а) лінійна густина іонізації – це відношення числа dn іонів одного знаку, утворених зарядженою іонізуючою частиною на елементарному шляху dl , до

цього шляху: $i = \frac{dn}{dl}$;

б) лінійна гальмівна здатність речовини S – це відношення енергії dE , яка втрачається зарядженою частиною при проходженні елементарного шляху dl в речовині, до довжини цього шляху: $S = \frac{dE}{dl}$;

в) середній лінійний пробіг частинки R – це середнє значення віддалі між початком і кінцем пробігу зарядженої іонізуючої частинки в даній речовині. Коли швидкість іонізуючої частинки приблизно буде дорівнювати швидкості теплового руху, то вона втрачає свою активність.

7.3.3. Дозиметрія іонізуючих випромінювань

Дозиметрія – це галузь прикладної ядерної фізики, в якій вивчають фізичні величини, котрі характеризують дію іонізуючого випромінювання на різні об'єкти, а також методи і прилади для їх вимірювання. Дія іонізуючого випромінювання перш за все визначається поглинутою дозою.

Поглинута доза – це універсальне поняття, яке характеризує результат взаємодії поля іонізуючого випромінювання і середовища, на яке воно діє. Між поглинутою дозою і радіаційним ефектом існує пряма залежність: чим більша поглинута доза, тим більший радіаційний ефект.

Поглинута доза випромінювання D_n (або просто доза випромінювання) – це кількість енергії іонізуючого випромінювання, яка поглинається одиницею маси опроміненої речовини.

D_n залежить від природи і властивостей випромінювання (зокрема, від енергії частинок), та від природи речовини, в якій воно поглинається, і пропорційна часу опромінення. Одиницею вимірювання поглинутої дози випромінювання в системі СІ є грей (Гр), $1\text{Гр}=1\text{Дж/кг}$. Застосовується також позасистемна одиниця, яка називається рад (Radiation Absorbed Dose). Співвідношення між греєм і радом таке: $1\text{Гр}=100\text{ рад}$. Відношення дози до часу опромінення, називають потужністю дози. В системі СІ потужність дози вимірюється в Гр/с, позасистемна одиниця – рад/с.

На практиці для визначення радіаційного ефекту практично неможливо користуватися вимірюванням D_n , оскільки тіло, як правило, неоднорідне і енергія іонізуючого випромінювання розсіюється по всіх можливих напрямках і т.п., але можна оцінити поглинуту дозу за іонізуючою дією випромінювання в повітрі, яке оточує тіло. В зв'язку з цим вводять ще одне поняття дози для рентгенівського і γ -випромінювання – експозиційну дозу випромінювання, яка є мірою іонізації сухого повітря рентгенівським або γ -випромінюванням при нормальному атмосферному тиску.

За одиницю експозиційної дози прийнято Кл/кг. На практиці частіше використовують позасистемну одиницю, яку називають рентгеном (Р). Рентген – експозиційна доза рентгенівського або γ -випромінювання, при якій в результаті повної іонізації в 1 см^3 повітря при нормальних атмосферних умовах (0°C і 760 мм рт. ст.) утворюється $2,8 \cdot 10^9$ пар іонів. Одиницею потужності експозиційної дози є 1А/кг, а позасистемною одиницею – 1Р/с.

Для переходу в розрахунках від експозиційної дози $D_{\text{екс}}$, як характеристики взаємодії поля і опроміненого середовища, необхідно знати властивості цього середовища і врахувати, що поглинута доза пропорційна падаючому іонізуючому випромінюванню. Зв'язок між цими величинами має наступний вигляд:

$$D_n = f \cdot D_{\text{екс}}, \quad (7.17)$$

де f – коефіцієнт пропорційності, який залежить від складу опромінюваної речовини і енергії фотонів. Для води і м'яких тканин тіла людини $f = 1$, тобто доза випромінювання в радах чисельно рівна відповідній експозиційній дозі в рентгенах. Це обумовлює використання позасистемних одиниць рада і рентгена. Для повітря $f = 0,88$, для кісткової тканини із збільшенням енергії фотона f зменшується від 4,5 до 1. Це значить, що при одній і тій же експозиційній дозі повітрю буде передана енергія менша, ніж

воді, а воді менша, ніж речовині, яка складається із елементів середини таблиці Менделєєва.

Оскільки $D_{екс}$ характеризує поле випромінювання, а воно, в свою чергу, залежить від активності A радіопрепарату, то можна встановити зв'язок між потужністю експозиційної дози на відстані від джерела, і його активністю. Цей зв'язок задається виразом:

$$\frac{D_{екс}}{t} = \frac{K_{\gamma} \cdot A}{r^2} \quad (7.18)$$

де K_{γ} – гамма-стала, яка характерна для даного радіонукліда, таблична величина – враховує той факт, що енергія γ -кванта різна у різних радіонуклідів.

7.3.4. Біологічна дія іонізуючого випромінювання. Еквівалентна доза

Виявилось, що для живих організмів потрібно врахувати при переході від $D_{екс}$ до D_n не тільки склад тканин і енергію частин (коефіцієнт f), але й тип випромінювання – рентгенівське, нейтронне, γ -випромінювання тощо. Одні і ті ж поглинуті дози випромінювання різної природи по різному діють на живий організм. Крім того, виявилось, що радіобіологічний ефект залежить не тільки від поглинутої дози, але й від деяких інших факторів. Основним серед них слід вважати лінійну густину іонізації.

Для кількісної оцінки цього фактора введено поняття коефіцієнта відносної біологічної ефективності або коефіцієнта якості випромінювання. Цей коефіцієнт показує, у скільки разів ефективність біологічної дії даного виду випромінювання більша, ніж рентгенівського або γ -випромінювання, при однаковій поглинутій дозі в тканинах. Так, при вивченні катаракти, яка виникає при опроміненні, показано, що ця хвороба при дії γ -випромінювання, виникає при дозі 200 рад, а при дії швидких нейтронів при дозі 20 рад. Таким чином, для швидких нейтронів коефіцієнт якості рівний 10.

В таблиці 7.1 наведені значення коефіцієнта якості для деяких видів іонізуючого випромінювання.

Таблиця 7.1. Значення коефіцієнта якості для деяких видів іонізуючого випромінювання.

Вид іонізуючого випромінювання	Значення коефіцієнта якості
Рентгенівське (X-промені), і γ -випромінювання	1
α -випромінювання	20
Нейтрони з енергією 0,1-10 MeV	10
Нейтрони з енергією 20 кеВ (теплові)	3

Поглинута доза разом з коефіцієнтом якості дає уявлення про біологічну дію іонізуючого випромінювання. В зв'язку з цим в радіобіології і радіаційній дозиметрії з'явилось нове поняття – еквівалентна доза $D_{екв}$.

$$D_{екв} = K \cdot D_n \quad (7.19)$$

де K – коефіцієнт якості. Оскільки K – безрозмірний коефіцієнт, то еквівалентна доза випромінювання має ту ж розмірність, що й поглинута доза, але називається зівертом (Зв), на честь відомого шведського радіолога Рольфа Зіверта. Позасистемною одиницею вимірювання $D_{екв}$ є біологічний еквівалент рентгена – бер; 1 бер – 10^{-2} Зв. Еквівалентна доза в берах рівна поглинутій дозі в радах, помноженій на коефіцієнт якості: 1 бер = K 1 рад.

