

МІНІСТЕРСТВО ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я УКРАЇНИ
ЗАПОРІЗЬКИЙ ДЕРЖАВНИЙ МЕДИЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
Кафедра медичної фізики, біофізики і вищої математики

МЕДИЧНА І БІОЛОГІЧНА ФІЗИКА
навчальний посібник для студентів спеціальності 222 «Медицина»

Запоріжжя

2018

УДК 577.3 (075.8)

М 42

Затверджено на засіданні Центральної методичної ради ЗДМУ
«24» травня 2018 р.

и рекомендовано для використання в навчальному процесі

Автори:

Е.І. Сливко, д.м.н., завідувач кафедри медичної фізики, біофізики і вищої математики, професор

О.З. Мельнікова, к.б.н., доцент кафедри медичної фізики, біофізики і вищої математики

О.З. Іванченко, к.б.н., доцент кафедри медичної фізики, біофізики і вищої математики

Н.С. Біляк, викладач кафедри медичної фізики, біофізики і вищої математики

Редакція:

О.З. Мельнікова, к.б.н., доцент кафедри медичної фізики, біофізики і вищої математики; *О.Є.Прокопченко*, к.б.н., доцент кафедри медичної фізики, біофізики і вищої математики; *Г.М. Лукіна*, викладач кафедри медичної фізики, біофізики і вищої математики; *Г.Р. Мікаелян*, викладач кафедри медичної фізики, біофізики і вищої математики; *О.В. Приходько*, к.ф.-м.н., доцент кафедри медичної фізики, біофізики і вищої математики

Рецензенти:

В.К.Сирцов, доктор медичних наук, професор

О.Б. Приходько, доктор біологічних наук, доцент

М 42. МЕДИЧНА І БІОЛОГІЧНА ФІЗИКА: Навчальний посібник для студентів спеціальності 222 «Медицина»/ *Е.І. Сливко, О.З. Мельнікова, О.З.Іванченко, Н.С. Біляк.* - Запоріжжя, 2018.- 291 с.

У посібнику викладений зміст дисципліни медична і біологічна фізика згідно робочій програмі, тематичному плану лекцій і практичних занять. Посібник містить короткий конспективний виклад навчального матеріалу і значну кількість ілюстрацій, що може сприяти якісному засвоєнню студентами учбового курсу і формуванню вмінь, передбачених освітньо-кваліфікаційною характеристикою підготовки лікаря за фахом.

Навчальний посібник призначений для студентів медичного факультету.
УДК 577.3(075.8)

ЗМІСТ

	ПЕРЕДМОВА	5
1	БІОАКУСТИКА.....	6
2	УЛЬТРАЗВУК І ЙОГО ЗАСТОСУВАННЯ В МЕДИЦИНІ.....	19
3	ФІЗИЧНІ ОСНОВИ ГЕМОДИНАМІКИ.....	30
4	ТЕРМОДИНАМІКА БІОЛОГІЧНИХ СИСТЕМ.....	46
5	ОСНОВИ МОЛЕКУЛЯРНОЇ БІОФІЗИКИ.....	59
6	БУДОВА І ФІЗИЧНІ ВЛАСТИВОСТІ БІОЛОГІЧНИХ МЕМБРАН	72
7	ТРАНСПОРТ РЕЧОВИН В БІОЛОГІЧНИХ МЕМБРАНАХ.....	85
8	БІОЕЛЕКТРИЧНІ ПОТЕНЦІАЛИ КЛІТИНИ.....	102
9	БІОФІЗИКА М'ЯЗОВОГО СКОРОЧЕННЯ.....	120
10	ФІЗИЧНІ ОСНОВИ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФІЇ.....	136
11	ЕЛЕКТРИЧНИЙ СТРУМ У БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИНАХ.....	146
12	МАГНІТНЕ ПОЛЕ, ЙОГО ВПЛИВ НА ОРГАНІЗМ ЛЮДИНИ ТА ЗАСТОСУВАННЯ В МЕДИЦИНІ.....	159
13	ЕЛЕКТРОННІ СТИМУЛЯТОРИ. ЕЛЕКТРОФІЗІОТЕРАПІЯ.....	173
14	ГЕОМЕТРИЧНА ОПТИКА. ЕНДОСКОПІЯ.....	186
15	ХВИЛЬОВА ПРИРОДА СВІТЛА. ПОЛЯРИМЕТРИЯ.	196
16	ОПТИЧНА МІКРОСКОПІЯ.....	204
17	БІОФІЗИКА ЗОРУ.....	212
18	ТЕПЛОВЕ ВИПРОМІНЮВАННЯ.ОСНОВИ ТЕРМОГРАФІЇ.....	221
19	ЛЮМІНЕСЦЕНЦІЯ. ЛАЗЕРИ. ЇХ ЗАСТОСУВАННЯ В МЕДИЦИНІ.....	231
20	ЯДЕРНИЙ МАГНІТНИЙ РЕЗОНАНС. МАГНІТОРЕЗОНАНСНА	

	ТОМОГРАФІЯ.....	245
21	РЕНТГЕНІВСЬКЕ ВИПРОМІНЮВАННЯ І ЙОГО ЗАСТОСУВАННЯ В МЕДИЦИНІ.....	252
22	РАДІОАКТИВНІСТЬ. ІОНІЗУЮЧІ ВИПРОМІНЮВАННЯ.....	267
23	ДОЗИМЕТРІЯ ІОНІЗУЮЧИХ ВИПРОМІНЮВАНЬ. ЇХ БІОЛОГІЧНА ДІЯ І ЗАСТОСУВАННЯ В МЕДИЦИНІ.....	277
	РЕКОМЕНДОВАНА ЛІТЕРАТУРА.....	290

ПЕРЕДМОВА

Медична і біологічна фізика - це наука про фізичні і фізико-хімічні основи процесів життєдіяльності, вплив на них зовнішніх фізичних факторів навколишнього середовища і їх застосування в медицині для діагностики і терапії. Вивчення дисципліни надає студентам фундаментальні знання, необхідні для подальшого навчання фізіології людини і іншим навчальним дисциплінам природничо-наукової і фахової підготовки.

Медична і біологічна фізика - інтегрований навчальний курс, в якому поєднані сучасні знання з фізики, хімії, біології, медицини і математики. Його програма побудована відповідно порядку викладення фізики. Проте основна роль у кожному з розділів приділяється професійно орієнтованим питанням.

Значну частину посібника складають теми біофізики, яка відноситься до числа фундаментальних біологічних наук, таких як молекулярна біологія, фізіологія, біохімія, генетика. Біофізика вивчає живі системи на різних рівнях організації і в залежності від цього традиційно ділиться на такі розділи: молекулярна біофізика, біофізика клітини і біофізика складних систем.

Біофізика, як і інші суміжні науки, представляє одну з теоретичних основ медичної освіти. Програма дисципліни, яка реалізується на першому курсі медичного вузу, містить, головним чином, ті питання, які необхідні для вивчення наступних навчальних дисциплін (фізіології, біохімії, патологічної фізіології, фармакології і т.п.). Крім того, навчальний матеріал курсу біофізики повинен допомогти студентам в засвоєнні деяких питань пропедевтики внутрішніх хвороб та низки інших клінічних дисциплін.

Вивчаючи біофізику, студенти можуть користуватися декількома сучасними підручниками з цієї дисципліни, які написані відповідно до програми. Представлений посібник не покликаний замінити роботу з підручником, але має допомогти студентам в його засвоєнні. Для цього посібник містить короткий конспективний виклад навчального матеріалу і значну кількість ілюстрацій. Найбільшу увагу в посібнику приділено питанням, які пов'язані з вивченням наступних медико-біологічних і клінічних дисциплін.

1. БІОАКУСТИКА

Велику частину інформації про навколишнє середовище людина отримує за допомогою слухового аналізатору. Джерелом цієї інформації служать різноманітні звуки, в тому числі ті, що складають людське мовлення. Вони мають певні характеристики, які зумовлюють параметри слухового відчуття.

Звук представляє собою поперечну механічну хвилю, яка розповсюджується в середовищі завдяки коливальним рухам частинок, що містяться у ньому. Для характеристики звуків застосовують всі параметри коливального руху, а також параметри, які описують хвилю у цілому.

Ультразвук відрізняється від чутного звука частотою, деякими особливостями розповсюдження і взаємодії з речовиною. Ультразвук широко застосовується в медицині для діагностики, терапії і хірургії.

Механічні коливання, їх види та основні параметри

Механічні коливання - це рухи тіла, які більш-менш точно повторюються в часі. Прикладами систем, які здійснюють коливання, можуть служити маятники, струни музичних інструментів, автомобільні амортизатори і т.д. У живому організмі механічні коливання здійснюють стінки артерій і вен (артеріальний і венозний пульс), голосові зв'язки під час розмови. Коливальними є рухи легенів і серця.

Всі коливання можна охарактеризувати за допомогою ряду параметрів таких, як період, частота, зміщення, амплітуда.

Період коливань T [секунда, с] - тривалість одного повного коливання. Коливання називаються періодичними, якщо їх період не змінюється з часом, і неперіодичними – в інших випадках.

Лінійна частота коливань ν [Герц] - число коливань в одиницю часу.

Зміщення X [метр] - відстань, на яку відхиляється коливальна система від положення рівноваги.

Амплітуда коливань A [метр] - максимальна величина зміщення.

Форма коливань може бути різною. Особливий інтерес представляють *гармонічні коливання*. Їх відмінна риса полягає в тому, що вони протікають в часі за законом синуса або косинуса. Графік гармонічних коливань представлений на рис. 1.1.

Гармонічні коливання може здійснювати пружинний маятник, який

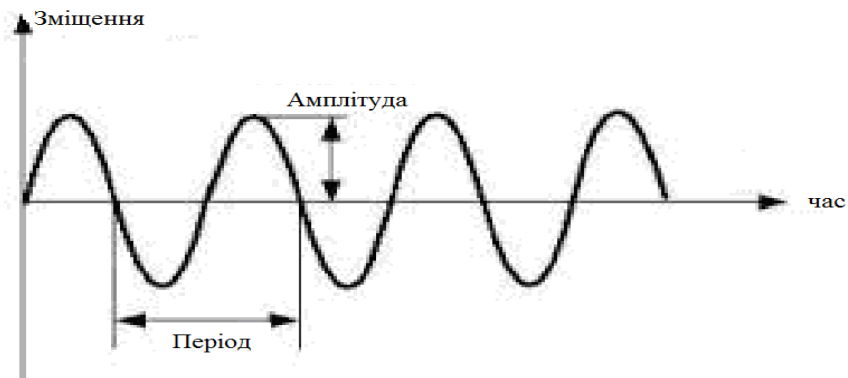


Рис. 1.1 Графік гармонічних коливань

представляє собою вантаж масою m , підвішений на пружині. Якщо записати зміщення маятника в ході його коливань за допомогою будь-якого пристрою, отримаємо синусоїду.

Вільні коливання відбуваються при одноразовому зовнішньому впливі, що виводить коливальну систему із положення рівноваги. У подальшому вони здійснюються за рахунок внутрішніх сил. Вільні коливання тривали б нескінченно довго, тобто вони були б *незатухаючими*, в умовах відсутності сили тертя. В цьому випадку вони би описувались рівняннями:

$$x = A \sin(\omega_0 \cdot t + \varphi_0)$$

$$x = A \cos(\omega_0 \cdot t + \varphi_0)$$

В цих рівняннях x - величина зміщення тіла; A - амплітуда коливань; t - час, ω_0 - циклічна (колова) частота коливань, яка пов'язана з лінійною частотою: $\omega = 2\pi \nu$; φ_0 - початкова фаза.

В рівнянні циклічна частота ω_0 є власною частотою коливальної системи і залежить тільки від її властивостей. Для пружинного маятника:

$$\omega_0 = \sqrt{\frac{k}{m}}$$

Вираз в дужках $(\omega_0 t + \varphi_0)$ - фаза коливань, яка визначає стан коливальної системи в будь-який момент часу.

В реальних умовах енергія коливального руху поступово витрачається на подолання тертя, внаслідок чого амплітуда коливань зменшується (рис. 1.2), тобто вільні коливання є *затухаючими*.

Швидкість затухання коливань залежить від властивостей середовища

и коливальної системи. Це відображає коефіцієнт затухання β .

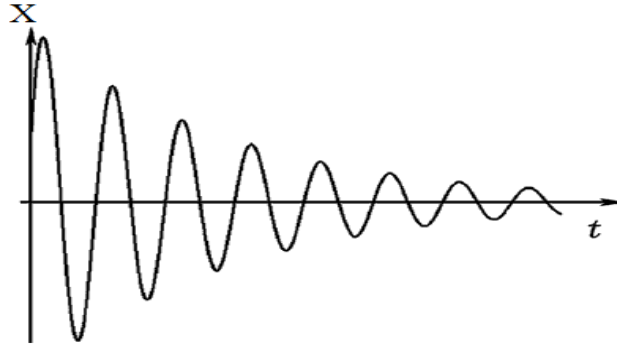


Рис. 1.2 Графік затухаючих гармонічних коливань

Рівняння гармонічних затухаючих коливань має вигляд:

$$X = A_0 \cdot e^{-\beta \cdot t} \sin(\omega \cdot t + \varphi_0)$$

В представленому рівнянні A_0 – початкова амплітуда коливань, яка зменшується в часі по експоненті:

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

Частота затухаючих коливань дорівнює:

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

Для отримання реальних незатухаючих коливань необхідний вплив зовнішньої сили, робота якої би відновлювала енергію коливальної системи. Коливання, які відбуваються під дією зовнішньої періодичної сили, називаються *вимушеними коливаннями*. Вони здійснюються, наприклад, в органі слуху людини під дією звуків. Вимушені коливання можуть бути гармонічними у випадку впливу на коливальну систему з певною частотою зовнішньої сили постійної амплітуди.

При вимушених коливаннях може спостерігатись явище *резонансу*. Воно виникає, якщо частота зовнішньої періодичної сили близька до власної частоти коливальної системи. Амплітуда коливань досягає при цьому максимальної величини.

Існують коливальні системи, які самі регулюють приплив енергії і можуть коливатися тривалий час. Незгасаючі коливання, що існують при відсутності змінного зовнішнього впливу за рахунок внутрішнього джерела енергії називаються *автоколиваннями*, а системи, що їх здійснюють -

автоколивальними. Амплітуда і частота автоколивань залежать від властивостей самої системи.

Класичним прикладом механічної автоколивальної системи є маятниковий годинник, в якому маятник є тілом, що коливається, пружина або піднята гиря - джерелом енергії, а анкер - регулятором її надходження від джерела до тіла.

Механічні хвилі, їх види

Процес поширення коливань у пружному середовищі називається *механічною хвилею*. Вона виникає внаслідок взаємодії кожної частинки середовища з сусідніми частинками пружними зв'язками. Коливання однієї частинки залучає в коливальних рух сусідні, і він поширюється з певною швидкістю в навколишньому середовищі.

Частинки середовища, які беруть участь в поширенні хвилі, не рухаються разом з нею, а коливаються біля своїх положень рівноваги. Хвиля - це поширення стану коливного руху і його енергії. Тому основною властивістю хвиль є перенесення енергії без перенесення речовини.

Розрізняють два види механічних хвиль: *поперечні і поздовжні* (рис. 1.3). Ці визначення відносять до напрямку, в якому коливаються частинки середовища при розповсюдженні хвилі.

Хвиля називається *поперечною*, якщо коливання частинок середовища відбуваються в напрямку, перпендикулярному напрямку поширення хвилі. Поперечні хвилі можуть виникати тільки в твердих тілах і на вільній поверхні рідини.

Хвиля називається *поздовжньою*, якщо коливання частинок середовища відбуваються в напрямку поширення хвилі. Такі хвилі можуть виникати в твердих, рідких і газоподібних середовищах.

Відстань між найближчими частинками середовища, які коливаються в однаковій фазі, називається *довжиною хвилі*. Довжина хвилі λ дорівнює відстані, на яку поширюються коливання зі швидкістю v в середовищі за одиниці період T :

$$\lambda = v \cdot T$$

Енергетичною характеристикою хвилі служить її *інтенсивність* – енергія, яка переноситься хвилею за одиницю часу через одиницю поверхні, розташованої перпендикулярно напрямку хвилі:

$$I = \frac{E}{t \cdot S}$$

Вимірюється інтенсивність хвилі в Вт/м².



Рис. 1.3 Поперечна (а) і поздовжня (б) хвилі

Ефект Допплера

Ефектом Допплера називається уявна зміна частоти хвиль внаслідок відносного руху їх джерела і приймача. У випадку наближення пристроїв - частота хвилі підвищується, оскільки приймач зустрічає за один і той же інтервал часу більше хвиль, ніж при відсутності руху. Коли джерело хвиль віддаляється від приймача, частота хвиль знижується. Ілюстрація ефекту Допплера приведена на рис. 1.4. Сирена є джерелом звуку, який представляє собою поздовжню механічну хвилю. Коли пожежна машина стоїть на місці (а), обидва спостерігача на тротуарі чують звук її сирени однакової частоти. Коли машина рухається (б), то спостерігач, до якого вона наближається, сприймає звукові хвилі більшої частоти, а той, від якого вона віддаляється – меншої частоти.

Ефект Допплера дозволяє виміряти швидкість руху об'єктів. У медицині на основі ефекту визначають швидкість течії крові в судинах і серці.

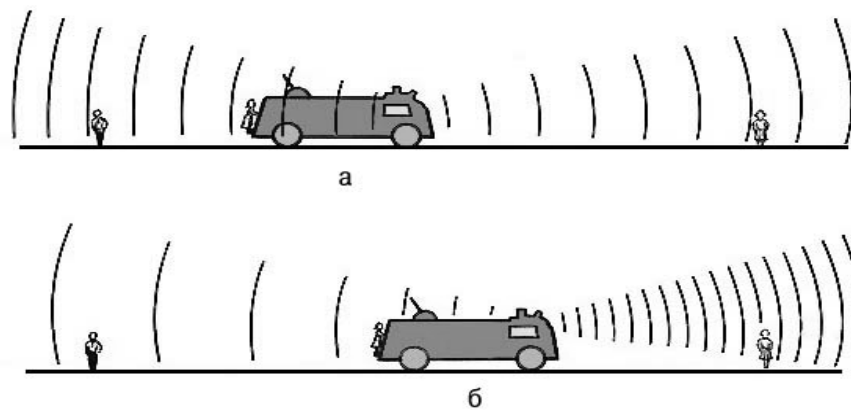


Рис. 1.4. Ілюстрація ефекту Допплера

Фізична природа звуку

Звук є поздовжньою механічною хвилею. Вона утворюється тілами, що коливаються, наприклад, камертоном, струною музичного інструменту, голосовими зв'язками і т.д. На рис. 1.5 показано створення звуку поршнем, який коливається в циліндрі з певною частотою.

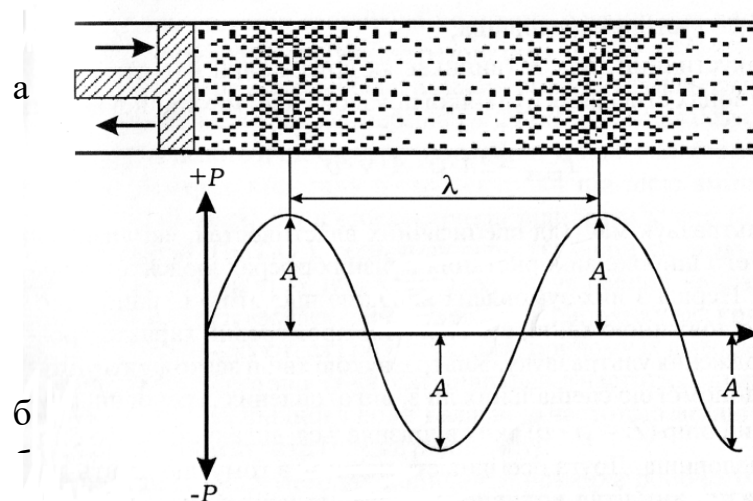


Рис. 1.5 Створення поздовжньої механічної хвилі поршнем, що коливається: а). формування зон стиснення і розрідження частинок середовища (відповідно зон підвищеного і зниженого тиску); б). зміна тиску (P) в середовищі по мірі віддалення від поршня

При переміщеннях поршня виникають зони стиснення і розрідження частинок середовища. Поширення цих зон є позовжньою хвилею. При цьому кожна частинка середовища коливається біля свого положення рівноваги, передаючи наступним енергію звукової хвилі. Частина цієї енергії витрачається на подолання внутрішнього тертя середовищ і розсіюється. Тому з відстанню звукова хвиля згасає. Швидкість звуку залежить від фізичних особливостей середовища. У твердих речовинах і рідинах звук поширюється швидше, ніж в газах. Швидкість звуку в повітрі близько 335 м/с, а у воді – 1430 м/с. Середня швидкість звуку в тканинах тіла людини становить 1570 м/с.

Класифікація звуків

Розрізняють такі види звуків:

1. *Простий тон* - звук, утворений гармонічними коливаннями однієї певної частоти. Його джерелом може бути камертон.

2. *Складний тон* - звук, утворений періодичними, але негармонічними коливаннями (рис. 1.6). Він представляє собою результат накладення один на одного декількох простих тонів. Той з них, що має саму низьку частоту, називається основним тоном. Тони з більш високою частотою, кратною частоті основного тону, називаються обертонами. Складними тонами є звуки музичних інструментів, голосні звуки української мови.

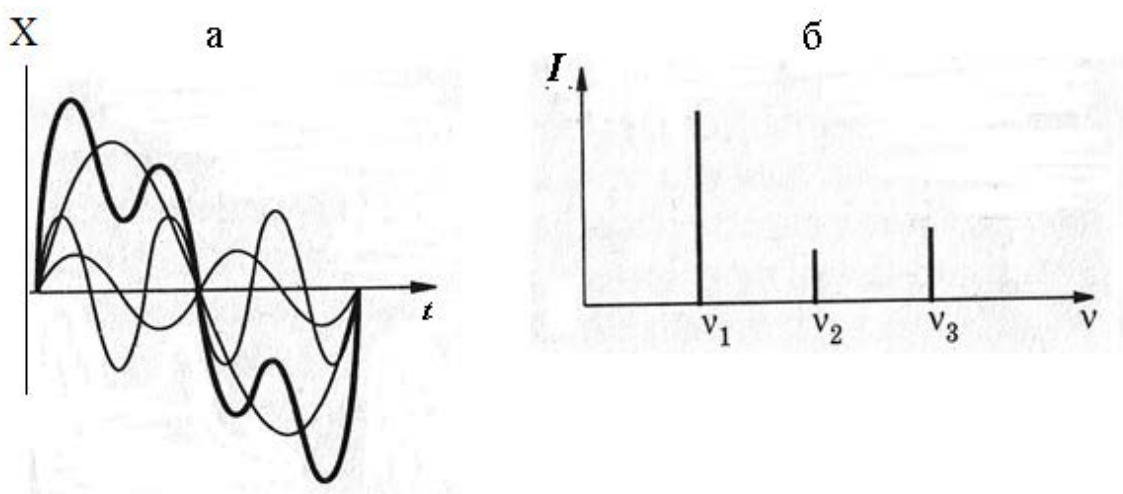


Рис. 1.6 Складний тон: а). графік коливань частинок середовища: жирна лінія відповідає складному тону, три інші – прості тони, що його складають; б). акустичний спектр складного тону

За допомогою спеціальних приладів можна провести спектральний аналіз складного тону - виділити складові його прості тони. Так отримують *акустичний спектр* - діаграму, яка відображає частоти основного тону і обертонів і відповідні їм інтенсивності (рис. 1.6).

3. *Шум* - це звук, в якому частота та інтенсивність коливань змінюються в кожен момент часу незакономірно. Звукові хвилі, які створюють шум, не мають певного періоду і частоти. Тому акустичний спектр шуму – суцільний (рис. 1.7). Прикладами шумів є приголосні звуки.

Область чутності людини

Звуки є джерелом слухових відчуттів людей. Проте людина може чути лише звуки, характеристики яких знаходяться в межах *області чутності* (рис. 1.8). Така область визначається границями, які створюються певними значеннями інтенсивності і частоти звуків.

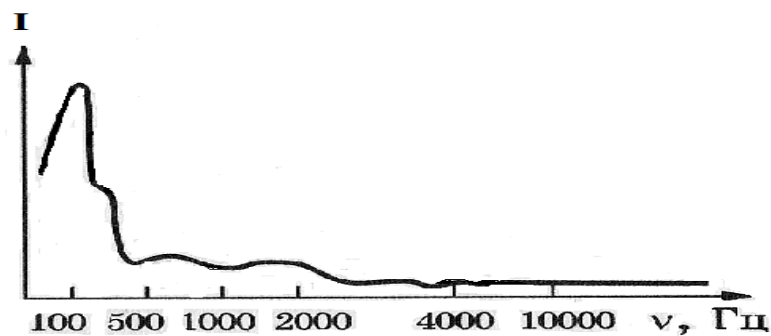


Рис. 1.7 Суцільний акустичний спектр шуму

Мінімальна інтенсивність звуку, яка може викликати слухові відчуття, називається *порогом чутності*. Його середня величина дорівнює 10^{-12} Вт/м². Така інтенсивність відповідає звуковому тиску $2 \cdot 10^{-5}$ Па. При підвищенні інтенсивності звуку вище порога чутності слухове відчуття посилюється.

При досягненні звуком певної інтенсивності виникає біль у вухах, і може наступити зворотна втрата слуху. Мінімальна інтенсивність звуку, яка викликає у людини біль у вухах, називається *порогом больового відчуття*. В середньому його величина становить 10 Вт/м², що відповідає звуковому тиску 63 Па. Больовий поріг є верхньою границею області чутності за інтенсивністю.

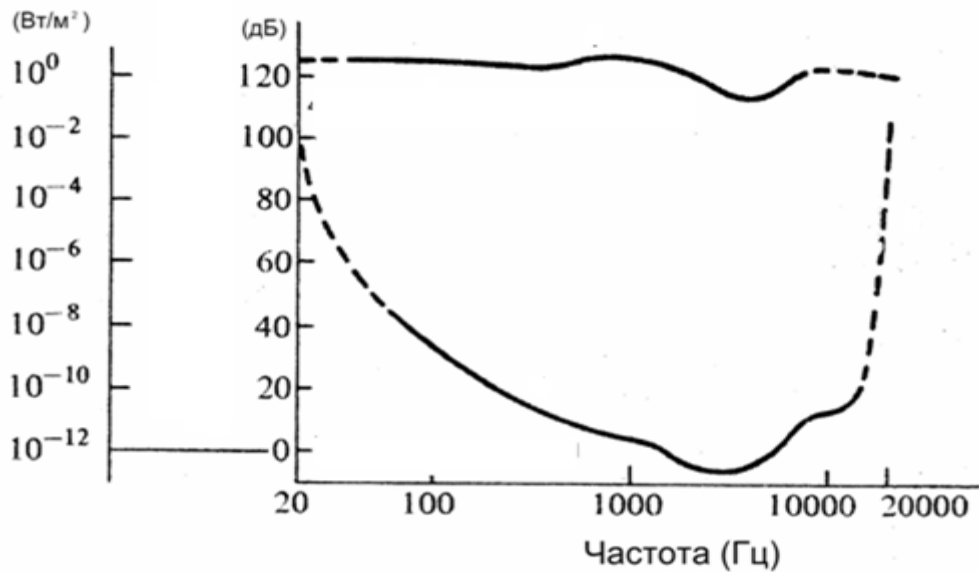


Рис. 1.8 Область чутності

Область чутності людини обмежена також частотою звуків. Хвилі частотою менше 16 Гц називаються *інфразвуком*, а хвилі частотою вище 20 000 Гц - *ультразвуком*. Слухові відчуття у людини викликають звуки, частота яких знаходиться в межах від 16 до 20 000 Гц.