У випадку сумарної дії α - і β -випромінювання, що характерно для забрудненої місцевості після аварії ядерного реактора, можна користуватись вимірюванням поглинутої дози і потім переводити її в еквівалентну дозу $D_{екв}$. Практично в таких випадках завжди вимірюють потужність експозиційної дози $D_{екс}$ в мР/год або мкР/с.

Радіаційну загрозу радіоактивної речовини зручно оцінювати за активністю, яка вимірюється в Кюрі (Ки) або бекерелях (Бк).

Знаючи активність джерела можна розраховувати потужність експозиційної дози на різних відстанях від нього і таким чином визначити допустимий час перебування в цьому полі.

Ступінь радіаційного впливу на людину іонізуючого випромінювання і радіонуклідів, які накопичуються в окремих органах і тканинах, визначається дозами зовнішнього і внутрішнього опромінення. Характер накопичення радіонуклідів в організмі і його окремих органах і тканинах залежить від швидкості їх поступлення з харчовими продуктами, водою і повітрям в шлунково-кишковий тракт або легені, засвоєння і розподілу їх в органах або тканинах, часу їх утримання у них тощо.

Для розрахунку дози опромінення необхідно знати деякі фізіологічні параметри, які характеризують обмінні процеси в організмі. Міжнародна комісія із радіаційного захисту рекомендує використовувати при таких розрахунках наступні величини: хвилинний об'єм дихання; кількість повітря, яку вдихає людина; споживання води; водний баланс. Кількісна інформація про радіобіологічні ефекти для людини наведена в таблиці 7.2.

Таблиця 7.2. Клінічні наслідки опромінення людини.

Доза опромінення, бер	Тип опромінення	Наслідок опромінення
25	все тіло	Клінічні симптоми не проявляються
50	все тіло	Тимчасове зменшення кількості лімфоцитів
100	все тіло	Млявість у всьому тілі, значне зменшення лімфоцитів
150	все тіло	Смертність – 5 %; “похмілля” від опромінення – 50 %
200	все тіло	Значне зменшення лейкоцитів
400	все тіло	Смертність 50 % за 10 діб
600	все тіло	Смертність 90 % за 14 діб
800	все тіло	Смертність 100 %

Наведемо ще деякі додаткові відомості:

0,011 мбер/год – потужність дози обумовлена природною радіоактивністю Землі і космічним випромінюванням, тобто природний фон Землі;

100 мбер – фонове опромінення за рік;

500 мбер – допустиме опромінення населення в нормальних умовах за рік.

Доза в 600 рад (6 Зв або 6 Гр) для γ - або рентгенівського випромінювання (одноразове опромінення) є смертельною для людини, проте відносна кількість іонів, які утворюються при такій дозі, невелика. Цій дозі відповідає близько 1000 іонів/см^3 тканини, що в перерахунку на іонізацію молекул води складає лише одну іонізовану молекулу води на 10 мільйонів молекул. Таким чином, прямою іонізацією (без врахування вторинних ефектів) не можна пояснити шкідливої дії випромінювання.

Основним процесом, який пояснює біологічну дію випромінювання, є втрати поглинутої енергії на розрив хімічних зв'язків з утворенням високоактивних в хімічному відношенні збуджених молекул, іонів радикалів. Розглядаючи первинні фізико-хімічні процеси в організмі при дії іонізуючих випромінювань слід врахувати дві принципово різні можливості взаємодії з молекулами води (радіоліз води) і з молекулами органічних сполук. Сполуки, які отримуються в результаті опромінення, взаємодіють з іншими молекулами біологічної системи, що приведе до порушення мембран, клітин і функцій всього організму, тобто буде генеруватися ряд процесів, які в своїй сукупності складають радіаційний синдром.

Розглядаючи питання про радіобіологічні ефекти слід відмітити, що сприйнятливість до дії іонізуючих випромінювань різна у різних тканин і органів людини. Неоднакова радіостійкість різних тканин організму пояснюється особливостями тканинних клітин.

При опроміненні організму його витривалість і ступінь прояву синдрому визначається виходом за межі норми функціонування найбільш пошкоджених тканин і органів, які відіграють визначальну роль в

життєдіяльності організму. Такі тканини і органи відносять до критичних, серед них виділяють наступні три групи:

1 група – червоний кістковий мозок, гонади;

2 група – щитоподібна залоза, печінка, легені, нирки, селезінка, шлунково-кишковий тракт, м'язи, кришталік очей;

3 група – кісткова тканина, шкіра, передпліччя, стопи.

У людини радіаційне пошкодження має системний характер і проявляється по різному, залежно від рівня дози опромінення. За клінічною картиною при гострій променевої хворобі виділяють три патогенетичних механізми променевого пошкодження:

– при малих дозах критичною тканиною є кістковий мозок, пошкодження якого впливає на процес кровотворення;

– при більш високих дозах відбувається радіаційне пошкодження тканин шлунково-кишкового тракту;

– при високих дозах наступають загальні церебральні порушення.

Все, що згадувалось вище, стосується зовнішнього опромінення. Розглянемо тепер вплив внутрішнього опромінення – процесу, при якому джерело опромінювання знаходиться всередині людського організму, попадаючи туди при диханні, з їжею, а також через пошкоджену шкіру. Внутрішнє опромінення має ряд особливостей, внаслідок яких воно в багато разів шкідливіше за зовнішнє при одних і тих же кількостях радіонуклідів.

Різка збільшення часу опромінення тканин організму, оскільки на відміну від зовнішнього опромінення, при якому доза визначається часом перебування в зоні дії радіоактивного випромінювання, при внутрішньому опроміненні цей час збігається з часом перебування радіоактивної речовини в організмі. Деякі речовини, такі як радій-226 (Ra^{226}) або плутоній-239 (Pu^{239}) з організму практично не виводяться і опромінення здійснюється протягом всього життя.

Доза внутрішнього опромінення різко зростає через практично нескінченно малу віддаль до тканини, яка опромінюється, із збільшенням тілесного кута до 4π .

Введення радіоактивних речовин в організм означає виключення поглинання α -частинок роговим шаром шкіри і переводить α -активні речовини із розряду повністю безпечних при зовнішньому опроміненні в розряд найбільш шкідливих.

Радіоактивні речовини розподіляються по тканинах організму не рівномірно, а селективно, концентруючись в окремих тканинах, підсилюючи їх локальне опромінення.

У випадку внутрішнього опромінення немає можливості застосувати методи захисту, які розроблені для зовнішнього опромінення.

Кількісні значення гранично допустимих доз при внутрішньому опроміненні були встановлені на основі аналізу радіаційних пошкоджень. Дозові межі розраховані, виходячи із уявлень про недопустимість поглинання протягом всього життя більше 1 мкг радію. При розрахунках гранично допустимих концентрацій всіх інших радіонуклідів, які вводяться в організм при диханні, споживанні води, харчових продуктів, використовується ця величина.

За характером розподілу в організмі людини радіонукліди поділяються на три групи:

- а) переважно накопичуються в скелеті – Sr^{90} , Y^{90} , Ra^{226} , U^{239} , P^{239} ;
- б) переважно накопичуються в кровотворних органах і лімфатичній системі – Au^{198} , P^{239} ;
- в) рівномірно розподіляються по всіх органах і тканинах – H^3 , C^{14} , C_3^{137} , Ru^{103} .

Слід окремо виділити йод, як речовину, яка надзвичайно селективно відкладається в щитоподібній залозі. При розрахунках допустимих величин внутрішнього опромінення використовують ефективну сталу розпаду або ефективний період, які враховують виведення радіоактивної речовини з

організму двома шляхами: за рахунок розпаду і в результаті звичайних процесів виділення.

При внутрішньому опроміненні слід враховувати межу річного постушення радіонуклідів в організм людини. Крім цього критерію існує ще гранично допустимий вміст радіонуклідів в так званих критичних органах, опромінення яких несе максимальну шкоду здоров'ю людини. Виходячи з цього, встановлені граничні концентрації радіонуклідів в повітрі, воді і харчових продуктах. Причому ці величини малі для повітря, значно менші, ніж для води і продуктів. Як приклад, приведемо граничні концентрації (кюри на літр) деяких радіонуклідів:

Ra^{226} в повітрі – 1×10^{-14} ; у воді – 5×10^{-11} ;

Sr^{90} в повітрі – 1×10^{-11} ; у воді – 1×10^{-8}

7.3.5. Використання радіоактивного випромінювання в медицині

Радіоактивне випромінювання в медицині використовується головним чином з діагностичною та лікувальною метою.

Для діагностики цілого ряду захворювань використовують радіоактивні ізотопи – мічені атоми. Суть методу мічених атомів полягає в тому, що в організм вводять радіоактивні ізотопи і визначають їх розподіл та локалізацію в різних частинах тіла. Радіоактивні ізотопи є джерелами γ - випромінювання, розподіл інтенсивності якого реєструють за допомогою гамма-топографа. Наприклад, для діагностики захворювань щитоподібної залози застосовують ізотопи $^{125}_{53}\text{I}$ або $^{131}_{53}\text{I}$, які мають здатність концентруватися в цій залозі.

За швидкістю збільшення концентрації радіоактивного йоду можна судити про зміни в роботі щитоподібної залози, а також виявити метастази у випадку її ураження раком.

Радіоізотопна діагностика (РД) – це розпізнавання патологічних змін в організмі людини за допомогою радіоактивних сполук, яке ґрунтується на реєстрації та вимірюванні випромінювання від введених в організм

препаратів. З їх допомогою вивчають роботу органів і систем, обміну речовин, швидкість руху крові тощо.

В радіоізотопній діагностиці використовують два способи:

1) хворому вводять радіофармацевтичний препарат із подальшим дослідженням його руху або його концентрації в органах та тканинах;

2) в пробірку з досліджуваною кров'ю додають мічені речовини, оцінюючи їх взаємодію. Це так званий скринінг-тест для раннього виявлення різних захворювань у необмеженого контингенту пацієнтів.

Показаннями до радіоізотопного дослідження є захворювання залоз внутрішньої секреції, органів травлення, а також кісткової, серцево-судинної, кровотворної систем, головного та спинного мозку, легень, органів виділення, лімфатичного апарату. Його проводять не тільки при підозрі на якусь патологію, але й при відомому захворюванні для уточнення ступеня ураження та оцінки ефективності лікування. Протипоказань для радіоізотопного дослідження немає, існують лише деякі обмеження. Велике значення має порівняння радіоізотопних, рентгенологічних та ультразвукових даних.

Розрізняють шість основних методів радіоізотопної діагностики:

1. Клінічна радіометрія.
2. Радіографія.
3. Радіометрія всього тіла.
4. Сканування та сцинтиграфія.
5. Визначення радіоактивності біологічних проб.
6. Радіоізотопне дослідження біологічних проб у пробірці.

Значно точніше, ніж за допомогою гамма-топографа, розподіл радіоактивних ізотопів в організмі можна визначити методом авторадіографії. В цьому методі на досліджувану частину тіла наносять шар високочутливої фотоемульсії. Ізотопи, які знаходяться в даній частині тіла залишають слід – почорніння фотоемульсії у відповідному місці (рис. 7.9).

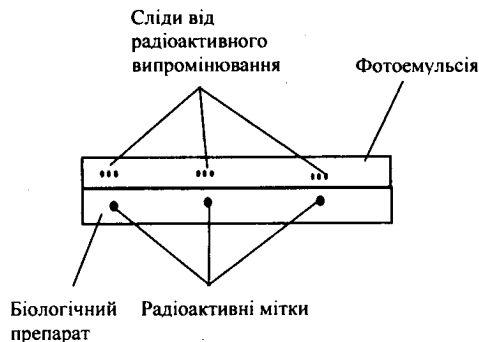


Рис. 7.9. Авторадіограма.

Отриманий знімок називають радіоавтографом або авторадіограмою.

Гамма-випромінювання радіоактивних ізотопів використовується для лікування злоякісних пухлин (гамма-терапія). Гамма-установка складається з так званої "кобальтової гармати" – спеціального опромінювача, яким є ^{60}Co у захисному контейнері, та стола пацієнта. Використання γ -випромінювання високої енергії дозволяє руйнувати глибоко розташовані пухлини не пошкоджуючи поверхневі тканини.

Також з лікувальною метою використовують α -частинки у радоновій терапії. Мінеральні води, що містять $^{222}_{86}\text{Rn}$ та його дочірні продукти використовують для лікування шкіри (ванни), органів дихання (інгаляції), органів травлення (пиття). В онкології застосовують комбінацію α -частинок з потоками нейтронів. У пухлину вводять елементи, ядра яких під впливом потоків нейтронів спричиняють ядерну реакцію з утворенням α -частинок в тій ділянці органа, яку потрібно піддати дії радіації.

Глава 7.4. Електробезпека медичної техніки

7.4.1. Система електробезпеки

Широке використання електроенергії в усіх галузях діяльності людини, стрімкий ріст енергозабезпечення праці, різке збільшення кількості

електроприладів у побуті та на виробництві, природно, спричинили підвищення небезпеки ураження людини електричним струмом.

Електричний струм не має будь-яких фізичних ознак або властивостей, за якими людина могла б його відчувати органами чуття, що збільшує його небезпеку для людини. Електротравматизм складає значну частину в загальному числі нещасних випадків. Фахівцям-електрикам і звичайним користувачам відома велика кількість випадків загибелі або тяжкого ураження людей внаслідок удару електричним струмом, або пожеж, викликаних несправностями електроустаткування та електропроводки.

Поріг відчутного струму – мінімальна величина струму, подразнювальна дія якого відчувається людиною. Його величина залежить від місця дотику та площі контакту. При змінному струмі низької частоти початкові відчуття проявляються у вигляді тремтіння, пульсування, поколювання в місці контакту.