Для оцінки дії енергії звукових хвиль на орган слуху людини користуються їх *рівнем інтенсивності*. Його визначають за допомогою логарифмічної шкали. Теоретичним обґрунтуванням такого підходу є психофізичний *закон Вебера-Фехнера*, обґрунтований експериментально в 19 столітті. Згідно з цим законом, при збільшенні інтенсивності подразника, що діє на сенсорні системи людини, посилення відповідного відчуття відбувається пропорційно логарифму інтенсивності. Слухове відчуття людини характеризують рівнем інтенсивності звуку L :

$$L = \lg \frac{I}{I_0}$$

I – інтенсивність звуку, який чує людина, Вт/м², I_0 – середній поріг чутності (10⁻¹² Вт/м²).

Рівень інтенсивності звуку L вимірюється в одиницях логарифмічної шкали - белах (Б). Збільшення рівня інтенсивності звуку на один бел означає, що його інтенсивність зросла в десять раз. На практиці застосовують децибели (дБ): $10\text{дБ} = 1\text{Б}$.

Згідно з наведеною вище формулою, рівень інтенсивності порога чутності дорівнює 0 дБ, а больового порогу, який на тринадцять порядків вищий, ніж поріг чутності - 130 дБ. Можна навести приклади рівнів інтенсивності деяких звуків: шепітної мови - близько 20 дБ, звичайної розмови - 40 дБ, шуму вулиці зі жвавим рухом - 70 - 80 дБ, звуків великого оркестру - 90 дБ, шуму реактивного двигуна - 120 дБ.

Суб'єктивні характеристики звуку

Звук має *об'єктивні характеристики*, які можуть бути визначені за допомогою вимірювальних приладів. До таких характеристик відносять: інтенсивність, частоту звукових хвиль і їх акустичний спектр.

Людина може описати різні звуки «на слух», за допомогою характеристик, які є *суб'єктивними*. Ними є гучність, висота і тембр. Суб'єктивний опис звуків ґрунтується на реальних їх об'єктивних характеристиках.

Гучність звуку, в основному, визначається рівнем інтенсивності звукової хвилі: чим він більший, тим гучнішим сприймається звук. Однак важливу роль відіграє також частота звукових коливань. Орган слуху людини найбільш чутливий до звукових хвиль частотою від 1000 до 4000 Гц, і тому суб'єктивно вони здаються більш гучними, ніж звукові хвилі такої самої інтенсивності, але іншої частоти. Враховуючи це, застосовують спеціальну шкалу гучності звуку, одиницею виміру якої є *фон*. Гучність звуку в фонах дорівнює:

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

де k - коефіцієнт пропорційності, умовно прийнятий за одиницю для звуку частотою 1000 Гц.

На рис. 1.9 представлені *криві рівної гучності*, які демонструють, що для звуків різних частот вона забезпечується різними рівнями інтенсивності.

Висота звуку для простих тонів визначається їх частотою. Чим вона більше, тим вищим здається звук. Для складних тонів вона залежить, головним чином, від частоти основного тону.

Тембр звуку - це суб'єктивна характеристика, яка представляє собою специфічне забарвлення звуку. Людина відрізняє звуки різних музичних інструментів і голоси різних співаків, навіть якщо вони беруть одну і ту ж ноту, завдяки характерному для звуків тембру. Він залежить, в основному,

від акустичного спектру звуку: від кількості обертонів і рівня їх інтенсивності.

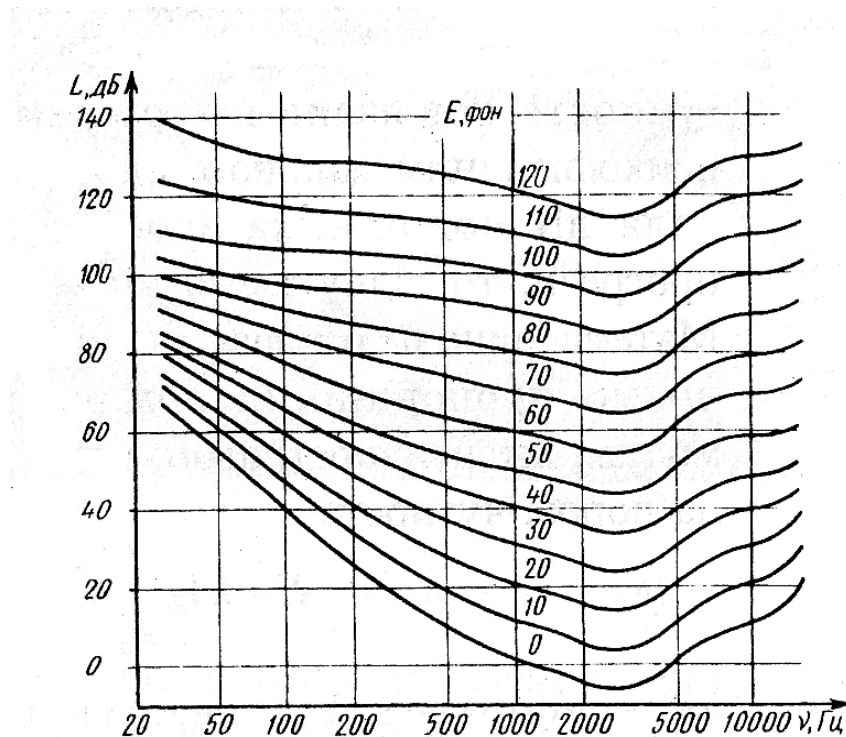


Рис. 1.9 Криві рівної гучності

По горизонталі – частота звуків, Гц ; по вертикалі – рівень інтенсивності, децибели (зліва); гучність, *фони* (в центрі). Кожна крива відповідає певній гучності звуків в фонах

Аудіометрія

Діагностику порушень слуху людини проводять за допомогою *аудіометрії* – методу дослідження гостроти слуху шляхом пред'явлення стандартних за частотою та інтенсивністю звуків.

Для проведення аудіометрії застосовують спеціальний прилад - *аудіометр*, який представляє собою генератор електричних гармонічних коливань, що перетворюються динаміком в механічні звукові хвилі. Вони є простими тонами, частоту яких можна змінювати при обстеженні в частотних межах області чутності. Аудіометр дозволяє регулювати рівень інтенсивності звуку, який подається через навушники до пацієнта. Задають певну частоту звуку і плавно підвищують його інтенсивність, починаючи з мінімальної. Пацієнт повідомляє лікаря, як тільки почує звук. Його інтенсивність, при якому це відбувається, є порогом чутності для звуку даної частоти. Аналогічні дії виконуються для звуків інших частот. На підставі

отриманих даних будують *аудіограму* - криву, яка відображає порогови чутності звуків різних частот. Аналіз аудіограми необхідний для діагностики гостроти слуху і його порушень.

Контрольні питання:

1. Що таке механічні коливання? Якими вони бувають за формою?
2. Охарактеризуйте звук за фізичною природою.
3. Назвіть основні фізичні характеристики звуку та одиниці їх вимірювання.
4. Приведіть класифікацію звуків і охарактеризуйте їх.
5. Що таке поріг чутності і больовий поріг?
6. Як область чутності людини обмежена за частотою звуків?
7. Що таке суб'єктивні характеристики звуку? Назвіть їх.
8. Приведіть закон Вебера-Фехнера.
9. Що таке гучність звуку? Від чого вона залежить?
10. Який показник вимірюють для побудови аудіограми?

Оберіть правильну відповідь:

1. Проаналізуйте, яка властивість характерна тільки для гармонічних коливань:

- | | |
|--------------------------------|----------------------------------|
| А. вони мають постійну частоту | Б. вони мають постійну амплітуду |
| В. їх графіком є синусоїда | Г. вони є періодичними |
| Д. вони є незатухаючими. | |

2. Визначте частоту коливань, якщо тіло за 10 секунд здійснило 20 повних циклів:

- А. 2 Гц Б. 10 Гц В. 20 Гц Г. 200 Гц Д. 0,5 Гц

3. Проаналізуйте, для звукових хвиль якої частоти поріг чутності має найменше значення:

- А. 16 Гц Б. 1000 Гц В. 3000 Гц Г. 10000 Гц Д. 20000 Гц

4. Визначте рівень інтенсивності звуку частотою 1000 Гц, якщо його інтенсивність була 10^{-9} Вт/м^2 :

- А. 9 дБ Б. 10 дБ В. 12 дБ Г. 30 дБ Д. 100 дБ

5. Проаналізуйте, в якій з відповідей усі три характеристики звуку є

об'єктивними:

- А. гучність, тембр, частота
- Б. інтенсивність, частота, акустичний спектр
- В. частота, гучність, акустичний спектр
- Г. інтенсивність, тембр, частота
- Д. швидкість, висота, частота

6. Проаналізуйте, в якій з відповідей усі три характеристики звуку є суб'єктивними:

- А. інтенсивність, тембр, частота
- Б. інтенсивність, частота, акустичний спектр
- В. частота, гучність, акустичний спектр
- Г. гучність, тембр, висота
- Д. швидкість, висота, частота

7. Рівень інтенсивності звуку складає 40 дБ. У скільки разів його інтенсивність перевищує порогову інтенсивність?

- А. в 10 раз
- Б. в 100 раз
- В. 1000 раз
- Г. 10000 раз

8. Визначте, на скільки змінився рівень інтенсивності звуку, якщо його інтенсивність збільшилась в 100 разів:

- А. 10 Дб
- Б. 20дБ
- В. 50 дБ
- Г. 2 дБ
- Д. 100 дБ

9. Визначте, який компонент є основним тоном складного тону:

- А. що має найменшу частоту
- Б. що має найбільшу частоту
- В. що має найбільшу висоту
- Г. що швидше розповсюджується
- Д. що має менший поріг чутності

10. Оцініть, як змінилась гострота слуху людини до звуків, якщо у неї збільшились пороги чутності:

- А. зменшилась
- Б. збільшилась
- В. не змінилась

2. УЛЬТРАЗВУК І ЙОГО ЗАСТОСУВАННЯ В МЕДИЦИНІ

Методи отримання ультразвуку

Ультразвук - пружні механічні хвилі частотою понад 20000 Гц. В медицині застосовують ультразвук частотою до 10 МГц. Використовують два методи отримання ультразвуку: зворотний п'єзоелектричний ефект і магнітострикційний ефект.

П'єзоелектричний ефект можна спостерігати в деяких кристалах, наприклад, у кварці. Їх називають *п'єзокристаллами*. Їх решітка утворена позитивними і негативними іонами. При вчиненні тиску на кристал виникає *прямий п'єзоелектричний ефект*. Він полягає в тому, що позитивні і негативні іони зміщуються в протилежні сторони, і між гранями кристала виникає електричне поле.

Зворотний п'єзоелектричний ефект проявляється, коли на п'єзокристал діє електричне поле. Воно зміщує позитивні і негативні іони кристалічної решітки в різні боки. В результаті цього кристал деформується. У випадку дії на нього змінного електричного поля ультрависокої частоти, кристал вібрує і стає джерелом ультразвуку.

Магнітострикційний ефект виникає під дією змінного магнітного поля, яке викликає зміщення атомів в деяких металах, наприклад, у залізі. При розміщенні металевого стержня в магнітному полі, параметри якого коливаються з ультрависокою частотою, він також коливається і породжує ультразвук.

Особливості поширення ультразвуку

Завдяки високій частоті ультразвук має особливості поширення в порівнянні з чутним звуком. Вони важливі для його практичного застосування.

Ультразвук мало розсіюється і здатний поширюватися вузькими спрямованими пучками - «ультразвуковими променями». Ця особливість обумовлена тим, що дифракція ультразвуку (огинання хвилями перешкод) є дуже незначною у зв'язку з його малою довжиною хвилі.

Ультразвук може досягати великої інтенсивності, оскільки вона зростає пропорційно квадрату частоти хвиль. Інтенсивність ультразвуку можна збільшувати, фокусуючи його за допомогою спеціальних акустичних лінз.

На границі двох середовищ частина енергії ультразвуку відбивається, а

частина проходить в нове середовище, в якому поширюється і частково поглинається. Характеристикою середовища, що визначає кількість відбитого і поглиненого ультразвуку, служить *акустичний опір (акустичний імпеданс)*. Він представляє собою добуток густини речовини на швидкість поширення в ній ультразвукових хвиль: $Z = \rho \cdot v$.

Відбивання ультразвуку від границі двох середовищ визначається різницею їх акустичних опорів і характеризується *коефіцієнтом відбивання*:

$$k = \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2$$

Застосування ультразвуку в діагностиці

Ультразвукове дослідження (УЗД) - це візуальне обстеження внутрішніх структур організму за допомогою ультразвукових хвиль.

В ході УЗД всередину тіла пацієнта спрямовують ультразвукові промені, де вони в більшій або в меншій мірі поглинаються. Різні органи і тканини людини мають різний акустичний опір. Тому відбиті ультразвукові сигнали (ехосигнали) несуть інформацію про внутрішні структури організму. На кордоні між повітрям і тілом людини відбувається майже повне відбивання ультразвуку. Для уникнення цього явища необхідно використовувати спеціальний гель, який грає роль проміжного середовища.

Джерелом ультразвуку при проведенні УЗД служать п'єзокристали, які дозволяють отримати ультразвук частотою 2-15 МГц. Роздільна здатність ультразвукових апаратів підвищується зі збільшенням частоти ультразвуку. Сучасні пристрої УЗД дозволяють розрізняти деталі внутрішньої структури тіла розмірами 2-3 мм.

Енергія ультразвукових хвиль при проведенні УЗД невелика: вони не викликають в тканинах жодних ефектів. Тому УЗД вважають безпечним методом отримання інформації, що дозволяє, зокрема, широко використовувати його для обстеження вагітних.

При проведенні УЗД ультразвук генерується шляхом зворотного п'єзоелектричного ефекту. Джерело ультразвуку складається з декількох сотень дрібних п'єзокристалів. Він направляється всередину об'єкта короткими посилками (до 1000 в секунду). У проміжках між ними ті самі п'єзокристали функціонують в якості датчиків (приймачів ультразвуку).

Вони за принципом прямого п'єзоелектричного ефекту перетворюють відбиті ультразвукові хвилі в пропорційні електричні сигнали, які подаються на електронний пристрій для посилення і перетворення у зображення на дисплеї.

Режими сканування. В процесі УЗД здійснюють переміщення ультразвукового променя - *сканування*. Застосовують наступні його режими, які розрізняються між собою за способом реєстрації ехосигналів і їх відображення на дисплеї.

А-режим (amplitude - амплітуда) полягає в тому, що ультразвукові хвилі (зондуючий УЗ-сигнал) посиляють за певним напрямом через об'єкт. Вони відбиваються від границь розділу тканин, маючих різний акустичний опір. Відбиті ехосигнали реєструються приладом, що має дисплей, на якому відбувається періодична горизонтальна розгортка електронного променя. Її початок синхронізовано з моментом посилки зондуючого сигналу. В момент надходження до приладу ехосигналів виникають вертикальні відхилення електронного променя, величина яких відповідає інтенсивності ехосигналів. Відстань між відхиленнями на екрані по горизонталі пропорційна відстані всередині дослідженого органу між границями розділу тканин, де відбилися ехосигнали.

На рис. 2.1 представлена схема А-режиму сканування при дослідженні головного мозку. На дисплеї видно одновимірне зображення ехосигналів. Перший з них виникає в результаті відбивання ультразвуку від сторони черепа, де розташований УЗ-датчик, другий сигнал - від границі розділу півкуль (М - серединний), третій - від протилежної сторони черепа.

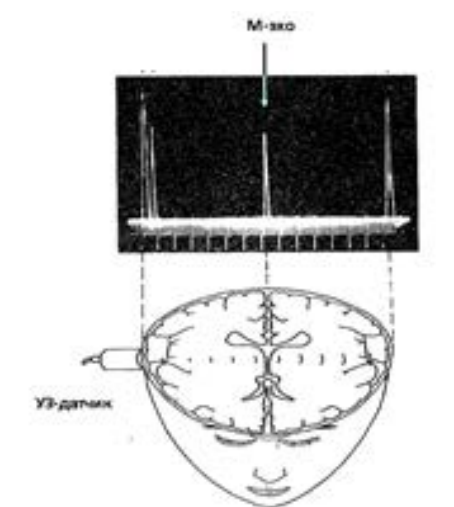


Рис. 2.1 Схема формування зображення при УЗД головного мозку в А-режимі сканування

В-режим (brightness - яскравість) дозволяє отримувати двомірне зображення внутрішніх структур людського тіла в певних площинах, які обираються для дослідження. Датчик, що знаходиться на поверхні тіла, посиляє вглиб зондуючі сигнали, направлені паралельним пучком або утворюючи сектор, в який потрапляють органи, що обстежуються (рис. 2.2).

Відбиті ультразвукові хвилі уловлюються датчиком і перетворюються в електричні сигнали. Електронний пристрій формує на дисплеї чорно-біле зображення зрізу тіла. Максимальна інтенсивність відбитих ультразвукових хвиль проявляється на дисплеї білим кольором, а мінімальна - чорним. Зображення ділянки тіла відтворює форму і розміри внутрішніх структур, а також їх певні фізичні властивості, від яких залежить здатність відбивати ультразвук. Комп'ютерні програми дають можливість синтезувати зображення, одержані в різних площинах, і отримувати тривимірне зображення об'єкта.



Рис. 2.2 Датчик для В-режим сканування

Апарат УЗД оснащений комп'ютерними програмами, які дозволяють отримувати необхідні виміри і їх результати на табло.

На рис. 2.3 показано зображення серця в режимі В-сканування. Видно порожнини правих і лівих передсердь і шлуночків, атріовентрикулярні отвори з клапанами.

Завдяки відсутності будь-яких шкідливих впливів на організм, УЗД широко застосовують для періодичного обстеження вагітних (рис. 2.4) з метою контролю за розвитком плоду і своєчасної діагностики патології.

М-режим (motion - рух) застосовується для дослідження рухомих об'єктів, зокрема серця. Він дає можливість отримати на дисплеї графік механічних коливань структур, що обстежуються.

Зондуючий ультразвуковий сигнал направляють на певну ділянку об'єкта (рис. 2.5). При його рухах положення поверхонь, що відбивають



Рис. 2.3 УЗД серця в В-режимі сканування



Рис. 2.4 Плід в порожнині матки і тривимірне зображення обличчя плода

ультразвук, закономірно змінюється. В результаті цього змінюється час повернення ехосигналів до датчика. Ці зміни реєструються у вигляді вертикальних відхилень електронного променя на дисплеї. Їх величина характеризує амплітуду коливань структур, що обстежуються, наприклад, клапанів серця. Горизонтальна розгортка променя на дисплеї відбувається безперервно з певною швидкістю і характеризує час.

М-режим застосовується, зокрема, в ехокардіографії при дослідженні скорочень різних відділів серця і рухів стулок його клапанів. На рис. 2.5 показаний принцип ехокардіографії. Стрілкою позначений напрямок ультразвукового сигналу, який від датчика (1) проходить через серце і відбивається послідовно від його стінок, перегородки і клапанів. На дисплеї видно, що грудна стінка залишається майже нерухою. Скорочуються частини серця, що обмежують одну з його порожнин (3). Найбільш велика амплітуда коливань клапанів, які перетинає ультразвуковий промінь.

Еходоплерографія - метод дослідження швидкості течії крові в серці та

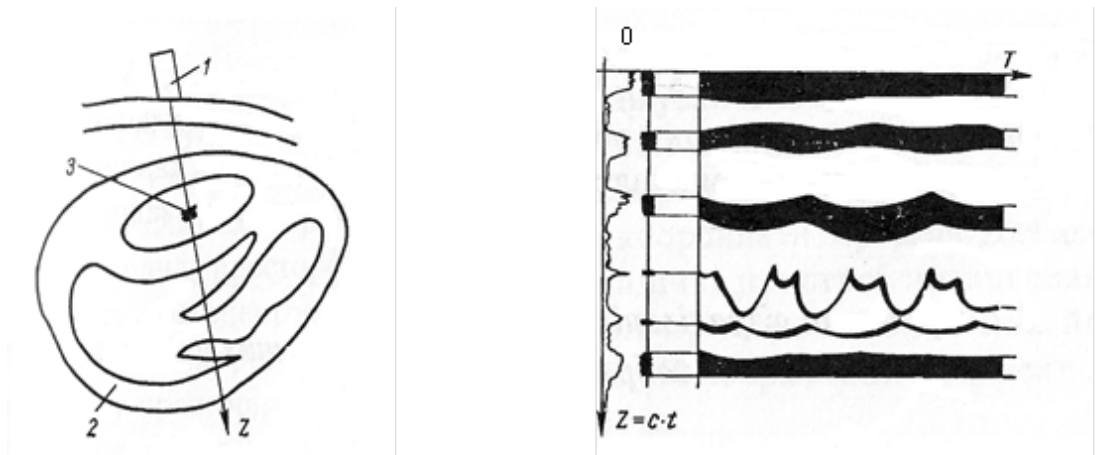


Рис. 2.5 Схема УЗД серця в М-режиме сканування

судинах, заснований на відбиванні ультразвукових хвиль. При цьому використовується ефект Допплера - зміна частоти хвиль, що отримує приймач, внаслідок руху джерела хвиль. Чим більша його швидкість, тим більше змінюється частота (*доплерівське зрушення*).

Зонduючий ультразвуковий сигнал направляють уздовж кровоносної судини (рис. 2.6). Він відбивається від рухомих клітин крові, які стають ніби рухомим джерелом ультразвуку. В результаті між частотою хвиль зонduючого сигналу і ехосигналу виникає доплерівське зрушення частоти, величина якого залежить від швидкості течії крові в судині.

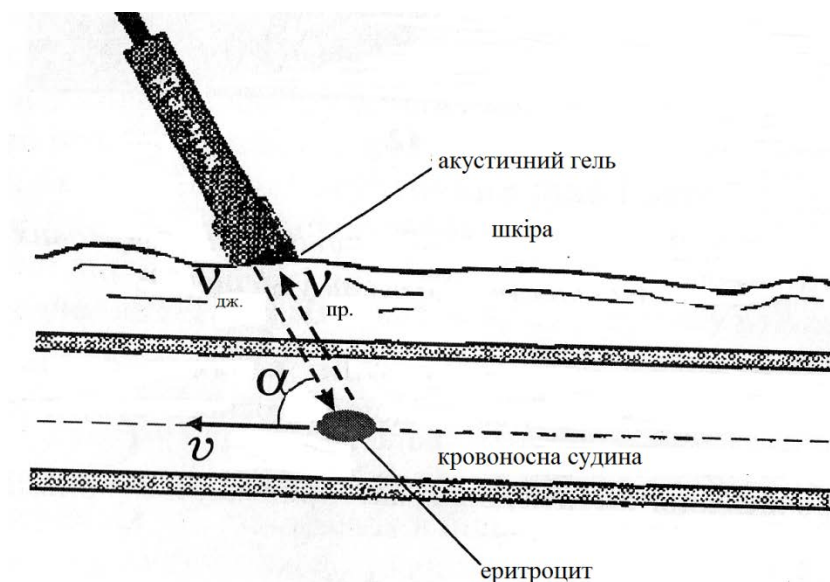


Рис. 2.6 Схема еходоплерографії

Еходоплерографія може об'єднуватися з В-режимом сканування. В

результаті на екрані приладу формується зображення судин або серця, на якому напрямок і швидкість руху крові позначається умовними кольорами. Метод еходоплерографії дозволяє також оцінити кровопостачання тканин.

Застосування ультразвуку в фізіотерапії

У фізіотерапії використовують ультразвукові хвилі частотою від 800 до 3000 кГц. Основу фізіологічної і лікувальної дії ультразвуку становлять викликані ним механічний, тепловий та фізико-хімічний ефекти.

Механічний вплив обумовлено високочастотними коливаннями, які передаються тканинам. В результаті в них відбувається мікровібрація на клітинному і субклітинному рівнях, яка призводить до змін активності мембран і внутрішніх структур клітини.

У рідинах під дією ультразвуку виникають змінні напруження стиску и розтягу, які перевищують сили взаємодії між молекулами. В результаті цілісність рідини порушується, в ній утворюються мікроскопічні порожнини, які виникають і зникають з виділенням теплоти, доки діє ультразвук. Цей процес утворення «пухирців» називається *кавітацією*.

Тепловий вплив виникає в результаті переходу енергії поглинених ультразвукових хвиль в теплоту. Підвищення температури тканин призводить до зростання активності ферментів і прискорення біохімічних реакцій, а також - до поліпшення місцевого кровообігу. Утворення теплоти відбувається, в основному, на границях розділу середовищ.

Фізико-хімічний вплив ультразвуку полягає в прискоренні фізичних і хімічних процесів: зростає швидкість дифузії, відбувається розпад молекул на іони, утворюються вільні радикали, змінюються електронні стани атомів і т.п. Фізико-хімічний вплив ультразвуку тісно пов'язаний з механічним і тепловим.

Підвищення проникності біомембран під дією ультразвуку дозволяє в процесі ультразвукової терапії проводити *фонофорез* - введення лікарських речовин через неушкоджену шкіру.

Застосування ультразвуку в хірургії

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

відновлювальних і пластичних операцій.

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

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

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

Ультразвукова літотрипсія

Літотрипсія – це руйнування каменів жовчного міхура і сечовивідних шляхів за допомогою фокусованого ультразвуку. Точну локалізацію каменів виявляють за допомогою діагностичного ультразвукового приладу.

Існує два методи літотрипсії нирок. При дистанційному (*екстракорпоральному*) методі ультразвукові хвилі генеруються за межами тіла пацієнта і спеціальними методами фокусуються на камені в нирковій мисці (рис. 2.7). Під дією ультразвукових хвиль відбувається руйнування каменю, і його залишки виділяються природним шляхом.

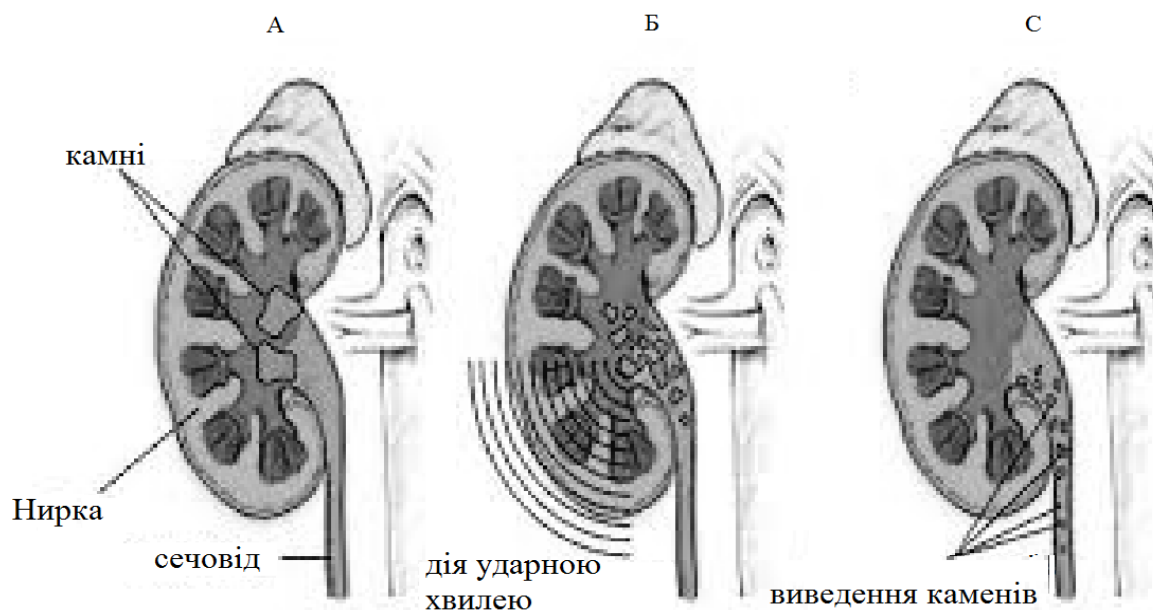


Рис. 2.7. Екстракорпоральна літотрипсія каменя ниркової миски

Іншим методом є *контактна літотрипсія*. Джерело ультразвукових хвиль, необхідний для руйнування каменю, підводять до нього за допомогою спеціального ендоскопа без хірургічного втручання. На рис. 2.8 показана літотрипсія каменю сечоводу. Після руйнування каменю його залишки можуть видаляти за допомогою *уретроскопа* - ендоскопічного інструменту для дослідження сечоводу.

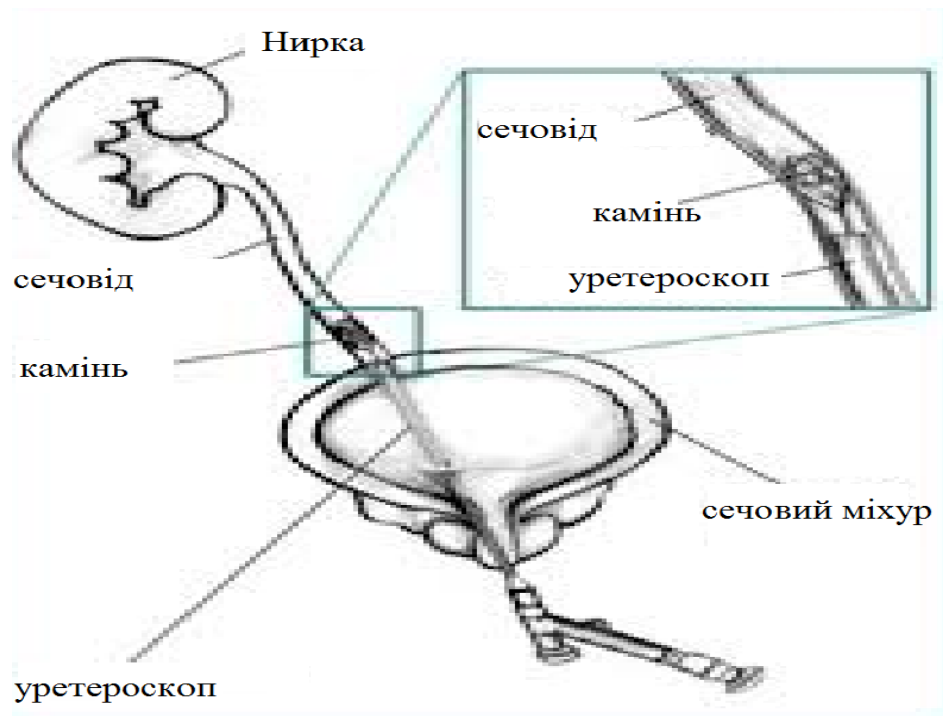


Рис. 2.8. Схема здійснення контактної літотрипсії

Контрольні питання:

1. Вкажіть особливості розповсюдження ультразвуку.
2. Що таке акустичний імпеданс речовини? Яким чином він впливає на відбивання ультразвуку на границі двох середовищ?
3. Охарактеризуйте А-, В- і М-режими УЗД органів.
4. Вкажіть призначення і принцип здійснення еходоплерографії.
5. Охарактеризуйте механічну, теплову і фізико-хімічну дію ультразвуку на речовину.
6. Для чого застосовується фонофорез?
7. Що таке ультразвукова літотрипсія?

Виберіть правильну відповідь:

1. Визначте явище, за допомогою якого отримують ультразвук для використання у медичних цілях:

- А. ефект Допплера
- Б. ефект відбивання
- В. прямий п'єзоефект
- Г. ефект заломлення
- Д. зворотній п'єзоефект

2. Дифракція ультразвуку:

- А. не відбувається зовсім
- Б. виражена сильно внаслідок великої його частоти
- В. виражена мало внаслідок великої його частоти
- Г. виражена сильно внаслідок великої його довжини хвилі
- В. виражена мало внаслідок великої його довжини хвилі

3. Візуалізація ехосигналів у вигляді відхилення променя розвертки використовується в :

- А. еходоплерографії
- Б. режимі М ехографії
- В. режимі А ехографії
- Г. режимі В ехографії
- Д. ультразвуковій літотрипсії

4. Визначте, що таке кавітація під впливом ультразвуку:

- А. виникнення дрібних пухирців у рідині
- Б. збільшення температури рідини
- В. виникнення хвиль у рідині
- Г. роздрібнення твердих речовини
- Д. зменшення температури речовин

5. Проаналізуйте, що може бути причиною ефекту Допплера:

- А. джерело хвиль знаходиться на далекій відстані від приймача
- Б. джерело хвиль розташовано надто близько до приймача
- В. джерело хвиль переміщується відносно приймача
- Г. частота джерела і приймача хвиль співпадають
- Д. джерело і приймач хвиль нерухомі

6. Визначте, для чого слугує еходоплерографія:

- А. для прогрівання біологічних тканин
- Б. для виявлення чужорідних тіл у тканинах
- В. для вимірювання швидкості крові у судинах
- Г. для вимірювання швидкості ультразвуку
- Д. для визначення інтенсивності ультразвуку

7. Фонофорез використовують для:

- А. визначення інтенсивності ультразвуку
- Б. виявлення чужорідних тіл у тканинах
- В. вимірювання швидкості крові у судинах
- Г. подрібнення каменів в печінці і нирках
- Д. введення ліків через неушкоджену шкіру

8. Визначте, для чого слугує ехографія:

- А. для прогрівання біологічних тканин
- Б. для виявлення внутрішньої структури органів
- В. для вимірювання швидкості крові у судинах
- Г. для вимірювання швидкості ультразвуку
- Д. для введення ліків через неушкоджену шкіру

9. Для чого застосовують літотрипсію:

- А. для прогрівання біологічних тканин
- Б. для виявлення чужорідних тіл у тканинах
- В. для подрібнення каменів в печінці і нирках
- Г. для вимірювання швидкості ультразвуку
- Д. для введення ліків через неушкоджену шкіру

10. Руйнівна дія ультразвуку заснована на :

- | | | |
|---------------|------------------|--------------|
| А. дифракції | Б. відбиванні | В. кавітації |
| Г. заломленні | Д. інтерференції | |

3. ФІЗИЧНІ ОСНОВИ ГЕМОДИНАМІКИ

Рух крові в серцево-судинній системі може бути зрозумілим на основі законів *гідродинаміки*, яка є розділом фізики, що вивчає рух рідин. Властивості рідин (плинність, в'язкість, поверхневий натяг і т.п.) описує *реологія*.

Рівняння неперервності струмини

Описати рух рідини – це визначити швидкість, з якою окремі частинки рідини проходять через кожную точку простору, в якому тече рідина:

$$v = \frac{X}{t}, \left[\frac{m}{c} \right]$$

Швидкість течії v називається *лінійною*. Крім того, для рідини властива *об'ємна швидкість*, або *потік* Q – це об'єм рідини V , що протікає через поперечний переріз трубки за одиницю часу t :

$$Q = \frac{V}{t} \quad \left[\frac{m^3}{c} \right]$$

Відомо, рідина є практично нестисливою. В умовах її течії нерозривним струменем величина Q у всіх поперечних перерізах трубки в будь-який момент часу однакова:

$$Q_1 = Q_2 = \dots = Q_n = const$$

Об'ємна швидкість Q прямо пропорційна лінійній швидкості течії рідини і площі поперечного перерізу S :

$$Q = v \cdot S$$

$$v_1 \cdot S_1 = v_2 \cdot S_2 = \dots v_n \cdot S_n = const$$

Цей вираз представляє собою *рівняння неперервності струмини*. Сенс його полягає в тому, що добуток лінійної швидкості течії рідини на площу поперечного перерізу трубки в будь-який момент часу в усіх перерізах є однаковим.

З цього рівняння слідує, що лінійна швидкість течії рідини в будь-якому перерізі трубки обернено пропорційна площі цього перерізу:

$$\frac{v_1}{v_2} = \frac{S_2}{S_1}$$

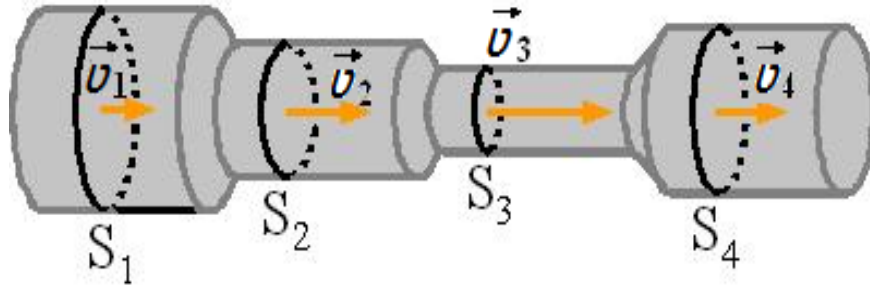


Рис. 3.1. Зміни лінійної швидкості течії рідини в трубці змінного перерізу

Тиск рідини в трубках

Рідина може текти в трубках лише завдяки тиску.

Тиском P називається сила F , що діє на одиницю площі поверхні S і спрямована перпендикулярно до даної поверхні:

$$P = \frac{F}{S}$$

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

Повний тиск $P_{\text{повн}}$ рідини, що рухається, визначається її *питомою енергією*, тобто енергією, що припадає на одиницю об'єму. За рахунок цієї енергії рідина може переміщатися і здійснювати роботу. Величина повного тиску описується рівнянням Бернуллі, в яке входять три складових:

$$P_{\text{полн}} = P_{\text{ст}} + \frac{\rho \cdot v^2}{2} + \rho \cdot g \cdot h$$

У цьому рівнянні:

$P_{\text{ст}}$ - статичний тиск, обумовлений пружними силами в рідині;

$\rho \cdot v^2 / 2$ - динамічний тиск, який залежить від швидкості течії рідини v і її густини ρ ;

ρgh - гідростатичний (гідравлічний) тиск, який визначається густиною рідини і висотою h даного перерізу рубки відносно умовно обраного рівня.

В умовах течії рідини в горизонтальній трубці, повний тиск рідини описується виразом:

$$P_{\text{полн}} = P_{\text{ст}} + \frac{\rho \cdot v^2}{2}$$

$P_{\text{ст}}$ відповідає потенціальній енергії рідини, $\rho \cdot v^2 / 2$ - її кінетичній енергії. Якби рідина була позбавлена тертя (*"ідеальна рідина"*), її енергія не витрачалася би на його подолання. В такому випадку величина повного тиску

в будь-якому перерізі трубки залишалася би незмінною.

Однак будь-яка реальна рідина має внутрішнє тертя. На його подолання витрачається енергія рухомої рідини. Тому величина повного її тиску неминуче знижується по ходу трубки, по мірі віддалення від насосу.

В'язкість і внутрішнє тертя рідини

Внутрішнє тертя рідини обумовлено силами взаємодії між її молекулами. *В'язкість* рідини вперше досліджував Ньютон, який назвав цю властивість "недостатнім ковзанням". На рис. 3.2 представлена схема досліду Ньютонів. Він вивчав течію рідини між паралельними пластинами, відстань між якими дорівнювала x .

Нижня пластина була закріпленою, а верхня могла рухатись з постійною швидкістю під впливом постійної сили F . Рідина, що знаходилась між пластинами, мала в'язкість і чинила опір дії сили. При переміщенні верхньої пластини рідина починала рухатися. При цьому між пластинами створювався певний розподіл швидкостей різних шарів рідини. Вектори їх швидкостей позначені на рис. 3.2 стрілками.

З найбільшою швидкістю переміщався шар, прилеглий до верхньої пластини. Він захоплював за собою наступний шар рідини, але швидкість останнього була меншою і т.д. Шар, який прилягав до нижньої пластини, залишався нерухомим. В результаті між пластинами виникав *градієнт швидкості* течії рідини $\frac{dv}{dx}$.

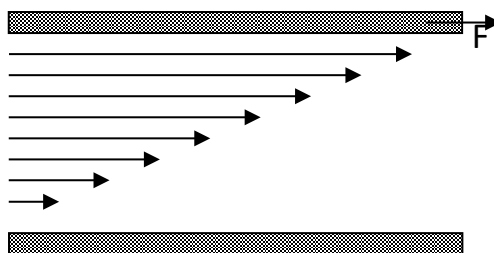


Рис. 3.2 Розподіл величини швидкості в рідині при її перебігу

Сила, що діє, на верхню пластину, необхідна для подолання тертя рідини. Вона дорівнює за своєю величиною силі тертя і описується рівнянням *Ньютонів*:

$$F = \eta \cdot \frac{dv}{dx} \cdot S$$

У цьому рівнянні dv/dx - градієнт швидкості, який характеризує її зміни в перпендикулярному її вектору напрямку, S - площа поверхні взаємодіючих шарів рідини, η (грец. "ета") - коефіцієнт пропорційності, який називається *коефіцієнтом в'язкості*, або просто *в'язкістю*. Він чисельно дорівнює силі, яку потрібно прикласти до рухомої пластини, якщо площа взаємодіючих шарів рідини дорівнює одиниці, при градієнті швидкості, рівному одиниці. Розмірність коефіцієнта в'язкості в СІ – $Па \cdot c$.

В'язкість рідини залежить від її природи і температури. Вона може бути виміряна за допомогою спеціальних приладів, які називаються *віскозиметрами*. Часто обмежуються визначенням *відносної в'язкості* рідини - відношення її в'язкості до в'язкості води, прийнятій за одиницю.

Ньютонівські і неньютонівські рідини

Рівняння Ньютона застосовується не до всіх рідин. Воно визначає силу тертя лише тих рідин, в'язкість яких залежить тільки від їх природи і температури, але не від швидкості течії. До цієї категорії відносяться однорідні низькомолекулярні рідини (вода, спирт і т.д.). Такі рідини називаються *ньютонівськими*.

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

Ламінарна і турбулентна течія рідини

Ламінарною називається така течія рідини, коли вона переміщується шарами, кожен з яких характеризується своєю швидкістю. Такий вид течії в трубці круглого перерізу представлений на рис. 3.3. Швидкість течії в кожній точці поперечного перерізу залишається постійною. Всі частинки рідини переміщуються паралельно осі трубки. Розподіл векторів швидкості шарів рідини в поперечному перерізі трубки являє собою параболу.

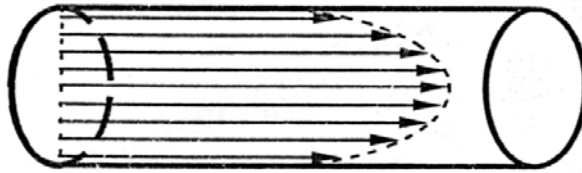


Рис. 3.3 Профіль розподілу векторів швидкостей при ламінарній течії рідини в трубці круглого перерізу

Інший тип течії рідини - *турбулентний*. Він характеризується тим, що швидкості частинок рідини безперервно безладно змінюються, в результаті чого в потоці утворюються місцеві завихрення. Частинки переміщуються не тільки паралельно, а й перпендикулярно осі трубки. В цих умовах відбувається безперервне перемішування рідини.

Для підтримання турбулентної течії рідини потрібно більше енергії, ніж для ламінарній течії.

О.Рейнольдс показав, що перехід ламінарної течії рідини в турбулентну залежить від ряду параметрів: в'язкості рідини η , її густини ρ , швидкості її течії v і діаметру трубки d . Вказані величини входять в *рівняння Рейнольдса*:

$$Re = \frac{v \cdot d \cdot \rho}{\eta}$$

Re - безрозмірна величина, *число Рейнольдса*. При малих значеннях цього числа течія рідини є ламінарною. Коли число Рейнольдса перевищує деяку критичну величину, ламінарна течія переходить в турбулентну. Для трубки круглого перерізу критична величина числа Рейнольдса становить близько 2000.

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

Течія в'язкої рідини в трубках. Рівняння Пуазейля

Французький фізик і фізіолог А. Пуазейль експериментально встановив один з основних законів гідродинаміки, який важливий для опису течії крові в серцево-судинній системі. Цей закон характеризує об'ємну швидкість ламінарної течії рідини і фактори, від яких вона залежить (рис. 3.4).

Об'ємна швидкість рідини Q визначається *рівнянням Пуазейля*:

$$Q = \frac{(P_1 - P_2) \pi r^4}{8 \eta \cdot l}$$

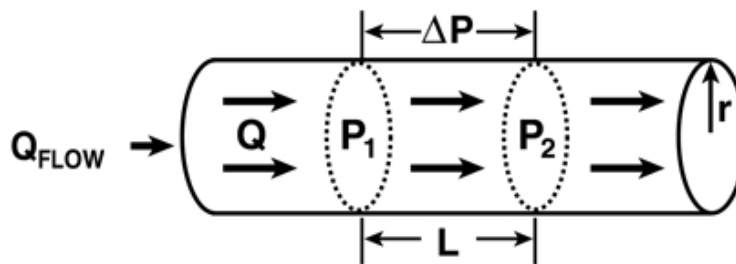


Рис. 3.4 Фактори, що визначають об'ємну швидкість рідини

В даному рівнянні різниця тисків ($P_1 - P_2$)- це сила, що змушує рідину переміщатися по трубці. Радіус трубки (r) в четвертому ступені, її довжина (l) і в'язкість рідини (η) - фактори, які впливають на величину об'ємної швидкості.

Рівняння Пуазейля можна зробити більш універсальним, якщо ввести додаткову величину R - *гідродинамічний опір*:

$$R = \frac{8\eta \cdot l}{\pi r^4}$$

Тоді рівняння Пуазейля набуде вигляду:

$$Q = \frac{(P_1 - P_2)}{R} \quad \text{або} \quad Q = \frac{\Delta P}{R}$$

Таким чином, сенс рівняння Пуазейля полягає в тому, що об'ємна швидкість рідини знаходиться в прямій залежності від різниці тисків на початку і в кінці трубки (або системи трубок) і в зворотній залежності від величини її (їх) гідродинамічного опору.

Використання поняття гідродинамічного опору розширює рамки застосування рівняння Пуазейля від однієї трубки круглого перерізу до системи трубок будь-якої складності. Така система може складатися з багатьох трубок, з'єднаних послідовно або/та паралельно. Її гідродинамічний опір можна розрахувати не у всіх випадках, однак його можна виміряти експериментально. Все це дозволяє використовувати рівняння Пуазейля для пояснення особливостей течії крові в серцево-судинній системі.

В'язкість крові

Кров є суспензією кров'яних клітин в рідині складного вмісту - плазмі.

Кров'яні клітини представлені червоними кров'яними тільцями (еритроцитами), білими кров'яними тільцями (лейкоцитами) і кров'яними пластинками. Плазма є водним розчином електролітів, білків, поживних речовин, продуктів обміну і т.д. Об'єм крові в організмі людини становить приблизно 7% загального об'єму тіла. На еритроцити доводиться приблизно 45% об'єму крові, а на інші клітини – менше, ніж 1%.

В'язкість крові значно перевищує в'язкість води. В середньому, відносна в'язкість крові дорівнює 4,5 (від 3,5 до 5,4). Відносна в'язкість плазми менша. Вона дорівнює в середньому 2,2 (від 1,9 до 2,6). В'язкість крові вимірюють за допомогою спеціального приладу - *віскозиметру*.

Величина в'язкості крові визначається, в основному, концентрацією в ній еритроцитів (показник – *гематокрит*) і, в меншій мірі - концентрацією білків в плазмі.

В'язкість крові залежить також від швидкості течії. При зменшенні швидкості еритроцити об'єднуються в скупчення, так звані «монетні стовпчики». Це явище збільшує в'язкість крові. Воно могло би мати місце в кровоносних судинах маленького діаметру, в яких швидкість крові невелика. Проте існує фізіологічний механізм, який викликає зменшення в'язкості крові в таких судинах - *феномен Фареуса-Ліндквіста*. Його пояснення полягає, очевидно, в орієнтації еритроцитів уздовж осі судини. Вони утворюють як би циліндр, оточений тонким шаром плазми. В сосудах малого діаметру це сприяє ковзанню кров'яних клітин по пристінковій плазмі.

Еритроцити здатні переміщатися навіть у найтонших судинах - капілярах, діаметр яких менше розмірів самих еритроцитів. Це можливо завдяки їх здатності змінювати свою форму, що, в свою чергу, зумовлено еластичністю їх мембран.

Робота серця

При кожній систолі серце виконує роботу A , яка полягає у наданні певному об'єму крові V (*сistolічному об'єму*) статичного тиску P і у приданні масі крові m швидкості v . Це свідчить, що робота як лівого, так і правого шлуночків серця за один цикл складає:

$$A = PV + \frac{mv^2}{2}$$

Перший з додатків відповідає потенціальній енергії крові, яку вона отримує від серця, а другий - її кінетичній енергії. Величини P і V

змінюються в часі, тому для розрахунку роботи серця використовують їх середні значення.

З експериментів відомо, що середня величина P в лівому шлуночку становить у спокої близько 100 мм рт. ст., а швидкість крові в аорті - 0,5 м/с. Величина V в спокої дорівнює в середньому 70мл. Підставивши ці величини в наведене вище рівняння, отримаємо приблизну величину роботи лівого шлуночка за один серцевий цикл:

$$PV \sim 0,931 \text{ Дж} \qquad \frac{mv^2}{2} = 0,009 \text{ Дж}$$

$$A \sim 0,931 \text{ Дж} + 0,009 \text{ Дж}$$

Таким чином, 99% роботи лівого шлуночка серця витрачається на те, щоб підвищити тиск об'єму крові і лише 1% - на повідомлення їй швидкості. Відповідно, статичний тиск в аорті становить 99% повного тиску, а динамічний - тільки 1%. Це свідчить, що основна частина питомої енергії крові в аорті є потенціальною і лише дуже мала частина – кінетичною.

Тиск крові в легеневій артерії значно нижче, ніж в аорті, а швидкість крові приблизно така сама. Підрахунки показують, що для правого шлуночка $A \sim 0,15 \text{ Дж}$.

Тиск крові в серцево-судинній системі

Вище було вказано, що величина повного тиску рідини відповідає її питомій енергії. У серцево-судинній системі цю енергію крові надає серце. Тому найбільший її тиск спостерігається на виході з серця: у великому колі кровообігу - в аорті, а в малому колі - в легеневій артерії. При переміщенні крові в судинах її енергія витрачається на подолання гідродинамічного опору, в результаті чого кров'яний тиск падає по мірі віддалення судин від серця.

В артеріальній частині серцево-судинної системи відбуваються пульсові коливання тиску. Пік тиску під час систоли називають максимальним (сistolічним), а найменша величина його під час діастоли - мінімальним (діастоличним) тиском. У людини середнього віку систолічний тиск у великих артеріях дорівнює близько 120 мм рт. ст., а діастоличний - 60 мм рт. ст.

За рівнянням Пуазейля, зменшення тиску ΔP по ходу трубки або системи трубок будь-якої складності визначається їх гідродинамічним опором R і об'ємною швидкістю рідини Q :

$$\Delta P = QR$$

В серцево-судинній системі $\Delta P = P_a - P_v$, де P_a - тиск крові в аорті, а P_v - тиск крові в порожнистих венах. Відомо, що тиск в них мало відрізняється від нуля. Тому тиск крові в аорті можна уявити як функцію двох змінних:

$$P_a \sim QR,$$

де R - опір судин великого кола кровообігу, а Q - об'ємна швидкість крові в аорті. Її мірою прийнято вважати *хвилинний об'єм крові (ХОК)* - об'єм крові, що серце виштовхує в аорту протягом однієї хвилини.

Величина *ХОК* може збільшуватися в результаті зростання частоти і сили скорочень серця і зменшуватися при послабленні серцевої діяльності. Величина *ХОК* може знизитися також в результаті зменшення об'єму циркулюючої крові, наприклад, при значній крововтраті.

Другим фактором, що визначає величину тиску крові в аорті, є опір судин великого кола кровообігу. Відомо, що найбільший опір у порівнянні з іншими судинами мають артеріоли. Важливим є те, що їх опір може значно змінюватися: збільшуватися при їх звуженні і зменшуватися - при розширенні. Тому звуження великого числа артеріол призводить до збільшення тиску крові в результаті зростання гідродинамічного опору судинної системи, навіть при незмінній величині *ХОК*.

Порівняльна величина середнього тиску крові в судинах великого кола кровообігу представлена на рис. 3.5.



Рис. 3.5 Тиск крові в різних відділах великого кола кровообігу

Тиск крові є найбільшим в аорті, а найменшим - в порожнистих венах, тобто він зменшується по ходу великого кола кровообігу при віддаленні судин від серця. Аналогічне явище відзначається в малому колі. Причиною цього, як вже зазначалося, є гідродинамічний опір судин, на подолання якого витрачається енергія крові.

Тиск крові знижується найбільшою мірою на тих ділянках судинного русла, які мають найбільший гідродинамічний опір. Його величина у аорті і великих артерій відносно невелика, у зв'язку з чим тиск крові лише незначно знижується в цих судинах.

Найбільший гідродинамічний опір, як вже згадувалось вище, мають артеріоли – він складає приблизно 50% загального гідродинамічного опору судинної системи. Тому в артеріолах великого кола середній тиск знижується до 35 – 70 мм рт.ст.

Подальше зниження тиску крові відбувається в капілярах, на частку яких припадає приблизно 25% загального опору судин. Тиск в венозному кінці капіляра нижче, ніж в артеріальному. Тиск крові продовжує падати і по ходу вен, проте в набагато меншому ступені, оскільки їх гідродинамічний опір порівняно невеликий. Тиск крові у великих венах знижується до нуля, а за рахунок присмоктуючої дії серця протягом діастолі стає негативним.

На величину тиску крові в серцево-судинній системі також впливає сила тяжіння, яка обумовлює наявність гідростатичного компонента тиску. При положенні людини лежачи такий компонент не впливає суттєво на величину тиску крові в судинах. У вертикальному положенні роль гідростатичного тиску більш значна. Так в судинах голови у людини, яка стоїть вертикально, тиск приблизно на 30 мм рт. ст. нижчий, ніж на рівні серця; в судинах нижніх кінцівок (на рівні стопи) - на 30 мм рт. ст. вищий.

Методика вимірювання артеріального тиску крові

Величину артеріального тиску (АД) у людини вимірюють за допомогою акустичного методу Короткова.

Приладом для цього служить *сфігмоманометр*. До його складу входять стрілочний манометр, гумові манжета і груша.