Величина порогу відчутного струму повинна враховуватися при використанні різного роду електродів, давачів діагностичних пристроїв, тому що з їх допомогою тіло людини вмикається у вимірювальне коло, через яке протікає невеликий вимірювальний струм. При цьому хворий не повинен відчувати будь-яких чи неприємних відчуттів.

Порогові відчуття – перша реакція організму на дію електричного струму. При силі струму 3 – 5 мА частотою 50 Гц, що проходить через два електроди, один з яких людина тримає в руці, а другий – накладений на плече, подразнювальна дія відчувається кистю руки. При силі струму 8 – 10 мА м'язи всієї руки мимоволі скорочуються, виникає відчуття сильного болю. При цьому рука згинається і людина, при подальшому збільшенні струму, не може її розтиснути та самостійно звільнитися від затиснутого провідника. Такий струм називається пороговим „невідпускаючим” струмом. Його середня величина дорівнює: для чоловіків 15,9 мА, для жінок – 10,5 мА при частоті 60 Гц. Як критерії при розгляді питань електробезпеки ці величини не придатні. Якщо за достатню величину прийняти 0,5 % всіх

випадків вимірювань на добровольцях, то величина порогового „невідпускаючого” струму, складе 9 мА для чоловіків і 6 мА для жінок.

При силі струму 25 – 50 мА з частотою 50 Гц, що протікає через тіло (рука – рука, рука – нога), виникає скорочення м'язів грудної клітки, внаслідок чого ускладнюється або цілком припиняється дихання. Струм промислової частоти, що перевищує значення 50 мА, якщо його дія охоплює ділянку серця, при тривалому впливі викликає порушення діяльності серця. При величині струму більш 100 мА ймовірність таких порушень дуже велика.

7.4.2.Критерії електробезпеки

Встановлено, що при впливі електричного струму на організм людини, найбільш вразливим органом є її серце. Фібриляція (довільні скорочення м'язів) серця можуть виникати навіть при малих значеннях струму. Відпали версії про асфіксію, параліч м'язів, ураження мозку як причини летального результату при електроураженні. Також було встановлено, що результат впливу електричного струму на організм людини залежить не тільки від значення струму, але і від тривалості його протікання, шляху струму через тіло людини, частоти струму, а також, у меншій мірі, від форми кривої, коефіцієнта пульсацій та інших факторів.

Електричний опір тіла людини залежить від вологості шкіри, розміру поверхні контакту, шляху протікання струму по тілу, індивідуальних особливостей організму й інших факторів. Відомо, що опір внутрішніх органів людини не перевищує 500 – 600 Ом. Опір шкіри у вологому стані вкрай малий – 10-20 Ом. При визначенні умов електробезпеки в електроустановці за розрахунковий прийнято опір тіла людини 800 – 1000 Ом. Через невизначеність реального значення опору тіла людини для розрахункової оцінки небезпеки електроураження в електроустановці як критерій прийнято використовувати струм через тіло людини, а не напругу, прикладену до нього.

На рисунку 7.10 наведені результати, які отримані експериментально та опрацьовані методами математичної статистики, залежність "відпускаючого" струму від індивідуальних особливостей людини (А – експериментальні дані для групи з 28 випробовуваних жінок, Б – для групи з 134 чоловіків). Графічно представлена область гранично допустимих значень струму та тривалості його протікання через людину, при яких, з ймовірністю 99,5 % не виникає фібриляція серця (А – область недопустимих значень), (рис. 7.11)

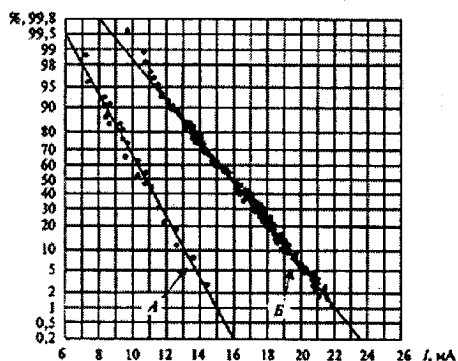


Рис. 7.10. Залежність порогового „відпускаючого” струму від індивідуальних особливостей піддослідного.

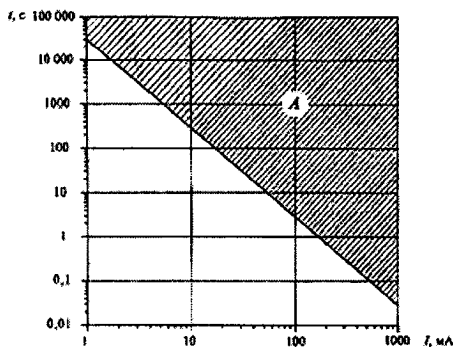


Рис. 7.11. Графічна інтерпретація граничних параметрів впливу струму залежно від часу впливу, які не викликають фібриляцію серця.

За експериментальними даними, отриманими секцією електробезпеки Науково-технічного товариства Електротехнічної промисловості, струм, величиною 65 мА частотою 50 Гц прийнятий як допустимий протягом однієї секунди. Величини струму при інших тривалостях складають:

Час впливу, с	0,2	0,5	0,7	1,0	більше 1, до 30
Струм, мА	250	100	75	65	6

Ці величини є основою для розрахунків різних захисних заходів, але не враховують можливості мікрошоку (при введеному в серце мікроелектроді), що може виникнути при струмах, на три порядки менших. Аналіз випадків ураження осіб з введеним у серце електродом показав, що мікрошок може виникнути при струмі в 270 мкА. Питання про мінімальну величину струму витoku, що повинна забезпечувати апаратура, поки остаточно не вирішене. З погляду максимальної безпеки цей струм не повинен перевищувати 100 – 500 мкА. У багатьох документах зазначена величина 10 мкА, але йде перегляд цього значення в бік збільшення до 50 мкА. Розглянуті види дії електричного струму характеризувалися його граничними величинами. У багатьох випадках необхідно знати величини напруги, що можуть створити в колі, частиною якого є тіло людини, граничні струми. Для цього необхідно знати опір тіла людини. Опір тіла людини між двома електродами можна подати у вигляді двох частин, що істотно відрізняються за величиною: опір шкіри під кожним з електродів і опір внутрішніх тканин і органів.

Питомий опір шкіри має величину 10^6 – 10^7 Ом/см. Величина опору пояснюється наявністю на поверхні ороговілих клітин. Відповідно, опір визначеної ділянки шкіри залежить від товщини рогового шару. На долонях, наприклад, його товщина складає від 0,1 до 1,5 мм, а на спині не перевищує 0,04 мм. Відповідно, опір 1 см² шкіри знаходиться в межах від десятків до сотень кілоом. Однак, опір зовнішнього рогового шару залежить від багатьох причин, і найчастіше падає значно нижче зазначених. Особливо сильно на ізолювальних властивостях шкіри позначається вологість.

З погляду електробезпеки велике значення має малий опір шкіри під різного роду електродами, що накладаються на тіло пацієнта з діагностичною або терапевтичною метою. Шкіру протирають спиртом, або наносять

струмопровідну пасту, або на електроди накладають тканинну прокладку, змочену фізіологічним розчином (терапія низькочастотними струмами) або розчином лікарських речовин (електрофорез). В результаті багатьох вимірювань встановлено, що величина опору внутрішніх тканин знаходиться в межах 1 кілоома. Ця величина прийнята для розрахунків у більшості випадків.

Тепер про характеристики, які повинна забезпечувати апаратура. Відповідно до рекомендацій МЕК: допустимі струми витоку на корпус 10 мкА в робочому стані приладу і 100 – 500 мкА – у несправному. Струм витоку на пацієнта – від 10 мкА до 100 мкА в робочому стані приладу, а при несправному (обрив заземляючого провода, однополюсне відключення мережі) – від 50 мкА до 500 мкА.

При застосуванні електронної фізіотерапевтичної апаратури проблема електробезпеки найбільш актуальна. Застосування електричної енергії з лікувальною метою завжди пов'язане з можливостями помилкового дозування, неправильної послідовності ввімкнення тощо. Найважливіший фактор, що визначає безпеку застосування апаратури, – співвідношення між максимальною потужністю (струмом, напругою) та її величиною, яка використовується при проведенні процедури. Було б невірною, наприклад, проводити процедуру при струмі не більше декількох міліампер за допомогою апарата, розрахованого на максимальний струм 50 мА. У зв'язку з цим створюються апарати для більш вузького кола лікувальних процедур, а також вводиться переключення максимальної потужності (струму, напруги).

Характерною рисою низькочастотних фізіотерапевтичних апаратів, призначених для впливу постійним, змінним або імпульсним струмом, є контактне накладання електродів на тіло пацієнта. При цьому, для забезпечення гарного контакту і виключення опіків продуктами електролізу, під металевий електрод підкладають зволожену прокладку. Електрод фіксують на тілі пацієнта. Таким чином, пацієнт безпосередньо та досить

"надійно" ввімкнений у вихідне коло апарата, що ставить високі вимоги до ізоляції вихідного кола від інших і, насамперед, від мережевого.

Крім небезпеки ураження напругою мережі живлення, необхідно враховувати можливість аварійних режимів у вторинних колах. При цьому варто враховувати, що, у більшості випадків, пацієнт вмикається як навантаження, послідовно з джерелом живлення та вихідним елементом (лампюю або транзистором). При випадковому виході з ладу вихідного елемента (замикання електродів лампи або пробій транзистора), струм у колі пацієнта повинен бути обмежений внутрішнім опором джерела або додаткових резисторів до величини, що несуттєво перевищує номінальний струм апарату.

З огляду на те, що при деяких процедурах використовується незначна частина номінального струму, його непередбачене зростання має бути виключене.

Додатки

Основні одиниці SI

Величина			Одиниця				
назва	сим-вол	роз-мір-ність	назва	позначення		рекомендовані кратні та частинні одиниці	
				укр.	міжн.	укр.	міжн.
Довжина	l, L	L	метр	м	m	км; см; мм; мкм; нм; пм; фм	km; cm; mm; μm; nm; pm; fm
Маса	m	M	кілограм	кг	kg	кг; г; мг; мкг	kg; g; mg; μg
Час	t, T	T	секунда	с	s	кс; мс; мкс; нс	ks; ms; μs; ns
Сила електричного струму	I	I	ампер	A	A	кА; мА; мкА; нА	kA; mA; μA; nA
Термодинамічна температура	T, Θ	Θ	кельвін	K	K	МК; кК; мК; мкК	MK; kK; mK; μK
Сила світла	I_v	J	кандел	кд	cd		
Кількість речовини	N	N	моль	моль	mol	кмоль; ммоль; мкмоль	mol; mmol; μmol

Примітка 1. Одиницю Кельвін та її позначення K можна використовувати для вираження інтервалу чи різниці температури.

Примітка 2. Додатково до термодинамічної температури (символ T), поданої у кельвінах, використовують температуру за Цельсієм (символ t), яка визначається співвідношенням $t = T - T_0$, де за визначенням $T_0 = 273,15$ К. Дозволено використовувати вираз “температура за Цельсієм” та одиницю “градус Цельсія”. За розміром градус Цельсія дорівнює кельвіну. Інтервал чи різницю температур за Цельсієм можна виражати у кельвінах так само, як у градусах Цельсія.

**Розмірність деяких фізичних величин, які найчастіше застосовують
у медико-біологічних дослідженнях**

Фізична величина	Позначення	Визначальне рівняння	Розмірність	Позначення одиниці в SI	
				укр.	міжн.
Площа	S, A	$S = a^2$	L^2	m^2	m^2
Частота	ν	$\nu = 1/T$	T^{-1}	Гц	Hz
Об'єм	V	$V = a^3$	L^3	m^3	m^3
Сила	F	$F = m \cdot a$	$LM T^{-2}$	Н	N
Тиск	P	$P = F / S$	$L^{-1} M T^{-2}$	Па	Pa
Осмотичний тиск	Π	$\Pi = C_B R T$	$L^{-1} M T^{-2}$	Па	Pa
Енергія, робота	E, A	$A = F d$	$L^2 M T^{-2}$	Дж	J
Гradient температури	$grad T$	$grad T = dT / dl$	$L^{-1} \theta$	К/м	K/m
Теплоємність	C	$C = \Delta Q / \Delta T$	$L^2 M T^{-2} \theta^{-1}$	Дж/К	J/K
Ентропія	ΔS	$\Delta S = \int \delta Q / T$	$L^2 M T^{-2} \theta^{-1}$	Дж/К	J/K
Молярна концентрація речовини	C	$C = n / V_p$	$L^{-3} N$	моль/ m^3	mol/ m^3
Масова концентрація речовини	ρ	$\rho = m / V$	$L^{-3} M$	кг/ m^3	kg/ m^3
Молярність речовини в розчині	C_m	$C_m = n / m_s$	$M^{-1} N$	моль/кг	mol/kg
Молярна маса	M	$M = m / n$	$M N^{-1}$	кг/моль	kg/mol
Кількість електрики	Q	$Q = I \cdot t$	$T I$	Кл	C
Електричний опір	R	$R = U / I$	$L^2 M T^{-3} I^{-2}$	Ом	Ω
Електрична провідність	σ	$\sigma = 1 / R$	$L^{-2} M^{-1} T^3 I^2$	См	S
Електричний потенціал	φ, U	$\varphi = W / q$	$L^2 M T^{-3} I^{-1}$	В	V
Магнітна індукція	B	$B = F (qv)$	$M T^{-2} I^{-1}$	Тл	T
Світловий потік	Φ	$\Phi = I \omega$	J	лм	lm
Освітленість	E	$E = \Phi / S$	$L^{-2} J$	лк	lx
Активність радіонукліда	A	$A = N / T$	T^{-1}	Бк	Bq