Манжету надягають на плече для вимірювання тиску крові в плечовій артерії. Тиск повітря в манжеті підвищують за допомогою натискання на грушу до тих пір, доки просвіт артерії не буде повністю закритий. Про це буде свідчити відсутність пульсу променевої артерії. Потім тиск в манжеті

поступово зменшують. Коли він стає нижче максимального артеріального тиску, артерія починає відкриватися на короткі періоди лише під час систоли (рис. 3.6). В ці моменти швидкість крові вище звичайної, тому течія крові турбулентна. Це служить основною причиною виникнення звуків, які називаються *тонами Короткова*. Їх прослуховують за допомогою ф

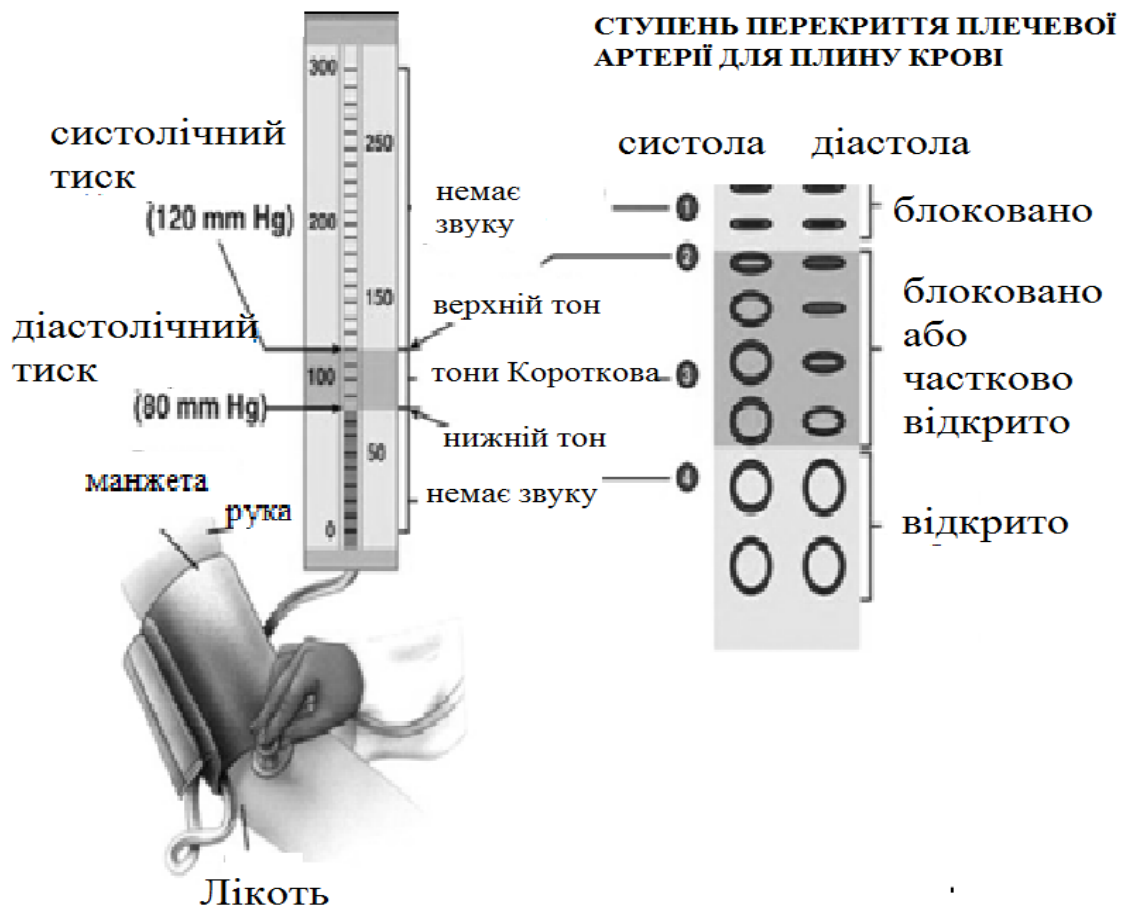


Рис. 3.6. Вимірювання артеріального тиску крові по Короткову

При подальшому зниженні тиску в манжеті артерія під час систоли залишається відкритою протягом більш тривалого проміжку часу, а під час діастоли закривається або відкривається лише частково. Тони Короткова продовжують бути чутні і стають голосніше.

При пониженні тиску в манжеті до рівня мінімального артеріального тиску, артерія протягом усього серцевого циклу залишається відкритою. Ламінарна течія крові відновлюється, і тони Короткова зникають.

Таким чином, поява тонів Короткова при зниженні тиску повітря в манжеті сфігмоманометра сигналізує про величину максимального

(систоличного), а їх зникнення відповідає мінімальному (діастолічному) артеріальному тиску.

Об'ємна швидкість кровоплину в серцево-судинній системі

У фізіологічних умовах течія крові майже в усіх відділах судинної системи є ламінарною. Виняток становлять лише порожнини серця і початкові відділи аорти і легеневої артерії, де потік крові в умовах фізичного навантаження може бути турбулентним.

Ламінарний характер течії крові в судинах дозволяє використовувати для оцінки величини об'ємної швидкості кровоплину рівняння Пуазейля. При незмінному системному тиску її величина в будь-якому органі визначається гідродинамічним опором кровоносних судин. Він залежить від декількох змінних: радіуса і довжини судин і в'язкості крові.

Відомо, що довжина кровоносних судин не може змінюватися, а в'язкість крові в нормальних умовах залишається постійною. Тому вирішальне значення для об'ємної швидкості крові мають зміни радіуса судин, головним чином, артерій і артеріол. Звуження цих судин в будь-якому органі призводить до зростання їх гідродинамічного опору і зменшення об'ємної швидкості кровоплину, а розширення – до протилежних змін вказаних фізичних величин.

Умови, при яких відбуваються зміни радіуса артерій і артеріол, розглядаються в курсі нормальної фізіології. Наприклад, відомо, що при фізичному навантаженні розширюються артеріоли скелетних м'язів, що призводить до збільшення в них об'ємної швидкості крові.

Величина об'ємної швидкості крові має важливе значення для оцінки функціонального стану судинної системи. В окремих органах об'ємну швидкість можна виміряти методом еходоплерографії.

Лінійна швидкість кровоплину в серцево-судинній системі

Відповідно до рівняння неперервності струмини, швидкість течії рідини в трубці зі змінним перерізом обернено пропорційна його площі. Це відноситься і до системи трубок, однак в цьому випадку необхідно взяти до уваги суму поперечних перерізів всіх паралельно з'єднаних трубок.

Судинна система складається з великої кількості судин, з'єднаних як послідовно, так і паралельно. Кров тече одночасно в усіх цих судинах. У зв'язку з цим для порівняння лінійної швидкості кровоплину в артеріях,

капілярах, венах необхідно враховувати не площу перерізу окремої судини, а сумарну площу перерізу всіх судин даного типу.

Кровоносна система людини замкнута. Тому в будь-який момент часу об'ємна швидкість кровоплину в усіх перерізах судинної системи практично однакова. Об'єм крові, який протікає за одиницю часу через аорту, в будь-який момент дорівнює об'єму, що тече через всі артерії, всі капіляри і т.д. Для визначення середньої швидкості кровоплину в судинах різного типу потрібно розділити об'єм крові на сумарну площу їх поперечного перерізу.

Аорта має найбільшу площу перерізу в порівнянні з іншими судинами. Однак сума площ перерізів всіх артерій перевищує площу перерізу аорти. Це стосується і капілярів, сумарна площа перерізу яких перевершує площу перерізу аорти в 500 - 600 раз. В свою чергу сума площ перерізів вен значно менше, ніж капілярів. Чим більша сумарна площа перерізу судин якогось типу, тим повільніше плине в них кров.

В судинах великого кола кровообігу (рис. 3.7) лінійна швидкість максимальна в аорті (0,2-0,5 м/с) і мінімальна в капілярах (0,0003 м/с). У венах цей показник збільшується в порівнянні з капілярами. У великих венах лінійна швидкість крові досягає 0,1-0,15 м/с. Аналогічно розподіляється лінійна швидкість кровоплину і в судинах малого кола.

Для вимірювання швидкості течії крові використовують метод еходоплерографії. Він дозволяє виміряти середні швидкості течії крові в серці і кровоносних судинах і розподіл величин швидкості в межах їх поперечного перерізу.

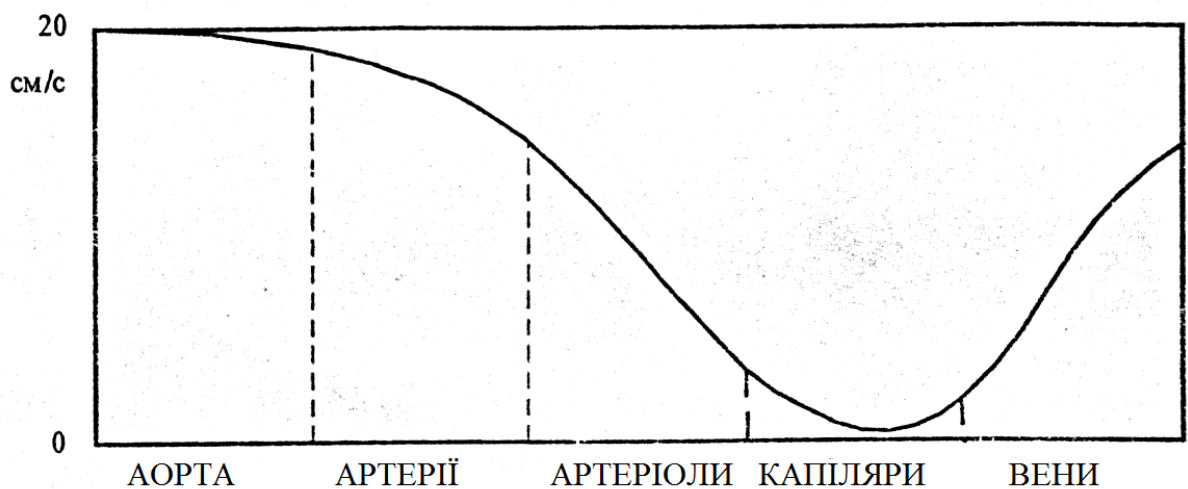


Рис. 3.7 Лінійна швидкість течії крові в різних відділах судинної системи

Контрольні питання:

1. Поясніть рівняння неперервності потоку.
2. Дайте визначення в'язкості рідини, використовуючи рівняння Ньютона.
3. Що таке ламінарний і турбулентний плин рідини?
4. Як рівняння Рейнольдса використовують для визначення характеру плину рідини?
5. Назвіть фізичні величини, які визначають об'ємну швидкість плину рідини за законом Пуазейля.
6. Вкажіть основні фактори, що визначають в'язкість крові.
7. Обґрунтуйте зміни лінійної швидкості крові у серцево-судинній системі людини.
8. Поясніть зміни середнього тиску крові в різних відділах серцево-судинної системи людини.
9. Поясніть на основі закону Пуазейля, які фактори визначають величину артеріального тиску у людини.
10. Опишіть акустичний метод вимірювання артеріального тиску за Коротковим.

Виберіть правильну відповідь:

1. Проаналізуйте, як буде змінюватись об'ємна швидкість течії рідини у трубці з різною площею її поперечних перерізів:

- А. не буде змінюватись
- Б. буде збільшуватись в вузьких місцях
- В. буде збільшуватись у широких місцях
- Г. буде зменшуватись в вузьких місцях
- Д. буде зменшуватись у широких місцях

2. Проаналізуйте, як буде змінюватись лінійна швидкість течії рідини у трубці з різною площею її поперечних перерізів:

- А. не буде змінюватись
- Б. буде збільшуватись в вузьких місцях
- В. буде збільшуватись у широких місцях
- Г. буде зменшуватись в вузьких місцях
- Д. буде зменшуватись від початку до кінця трубки

3. Проаналізуйте, що може ламінарну течію перетворити на турбулентну течію:

- А. збільшення в'язкості рідини
- Б. збільшення швидкості течії рідини
- В. зменшення температури рідини
- Г. зменшення густини рідини
- Д. зменшення кількості рідини

4. Оцініть, як змінюється тиск крові при її переході з капілярів у вени:

- А. не змінюється
- Б. зменшується
- В. збільшується
- Г. залежить від зовнішніх умов
- Д. залежить від органу

5. Проаналізуйте, чому тиск крові в капілярах нижчий, ніж в артеріях:

- А. сума поперечних перерізів капілярів більша, ніж артерій
- Б. енергія крові витрачається на подолання опору судів
- В. капіляри мають менший радіус, ніж артерії
- Г. стінка капілярів тонша, ніж у артерій
- Д. із-за більшої кількості капілярів, ніж артерій

6. Проаналізуйте, як зміниться об'ємна швидкість кровоплину в м'язах, якщо в результаті фізичного навантаження мускулатура стінок артеріол м'язів розслаблюється і ширина їх просвіту збільшується.

- А. не зміниться
- Б. зменшиться
- В. впаде до нуля
- Г. збільшиться
- Д. досягне ударного об'єму

7. Оцініть на основі закону Пуазейля, які величини визначають гідродинамічний опір трубки:

- А. довжина і радіус трубки, в'язкість рідини
- Б. в'язкість і густина рідини, довжина трубки
- В. тиск, в'язкість рідини, довжина трубки
- Г. швидкість, в'язкість рідини, довжина трубки
- Д. швидкість рідини, довжина і радіус трубки

8. Оцініть, в яких судинах швидкість зменшення тиску крові максимальна:

А. артерії Б. артеріоли В. капіляри Г. венули Д. вени

9. Визначте, який з факторів впливає в найбільшій мірі на в'язкість крові:

А. концентрація білків в плазмі Б. концентрація солей в плазмі
В. концентрація еритроцитів Г. концентрація лейкоцитів
Д. концентрація водневих іонів

10. Обґрунтуйте, чому кров тече з капілярів в вени:

А. вени мають спеціальні клапани, які відсутні у капілярів
Б. площа поперечних перерізів вен менша, ніж капілярів
В. тиск крові в капілярах вище, ніж у венах
Г. швидкість течії крові у венах більша, ніж в капілярах
Д. площа поперечних перерізів вен більша, ніж капілярів

4. ТЕРМОДИНАМІКА БІОЛОГІЧНИХ СИСТЕМ

Термодинаміка – розділ фізики, що вивчає різні форми *енергії*, засоби її передачі і перетворення з одних форм і видів в інші. Термодинаміка досліджує макроскопічні системи, до яких можна застосувати поняття температури, тиску і т.д. Термодинаміка заснована на кількох загальних законах, які є універсальними і базуються на досягненнях багатьох наук. Основні закони термодинаміки є спільними для живої і для неживої природи.

Термодинаміка широко використовує поняття *термодинамічної системи (ТДС)*, якою вважають будь-яке тіло або об'єднання декількох тіл, відокремлені реальними або уявними границями від навколишнього середовища. Прикладами живих ТДС можуть служити клітина, серце, організм, біосфера і т.д. Існує три типи термодинамічних систем, в залежності від типу взаємодії з навколишнім середовищем.

Ізольована система не обмінюється енергією або речовиною з навколишнім середовищем. Такі системи не існують в реальних умовах, але уявлення про них використовують для розуміння основних законів термодинаміки.

Закрита система може обмінюватися з зовнішнім середовищем енергією, але не речовиною. Приклади: закрита посудина з рідиною, батарея опалення і т.п.

Відкрита система обмінюється з зовнішнім середовищем як енергією, так і речовиною. Приклади: живі ТДС, відкрита посудина з рідиною.

Параметри стану термодинамічних систем

Термодинаміка описує стан ТДС за допомогою прямих вимірювань макроскопічних змінних величин, які називаються *параметрами стану*. Це температура, об'єм, тиск, хімічний склад, концентрація і т.п. Стан ізольованої системи в умовах, коли параметри її стану не змінюються, називається *термодинамічною рівновагою*. Він є абсолютно стабільним і може існувати протягом необмеженого періоду часу. При виведенні ізольованої системи із термодинамічної рівноваги, система мимовільно повертається в цей стан.

Поняття внутрішньої енергії, роботи і теплоти

Надзвичайно важливими поняттями термодинаміки є *енергія, робота і теплота*.

Енергія, в широкому сенсі, визначає здатність термодинамічної системи здійснювати роботу. Існують різні форми енергії: механічна, електрична, хімічна і т.п., а її видами є кінетична і потенціальна енергія.

Внутрішня енергія системи – це загальна кінетична і потенціальна енергія всіх атомів молекул даної системи.

Загальна енергія системи представляє собою суму її внутрішньої енергії та кінетичної і потенціальної енергії системи як цілого.

Енергія може зберігатися і передаватися системою. Вона також може бути перетворена з однієї форми (виду) в іншу.

Існує два засоби передачі енергії: теплота і робота.

Теплота – енергія, що передається системою або системі за рахунок різниці температур. Існує декілька механізмів передачі теплоти: теплопровідність (кондукція), тепломасоперенос (конвекція) і теплове випромінювання.

Теплопровідність відбувається між об'єктами при їх безпосередньому контакті. Вона є результатом зіткнення молекул, протягом якого вони передають енергію одна одній.

Конвекція – перенесення теплоти від одного об'єкта до іншого за допомогою руху газу або рідини.

Теплопровідність і конвекція потребують присутності речовини між об'єктами, які передають теплоту один одному. Теплота також може переноситися і через вакуум за допомогою *випромінювання*. В цьому випадку теплота переноситься електромагнітними хвилями.

Робота, яку здійснює система або яка вчиняється над системою – ще один засіб передачі енергії. Можна навести багато прикладів, коли в результаті роботи система отримує енергію. Так, енергія газу в циліндрі підвищується при стисканні його поршнем. Різні типи роботи здійснюються біологічними системами. М'язи виконують механічну роботу. Електрична робота в клітинах полягає в перенесенні заряджених частинок (іонів).

Закони термодинаміки отримали назву *начала*. Вони є узагальненням досліджень багатьох природничих наук.

Перше начало термодинаміки

Перше начало термодинаміки виражає універсальний закон збереження енергії: загальна енергія в ізольованій системі залишається постійною і не змінюється в часі. Кількість енергії зберігається при переході

з однієї форми в іншу.

Перше начало термодинаміки виключає існування вічного двигуна першого роду – машини, яка могла би виконувати роботу, не споживаючи енергії.

Для неізольованої ТДС перше начало термодинаміки встановлює зв'язок між змінами в системі кількості теплоти ΔQ , роботи ΔA і внутрішньої енергії системи ΔU :

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

Це рівняння є математичним виразом першого закону термодинаміки для неізольованих систем: зміни внутрішньої енергії системи дорівнюють сумі змін в ній кількості теплоти і роботи.

Всі складові рівняння можуть бути позитивними і негативними. Так, $\Delta Q > 0$, коли система отримує теплоту, $\Delta Q < 0$, коли система віддає теплоту. $\Delta A > 0$, коли над системою виконують роботу, $\Delta A < 0$, коли система виконує роботу.

Перше начало термодинаміки та біологічні системи

В XIX столітті було доведено експериментальним шляхом, що енергетичні процеси, які відбуваються в біологічних системах, підпорядковані першому началу термодинаміки. Прийом їжі забезпечує біологічні системи енергією, яка використовується для виконання різних функцій організму і запасається для подальшого використання.

Енергія звільняється з поживних речовин в ході процесу біологічного окислення. Це складний і багатоступінчастий процес. Енергія поживних речовин використовується в клітинах – для синтезу *макроергічних сполук*, таких як *аденозинтрифосфат* (АТФ) та інші. Вони використовуються як джерело енергії для здійснення різноманітних функцій клітини.

Поживні речовини окислюються до кінцевих продуктів, які виводяться з організму. Наприклад, вуглеводи окислюються в організмі до діоксиду вуглецю (CO_2) і води:



Енергія, що виділяється при спалюванні одного грама глюкози в цій реакції, дорівнює 4,1 кілокалорій. В організмі людини окислення характеризується таким самим тепловим ефектом, не зважаючи на те, що проходить в декілька етапів. Це пояснює принцип Гесса, який заснований на

першому началі термодинаміки: тепловий ефект багатоступеневих хімічних реакцій не залежить від їх проміжних ступенів, а визначається тільки ентальпією початкових і кінцевих речовин.

Однакові продукти окислення глюкози та інших споживних речовин в організмі і при спалюванні свідчать про те, що в обох випадках виділяється однакова кількість енергії. Це дає можливість визначати енергетичну цінність споживних речовин методом *калориметрії*.

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

Для визначення витрат енергії організмом у процесі життєдіяльності застосовується *біокалориметрія*. Кінцевим продуктом всіх перетворень енергії в біологічних системах є теплота. При окисленні поживних речовин в організмі не вся енергія акумулюється в АТФ. Частина її перетворюється в *первинно-розсіяну теплоту*. Енергія, акумульована в макроергічних зв'язках АТФ, у процесі використання її клітинами переходить у *вторинно-розсіяну теплоту*. У зв'язку з цим всі енергетичні витрати людини (якщо вона не виконує зовнішньої роботи) можна визначити, вимірявши загальну кількість теплоти, що виділяється.

Біокалориметрію в 19 столітті проводили за допомогою великих камер, обладнаних теплоізоляцією, де перебували люди або піддослідні тварини (рис. 4.1). Камери мали систему життєзабезпечення і містили прилади для вимірювання теплоти, що виділяється.

Експерименти, проведені методом *прямої біокалориметрії*, показали, що кількість енергії, яка надходить в організм з їжею, дорівнює кількості енергії, що виділяється у вигляді теплоти. Метод прямої біокалориметрії занадто складний і тому в даний час майже не застосовується.

На сьогоднішній день в разі необхідності визначити енерговитрати людини використовують *непряму біокалориметрію* (рис. 4.2). Для цього використовують прилади, які називаються *метаболіметрами*. Вони дозволяють вимірювати об'єм кисню, який споживає людина протягом дослідження. На підставі цього проводиться розрахунок витрат енергії, необхідної для забезпечення життєдіяльності.

Для діагностики захворювань щитоподібної залози та деяких інших

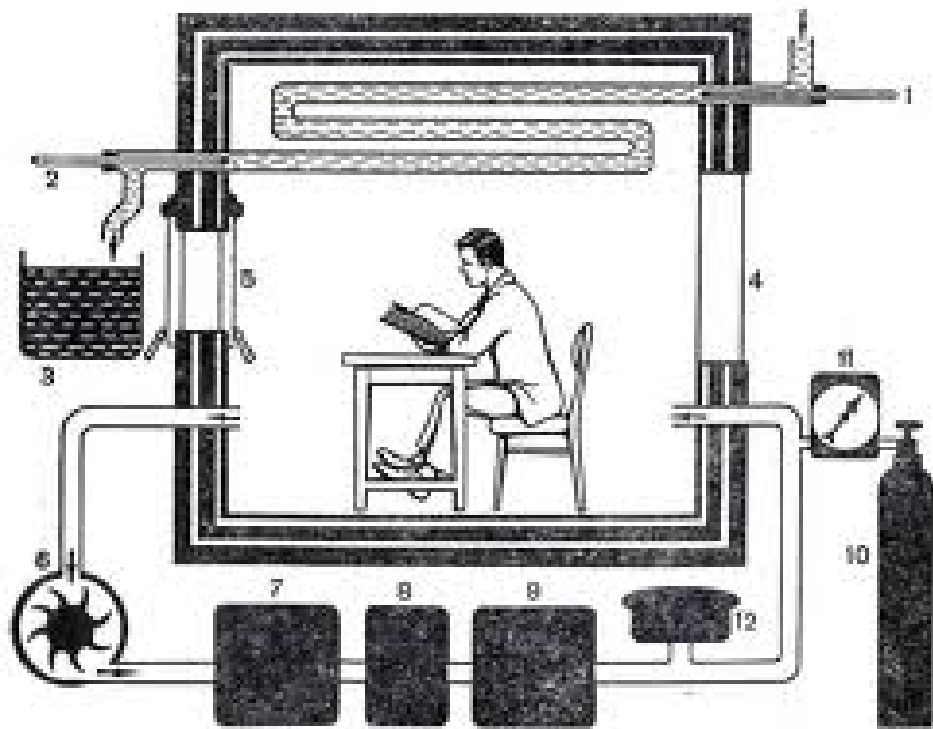


Рис. 4.1 Пряма біокалориметрія: 1–3 – проточна вода, яка поглинає виділену людиною теплоту; 6 – 11 – система для очищення повітря і подачі кисню



Рис.4.2 Непряма біокалориметрія

органів має значення *основний обмін* – лабораторний показник, який

відображає енергетичні витрати організму в умовах найбільш економного режиму життєдіяльності. Людина під час дослідження цього показника має знаходитись в положенні лежачи, бути в стані м'язового і психоемоційного спокою, через 12 годин після прийняття їжі, в умовах температурного комфорту.

Ергометрия – дослідження енергетичних витрат людини з урахуванням її діяльності (розумової або фізичної).

Друге начало термодинаміки

Перше начало термодинаміки констатує збереження енергії в процесі перетворення її з однієї форми в іншу, однак не стосується можливих його напрямків. Це питання вирішує друге начало термодинаміки, яке накладає певні обмеження на процеси, які можуть відбуватися в термодинамічних системах.

Відомо кілька формулювань другого начала термодинаміки:

1). Теплота не може мимовільно переходити від менш нагрітого до більш нагрітого тіла (*формулювання Клаузіуса*, рис. 4.3).



Рис. 4.3. Передача теплоти згідно з другим началом термодинаміки

2). Неможливо сконструювати періодично діючу машину, єдиним результатом дії якої було би виконання механічної роботи внаслідок охолодження теплового резервуара (*формулювання Кельвіна*).

Другий закон термодинаміки свідчить, що будь-яка форма енергії може

повністю перейти в теплоту, однак теплота перетворюється в інші форми енергії лише частково. У процесі перетворення теплоти в роботу частина її неминуче розсіюється. Теплові двигуни завжди мають коефіцієнт корисної дії менший, ніж 100%.

Всі реальні термодинамічні процеси (фізичні, хімічні, біологічні) протікають з розсіюванням частини енергії у вигляді теплоти. Це робить реальні процеси *незворотними*. Протилежні процеси, при яких і термодинамічна система, і навколишнє середовище повернулися б повністю в початковий стан, неможливі без додаткової витрати енергії ззовні.

Ентропія

Для характеристики незворотного розсіювання енергії у вигляді теплоти використовують функцію стану термодинамічної системи, яка називається *ентропією* S (з грец. «перетворення»). Зміна ентропії системи dS дорівнює відношенню кількості теплоти dQ , яка входить або залишає систему, до її абсолютної температури T (рис. 4.4):

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

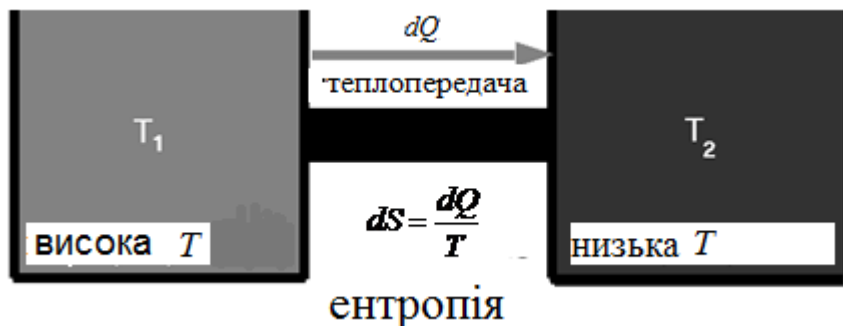


Рис. 4.4. Зміна ентропії в результаті перенесення теплоти

В ізольованих системах мимовільно можуть відбуватись тільки такі процеси, які супроводжуються збільшенням ентропії. Ентропія ізольованої системи не може мимовільно зменшуватися.

Фізичний сенс ентропії можна зрозуміти за допомогою статистичних уявлень. Кожному стану системи можна приписати деяку термодинамічну ймовірність. Вона тим більша, чим менш упорядкованим і більш випадковим є такий стан. *Термодинамічна ймовірність* (W) - це число мікростанів, які

реалізують даний макростан системи.

Величина ентропії системи S пропорційна логарифму її термодинамічної ймовірності W . Ця закономірність виражається рівнянням Больцмана: $S = k \ln W$ k - константа Больцмана.

Кожна система прагне перейти мимовільно від більш упорядкованого стану до менш впорядкованого стану, який є статистично більш ймовірним. При цьому збільшується її ентропія (рис. 4.5).

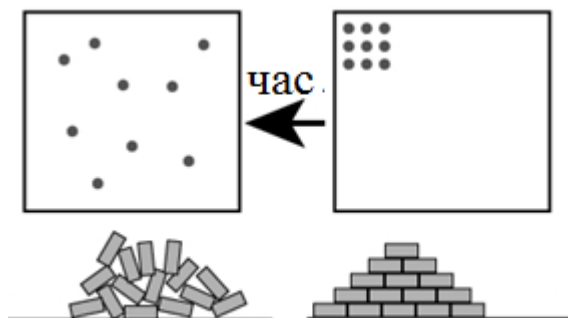


Рис. 4.5. Спонтанний перехід системи від упорядкованого стану до менш впорядкованого стану

Термодинамічні потенціали

Термодинамічні потенціали використовують для характеристики стану системи. Їх вибирають за двома незалежними параметрами стану, які зручні в кожній ситуації. До термодинамічних потенціалів відносять внутрішню енергію системи U , ентальпію H , вільну енергію Гельмгольца F , вільну енергію Гіббса G .

Термодинамічні потенціали можуть бути розраховані за допомогою наступних рівнянь, в яких P - тиск, V - об'єм, S - ентропія і T -температура:

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

Вільна енергія Гіббса визначає максимальну корисну роботу, яку може здійснити система. Він відповідає стану, при якому тиск і температура постійні. Тому він застосовується для опису термодинамічних процесів в біологічних системах, в яких вказані параметри стану як правило постійні.