Таблиці фізичних величин
Фундаментальні фізичні сталі

Назва величин	Позначення	Значення величин
Швидкість світла у вакуумі	c	299 792 458 м/с
Магнітна сила	μ_0	$4\pi \cdot 10^{-7}$ Гн/м = $12,566370614 \cdot 10^{-7}$ Гн/м
Електрична сила	ϵ_0	$8,854187817 \cdot 10^{-12}$ Ф/м
Гравітаційна сила	G	$(6,67259 \pm 0,00085) \cdot 10^{-11}$ м ³ кг ⁻¹ · с ⁻²
Стала Планка	h	$(6,6260755 \pm 0,0000040) \cdot 10^{-34}$ Дж · с
Стала Дірака	\hbar	$(1,05457266 \pm 0,00000063) \cdot 10^{-34}$ Дж · с
Елементарний заряд	e	$(1,60217733 \pm 0,00000049) \cdot 10^{-19}$ Кл
Магнетон Бора	μ_B	$(9,2740154 \pm 0,0000031) \cdot 10^{-24}$ Дж · Тл ⁻¹
Ядерний магнетон	μ_N	$(5,0507866 \pm 0,0000017) \cdot 10^{-27}$ Дж · Тл ⁻¹
Стала Рідберга	R	$10973731,534 \pm 0,013$ м ⁻¹
Борівський радіус	a_0	$(0,529177249 \pm 0,000000024) \cdot 10^{-10}$ м
Маса спокою електрона	m_0	$(9,1093897 \pm 0,0000054) \cdot 10^{-31}$ кг
Відношення заряду електрона до його маси	-	$(-1,75881962 \pm 0,00000053) \cdot 10^{11}$ Кл · кг ⁻¹
g- фактор вільного електрона	g	$2,002319304386 \pm 0,000000000020$
Маса спокою протона	m_p	$(1,6726231 \pm 0,0000010) \cdot 10^{-27}$ кг
Маса спокою нейтрона	m_n	$(1,6749286 \pm 0,0000010) \cdot 10^{-27}$ кг
Стала Авогадро	N_A	$(6,0221367 \pm 0,0000036) \cdot 10^{23}$ моль ⁻¹
Атомна одиниця маси (уніфікована)	$a.о.м.$	$(1,660 5402 \pm 0,0000010) \cdot 10^{-27}$ кг
Стала Фарадея	F	$96485,309 \pm 0,029$ Кл · моль ⁻¹
Універсальна (молярна) газова стала	R	$8,314510 \pm 0,000070$ Дж · моль ⁻¹ · К ⁻¹
Стала Больцмана	k	$(1,380658 \pm 0,000012) \cdot 10^{-23}$ Дж · К ⁻¹
Стала Лошмідта	n_0	$(2,686763 \pm 0,000023) \cdot 10^{25}$ м ⁻³
Стала Стефана – Больцмана	σ	$(5,67051 \pm 0,00019) \cdot 10^8$ Вт · м ² К ⁻⁴
Стала Віна	b	$(2,897756 \pm 0,000024) \cdot 10^{-3}$ м · К

**Множники і префікси для утворення десяткових, кратних і часткових
одиниць та їх найменування**

Множник	Префікс		
	вимова	позначення	
		українське	міжнародне
10^{18}	екса	Е	E
10^{15}	пета	П	P
10^{12}	тера	Т	T
10^9	гіга	Г	G
10^6	мега	М	M
10^3	кіло	к	k
10^2	гекто	г	h
10^1	дека	да	da
10^{-1}	деци	д	d
10^{-2}	санти	с	c
10^{-3}	мілі	м	m
10^{-6}	мікро	мк	μ
10^{-9}	нано	н	n
10^{-12}	піко	п	p
10^{-15}	фемто	ф	f
10^{-18}	атто	а	a

Співвідношення між одиницями

$1 \text{ а.о.м.} = 1,6605 \cdot 10^{-27} \text{ кг}$
$(1 \text{ а.о.м.}) \cdot c^2 = 931,481 \text{ Мев}$, c - швидкість світла у вакуумі
$1 \text{ еВ} = 1,602 \cdot 10^{-19} \text{ Дж}$
$1 \text{ Мев} = 1,602 \cdot 10^{-13} \text{ Дж}$
$1 \text{ Тл} = 1 \text{ Вб/м}^2 = 10^4 \text{ Гс}$
$1 \text{ ккал} = 14186 \text{ Дж}$

Відношення інтенсивностей (сил) звуку, виражені в дБ

I_1/I_2	$\Delta\beta = 10\lg(I_1/I_2)$	I_1/I_2	$\Delta\beta = 10\lg(I_1/I_2)$
1	0	6	7,78
2	3,01	7	8,45
3	4,77	8	9,03
4	6,02	9	9,54
5	6,99	10	10,00

Таблиця №8. Характеристики різних видів електромагнітного випромінювання

Вид випромінювання	Характерна довжина хвилі (м)	Частота, Гц	Енергія фотона
γ - випромінювання	10^{-13}	$3 \cdot 10^{21}$	12 МеВ
Рентгенівське	10^{-11}	$3 \cdot 10^{19}$	120 кеВ
Ультрафіолетове	10^{-7}	$3 \cdot 10^{15}$	12 еВ
Видиме світло (жовте)	$6 \cdot 10^{-7}$	$3 \cdot 10^{14}$	2 еВ
Інфрачервоне (теплове)	10^{-5}	$3 \cdot 10^{13}$	0,12 еВ
Ультракоткорхвильове	10^{-2}	$3 \cdot 10^{10}$	$1,2 \cdot 10^{-4}$ еВ
Радіохвилі	300	10^6	$4 \cdot 10^{-9}$ еВ

ЛІТЕРАТУРА

1. Авоста В. Основы современной физики / В. Авоста, К. Коган, Б. Брэм // – М. : Просвещение, 1981. – 490 с.
2. Безденежных Е. А. Физика в живой природе и медицине / Е. А. Безденежных, Н.С. Брикман // – К.: Высшая школа, 1976. – 200 с.
3. Боечко В. Ф. Деякі теоретичні аспекти медичної і біологічної фізики / В. Ф. Боечко, А. Д. Огородник, В. О. Калюш та ін. // – Чернівці, 1993. – 278 с.
4. Бушок Г. Ф. Курс фізики. Книга 1. Фізичні основи механіки. Молекулярна фізика і термодинаміка / Г. Ф. Бушок, Є. Ф. Венгер // – К.: Вища школа, 2002. – 375с.
5. Белановский А. С. Основы биофизики в ветеринарии / А. С. Белановский // – М.: Высшая школа, 1989. – 271 с.
6. Биофизика / Ю. А. Владимиров, Д. Н. Рошупкин, А. Я. Потапенко, А. Н. Деев. – М.: Высшая школа, 1983. – 357 с.
7. Годлевський Л. С. Основы біологічної і медичної фізики, інформатики й апаратури: навчальний посібник / Л. С. Годлевський // – К. : Наукова думка, 2003. – 256 с.
8. Грабовський Р. Н. Курс фізики. / Р. Н. Грабовський // – К. : Наукова думка, 1970. – 312 с.
9. Губанов В. Н. Медицинская биофизика / В. Н. Губанів, А. А. Утенбергенев. – М. : Высшая школа, 1978. – 335 с.
10. Дідух Л. Д. Основы механіки / Л. Д. Дідух. – Тернопіль, 2010. – 265 с.
11. Зисман Г.А., Курс общей физики. / Г.А. Зисман, О.М. Тодос. – М. : Наука, 1972. – 366 с.
12. Ємчик Л. Ф. Медична біофізика / Л. Ф. Ємчик, Я. М. Кміт. – Л. : Світ, 1998.
13. Костюк П.Е. Биофизика / П.Е. Костюк. – К. : 1988. – 235 с.
14. Кравчук С. Ю. Основы променевої діагностики / С. Ю. Кравчук, А.П. Лазар. – Чернівці, 2005. – 208 с.
15. Кухлинг Х. С. Справочник по физике / Х. С. Кухлинг. – М. : Мир, 1982. – 519 с.
16. Ливенсон А. Р. Электромедицинская аппаратура. Издание 5-е, переработанное и дополненное / А. Р. Ливенсон. – М. : Медицина, 1981 – 343 с.
17. Ливенцев Н. М. Курс физики (основы атомной и ядерной физики, основы медицинской электроники и кибернетики) / Н. М. Ливенцев. –

М. : Высшая школа, 1978.