Вільна енергія Гіббса в розрахунку на один моль речовини-електроліту

називається *електрохімічним потенціалом*, який містить хімічний, осмотичний і електричний компоненти:

$$\tilde{\mu} = \mu_0 + RT \ln C + zF\varphi$$

В цьому рівнянні μ - стандартний електрохімічний потенціал, який залежить від хімічної природи речовини і температури; C - молярна концентрація речовини, R - універсальна газова стала, T - термодинамічна температура, z - електричний заряд частинки в одиницях елементарного заряду, F - Фарадея константа, φ - електричний потенціал.

Електрохімічні потенціали натрію, калію і деяких інших речовин мають вирішальну роль в таких процесах, як перенесення речовин в клітинній мембрані, генерація кліткою електричних потенціалів.

В мимовільних процесах термодинамічні потенціали зменшуються, досягаючи мінімальних величин у стані термодинамічної рівноваги.

Термодинаміка незворотних процесів

Біологічні об'єкти відносять до відкритого типу термодинамічних систем, які не перебувають в стані термодинамічної рівноваги. Процеси, які відбуваються в таких системах, є незворотними, як і в інших типах систем. Проте існують важливі особливості змін ентропії у відкритих термодинамічних системах. Її повна зміна dS в відкритих системах визначається двома складовими. Перший dS_i – зміни ентропії всередині системи як результат незворотних процесів. Другий dS_e - результат обміну ентропією між системою і навколишнім середовищем. Значення dS знаходять за *рівнянням Пригожина*:

$$dS = dS_i + dS_e$$

Швидкість зміни ентропії у відкритих системах можна визначити як похідну рівняння Пригожина:

$$\frac{dS}{dt} = \frac{dS_i}{dt} + \frac{dS_e}{dt}$$

Швидкість змін ентропії у відкритій термодинамічній системі залежить від двох складових: швидкості продукції ентропії всередині системи і швидкості її зміни внаслідок обміну енергією з навколишнім середовищем. Згідно з другим законом термодинаміки, перший доданок може бути тільки позитивним, другий може бути як позитивним, так і негативним, в

залежності від напрямку потоку енергії через границі системи.

При зменшенні ентропії системи в результаті взаємодії із зовнішнім середовищем, можливим є *стаціонарний стан системи*. Він спостерігається, коли підвищення ентропії всередині системи компенсується зменшенням ентропії внаслідок обміну ентропією із середовищем, тобто коли $dS_i = -dS_e$. В цьому випадку зміни ентропії в системі дорівнюють нулю: $dS = 0$.

Теорема Пригожина вказує, що в стаціонарному стані зміни ентропії є мінімальними.

Стаціонарний стан відкритої системи має зовнішню схожість з термодинамічною рівновагою - для них обох характерна стабільність параметрів стану. Однак стаціонарний стан відрізняється від рівноваги тим, що вимагає обміну енергією з навколишнім середовищем і потребує постійного надходження вільної енергії ззовні. Ентропія системи в стаціонарному стані залишається постійною, але не максимальною.

Стаціонарний стан характерний для біологічних систем. Багато фізіологічних та біохімічних показників організму залишаються стабільними, не зважаючи на різноманітні зміни в навколишньому середовищі. Спеціальні фізіологічні механізми підтримують їх сталість. Температура тіла теплокровних тварин може бути ілюстрацією стаціонарного стану. Вона підтримується завдяки балансу між продукцією і віддачею теплоти організмом. Цей баланс досягається завдяки досконалій терморегуляції у вищих тварин.

Всередині відкритої системи можуть існувати потоки (речовин, електричних зарядів, теплоти і ін.) і термодинамічні сили, які викликають потоки, і представляють собою різні градієнти (концентраційний, електричний, температурний та ін.). Закон лінійних співвідношень вказує, що зміна величини потоку J є лінійною функцією відповідної термодинамічної сили X , де L є коефіцієнтом прямої пропорційності:

$$J = LX$$

Лінійний закон узагальнює багато емпіричних законів. Прикладами можуть служити *закон Фіка* - залежність перенесення речовин від концентраційного градієнта, *закон Ома* - залежність перенесення електричного заряду від градієнта електричного потенціалу і ін.

В ході функціонування біологічних систем можуть відбуватись певні процеси, які супроводжуються зменшенням ентропії. Проте вони завжди

відбуваються за рахунок її збільшення в іншому процесі, який забезпечує їх енергією. Це явище називається *спряженням*. Сумарним його результатом буде зменшення вільної енергії системи і збільшення її ентропії, проте в меншому ступені, ніж у відсутність спряження.

Наприклад, деякі частинки можуть переміщатися через мембрану клітини в напрямку їх більш високої концентрації. При цьому відбувається зменшення ентропії системи. Проте воно забезпечується енергією гідролізу АТФ, в результаті якого ентропія системи в цілому збільшується.

Контрольні питання:

1. Вкажіть види термодинамічних систем і їх характерні властивості.
2. Охарактеризуйте перше начало термодинаміки.
3. В чому полягає зміст другого начала термодинаміки?
4. Охарактеризуйте ентропію термодинамічної системи як міру термодинамічної ймовірності її стану.
5. Що таке термодинамічні потенціали, електрохімічний потенціал?
6. Як змінюються ентропія і термодинамічні потенціали в ході мимовільних процесів?
7. Яку енергію використовує людина в процесі життєдіяльності?
8. Поясніть метод прямої біокалориметрії.
9. Поясніть сутність рівняння і теореми Пригожина для відкритих термодинамічних систем.
10. Що таке стаціонарний стан відкритої термодинамічної системи.

Оберіть правильні відповіді:

1. Сумарна кінетична і потенціальна енергія частинок, що складають термодинамічну систему називається:

- | | | |
|--------------|-----------------|-------------------------|
| А. теплотою | Б. роботою | В. внутрішньою енергією |
| Г. ентропією | Д. температурою | |

2. Визначте, як змінюється загальна енергія ізольованої системи згідно першому закону термодинаміки:

- | | |
|-------------------------|-----------------------|
| А. може збільшуватись | Б. може зменшуватись |
| В. не змінюється | Г. завжди зменшується |
| Д. завжди дорівнює нулю | |

3. Проаналізуйте співвідношення виділеної теплоти при хімічному перетворенні однієї речовини в іншу у двох випадках: а). якщо відбувається пряме перетворення та б). перетворення відбувається в декілька етапів

- А. кількість виділеної теплоти в обох випадках однакова
- Б. при прямому перетворенні виділяється більше теплоти
- В. при прямому перетворенні виділяється менше теплоти
- Г. при прямому перетворенні теплота не виділяється
- Д. при непрямому перетворенні теплота не виділяється

4. Визначте, мірою чого є ентропія:

- А. величини внутрішньої енергії термодинамічної системи
- Б. величини вільної енергії термодинамічної системи
- В. розсіяння теплоти в термодинамічних системах
- Г. здатності термодинамічної системи здійснювати роботу
- Д. температури термодинамічної системи

5. Оберіть правильне твердження щодо напрямку мимовільних термодинамічних процесів:

- А. теплота може передаватись від тіла з меншою температурою до тіла з більшою температурою
- Б. термодинамічні потенціали системи при мимовільних процесах збільшуються
- В. ентропія системи в ході мимовільних процесів зменшується до мінімальних значень
- Г. ентропія системи в ході мимовільних процесів збільшується і досягає максимуму в стані рівноваги
- Д. термодинамічні потенціали системи і ентропія при мимовільних процесах не змінюються

6. Проаналізуйте, яка однакова властивість характерна для рівноважного стану ізольованої термодинамічної системи і стаціонарного стану відкритої термодинамічної системи:

- А. вони не змінюються у часі
- Б. вони мають максимальну ентропію

- В. ентропія в цих станах мінімальна
- Г. вони мають максимальні термодинамічні потенціали
- Д. термодинамічні потенціали в цих станах дорівнюють нулю

7. Проаналізуйте, в яких термодинамічних системах може підтримуватись стаціонарний стан:

- А. в ізольованих
- Б. тільки в закритих
- В. в ідеальних
- Г. у відкритих
- Д. ні в яких

8. Проаналізуйте, яка залежність існує між потоками та силами, що їх викликають, згідно лінійному закону термодинаміки незворотних процесів:

- А. логарифмічна
- Б. прямо пропорційна
- В. зворотно пропорційна
- Г. синусоїдальна
- Д. експоненціальна

9. Рівняння Пригожина характеризує зміни ентропії:

- А. ізольованої системи
- Б. закритої системи
- В. відкритої системи
- Г. в ході метаболізму
- Д. в рівноважному стані

10. Вкажіть правильне твердження про стаціонарний стан:

- А. ентропія системи максимальна
- Б. ентропія системи мінімальна
- В. в системі відсутні градієнти
- Г. зміни ентропії мінімальні
- Д. термодинамічні потенціали максимальні.

5. ОСНОВИ МОЛЕКУЛЯРНОЇ БІОФІЗИКИ

Молекулярна біофізика вивчає структуру біологічно важливих молекул і фізичні фактори, що її визначають. Предметом молекулярної біофізики також є вивчення змін структури макромолекул при здійснення ними функціональної активності. Молекулярна біофізика ґрунтується на законах атомної і молекулярної фізики і тісно пов'язана з молекулярною біологією, біохімією і фізіологією.

Рівні структурної організації біологічних макромолекул

У біологічних системах зустрічаються порівняно невеликі молекули і молекули дуже великих розмірів - макромолекули. Прикладами біологічних макромолекул є білки і нуклеїнові кислоти.

Макромолекули є полімерами і складаються з великого числа з'єднаних між собою залишків невеликих молекул - мономерів. Так, білки складаються з амінокислот, нуклеїнові кислоти - з нуклеотидів.

Деякі важливі особливості структури макромолекул проявляються вже на рівні молекул-мономерів. Зокрема для амінокислот і моносахаридів властива *хіральність*. Їх молекули асиметричні і можуть існувати в двох формах, які є як би дзеркальними відображеннями один одного: їх не можна поєднати ніяким поворотом в просторі, як неможливо поєднати праву і ліву руку («хейр» (грец) – «рука»). Такі молекули є оптично активними, тобто мають здатність обертати площину поляризації плоскополяризованого світла проти годинникової стрілки (лівообертальні, L-ізомери молекули) або за годинниковою стрілкою (правообертальні, D-ізомери молекули) (рис. 5.1).

При штучному синтезі хіральных молекул отримують *рацемічну суміш* (*рацемат*), яка складається порівну з L-форм і D-форм і тому не має оптичної активності. Живі організми накопичують і синтезують тільки одну форму таких молекул: амінокислоти в біоб'єктах присутні переважно в L-формі, а вуглеводи - в D-формі.

Для макромолекул характерно кілька рівнів організації. Їх основою є *первинна структура* - послідовність мономерів в ланцюгу полімерної молекули, які зв'язані між собою міцними ковалентними зв'язками. *Вторинною структурою* називається впорядкована просторова організація окремих ділянок полімерного ланцюга. *Третинна структура* - це просторова укладка всього ланцюга. *Четвертинна структура* - просторове

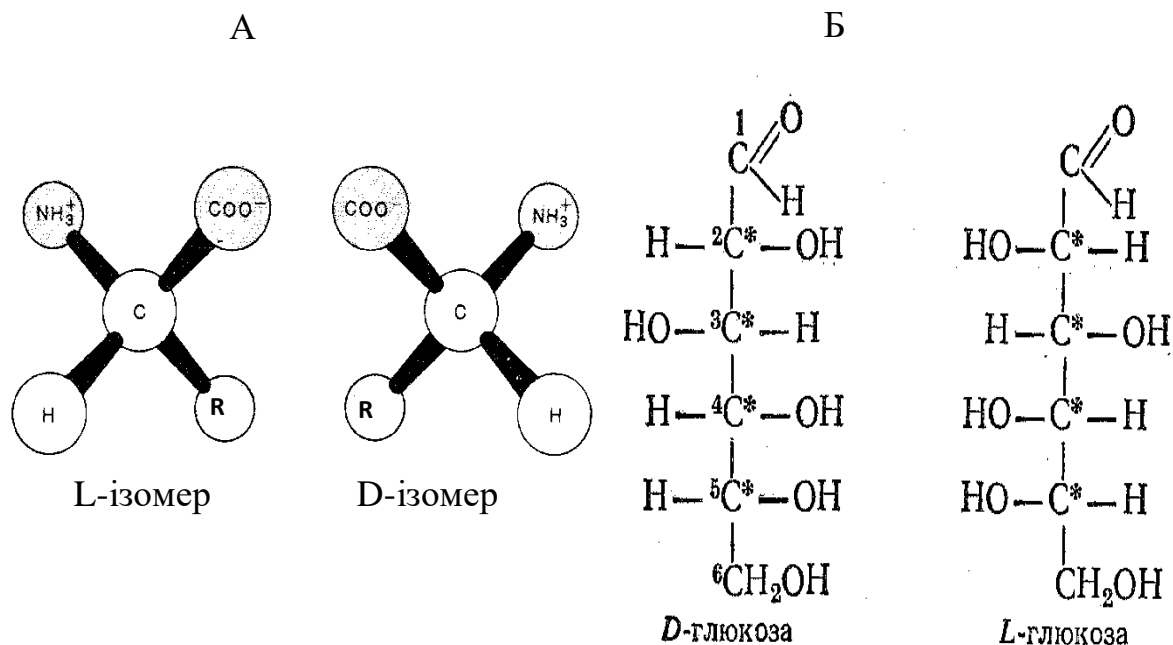


Рис. 5.1 Хіральні молекули, які мають оптичну активність: А) амінокислоти (в загальному вигляді); Б) моносахариди (на прикладі глюкози)

розташування декількох пов'язаних між собою полімерних ланцюгів з утворенням надмолекулярного комплексу. У стабілізації вторинної, третинної і четвертинної структури макромолекул основну роль відіграють слабкі (нековалентні) зв'язки.

Навколо одинарних ковалентних зв'язків можливо обертання, в ході якого утворюються різні поворотні ізомери. Вони визначають *конформацію макромолекули* - засіб укладки полімерного ланцюга без розриву ковалентних зв'язків, який реалізується за рахунок розриву одних і утворення інших слабких зв'язків. Зі зміною конформації макромолекул тісно пов'язане їх функціонування.

Різні види взаємодій в макромолекулах

Структура біологічних макромолекул визначається сильними і слабкими зв'язками між атомами і групами атомів. Зв'язок називається сильним, якщо він не порушується під впливом безладного теплового руху частинок. Сильним хімічним зв'язком є ковалентний зв'язок, за допомогою якої мономерні утворюють первинну структуру макромолекул. Ковалентним є також дисульфідний зв'язок, представлений в третинній структурі білка.

Крім сильних зв'язків між деякими групами молекул існують слабкі зв'язки. Вони стабілізують просторову структуру макромолекул, яка

відрізняється тонкою організацією і високою специфічністю, що обумовлює їх біологічну активність.

Один слабкий зв'язок не може забезпечити стійкість структури. Проте частини однієї молекули пов'язані великим числом таких зв'язків, внаслідок чого виявляється їхня *кооперативність*: енергія, необхідна для їхнього розриву, значно більша, ніж сума енергії окремих слабких зв'язків.

Слабкі зв'язки допускають певну рухливість структури біологічних макромолекул, що дозволяє таким молекулам виконувати їх функції.

До слабких зв'язків відносяться: сили Ван-дер-Ваальса, іонні зв'язки, іон - дипольні взаємодії, водневі зв'язки і гідрофобні взаємодії.

Ван-дер-ваальсові сили. Ван-дер-ваальсовими силами називаються міжмолекулярні взаємодії, обумовлені полярністю молекул. В них атоми значно розрізняються за електронегативністю. В результаті зміщення спільної електронної пари, яка утворюється при формуванні між ними зв'язку, на одному з атомів виникає надлишок негативного заряду, а на другому - надлишок позитивного заряду. Така молекула представляє собою *диполь* - систему з двох зарядів, розташованих на невеликій відстані один від одного. У зв'язку з цим між молекулами-диполями, які в цілому є електронейтральними, можуть виникати сили, що мають електричну природу - *ван-дер-ваальсові сили*.

Іонні зв'язки в макромолекулах існують між залишками формуючих їх молекул, які знаходяться в іонізованій формі при нейтральному значенні рН. Так, серед залишків амінокислот, які утворюють молекули білків, деякі виявляються зарядженими негативно, а інші - позитивно, і між ними виникають електростатичні взаємодії.

Величина енергії іонного зв'язку сильно залежить від оточення взаємодіючих заряджених груп: за відсутності води іонні сили достатньо великі, а у водному оточенні - вони значно зменшуються, оскільки молекули води взаємодіють із зарядженими групами і екранують їх. В водному розчині енергія іонних взаємодій приблизно дорівнює енергії слабкою водневого зв'язку. Поряд з цим, в глибині макромолекули, де контакт заряджених груп з водою обмежений, енергія іонних взаємодій може бути значно більше.

Іон - дипольні взаємодії так само, як і іонні, є електростатичними. Вони здійснюються між іонізованими атомними групами і полярними залишками макромолекул.

Водневі зв'язки виникають між групами, що містять атом водню (ОН, NH, SH), і більш електронегативними (ніж водень) атомами кисню, азоту, сірки та ін. Водневі зв'язки можуть утворюватися між різними молекулами і між частинами однієї молекули. Поодинокі водневі зв'язки дуже слабкі. Проте велике їх число сприяє кооперативності.

Гідрофільні і гідрофобні взаємодії грають істотну роль в стабілізації вторинної, третинної і четвертинної структури макромолекул. В реалізації таких взаємодій велику роль відіграють особливості структури води, яка служить середовищем для біологічних макромолекул.

Вода має цілу низку унікальних властивостей, які відрізняють її від інших рідин. Вона має порівняно високі величини температур плавлення, кипіння і випаровування, питомої теплоємності, поверхневого натягу. Важливою особливістю води є зменшення її густини при перетворенні в лід.

Всі перераховані унікальні властивості води пояснюються тим, що між її молекулами внаслідок їх електричної полярності утворюється велика кількість водневих зв'язків. Вони сприяють тому, що вода як речовина має певну структуру.

Полярність молекули води є результатом великої різниці в електронегативності атомів водню і кисню, внаслідок чого негативні електричні заряди в молекулах води виявляються віддаленими від позитивних (рис. 5.2). Тому вони є диполями.

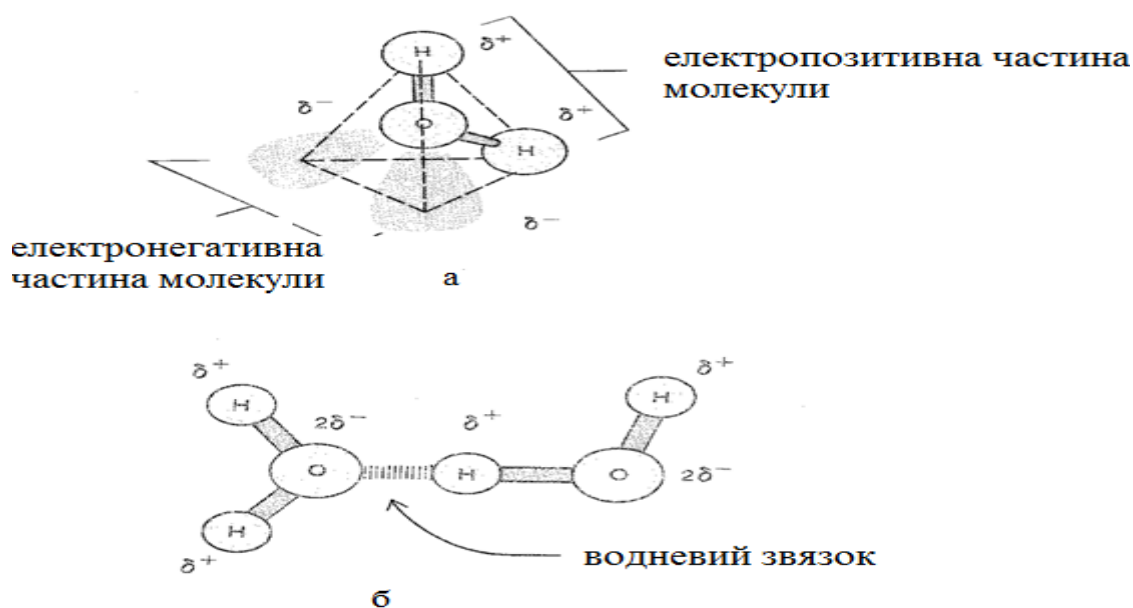


Рис. 5.2. Полярність молекули води (а) і утворення водневого зв'язку між двома молекулами води (б)

Завдяки полярності дві сусідні молекули води можуть утворювати водневий зв'язок (рис. 5.3 б), а при наявності сукупності молекул води - велику кількість таких зв'язків. При цьому атом кисню молекули води пов'язаний з атомами водню двох сусідніх молекул, а її два атоми водню - з атомами кисню ще двох молекул води. Таким чином, кожна з молекул води утворює водневі зв'язки з чотирма сусідніми молекулами. Ці зв'язки складають тетраедричну геометричну структуру (рис. 5.3).

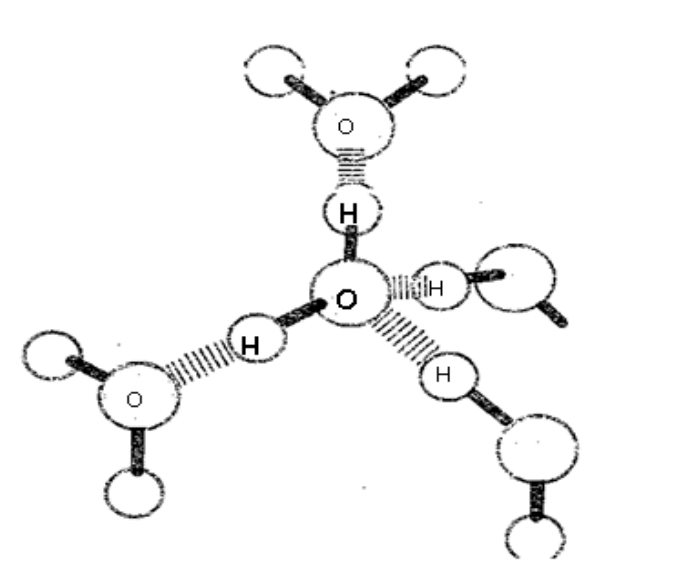


Рис. 5.3. Зв'язок молекули води (в центрі) з чотирма сусідніми молекулами води

Однією з найбільш обґрунтованих моделей рідкого стану води є *модель «мерехтливих кластерів»*. Кластери - це короткоживучі впорядковані скупчення молекул води, поєднаних водневими зв'язками. В цілому вони утворюють структуру, яка при зниженні температури нижче точки замерзання формує кристалічну решітку льоду. Час життя кластерів 10^{-10} - 10^{-11} с: вони безперервно розпадаються і утворюються знову. В цілому, вода являє собою суміш поодиноких (вільних) молекул і кластерів.

Правильна кристалічна решітка зберігається в кластерах не завжди. Молекули води можуть знаходитись не тільки в вузлах кристалічної решітки - в вершинах тетраедрів, але і всередині них. З ростом температури зростає число вільних молекул, а кількість і розміри кластерів зменшуються.

Гідрофільні і гідрофобні взаємодії. Всі речовини діляться за ступенем своєї розчинності в воді на дві групи: гідрофільні і гідрофобні.

Гідрофільними є речовини, які добре розчиняються у воді. Такі сполуки є, найчастіше, полярними, тобто їх молекули мають властивості диполів. Потрапляючи в воду, гідрофільні молекули встановлюють водневі зв'язки з водою, вбудовуються в каркас її водневих зв'язків, мало руйнують його і тому добре розчиняються.

Вода може утворювати гідратну оболонку молекул гідрофільних сполук. В її складі час осілого життя молекул води значно триваліший, ніж у вільному стані.

На відміну від гідрофільних речовин, *гідрофобні сполуки* є неполярними і погано розчиняються у воді. Вони не здатні встановлювати з нею водневі зв'язки, а також руйнують ті зв'язки, що існують між молекулами води (рис. 5.4). В умовах порушення регулярної структури її молекули змушені групуватись на поверхні гідрофобних молекул, намагаючись утворити з ними нові водневі зв'язки. Це призводить до ущільнення розташування молекул води, яке стає більш впорядкованим. Час їх "осілого" життя збільшується. В результаті навколо кожної гідрофобної частинки в воді утворюється ущільнений упорядкований каркас з її молекул. Цей процес призводить до загального зменшення ентропії системи «вода-гідрофобні частинки». Така зміна є термодинамічно невигідною. Тому гідрофобні частинки відштовхують воду і зближуються між собою.

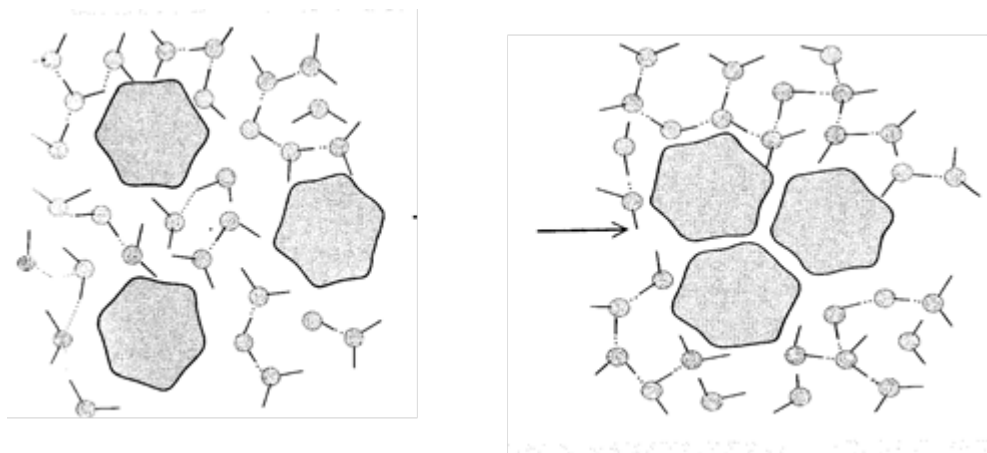


Рис. 5.4. Зближення гідрофобних частинок, оточених молекулами води

Ефект зближення гідрофобних частинок, що усуває або зменшує термодинамічно невигідний їх контакт з молекулами води, представляє собою *гідрофобну взаємодію*. Вона не пов'язана з існуванням особливих сил тяжіння між гідрофобними молекулами, а має ентропійну природу.

Гідрофобні взаємодії грають важливу роль в стабілізації макромолекул. У водному середовищі між полярними групами білка і молекулами води утворюються водневі зв'язки. Їх енергія приблизно однакова з енергією таких зв'язків, що виникають між окремими атомними групами білкової молекули і стабілізують її вторинну і третинну структуру. У зв'язку з цим взаємодія полярних груп білка з водою могла би призводити до виникнення його пухкої структури. Однак цього не відбувається завдяки гідрофобним взаємодіям, які сприяють збереженню компактності і впорядкованості макромолекул у водному середовищі.

Біофізика білків

Білки відіграють визначну роль в структурній організації і функціонування клітини. Структура білкових молекул закодована в генетичній інформації, в реалізації якої провідна роль також належить білкам.

Велика частина синтезованих в організмі білків служить структурними елементами тканин. Деякі з білків є ферментами, кожен з яких є специфічним каталізатором певної хімічної реакції в організмі. Білки м'язової і кісткової тканини є обов'язковими компонентами скорочувальних і рухових систем. Спеціальні білки виконують транспортну функцію в мембранах клітин; є біологічно активними речовинами, які регулюють функції організму, або рецепторами до таких речовин; виконують захисні функції, беручи участь в реакціях імунітету і т.д.

Молекули білків дуже великі: їх молекулярна маса становить від 6000 до 1000000 і більше а.о.м. Вони представляють собою полімери, які утворюються комбінацією залишків двадцяти різних амінокислот (рис. 5.5). Число амінокислотних залишків в різних білках становить від декількох десятків до сотень тисяч.