18. Ливенцев Н. М. Курс физики (основы высшей математики, механика и молекулярные явления, колебания и акустика, электричество, магнетизм и оптика) / Н. М. Ливенцев. – М. : Высшая школа, 1978. – 335 с.

19. Линденбратен Л. Д. Медицинская радиология / Л. Д. Линденбратен, И. П. Королюк. – М. : Медицина, 2000. – 277 с.

20. Лопушанський Я. Й. Збірник задач і запитань з медичної і біологічної фізики / Я. Й. Лопушанський. – Львів: НТШ, 2006. – 391 с.

21. Луизов А. В. Физика зрения / А. В. Луизов. – М. : Знание, 1976. – 61 с.

22. Манойлов В. Е. Электричество и человек / В. Е. Манойлов. – Ленинград : Энергоатомиздат, 1983 – 152 с.

23. Медична біофізика та медична апаратура / В.П. Марценюк, [В. Д. Дідух, Р.Б. Ладика та інші]. – Тернопіль, «Укрмедкнига» 2008 р. – 356 с.

24. Медюх М. М. Фізико-технічні ідеї Пулюя / М. М. Медюх, С.Г. Нагорняк. – Тернопіль : Джура, 1999. – 95 с.

25. Мерион Дж. Общая физика с биологическими примерами / Дж. Мерион. – М. : Высшая школа, 1986. – 112 с.

26. Москаль Д. М. Лабораторний практикум з фізики / Д. М. Москаль, В. Д. Дідух, Р. Б. Ладика. – Тернопіль : Укрмедкнига, 2001. – 188 с.

27. Орир Джей Фізика. / Джей Орир / Том 2. – Мир, 1981

28. Ремизов А. Н. Медицинская и биологическая физика / А. Н. Ремизов. – М. : Высшая школа, 1987. – 634 с.

29. Ремизов А. Н. Курс физики, электроники и кибернетики для медицинских институтов : Учебник / А. Н. Ремизов. – М. : Высшая школа, 1982. – 271 с.

30. Сивухин Д. В., Общий курс физики. Электричество / Д. В. Сивухин. – М. : Наука, 1977. – 687 с

31. Тарьян И. Физика для врачей и биологов. / И. Тарьян. – Будапешт, 1969. – 128 с.

32. Тиманюк В. А. Биофизика / В. А. Тиманюк, Е. Н. Животова. – К.: ИД Професіонал, 2004. – 704 с.

33. Харкевич А. А., Спектры и анализ. / А. А. Маркевич. – М. – Л., 1952.

34. Чалий О. В. Медична і біологічна фізика в 2-ох томах. / О. В. Чалий. – К. : ВІПОЛ, 2001 – 840 с.

35. Яворський Б. М. Курс фізики / Б. М. Яворський, А. А. Детлаф, Л. Б. Милковська. – К. : Вища школа, 1972. – 345 с.

Зміст

Передмова.....	3
Розділ 1. Біомеханіка. Біореологія та гемодинаміка.....	5
Глава 1.1. Кінематика і динаміка поступального і обертального руху.....	5
1.1.1. Кінематичні характеристики поступального і обертального рухів та зв'язок між ними. Динаміка обертального руху.....	5
Глава 1.2. Механічні властивості біологічних тканин.....	9
1.2.1. Опорно-рухова система людини.....	9
1.2.2. Деформації тіл та їхні характеристики.....	15
1.2.3. Деформація біологічних тканин.....	18
Глава 1.3 Механічні коливання і хвилі. Біоакустика.....	23
1.3.1. Механічні коливання.....	23
1.3.2. Додавання коливань однакового напрямку. Биття.....	28
1.3.3. Додавання взаємно перпендикулярних коливань.....	30
1.3.4. Механічні хвилі. Звук.....	31
1.3.5. Характеристики слухового відчуття. Закон Вебера–Фехнера.....	34
1.3.6. Ефект Доплера.....	36
1.3.7. Звукові методи діагностики.....	38
1.3.8. Ультразвук та інфразвук.....	39
1.3.9. Дуплексна (подвійна) УЗДГ.....	44
Глава 1.4. Біореологія та гемодинаміка.....	45
1.4.1. Внутрішнє тертя. Формула Ньютона.....	45
1.4.2. Швидкість осідання еритроцитів (ШОЕ).....	49
1.4.3. Формула Гагена–Пуазейля. Гідравлічний опір.....	50
1.4.4. Рівняння Бернуллі.....	52
1.4.5. Система кровообігу людини.....	53
1.4.6. Пульсова хвиля.....	56
1.4.7. Електрична модель серцево-судинної системи.....	59
1.4.8. Поверхневі явища.....	59
Розділ 2. Термодинаміка біологічних систем.....	63
Глава 2.1. Рівноважна термодинаміка.....	63
2.1.1. Типи і параметри термодинамічних систем.....	63
2.1.2. Закони термодинаміки.....	64
2.1.3. Статистичний зміст ентропії і другого закону термодинаміки.....	70
2.1.4. Термодинамічна тотожність.....	73

2.1.5. Характеристичні функції.....	74
Глава 2.2. Термодинаміка відкритих систем поблизу рівноваги	78
2.2.1. Стационарний стан, виробництво ентропії.....	78
2.2.2. Лінійний закон. Принцип симетрії кінетичних коефіцієнтів Онзагера.....	80
2.2.3. Спряженість потоків. Теорема Пригожина.....	81
2.2.4. Термодинаміка відкритих систем далеко від рівноваги.....	83
Розділ 3. Фізичні основи функціонування біологічних мембран	85
Глава 3.1. Структура, властивості і функції мембран.....	85
3.1.1. Молекулярна організація мембран.....	85
3.1.2. Основні види взаємодій, які формують мембрани. Моделі мембран.....	90
Глава 3.2. Транспорт речовин через мембрани.....	94
3.2.1. Пасивний транспорт речовин через мембрани.....	94
3.2.2. Активний транспорт речовин.....	101
Глава 3.3. Мембранні потенціали спокою і дії.....	104
3.3.1. Електрична сміність і опір плазматичної мембрани.....	104
3.3.2. Дифузійні і мембранні потенціали. Потенціал Нернста.....	107
3.3.3. Рівновага Доннана і потенціал Доннана.....	110
3.3.4. Стационарний потенціал Гольдмана-Ходжкіна-Катца	112
3.3.5. Механізм генерації і розповсюдження потенціалів дії.....	113
Розділ 4. Електродинаміка біологічних систем.....	119
Глава 4.1. Фізичні основи електрографії тканин та органів.....	119
4.1.1. Основні характеристики електростатичного поля.....	119
4.1.2. Франклінізація.....	122
4.1.3. Електричний диполь. Поле диполя.....	123
4.1.4. Струмовий диполь.....	125
4.1.5. Теорія Ейнтховена. Компоненти нормальної ЕКГ. Векторелектрокардіографія. .	127
4.1.6. Електроенцефалографія (ЕЕГ). Апаратура для проведення ЕЕГ.....	133
Глава 4.2. Фізичні процеси в біологічних тканинах під дією електричного струму.	136
4.2.1. Характеристики електричного струму. Закони Ома і Джоуля Ленца в диференціальній формі.....	136
4.2.2. Електропровідність тканин організму. Гальванізація та лікувальний електрофорез	137
4.2.3. Гальванізація та лікувальний електрофорез.....	139
4.2.4. Змінний струм. Повний опір в колі змінного струму.	141
4.2.5. Імпеданс тканин організму. Основи реографії.....	145
4.2.6. Імпульсний струм та його характеристики.....	147

4.2.7. Дарсонвалізація.....	149
4.2.8. Електросон.....	150
4.2.9. Діадинамотерапія.....	151
4.2.10. Модуль резонансно-поляризаційної терапії (РПТ) комплексу КМДТ.....	152
Глава 4.3. Магнітні властивості речовини Електромагнітні хвилі	153
4.3.1. Магнітне поле, його характеристики	153
4.3.2. Закон Біо–Савара–Лапласа.....	156
4.3.3. Магнітні властивості речовини.....	157
4.3.4. Індуктотермія	159
4.3.5. Основи теорії Максвелла. Електромагнітні хвилі.	160
4.3.6. Вектор Умова–Пойнтінга	164
4.3.7. Взаємодія електромагнітного поля з речовиною.....	165
4.3.8. УВЧ і мікрохвильова терапія	169
4.3.9. Електрохірургія	173
Розділ 5. Оптика.....	174
Глава 5.1. Основи фотометрії.....	174
5.1.1. Лінзи. Параметри лінзи	176
5.1.2. Око	178
Глава 5.2. Оптичні методи дослідження.....	182
5.2.1. Мікроскоп	182
5.2.2. Офтальмометр.....	191
5.2.3. Офтальмоскоп	192
5.2.4. Волоконна оптика.....	192
5.2.5. Бронхоскопія	195
5.2.6. Колонофіброскопія.....	196
5.2.7. Відеоінформаційна ендоскопічна система Olympus V-70.....	197
Глава 5.3 Хвильові властивості світла.....	197
5.3.1. Інтерференція світла.....	197
5.3.2. Просвітлення оптики.....	201
5.3.3. Дифракція світла.....	202
5.3.4. Голографія	205
5.3.5. Поляризація світла.....	207
5.3.6. Поглинання світла	211
Глава 5.4. Характеристики теплового випромінювання.....	215
5.4.1. Закони теплового випромінювання.....	216

5.4.2. Застосування ультрафіолетового та інфрачервоного випромінювання у медицині.	219
Розділ 6. Елементи квантової механіки	224
Глава 6.1. Основні поняття квантової механіки	224
6.1.1. Хвильові властивості частинок. Гіпотеза де Бройля.....	224
Рис. 6.4. Загальний вигляд мікроскопа РЕММА-102.....	228
6.1.2. Хвильова функція та її фізичний зміст. Співвідношення невизначеностей	229
6.1.3. Рівняння Шрьодінгера та його розв'язок для атома водню. Квантові числа.....	230
Глава 6.2. Елементи квантової оптики.....	236
6.2.1. Особливості вимірювання і поглинання енергії атомами і молекулами.....	236
6.2.2. Явище люмінесценції	238
6.2.3. Лазери та їх використання в медицині.....	241
6.2.4. Електронний парамагнітний резонанс.....	246
6.2.5. Ядерний магнітний резонанс. ЯМР – томографія	249
Розділ 7. Рентгенівське випромінювання (Х-промені).....	255
Глава 7.1. Історія відкриття Х-променів.....	255
7.1.1. Гальмівне Х-випромінювання	256
7.1.2. Характеристичне Х-випромінювання.....	257
7.1.3. Взаємодія Х-випромінювання з речовиною.....	259
7.1.4. Методи рентгенодіагностики.....	261
Глава 7.2. Явище радіоактивності. Радіоактивне випромінювання	265
7.2.1. Закон радіоактивного розпаду	265
7.2.2. Активність. Одиниці активності	267
7.2.3. Види радіоактивного розпаду	268
Глава 7.3. Дозиметрія іонізуючих випромінювань	271
7.3.1. Види і основні властивості іонізуючого випромінювання.....	271
7.3.2. Механізм взаємодії іонізуючого випромінювання з речовиною	273
7.3.3. Дозиметрія іонізуючих випромінювань	276
7.3.4. Біологічна дія іонізуючого випромінювання. Еквівалентна доза	278
7.3.5. Використання радіоактивного випромінювання в медицині.	284
Глава 7.4. Електробезпека медичної техніки	286
7.4.1. Система електробезпеки	286
7.4.2. Критерії електробезпеки	288
Додатки.....	293
Література	298

Навчальне видання

Марценюк Василь Петрович
Дідух Валерій Дмитрович
Ладика Роман Богданович та ін.

МЕДИЧНА ТА БІОЛОГІЧНА ФІЗИКА
Навчальний посібник

Редагування і коректура *Леся Капкаєва*
Технічний редактор *Світлана Демчишин*
Дизайн обкладинки *Павло Кушик*
Комп'ютерне верстання *Наталія Бенько*

Підп. до друку 26.06.2012. Формат 70x100/16.
Папір офсет. № 1. Гарн. "Times". Друк офсет.
Ум. друк. арк. 24,70. Обл.-вид. арк. 17,67.
Тираж 600 пр. Зам. № 136.

Видавець і виготівник
ДВНЗ "Тернопільський державний медичний
університет імені І. Я. Горбачевського МОЗ України".
Майдан Волі, 1, м. Тернопіль, 46001, Україна.

Свідоцтво про внесення до Державного реєстру суб'єктів
видавничої справи ДК № 2215 від 16.06.2005 р.

У навчальному посібнику викладено основи біомеханіки, біореології і гемодинаміки, розглянуто будову і функції мембран, елементи термодинаміки і квантової механіки, явища рентгенівського і радіоактивного випромінювання, електронно-парамагнітного і ядерно-магнітного резонансу.

Значне місце виділене методам діагностики і лікування: гальванізації, дарсонвалізації, індуктотермії, лазерній, мікрохвильовій і магніто-резонансній терапії.

Теоретичний матеріал супроводжується відповідними ілюстраціями. Книга призначена для студентів вищих медичних навчальних закладів, проте може бути корисною і для широкого кола читачів.

ISBN 978-966-673-193-0



9 789666 731930