Розрізняють декілька рівнів організації структури молекул білків: первинну, вторинну, третинну і четвертинну. Властивості білків визначаються особливостями їх просторової структури.

Первинна структура - це послідовність амінокислотних залишків, які поєднані між собою ковалентними пептидними зв'язками. Саме первинна структура безпосередньо закодована в молекулах ДНК і відтворюється в процесі синтезу білка. В теперішній час аналіз розташування амінокислотних залишків в білкових молекулах проводиться спеціальними приладами

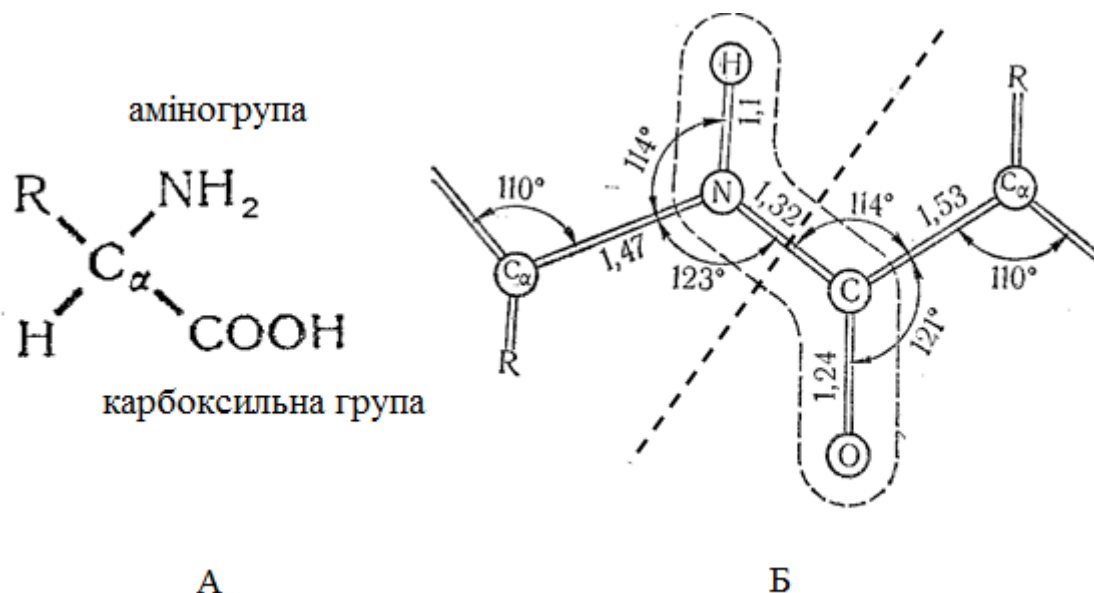


рис. 5.5 загальна формула амінокислоти (А) і пептидний зв'язок між двома амінокислотами (Б)

автоматично. Первинну структуру білка можна записати за допомогою скорочених позначень послідовно розташованих амінокислот.

Всі амінокислоти побудовані за одним типом і мають тричленний остов, із середнім атомом якого (C_α) пов'язаний певний радикал (рис. 5.5 А). Пептидний зв'язок утворюється між атомом вуглецю (карбону) карбоксильної групи однієї амінокислоти і атомом нітрогену (азоту) аміногрупи іншої амінокислоти ($N-C$ - зв'язок) (рис. 5.5 Б).

Пептидні зв'язки є жорсткими і не допускають можливість обертання ланцюга навколо себе. Однак інші типи зв'язків в його складі до певної міри рухливі. Вони дозволяють поліпептидному ланцюгу згинатися і міняти форму, що призводить до утворення вторинної і третинної структури білкової молекули, а також сприяє змінам її конформації.

Вторинна структура білка представляє собою впорядковану укладку поліпептидного ланцюга, стабілізовану водневими зв'язками між амінокислотами. Така структура характеризує конформацію локальних ділянок ланцюга: в одній і тій же молекулі білка можуть зустрічатися різні типи вторинної структури, а також неупорядковані ділянки.

Зустрічаються два типи вторинної структури білкових молекул: альфа-спіраль і бета-структура (рис. 5.6).

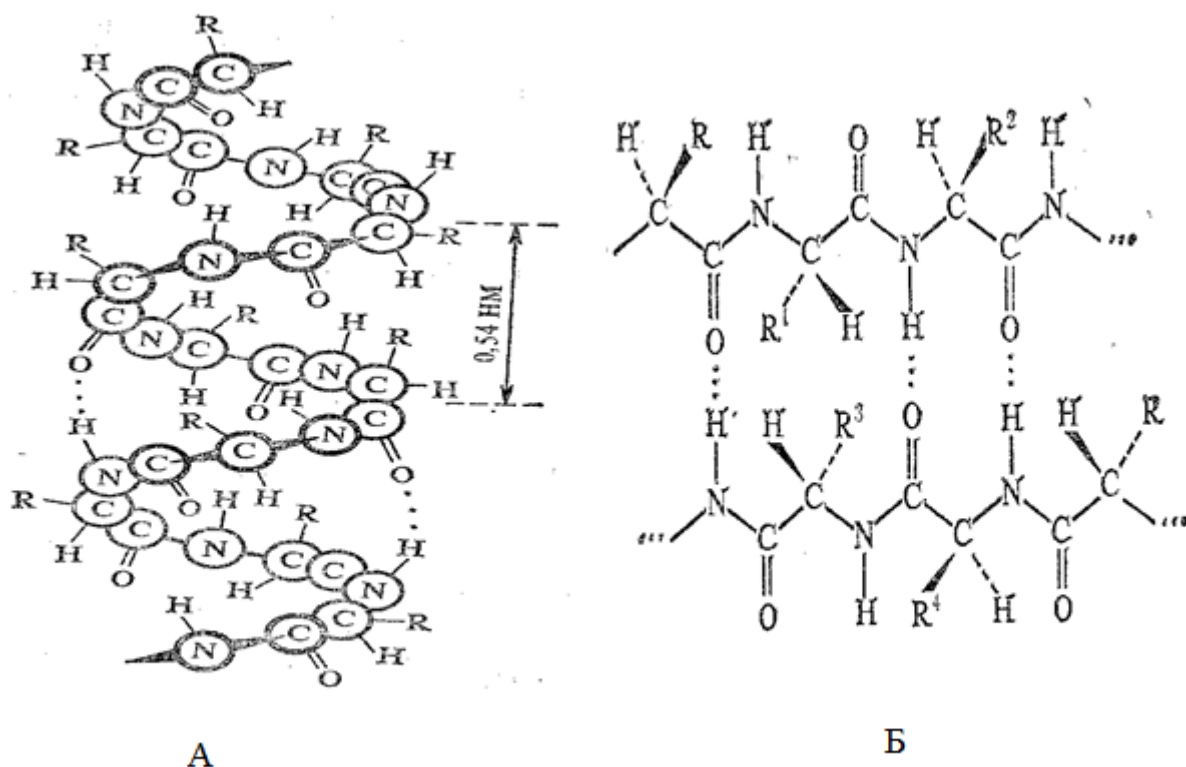


Рис. 5.6. Вторинна структура білка: А). α -спіраль; Б). β -структура

Найбільш розповсюдженою і енергетично вигідною вторинною структурою є правозакручена альфа-спіраль (Л. Поллінг, Р. Корі). Вона утворюється, якщо поліпептидний ланцюг обертати вправо навколо альфа-карбонів атомів таким чином, щоб кут повороту залишався кожен раз однаковим. В альфа-спіралі остов білкової молекули закручений так, що радикали амінокислот звернені назовні.

Стабільність вторинної структури забезпечується водневими зв'язками між NH-групою однієї амінокислоти і CO-групою іншої амінокислоти, яка розташована через три амінокислоти поліпептидного ланцюга. Таким чином, на один виток альфа-спіралі доводиться в середньому 3,6 амінокислотних залишків. Відстань між сусідніми витками складає близько 0,54 нм.

Крім альфа-спіралі можливі також інші спіральні структури білкових молекул.

В бета-структурі остови поліпептидних ланцюгів утворюють складчасту конфігурацію. Така структура нагадує складений гармошкою аркуш паперу. Вона стабілізована, як і альфа-спіраль, водневими зв'язками

між NH- і CO-групами. Однак зближення цих груп, що належать різним амінокислотам, забезпечується утворенням складок поліпептидного ланцюга.

Бета-структура може формуватися одним ланцюгом або декількома розташованими поруч поліпептидними ланцюгами (до 6).

Вторинна структура білків залежить від їх первинної структури. Наявність певних амінокислотних залишків в даному фрагменті поліпептидного ланцюга визначає тип його структури. Тому різним білкам властива неоднакова вторинна структура.

Третинна структура утворюється на основі вторинної і представляє собою впорядковану укладку поліпептидного ланцюга у просторі. Третинна структура утворюється в результаті виникнення всіх видів слабких взаємодій між радикалами амінокислот (рис. 5.7). Можливо також формування ковалентного зв'язку – дисульфідного містку, якщо в молекулі білка присутні залишки амінокислоти цистеїну, які містять SH-групи.

Зв'язки можуть виникати між амінокислотними залишками, які відстоять досить далеко один від одного у поліпептидному ланцюзі. В результаті він може складним чином згинатися в тривимірному просторі і приймати певну форму, утворюючи клубок (глобулу). При цьому утворюється така третинна структура білкової молекули, яка є термодинамічно найбільш стійкою.

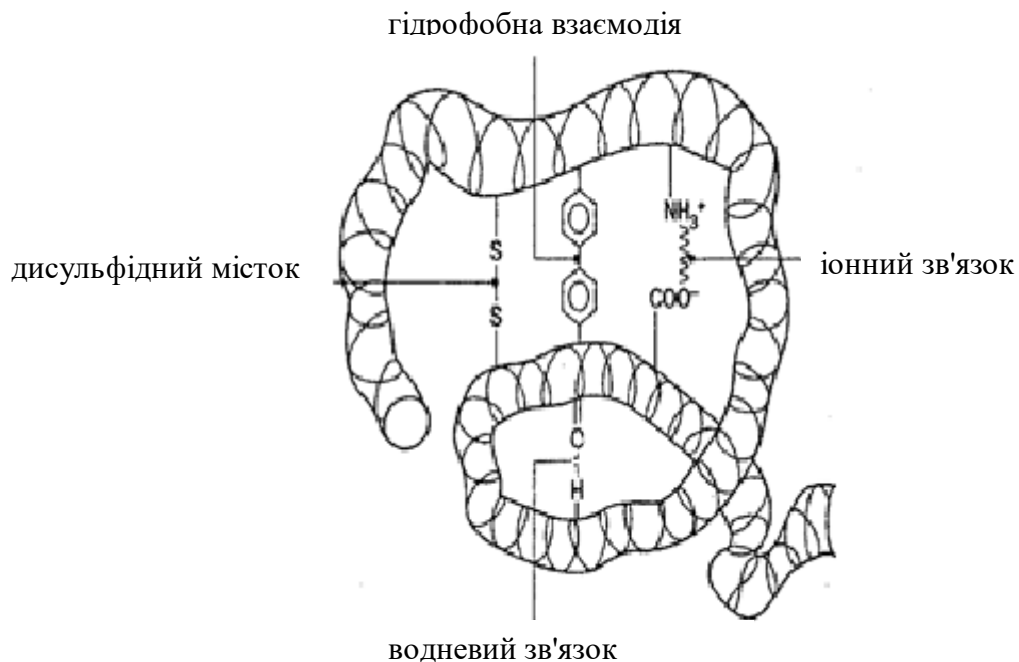


Рис. 5.7. Формування третинної структури молекули білка за рахунок слабких взаємодій і дисульфідного зв'язку

Білкові молекули, які можуть перебувати в третинній структурі, саме завдяки її особливостям набувають певної функціональної. Наприклад, при формуванні третинної структури в молекулі білка з'являються активні центри, що складаються з декількох амінокислотних радикалів, які в первинній структурі можуть відстояти далеко один від одного.

Найбільш важливу роль у формуванні третинної структури білка у водному середовищі відграють гідрофобні взаємодії. Білкова молекула «прагне» прийняти таку третинну структуру, яка дозволить гідрофільним амінокислотним залишкам знаходитись зовні (в контакті з водою), а гідрофобним радикалам – бути орієнтованими всередину глобули.

Великі білкові молекули можуть складатися з окремих глобулярних компонентів, відносно слабо пов'язаних між собою, які називаються *доменами*. Їх часто можна виділити з молекули без втрати ними функціональних властивостей. У зв'язку з цим домен можна розглядати як відносно автономну структурну одиницю макромолекули.

Третинна структура білкової молекули не є жорсткою і має певну рухливість. На конформацію цієї структури можуть впливати теплові флуктуації, біологічно активні речовини-регулятори, а також виконання білкової молекулою її функцій. Зміна третинної структури білків значно змінює їх біологічну активність.

Четвертинна структура властива білкам, які складаються з декількох субодиниць, тобто білкових молекул меншого розміру. Окремі субодиниці поєднуються за рахунок взаємодії амінокислотних радикалів на поверхнях, які контактують між собою. Формування комплексу надає субодиницям нові властивості, які не характерні для кожної окремої субодиниці. Прикладами білків в четвертинній структурі є молекула гемоглобіну, натрій-калієвий насос мембран клітин.

Найбільш стабільною є первинна структура білка, утворена міцними ковалентними зв'язками. Вторинна, третинна і четвертинна структури білкової молекули є менш стійкими, оскільки вони утворюються за рахунок слабких взаємодій. При зміні температури, кислотності, іонного складу середовища їх сила змінюється, що призводить до порушення структури білкової молекули. Вона перетворюється в клубок з випадковим розташуванням окремих ділянок поліпептидного ланцюга. Цей процес називається *переходом спіраль - клубок, або плавленням білкової ланцюга*.

Згортання білкової молекули в правильну тривимірну структуру називають *фолдингом* (fold - складати, згинати). Встановлено, що він практично повністю визначається первинною структурою білка, тобто послідовність амінокислот поліпептидного ланцюга визначає його вторинну і третинну структури.

Фолдинг білка можна спостерігати після оборотної його денатурації (наприклад, викликаній підвищенням температури). Така денатурація характеризується порушенням вторинної і третинної структур білкової молекули. Вони можуть швидко (протягом декількох секунд) спонтанно відновлюватися при зниженні температури до початкового значення.

Фолдинг білкових молекул відбувається складнішим чином. У клітині є спеціальні допоміжні білки - шаперони, які допомагають формуванню тривимірної структури білкових молекул після їх синтезу. Шаперони сприяють утворенню правильних зв'язків між окремими ділянками поліпептидного ланцюга і перешкоджають формуванню невірних зв'язків. Спеціальні ферменти, що прискорюють фолдинг називаються фолдазами.

В процесі функціонування білкових молекул змінюється їх конформація. Ці зміни пов'язані з внутрішньомолекулярними перетвореннями, тривалість яких становить 0,01 - 0,001с, а іноді - на кілька порядків менше. Відомості про такі перетворення стали доступними завдяки таким сучасним методам дослідження, як радіоспектроскопія електронного парамагнітного резонансу і ядерного магнітного резонанс, люмінесцентний аналіз. Їх застосування дозволило дослідити зміни структури білкових молекул-ферментів в деяких реакціях, молекул гемоглобіну при приєднанні до них кисню, молекул зорового пігменту сітківки при попаданні на них світла та ін.

Контрольні питання:

1. Охарактеризуйте рівні організації білкової молекули і хімічні зв'язки, якими вони забезпечуються.
2. Опишіть модель мерехтливих кластерів стану води як речовини.
3. Поясніть сутність і термодинамічну природу гідрофобних взаємодій.
4. Поясніть, що таке кооперативність хімічних зв'язків.
5. Вкажіть, яку роль відіграє фіксація просторової структури білка слабкими взаємодіями у здійсненні його функціональної активності.
6. Охарактеризуйте фолдинг білкової молекули.

Виберіть правильні відповіді:

1. Вкажіть хімічний зв'язок або фізико-хімічну взаємодію, за допомогою якої утворюється первинна структура білка:

- А. водневий Б. іонний В. ковалентний
Г. гідрофобний Д. слабкий

2. Вкажіть хімічний зв'язок або фізико-хімічною взаємодію, за допомогою якої утворюється вторинна структура білка:

- А. водневий Б. іонний В. ковалентний
Г. гідрофобний Д. слабкий

3. Третинна структура білка представляє собою:

- А. глобулу Б. ланцюжок В. спіраль
Г. місток Д. складку

4. Термодинамічна природа гідрофобних взаємодій полягає у:

- А. використанні енергії АТФ для їх здійснення
Б. зменшення ентропії системи
В. перетворенні теплової енергії в хімічну
Г. збільшенні ентропії системи
Д. збільшенні вільної енергії системи.

5. Вкажіть зв'язок або взаємодію, що відіграє основну роль в формуванні четвертинної структури білкової молекули на основі усіх попередніх:

- А. пептидний Б. водневий В. гідрофобний
Г. іонний Д. ковалентний

6. Мономерами білкової молекули служать:

- А. пептиди Б. моносахариди В. амінокислоти
Г. аміноспирти В. аміногрупи

7. Зміни конформації білкової молекули зумовлені:

- А. розривом пептидних зв'язків Б. розривом слабких зв'язків
В. утворенням пептидних зв'язків Г. змінами числа амінокислот

6. БУДОВА І ФІЗИЧНІ ВЛАСТИВОСТІ БІОЛОГІЧНИХ МЕМБРАН

Функції біологічних мембран

Біологічні мембрани відносять до найважливіших структурних компонентів клітини. Мембрани – це тонкі плівки, утворені лише кількома шарами молекул. Товщина біологічних мембран дорівнює 7-10 нм.

Розрізняють *плазматичну (поверхневу)* мембрану, що відокремлює вміст клітини від зовнішнього середовища, і *внутрішні мембрани*, які формують різні клітинні органели: мітохондрії, ендоплазматичний ретикулум, апарат Гольджі, лізосоми та ін.

Плазматична мембрана представляє собою бар'єр, необхідний для підтримання сталості хімічного складу і фізичних властивостей клітини і відокремлення її внутрішнього вмісту від зовнішнього середовища. Разом з цим, мембрана є високовибірковим фільтром, який здійснює транспорт речовин: вона забезпечує надходження поживних та інших речовин, необхідних для життєдіяльності, всередину клітини і виведення з неї продуктів виділення.

Всі біологічні мембрани складаються з ліпідних і білкових молекул. Ліпіди утворюють неперервний подвійний шар, який служить відносно непроникним бар'єром для більшості молекул, розчинних у воді. Білки мембрани необхідні для виконання нею різних функцій. Одні білки здійснюють транспорт речовин всередину клітини і з неї; інші - є ферментами і каталізують біохімічні реакції; треті - забезпечують структурний зв'язок між клітинами і позаклітинною речовиною або служать рецепторами, які сприймають певні хімічні сигнали з навколишнього середовища.

Спеціалізована плазматична мембрана нервових клітин відіграє основну роль в поширенні електричних імпульсів (потенціалів дії), за допомогою яких здійснюється передача інформації в нервовій системі. Плазматичні мембрани епітеліальних клітин шлунково-кишкового тракту і нирок беруть участь в процесах всмоктування і секреції. В м'язових клітинах через електричні процеси в плазматичній мембрані опосередковується механічне явище – скорочення.

Процеси, які відбуваються в клітинних мембранах, мають велике значення у виникненні певних видів патології. Властивості мембран є важливими для проникнення лікарських речовин і їх дії в організмі людини.

Хімічний склад біологічних мембран

Головними хімічними компонентами мембран є білки і ліпіди. В різних мембранах співвідношення між білками і ліпідами за масою коливається від 4: 1 до 1: 4. В більшості тваринних клітин ліпіди складають близько 50% маси плазматичної мембрани.

У клітинній мембрані присутні три основних види ліпідів: фосфоліпіди (найбільш поширені), холестерол і гліколіпіди.

Фосфоліпіди являють собою складні ефіри трьохатомного спирту гліцерину (гліцерофосфоліпіди) або аміноспирту сфінгозину (сфінгофосфоліпіди).

В гліцерофосфоліпіді одна з гідроксильних груп гліцерину заміщена залишком фосфорної кислоти, а дві інші - залишками жирних кислот. За допомогою залишку фосфорної кислоти до молекули гліцерофосфоліпиду приєднується одне з азотистих основ: холін, серин, етаноламін, інозит.

Залишки молекул жирних кислот, що входять до складу фосфоліпідів - це довгі вуглеводневі ланцюги. Жирні кислоти можуть бути насиченими (стеаринова, пальмітинова та ін.) і ненасиченими (олеїнова, лінолева, ліноленова, арахідонова та ін.). Як правило, до складу молекули гліцерофосфоліпиду входить одна насичена і одна ненасичена жирні кислоти. Ненасичені жирні кислоти містять один або більше подвійних зв'язків, в місці яких є вигин молекули.

В цілому молекула кожного гліцерофосфоліпиду складається з двох частин. Перша з них - "голівка". До її складу входить одна зі згаданих азотистих основ, а також залишки фосфорної кислоти і гліцерину. Друга частина - "хвости", які утворені залишками молекул жирних кислот. Структура молекули гліцерофосфоліпиду представлена на рис. 6.1.

Молекули сфінгофосфоліпідів побудовані за таким самим принципом, що і молекули гліцерофосфоліпідів, тобто також містять голівку і два хвости. Проте один з них представлений довгим ланцюгом, що входить до складу молекули сфінгозина, а тільки другий - залишком жирної кислоти.

Будь-який фосфоліпід (наприклад, фосфотидилхолін) не є індивідуальною хімічною речовиною, а представляє собою суміш багатьох речовин, молекули яких містять однакову голівку та різні жирнокислотні залишки у складі хвостів.

Голівки і хвости, будучи двома складовими частинами молекул

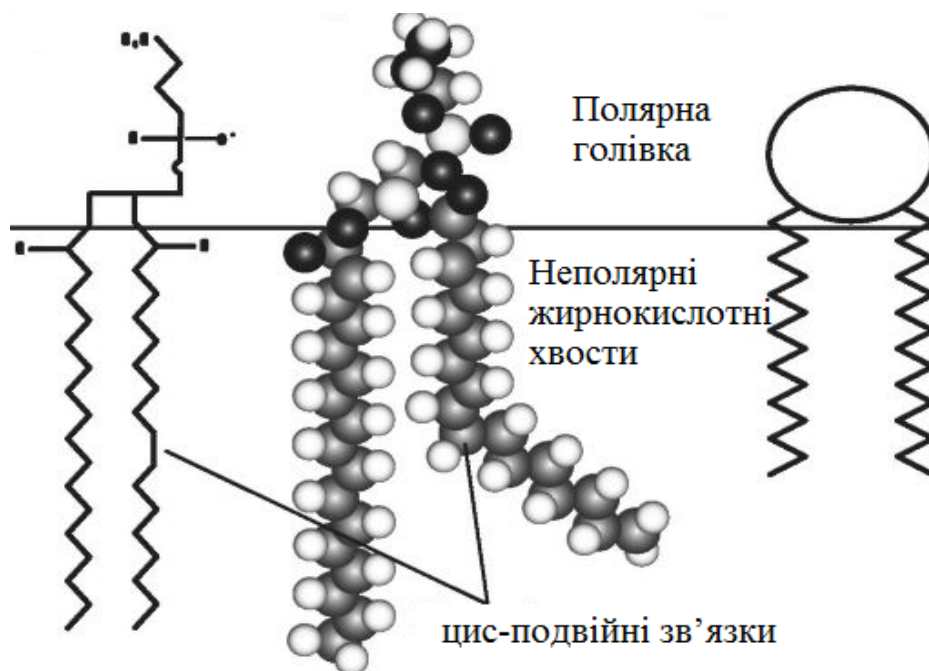


Рис. 6.1 Структура молекули гліцерофосфоліпіда [1]

фосфоліпідів, характеризуються різними фізико-хімічними особливостями. Голівки мають виражені полярні властивості і тому є гідрофільними. Хвости, навпаки, неполярні і тому є гідрофобними. Наявність в молекулі фосфоліпідів двох частин, одна з яких гідрофільна, а інша гідрофобна - її *амфіфільність* - дуже важлива для тієї ролі, яку відіграють ці молекули в біологічних мембранах.

Друга складова частина біомембран - білки. Вони дуже різні за своєю структурою і функціями. Саме білки визначають функціональне різноманіття і спеціалізацію біологічних мембран. Всі білки складаються з амінокислот, які завдяки ковалентним пептидним зв'язкам утворюють довгі ланцюги. Більшість мембранних білків містить ділянки молекули, стабілізовані водневими зв'язками в формі альфа-спіралі, і ділянки у вигляді безладно згорнутого клубка. Це надає молекулам білка певну гнучкість і здатність змінювати свою форму.

Окремі амінокислоти відрізняються хімічною природою своїх бічних груп, які надають молекулам амінокислот полярний або неполярний характер. Наприклад, залишки кислих амінокислот більш полярні в порівнянні з нейтральними. У зв'язку з тим, що в білкових молекулах міститься велика кількість амінокислот, як гідрофільних, так і гідрофобних, в цілому молекула білка є амфіфільною.

У клітинних мембранах виявляються також вуглеводи у вигляді сполук

з ліпідами (гліколіпіди) і білками (глікопротеїни і протеоглікани).

Взаємодія фосфоліпідів з водним середовищем

Амфіфільні речовини у воді утворюють істинні розчини лише при надзвичайно малих концентраціях. Підвищення концентрації фосфоліпідів призводить до того, що у водному середовищі вони об'єднуються і утворюють впорядковані структури, які відрізняються відносно високою стабільністю. В таких структурах гідрофільні головки залишаються в контакт із молекулами води, а гідрофобні хвости - віддаляються від неї. Коли фосфоліпіди перебувають на поверхні води, вони можуть формувати шар товщиною в одну молекулу. При цьому гідрофільні головки їх молекул повертаються в сторону води, а гідрофобні хвости виявляються орієнтовані в повітря приблизно під прямим кутом до водної поверхні.

Всередині водного середовища молекули фосфоліпідів можуть об'єднуватися двома шляхами. Перший з них - утворення мікроскопічних сферичних частинок - *міцел*, в яких гідрофільні голівки знаходяться зовні і контактують з водою, а хвости повернені всередину. Другий шлях - утворення двошарових молекулярних плівок (бішарів), в яких гідрофобні хвости розташовуються між двома шарами гідрофільних головок (рис. 6.2). Бішарова структура стабілізована, з одного боку, взаємодією полярних головок з молекулами води, а з іншого - гідрофобними взаємодіями неполярних хвостів один з одним.

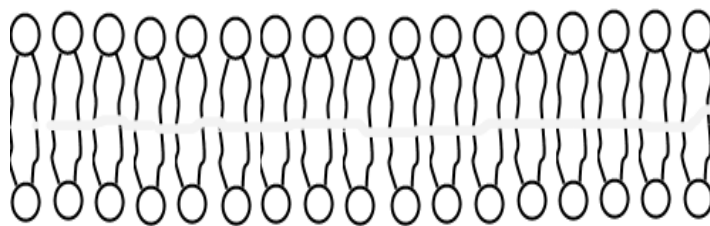


Рис. 6.2 Подвійний шар молекул фосфоліпідів [2]

Бішари замикаються самі на себе, усувають вільні краї і утворюють закриті відсіки. Таким чином, фосфоліпідні бішари здатні до самозбирання у водному середовищі і відновлення цілісності своїх пошкоджених ділянок.

Структури, утворені фосфоліпідами у воді, поєднують властивості рідин і кристалів. Такі структури зберігають впорядкованість в розташуванні і орієнтації молекул, що властиве кристалам, і, в той же час, мають плинність,

які і рідини. Речовини в такому стані називають *рідкими кристалами*.

Фізичний стан фосфоліпідів у водному середовищі залежить від температури. При зменшенні температури нижче деякого критичного значення відбувається перехід фосфоліпідів з рідкокристалічного стану в гель-структуру, близьку до твердокристалічної. Навпаки, при підвищенні температури плинність мембрани зростає, вона стає більш рідкою.

Будова біологічних мембран

На теперішній час загальноприйнятою є теорія будови мембрани С.Сінгера і Г.Ніколсона (1972), що отримала найменування *рідинно-мозаїчної моделі* (рис. 6.3).

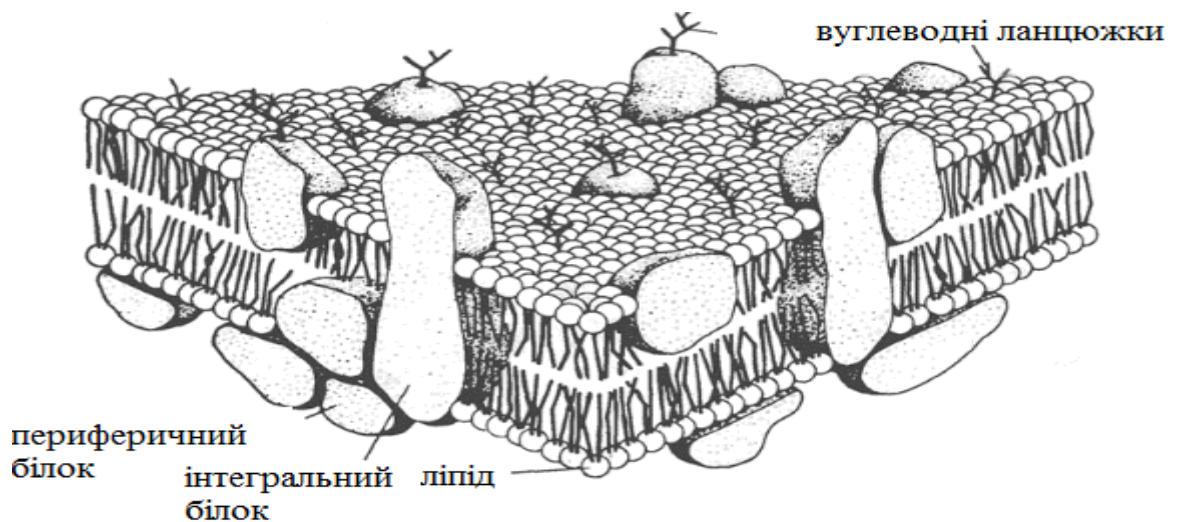


Рис.6.3 Рідинно-мозаїчна модель мембрани [3]

Основний зміст її полягає в тому, що подвійний шар молекул фосфоліпідів є основною неперервною частиною мембрани і знаходиться в рідкому стані. Білки, що входять до складу мембрани, як би «плавають» у фосфоліпідному бішарі. Ця модель задовільно пояснює залежність фізіологічних функцій мембрани від фазового стану фосфоліпідів.

Згідно з рідинно-мозаїчною моделлю, голівки молекул фосфоліпідів завдяки своїм гідрофільним властивостям звернені назовні і контактують з водним середовищем. Хвости звернені всередину бішару і пов'язані гідрофобною взаємодією. При звичайній для клітини температурі ліпідний бішар знаходиться в рідиннокристалічному стані. За своїми фізичними властивостями (в'язкості, плинності) він відповідає оливковій олії.

Молекули фосфоліпідів в мембрані, як і в будь-якій рідині, мають рухливість. Вони здатні здійснювати різні види рухів. Одним з них є швидке обертання молекули фосфоліпідів навколо своєї поздовжньої осі. Воно може здійснюватись дуже інтенсивно - близько 10^8 обертів за секунду.

Другим фізичним рухом фосфоліпідів є коливання залишків молекул жирних кислот, які є гнучкими. При цьому найбільша рухливість спостерігається в центрі бішару, а найменша - близько полярних голівок.

Третій вид руху служить *латеральна дифузія* (рис. 6.4). В процесі цього руху молекули фосфоліпідів легко міняються місцями зі своїми сусідами в межах одного моношару. Це відбувається близько 10^7 разів за одну секунду. Таким чином, за кілька секунд молекула фосфоліпиду може обійти навколо невеликої клітини.

Молекули фосфоліпідів переміщуються також з одного моношару мембрани в інший шар. Проте такий перехід («*фліп-флоп*») відбувається рідко. В зв'язку з цим біомембрани здатні підтримувати асиметрію розподілу фосфоліпідів у внутрішньому і зовнішньому шарах.

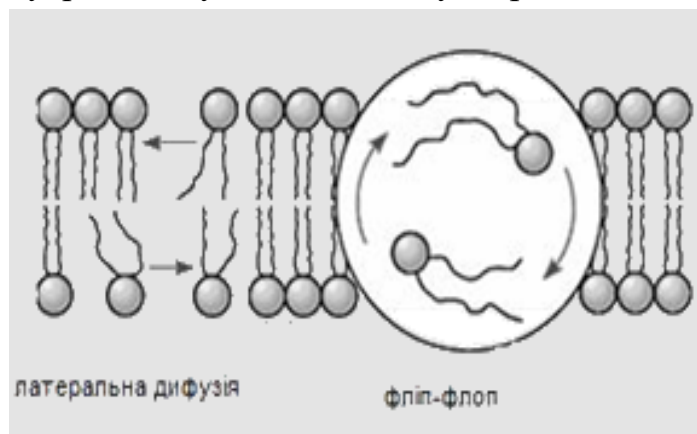


Рис.6.4 Рух фосфоліпідів в мембрані

Фізичний стан фосфоліпідів мембрани залежить в значній мірі від конфігурації вуглеводневих ланцюгів залишків молекул жирних кислот, які входять до складу хвостів (рис. 6.5). Ці ланцюги здатні здійснювати повороти (ротації) навколо своїх -C-C- зв'язків, в результаті чого утворюють різні *конфігурації (ротамери)*. Найбільш сталою є транс-конфігурація, яка має найменшу енергію. Вуглеводневі ланцюги в транс-конфігурації повністю витягнуті, найбільш щільно упаковані в мембрані і характеризуються малою рухливістю (рис. 6.5 а). Перебування в транс-конфігурації характерно для

стану мембрани при температурі нижче критичної, коли мембрана набуває властивостей гелю.

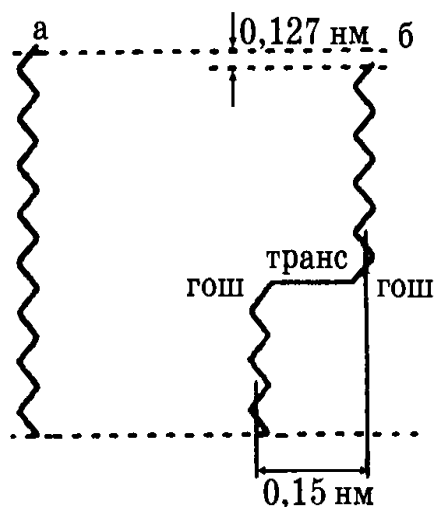


Рис.6.5 Вуглеводневі ланцюги в транс-конфігурації (а) і в гош-конфігурації (б) [4]

Підвищення температури збільшує ймовірність переходу транс-конфігурації в гош-конфігурацію, якій відповідає більш високий рівень енергії. Такий перехід означає поворот навколо -С-С- зв'язку на 120° , в результаті чого утворюється вигин вуглеводневого ланцюга (рис. 6.5 б).

Поява таких вигинів призводить до збільшення проміжків між молекулами, сприяє їх пухкій упаковці в мембрані, збільшенню рухливості. Розташування молекул в мембрані стає менш впорядкованим. Все це відповідає переходу мембрани в рідкий стан (рис. 6.6).



Рис. 6.6 Зменшення впорядкованості молекул фосфоліпідів в мембрані при підвищенні її температури [5]

При переході двох сусідніх транс-конфігурацій вуглеводних ланцюгів в гош-конфігурації утворюється уступ або петля, яка називається *кінк*. Кінки

здатні переміщатися уздовж вуглеводневих ланцюгів, що може грати роль в перенесенні речовин через мембрану.

Фізичний стан мембранних фосфоліпідів залежить від складу їх жирних кислот. У ненасичених жирних кислот в області подвійних зв'язків $C=C$ існує цис-конфігурація, яка призводить до вигину вуглеводневих ланцюгів (рис. 6.7). Тому в мембранах, що містять значну кількість ненасичених жирних кислот, вуглеводневі ланцюги упаковані більш пухко, проміжки між молекулами більше, їх неупорядкованість вища. Все це збільшує плинність мембран і сприяє збереженню ними рідкого стану.

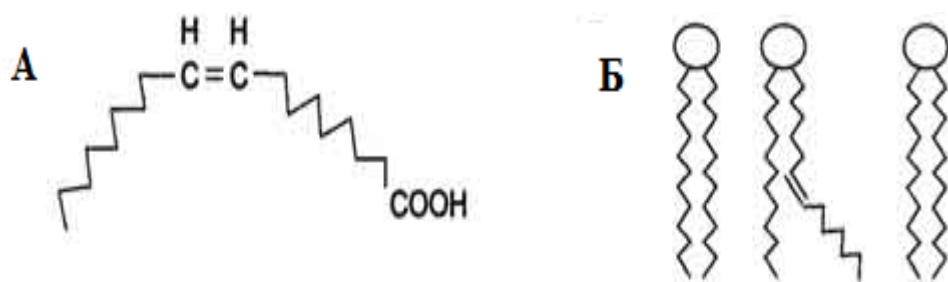


Рис. 6.7 Вигін залишку жирної кислоти в місці подвійного зв'язку (А) і вплив такого вигину на розміщення ліпідів в мембрані (Б)

Важливу роль в регуляції фізичних властивостей біомембран відіграє холестерин. Його молекули легко вбудовуються в подвійний фосфоліпідний шар, особливо в зону з нерегульованою структурою вуглеводневих ланцюгів. При температурі нижче критичної холестерин порушує кристалічну упаковку ланцюгів, збільшуючи їх рухливість. При температурі вище критичної його присутність викликає зворотний ефект - зростання впорядкованості вуглеводневих ланцюгів і зменшення їх рухливості. Проте надлишок холестерину в мембранах призводить до значного зростання їх в'язкості, що несприятливо впливає на ряд біофізичних процесів, які відбуваються в мембранах.

Функціональна активність мембран здійснюється, головним чином, білками. Багато з них виділені в чистому вигляді, їх структура визначена, а функції вивчені.

За характером розташування в мембрані білки поділяються на *периферичні* та *інтегральні*. Периферичні білки розташовані на поверхні

бішару і прилягають до головок молекул мембранних фосфоліпідів. На поверхні таких білків містяться, головним чином, гідрофільні групи, які зв'язуються з фосфоліпідами за допомогою електростатичної взаємодії і водневих зв'язків. Периферичні білки можуть бути порівняно легко виділені з мембрани за допомогою розчинів солей високої іонної сили або зміни рН.

Молекули інтегральних білків мають як гідрофільні, так і великі гідрофобні ділянки. Такі білки занурені в фосфоліпідний бішар мембрани на більш-менш значну глибину. Багато з них пронизують мембрану наскрізь і контактують своїми гідрофільними групами з водним середовищем по обидва боки мембрани, тоді як гідрофобні частини білка – знаходяться в зоні гідрофобних хвостиків фосфоліпідів. Таким чином, інтегральні білки пов'язані з мембраною гідрофобними взаємодіями і можуть бути виділені з неї мембрани тільки за допомогою органічних розчинників або детергентів.

Молекули мембранних білків рухливі. Вони здатні до обертального руху і латеральної дифузії. Однак через великі розміри молекул їх рухливість значно поступається рухливості фосфоліпідів. Рухливість деяких мембранних білків обмежена також завдяки тому, що вони пов'язані з розташованими в цитоплазмі специфічними білковими молекулами, які утворюють цитоскелет клітини.

Мембранні білки взаємодіють з фосфоліпідами. Молекули ліпідів, які утворюють шар навколо білкових молекул, обмежені в своїй рухливості. Такі ліпіди підтримують білки в конформації, що необхідна для здійснення ними функціональної активності.

На поверхні мембран є також вуглеводи. Вони приєднані у вигляді бічних ланцюгів до мембранних білків (глікопротеїни, протеоглікани) і ліпідів (гліколіпіди). Молекули білків можуть мати багато вуглеводних бічних ланцюгів, а молекули фосфоліпідів - тільки один. Вуглеводневі бічні ланцюги розташовуються лише на зовнішній поверхні мембрани. Припускають, що вони відіграють роль в процесах взаємодії між клітинами.

Штучні мембрани

Існують методи отримання штучних фосфоліпідних мембран, які за багатьма властивостями відповідають біологічним мембранам і можуть служити моделлю для їх вивчення. При енергійному струшуванні або дії ультразвуку на плоскі пластинчасті структури, утворені фосфоліпідами в воді, з них можна отримати замкнуті сферичні частинки - ліпосоми (рис. 6.8

А). Їх стінка представляє собою подвійний шар молекул фосфоліпідів і відокремлює внутрішнє водне середовище від зовнішнього. Ліпосоми стійкі, оскільки при їх утворенні досягається мінімум площі контакту гідрофобних частин молекул фосфоліпідів з водою.

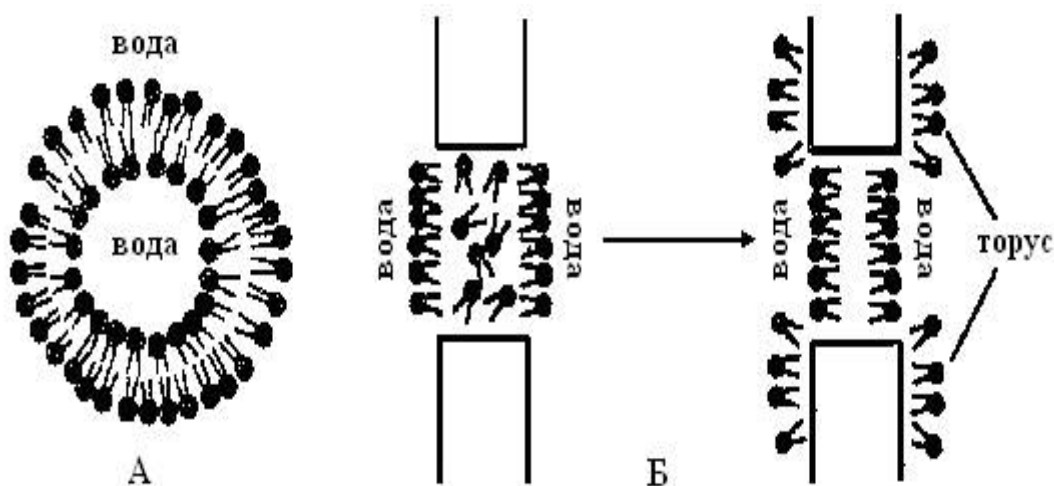


Рис. 6.8 Штучні мембранні структури, утворені фосфоліпідами
[http://studopedia.ru/9_42078_fazovie-perehodi-lipidov-v-membranah.html]

Ліпосоми застосовуються для вивчення фізичних властивостей бішарових ліпідних мембран. Існує можливість вбудовувати молекули мембранних білків в ліпосоми. Такі комбіновані системи відтворюють багато функцій біологічних мембран. Останнім часом ліпосоми використовують для введення в організм деяких лікарських речовин.

Другим різновидом штучної мембрани є пласка бішарова ліпідна мембрана, яка утворюється на невеликих отворах в тонких гідрофобних матеріалах, наприклад, тефлоні (рис. 6.8 Б). Тефлонову перегородку з невеликим отвором поміщають у водне середовище. Між краями отвору наносять краплю розчину фосфоліпідів. Під дією поверхневого натягу фосфоліпідна плівка стискається в поперечному напрямку і тоншає до утворення стійкого подвійного шару молекул.

Процес формування бішарової ліпідної мембрани можна спостерігати візуально за допомогою мікроскопа у відбитому світлі. Коли товщина плівки стає сумірною з довжиною світлової хвилі, на поверхні плівки в результаті інтерференції променів виникають кольорові візерунки - кільця Ньютона.

Коли плівка тоншає до двох шарів молекул, різниця ходу променів, відбитих від її передньої і задньої поверхонь, стає такою, що промені знаходяться в протифазі і гасять один одного. Внаслідок цього бішарова мембрана виглядає чорною на світлому фоні. Вона може виконувати роль матриці, на яку наносять різні молекулярні компоненти для вивчення властивостей природних мембран.

Контрольні питання:

1. Опишіть хімічну структуру гліцерофосоліпіда.
2. Що таке амфіфільна молекула? Яку роль відіграє амфіфільність ліпідів і білків у формуванні структури мембрани?
3. Опишіть рідинно-мозаїчну модель будови мембрани.
4. Охарактеризуйте рухи ліпідів в мембрані.
5. Чому мембрану називають «жидким кристалом»?
6. Як в'язкість мембрани залежить від температури?
7. Як в'язкість мембрани залежить від хімічного складу ліпідів?
8. Що таке штучні мембрани і для чого їх використовують?

Оберіть правильну відповідь:

1. Голівки фосfolіпідів у мембрані знаходяться ззовні, оскільки вони:
А. сферичні
Б. гідрофільні
В. ліпофільні
Г. амфіфільні
Д. гідрофобні
2. До складу голівок фосfolіпідів входять:
А. білки
Б. гліцерол
В. вуглеводи
Г. жирні кислоти
Д. амінокислоти
3. Хвостики фосfolіпідів у мембрані знаходяться всередині бішару, оскільки вони:
А. сферичні

- Б. гідрофільні
- В. дипольні
- Г. амфифільні
- Д. гідрофобні

4. "Хвостики" молекул фосфоліпідів утворюють:

- А. амінокислоти
- Б. жирні кислоти
- В. фосфорна кислота
- Г. аденозінтрифосфорна кислота
- Д. гліцерол або сфінгозин

5. В цілому молекула фосфоліпиду:

- А. гідрофобна
- Б. гідрофільна
- В. ліпофільна
- Г. амфифільна
- Д. амфотерна

6. Проаналізуйте, яким силам або зв'язкам належить провідна роль в утриманні в мембрані молекул інтегральних білків:

- А. водневим зв'язкам
- Б. гідрофобним силам
- В. силам Ван-дер-Ваальса
- Г. електростатичним силам
- Д. ковалентним зв'язкам

7. Проаналізуйте, яким силам або зв'язкам належить провідна роль в утворенні бішару фосфоліпідів у мембранах:

- А. електростатичним силам
- Б. силам Ван-дер-Ваальса
- В. гідрофобним взаємодіям
- Г. ковалентним зв'язкам
- Д. іонним взаємодіям

8. Цей рух фосфоліпідів в мембрані відбувається відносно рідко:

- А. латеральна дифузія
- Б. тепловий рух
- В. коливальний
- Г. обертальний
- Д. фліп-флоп

9. Зменшенню в'язкості мембрани сприяє:

- А. включення в неї молекул води та інших рідин
- Б. включення в фосфоліпіди ненасичених жирних кислот
- В. зменшення температури до критичного рівня
- Г. включення в фосфоліпіди насичених жирних кислот
- Д. зменшення відстані між ліпідами в моношарі

10. Проникність мембрани для речовин зростає при:

- А. збільшенні товщини мембрани
- Б. збільшенні температури мембрани
- В. зменшенні температури мембрани
- Г. зменшенні відстані між ліпідами в моношарі
- Д. збільшенні кількості насичених жирних кислот

7. ТРАНСПОРТ РЕЧОВИН У БІОЛОГІЧНИХ МЕМБРАНАХ

Класифікація видів транспорту

Мембрана представляє собою непроникний бар'єр для полярних водорозчинних молекул, оскільки внутрішня частина фосфоліпідного бішару гідрофобна. Завдяки цьому з клітини не витікають молекули, які мають в ній знаходитися.

Проте клітини повинні отримувати необхідні поживні речовини і виділяти продукти метаболізму. Через мембрани також мають переноситись деякі іони в цитоплазму і в навколишнє середовище. Тому в плазматичних мембранах клітин існують певні транспортні системи для перенесення речовин. Ці системи забезпечують обмін речовин між внутрішнім і зовнішнім середовищем клітини.

Розрізняють два основних типи транспорту речовин через мембрану пасивний і активний (рис. 7.1). Крім того, вони можуть переміщатись в клітину і із неї шляхом ендоцитозу і екзоцитозу.

І. Пасивний транспорт речовин. Такий транспорт не вимагає додаткових витрат енергії. Його рушійною силою є концентраційний або електрохімічний градієнти відповідної речовини. При цьому вона переноситься через мембрану в певному напрямку: з середовища з більшою концентрацією або електрохімічним потенціалом в середовище з меншою концентрацією або електрохімічним потенціалом.

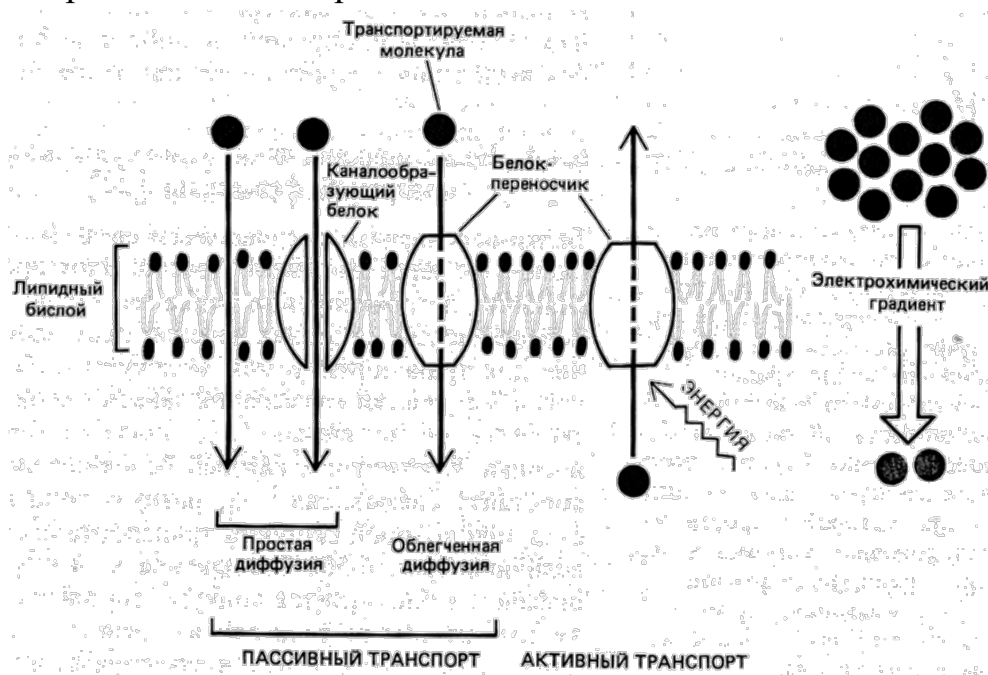


Рис. 7.1 Основні види транспорту речовин в плазматичній мембрані [3]

Існують такі основні види пасивного транспорту речовин:

- 1). *Дифузія вільна* безпосередньо через фосfolіпідний бішар мембрани;
- 2). *Дифузія молекул полегшена* за допомогою спеціальних переносників;
- 3). *Дифузія іонів* через канали мембрани.

II. Активний транспорт речовин. В ході такого транспорту речовини переносяться в сторону більш високої їх концентрації або вищого електрохімічного потенціалу. Цей процес протікає зі споживанням енергії клітинного метаболізму. У ньому беруть участь спеціальні мембранні переносники. Розрізняють такі типи активного транспорту.

- 1). *Первинно - активний транспорт.*
- 2). *Вторинно - активний транспорт.*

III. Ендоцитоз і екзоцитоз - перенесення речовин в клітину або з неї за допомогою спеціальних мікропухирців (везикул). Даний процес пов'язаний з оборотними змінами структури мембрани.

Вільна дифузія

Дифузією називається переміщення частинок в нерухомій речовині під впливом градієнта концентрації, а при наявності у частинок електричного заряду – градієнта електрохімічного потенціалу.

Вільну дифузію можуть здійснювати тільки молекули. При вільній дифузії частки розчиненої речовини в процесі переміщення залишаються в своїй первісній формі і не вступають ні в який зв'язок з іншими молекулами (рис. 7.2).

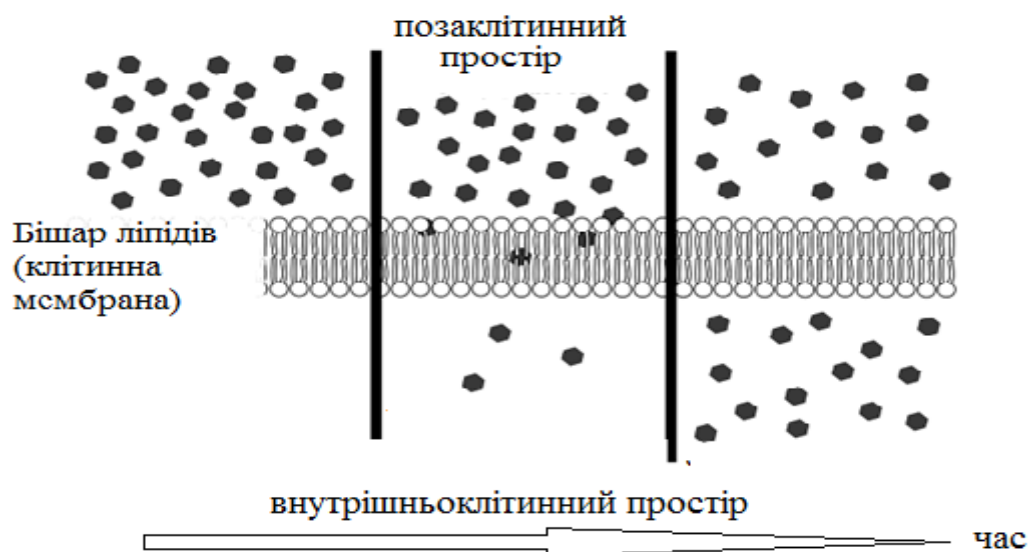


Рис. 7.2 Вільна дифузія речовини через мембрану

Кількісною мірою швидкості дифузії речовини є густина її потоку J , яка представляє собою кількість речовини в молях (dn), яка проходить в одиницю часу (dt) через одиницю поверхні(S), розташовану перпендикулярно до напрямку переміщення:

$$J = \frac{dn}{dt} \cdot \frac{1}{S}$$

Швидкість вільної дифузії описує закон Фіка, згідно якому вона пропорційна своїй рушійній силі, тобто градієнту концентрації речовини:

$$J = -D \cdot \frac{dC}{dx}$$

В рівнянні D - коефіцієнт дифузії, тобто густина потоку речовини за градієнта концентрації, що дорівнює одиниці. Величина коефіцієнту дифузії залежить від властивостей речовини, що дифундує, розчинника, в якому відбувається дифузія, а також від температури:

$$D = U \cdot R \cdot T$$

де U - рухливість частинок речовини в розчині, R - універсальна газова стала, T - абсолютна температура.

Негативний знак в рівнянні Фіка означає, що речовина переміщається в напрямку зменшення її концентрації.

Мембрана, яка знаходиться на шляху потоку речовини, що дифундує, може істотно впливати на швидкість вільної дифузії. Для її опису через мембрану можна перетворити рівняння закону Фіка. При допущенні, що вона однорідна, градієнт концентрації речовини, що транспортується, можна замінити різницею її концентрацій в розчинах по обидва боки мембрани.

При цьому застосовують коефіцієнт проникності мембрани для даної речовини P . Його величина визначається рівнянням:

$$P = \frac{D \cdot K}{l}$$

де D - коефіцієнт дифузії речовини в розчині, що омиває мембрану; l - товщина мембрани; K - коефіцієнт розподілу речовини між мембраною і розчином, який характеризує ступінь розчинності речовини в мембрані.

Використовуючи коефіцієнт проникності мембрани для певної речовини, можна наступним чином представити щільність потоку цієї речовини через мембрану:

$$J = -P \cdot (C_2 - C_1)$$

Тут C_1 і C_2 - концентрації речовини, що транспортується, по обидва боки мембрани.

Здатність речовини здійснювати вільну дифузію через плазматичні мембрани залежить від розмірів молекул і від їх розчинності в фосфоліпідах. За допомогою вільної дифузії через плазматичну мембрану легко проникають молекули кисню і вуглекислого газу, а також низки інших молекул малих розмірів. Вони дифундують через бішар фосфоліпідів. Як вище було вказано, вуглеводневі ланцюги фосфоліпідів мембрани відрізняються рухливістю. В результаті теплових флуктуацій в них утворюються лабільні структурні дефекти, або петлі (кінки). Кінки переміщуються уздовж вуглеводневих ланцюгів, сприяючи дифузії малих молекул.

Здатність дифундувати через мембрану крупних за розміром молекул залежить від їх розчинності в ліпідах. Багато неполярних молекул здатні розчинятися в ліпідному бішарі і дифундувати через мембрану. Встановлено, що існує пряма залежність між проникністю мембрани для різних речовин і їх розчинністю в оливковій олії, яка за рядом фізичних властивостей відповідає ліпідному бішару мембрани. Швидко дифундують через мембрану такі речовини, як метанол, етанол.

Полегшена дифузія молекул

Полегшена дифузія, як і вільна, відбувається в напрямку зменшення концентрації речовини. Тому даний процес протікає без споживання енергії метаболізму. Однак, на відміну від вільної дифузії, транспорт частинок речовини відбувається за допомогою спеціальних мембранних переносників. Вони забезпечують переміщення через мембрану таких молекул, які самі по собі дифундувати через неї не можуть. Ними є полярні молекули, які мають гідрофільні властивості (амінокислоти, моносахариди та ін.).

Всі *переносники*, які беруть участь в полегшеній дифузії - це інтегральні білки плазматичної мембрани, вбудовані в фосфоліпідний бішар і певним чином орієнтовані. Для того, щоб перетнути мембрану, речовина, що транспортується, вступає в тимчасове комплексне з'єднання з переносником.

Полегшена дифузія відрізняється від вільної рядом особливостей, серед яких: 1. велика швидкість перенесення речовини; 2. висока специфічність – білки-переносники «впізнають» певні речовини і транспортують їх через мембрани. Переносники здатні відрізнити один від одного близькі за

структурою молекули, включаючи навіть стереоізомери; 3. наявність феномена насичення. При підвищенні концентрації речовини її потік збільшується лише до деякої величини, яка визначається активністю систем перенесення. Подальше збільшення концентрації не призводить до прискорення дифузії (рис. 7.3); 4). чутливість до певних речовин (інгібіторів), які гальмують процес перенесення. Інгібітори конкурують з речовиною, що транспортується, за зв'язок з молекулами - переносниками.

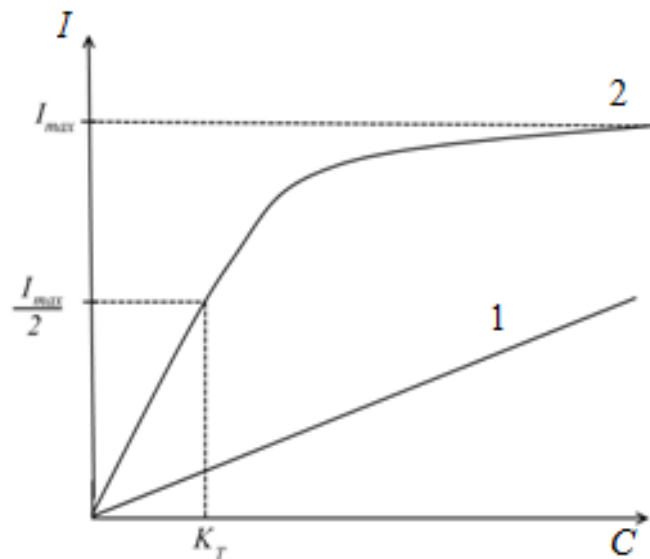


Рис. 7.3 Залежність потоку речовини від його концентрації при вільній (1) і полегшеній (2) дифузії [3]

На теперішній час вивчено багато систем полегшеної дифузії, які здійснюють транспорт речовин в мембранах різних клітин. Прикладом є перенесення молекул глюкози через плазматичну мембрану еритроцитів, яке здійснюється за допомогою інтегрального білка-переносника. В одному еритроциті міститься приблизно 10^5 молекул-переносників. Вони збільшують швидкість транспорту глюкози через мембрану в 10^5 - 10^6 разів.

Інший приклад - система транспорту аніонів у мембрані еритроцитів, яка відіграє важливу роль в перенесенні газів кров'ю. В мембрані мітохондрій існує система полегшеної дифузії, яка забезпечує перенесення через неї молекул АДФ і АТФ.

Існують різні молекулярні механізми полегшеної дифузії. Це може бути переміщення комплексної сполуки переносника з речовиною через

мембрану (рухливий переносник) або перенесення молекули речовини в результаті певних змін структури фіксованого в мембрані білка - переносника (рис. 7.4). На цьому рисунку в стані (а) ділянка зв'язування відкрита з зовнішнього боку мембрани; в стані (б) - та сама ділянка відкрита з внутрішньої сторони мембрани.

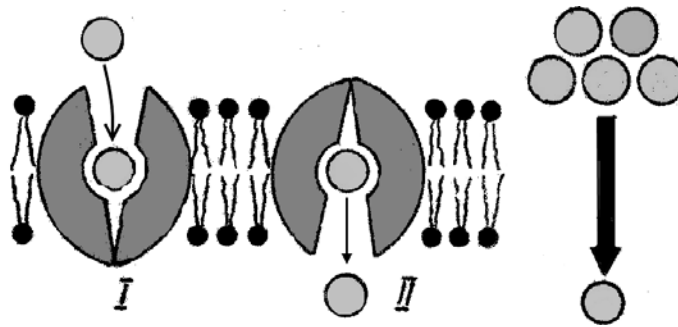


Рис. 7.4 Схема, що ілюструє зміни структури білка-переносника, який транспортує молекули через мембрану [2]

Відомі мембранні білки-переносники для різних вуглеводів, амінокислот, АТФ, іонів кальцію і т.д. В деяких мембранах переносники здатні транспортувати частинки не тільки однієї (*уніпорт*), але і двох різних речовин (*котранспорт*) (рис. 7.5). Вони можуть переносити їх в одному і тому ж напрямку (*симпорт*) або в протилежних напрямках (*антипорт*).

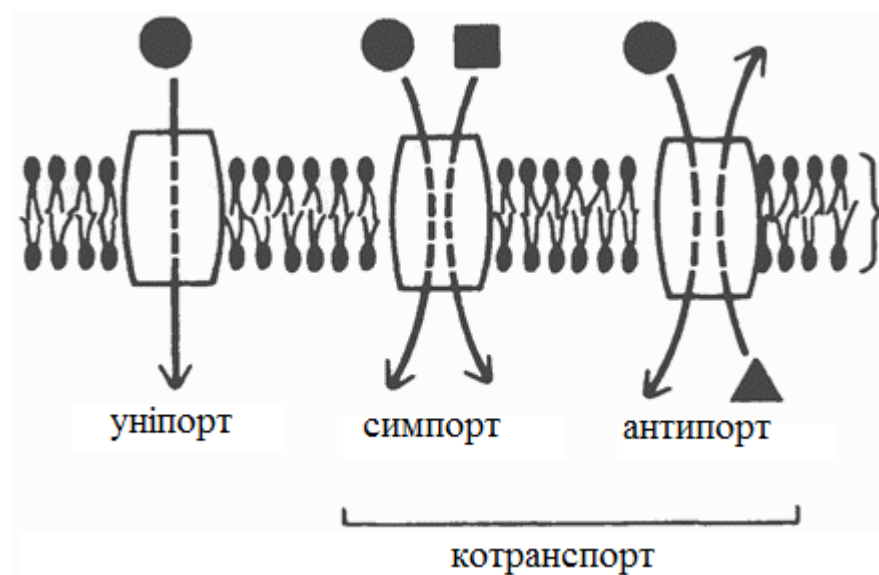


Рис. 7.5 Схема уніпорту і котранспорту речовин білками-переносниками

Дифузія іонів через канали мембрани

Фосфоліпідний бішар мембрани являє собою ефективний бар'єр для іонів. Вільному проникненню їх через мембрану перешкоджає електричний заряд і наявність гідратної(водної) оболонки. Іони здатні дифундувати тільки через спеціальні структури мембрани – *іонні канали*.

Процес дифузії іонів залежить не тільки від їх концентраційного градієнта. Оскільки вони мають електричний заряд, на них впливає і електричне поле. Тому рушійною силою їх дифузії є градієнт електрохімічного потенціалу (*електрохімічний градієнт*).

Величину електрохімічного потенціалу отримують з наступного рівняння:

$$\mu = \mu_0 + R \cdot T \cdot \ln C + F \cdot z \cdot \varphi$$

де μ_0 - стандартний хімічний потенціал, який залежить від хімічної природи речовини і температури, R - універсальна газова стала, T - абсолютна температура, C - молярна концентрація речовини в розчині, z - електричний заряд частинки речовини, F – константа Фарадея, φ - електричний потенціал.

Коли в розчині міститься будь-який іон та існує його електрохімічний градієнт, виникає процес дифузії. Він протікає у напрямку зменшення електрохімічного потенціалу іона. Густина дифузійного потоку іонів визначається *рівнянням Теорелла*:

$$I = -U \cdot C \cdot \frac{d\mu}{dx}$$

де U - рухливість іонів, C - їх концентрація, $\frac{d\mu}{dx}$ - електрохімічний градієнт.

Описати густину потоку іонів в процесі дифузії можна також за допомогою *рівняння Нернста-Планка*. В рівнянні швидкість електродифузії залежить від двох градієнтів: концентраційного і електричного.

$$I = -U \cdot R \cdot T \cdot \frac{dC}{dx} - U \cdot C \cdot F \cdot z \cdot \frac{d\varphi}{dx}$$

В мембранах дифузія іонів здійснюється через канали, які мають дуже важливе значення для життєдіяльності збудливих і незбудливих клітин. За допомогою каналів іони переміщуються крізь мембрану пасивним транспортом за їх електрохімічними градієнтами. Іонні канали забезпечують обмін речовин між клітинами і навколишнім середовищем, а також забезпечують сприйняття клітиною зовнішніх сигналів. З каналів

починаються і ними підтримуються процеси збудження і гальмування в нервовій системі. Канали уможливають передачу збудження з нейронів на нейрони і клітини інших органів.

Іонні канали - це субмікроскопічні пори в мембрані, стінки яких утворені специфічними інтегральними білками. Останні пронизують клітинну мембрану поперек у вигляді декількох петель і утворюють в мембрані наскрізну пору (рис. 7.6). Гідрофільні атомні групи білків звернені всередину каналу.

У каналах є додаткові молекулярні структури, які служать для відкривання і закривання каналів, забезпечення селективності (вибірковості), рецепції і регуляції. *Селективність* - це вибірково підвищена проникність іонного каналу для певних іонів і понижена для інших. Одні з каналів проникні для катіонів, інші - для аніонів. Деякі катіонні канали є високоселективними лише до одного виду іонів. Наприклад, існують натрієві, калієві, кальцієві, хлорні канали. Всередині каналу знаходиться його вузька частина - *селективний фільтр*, який пропускає лише певний вид іонів. Проте відомі також неселективні катіонні канали, що дозволяють проходити навіть невеликим органічним катіонам. Низьку селективність мають аніонні канали мембрани.

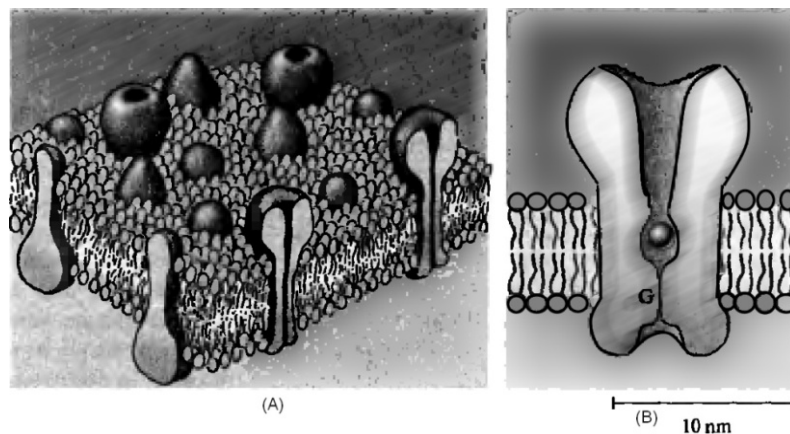


Рис. 7.6 Клітинна мембрана (А) та іонний канал (В) [8]

Іонні канали мають два стани: відкритий і закритий. У відкритому стані вони можуть пропускати іони зі швидкістю вільної дифузії. Проникність мембрани для іонів регулюється *воротами каналів* - молекулярними структурами, які можуть закривати канал.

Проникність іонних каналів різних клітин керується відповідно їх функціям. Управління воротами здійснюється різними факторами (рис. 7.7). За способами управління проникності іонні канали поділяються на такі типи:

1. *Потенціал-керовані канали*. Їх проникність регулюється в залежності від змін електричного поля плазматичної мембрани. Такі канали існують в мембранах нервових і м'язових клітин. Схема будови потенціал-керованих каналів представлена на рис. 7.8.

2. *Хемо-керовані (ліганд-керовані)*, стан яких регулюється молекулами специфічних речовин, що діють на клітину(лігандами). Вони взаємодіють з канальними білками. Такими речовинами є медіатори (трансмітери), які здійснюють взаємодію між різними клітинами.

3. *Опосередковано-керовані (метаботропні)*, які чутливі до певних молекул, що беруть участь у внутрішньоклітинних процесах метаболізму.

4. *Стимул-керовані*, чутливі до механічних і температурних впливів. Такі канали є в рецепторах.

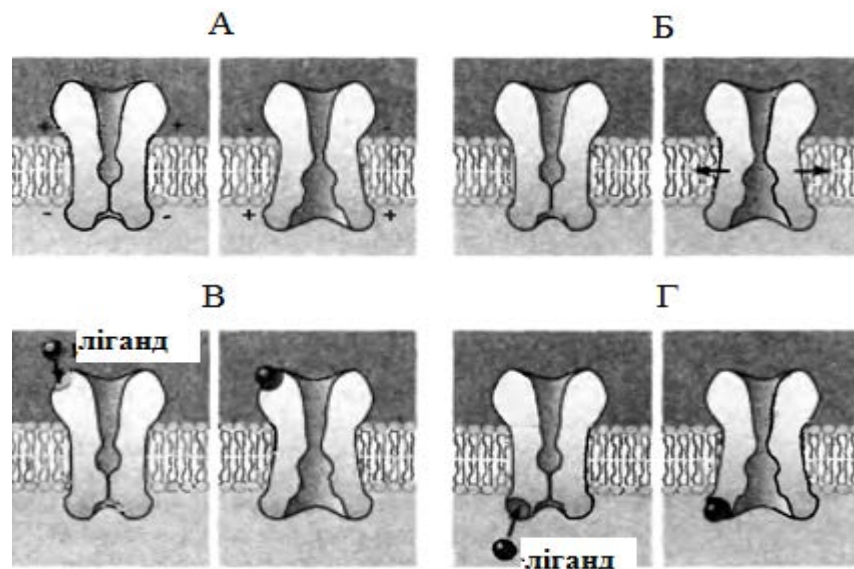


Рис. 7.7 Різні види управління іонними каналами [8]. Канали мембрани: А- потенціал-керовані, Б- стимул-керовані, В, Г- ліганд-керовані канали, які відкриваються хімічними речовинами, що діють на мембрану зовні і всередині клітини

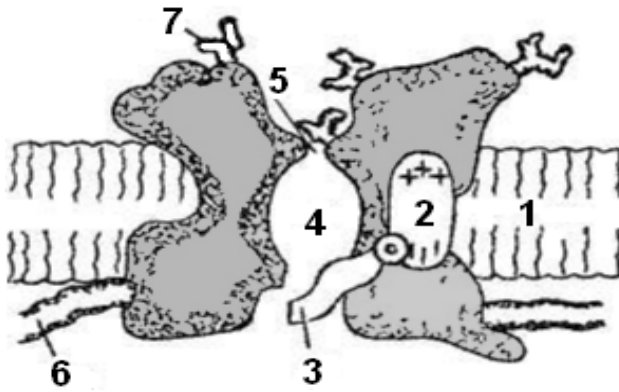


Рис.7.8 Схема будови потенціал-керованого іонного каналу [5]: 1 - фосфоліпідний бішар; 2 - сенсор, що реагує на напруженість електричного поля; 3 - "ворота" іонного каналу; 4 - пора, заповнена водою; 5 - селективний фільтр; 6 - білок, що фіксує канал в мембрані; 7 – вуглеводи

В мембрані існують також *неіонні водні канали* (аквапорини), які служать для перенесення води через мембрану і мають дуже велику пропускну здатність, що не регулюється. Стінки аквапоринів мають таку молекулярну структуру, яка не дозволяє пропускати заряджені частинки, тобто іони, але створює умови для пропускання молекул води.

Активний транспорт

Системи активного транспорту здійснюють перенесення речовин через мембрану в напрямку збільшення електрохімічного потенціалу, тобто в напрямку, протилежному пасивному транспорту. Таке перенесення вимагає витрати енергії. Тому активний транспорт пов'язаний з гідролізом сполук, багатих енергією (*первинно-активний транспорт*), або використовує енергію, накопичену іншою системою активного транспорту (*вторинно-активний транспорт*).

До систем первинно-активного транспорту відносять насоси: натрій - калієвий насос, кальцієвий насос, протонний насос.

Натрій - калієвий насос локалізований в плазматичній мембрані всіх клітин тварин і рослин. Він здійснює підтримку іонного складу цитоплазми (висока концентрація іонів калію і низька концентрація іонів натрію в порівнянні з зовнішнім середовищем) (рис. 7.9).

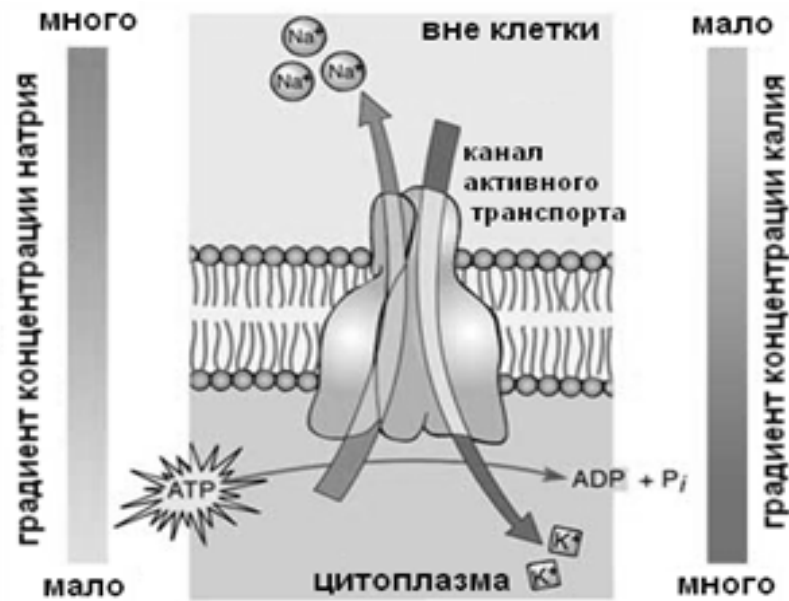


Рис.7.9 Натрій-калієвий насос плазматичної мембрани

Натрій-калієвий насос - це складний інтегральний білок-переносник, який здійснює транспорт іонів натрію з цитоплазми в зовнішнє середовище, а іонів калію із зовнішнього середовища всередину клітини. Насос має властивості ферменту гідролізу АТФ (мембранна $\text{Na}^+\text{-K}^+\text{-Mg}$ -залежна АТФаза). В результаті гідролізу АТФ вивільняється енергія, необхідна для активного транспорту іонів. Для роботи натрій - калієвого насоса може використовуватися тільки АТФ, що знаходиться всередині клітини. На цю роботу витрачається значна частина внутрішньоклітинної АТФ.

Дослідження натрій-калієвого насоса показало, що він складається з чотирьох білкових субодиниць. Дві великі альфа-субодиниці з молекулярною масою 95000 пронизують мембрану наскрізь і містять ділянки зв'язування АТФ, звернені всередину клітини. Дві менші бета-субодиниці з молекулярною масою 40000 містять вуглеводні групи, розташовані на зовнішній стороні мембрани.

Перенесення іонів обумовлене конформаційними змінами $\text{Na}^+\text{-K}^+\text{-АТФази}$, в результаті яких вона виконує по чергову роль натрієвого і калієвого переносників. На рис. 7.10 представлені окремі стадії циклу роботи натрій-калієвого насоса.

(А). Знаходячись у початковому стані, білок-переносник утворює центр зв'язування, звернений усередину клітини. Він має високу спорідненість до іонів натрію і низьку - до іонів калію. До центру зв'язування приєднуються

три іони натрію.

(В). В результаті приєднання іонів натрію запускається реакція гідролізу АТФ на АДФ і залишок фосфорної кислоти, який приєднується до білкової молекули (*реакція фосфорилування*).

(С). Внаслідок реакції фосфорилування в структурі переносника відбуваються конформаційні зміни: центр зв'язування іонів повертається назовні.

(D). У такому положенні центр зв'язування втрачає спорідненість до іонів натрію і набуває спорідненість до іонів калію. Переносник вивільняє іони натрію в зовнішнє середовище і приєднує з нього два іони калію.

(Е). Приєднання іонів калію запускає реакцію *дефосфорилування*. Залишок фосфорної кислоти відділяється від переносника.

(F). В результаті дефосфорилування відновлюється первісна структура переносника. Центр зв'язування іонів переноситься всередину клітини. Він втрачає спорідненість до іонів калію і знову набуває спорідненість до іонів натрію. Тому іони калію відокремлюються і переходять в цитоплазму. Далі весь процес повторюється.

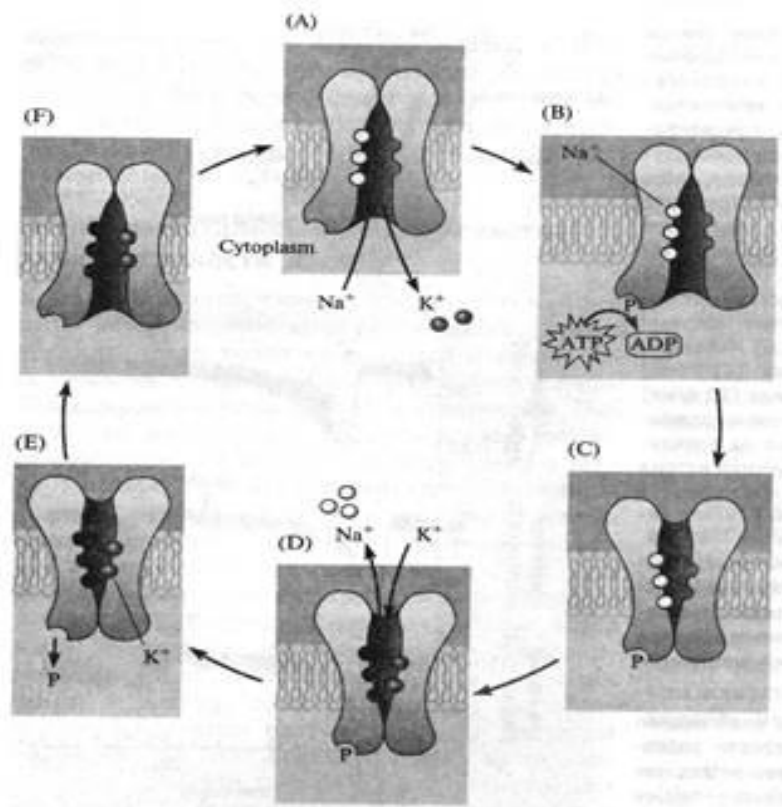


Рис. 7.10 Перенесення іонів натрію і калію натрій-калієвих насосом [8]

Таким чином, гідроліз однієї молекули АТФ забезпечує перенос трьох іонів натрію через плазматичну мембрану зсередини клітини назовні і двох іонів калію – в протилежному напрямку. Цей цикл роботи натрій - калієвого насоса повторюється безперервно. Він робить кілька сотень оборотів за секунду.

Поряд з натрій-калієвим насосом існують і інші механізми активного транспорту іонів. *Кальцієвий насос* регулює концентрацію іонів кальцію в середовищі, підтримує роботу скорочувального апарату м'язових клітин. Він являє собою білок (Ca^{2+} -АТФазу), що активується іонами кальцію. Цикл структурних змін цього білка, які обумовлені його фосфорилуванням і дефосфорилуванням, забезпечує активне перенесення двох іонів кальцію через мембрану саркоплазматичного ретикулума при гідролізі однієї молекули АТФ. Цей процес описаний більш детально в розділі, присвяченому біофізичним механізмам м'язового скорочення. *Протонний насос* здійснює активне перенесення протонів в мембрані мітохондрій.

Вторинно-активний транспорт використовує для перенесення речовин енергію, що міститься в електрохімічному іонному градієнті, який створюється первинно-активним транспортом. Насос споживає енергію і переносить іони натрію через мембрану в зовнішнє середовище, в якому утворюється їх висока концентрація. Градієнт іонів натрію є рушійною силою, що направляє їх дифузію всередину клітини за допомогою мембранного переносника. Він може транспортувати також інші речовини шляхом симпорту або антипорту, здійснюючи тим самим їх вторинно-активний транспорт.

Прикладом вторинно-активного транспорту є система перенесення, що забезпечує всмоктування глюкози клітинами слизової оболонки кишечника (рис. 7.11). В якості первинного "двигуна" ця система використовує натрій - калієвий насос, який створює на мембрані електрохімічний градієнт натрію. Дифузійний потік іонів натрію направляється в клітину. Надходження натрію в неї відбувається шляхом полегшеної дифузії за допомогою мембранних переносників. Вони також приєднують до себе молекули глюкози. Це забезпечує її надходження в ентероцит навіть тоді, коли її концентрація всередині клітини вище, ніж в просвіті кишки.



Рис. 7.11 Загальна схема вторинно-активного транспорту глюкози в ентероциті. Калій-натрієвий насос створює градієнт іонів Na^+ , який використовується для транспорту глюкози

Ендоцитоз і екзоцитоз

Під час *ендоцитозу* через мембрану в цитоплазму клітини можуть проникати високомолекулярні молекули (білки, нуклеїнові кислоти і ін.), а також великі частинки. Невелика ділянка плазматичної мембрани оточує речовину, утворюється бульбашка (везикула), яка потрапляє всередину клітини. Видами ендоцитозу служать фагоцитоз і піноцитоз.

Фагоцитоз - захоплення клітиною великих частинок. Найпростіші організми поглинають шляхом фагоцитозу частинки їжі. У вищих тварин фагоцитоз здійснюють лейкоцити, які поглинають бактерії, виконуючи захисну функцію.

Піноцитоз - захоплення клітиною крапельки позаклітинної рідини разом з розчиненими в ній речовинами.

Екзоцитоз - це переміщення речовин через мембрану за допомогою везикул, але в напрямку, протилежному ендоцитозу. Речовини, що синтезуються клітиною, упаковуються в везикули, оточені мембраною. Вони наближаються до плазматичної мембрани, зливаються з нею і виділяють свій вміст назовні. Прикладом екзоцитозу може служити виділення секреторними клітинами синтезованих ними ферментів.

На рис. 7.12 показаний приклад ендоцитозу і екзоцитозу. Частинка їжі захоплюється клітиною. Вона потрапляє шляхом ендоцитозу в цитоплазму всередині везикули, яка утворена клітинною мембраною. Тут їжа перетравлюється клітинними ферментами, а неперетравлений залишок виділяється шляхом екзоцитозу в зовнішнє середовище.

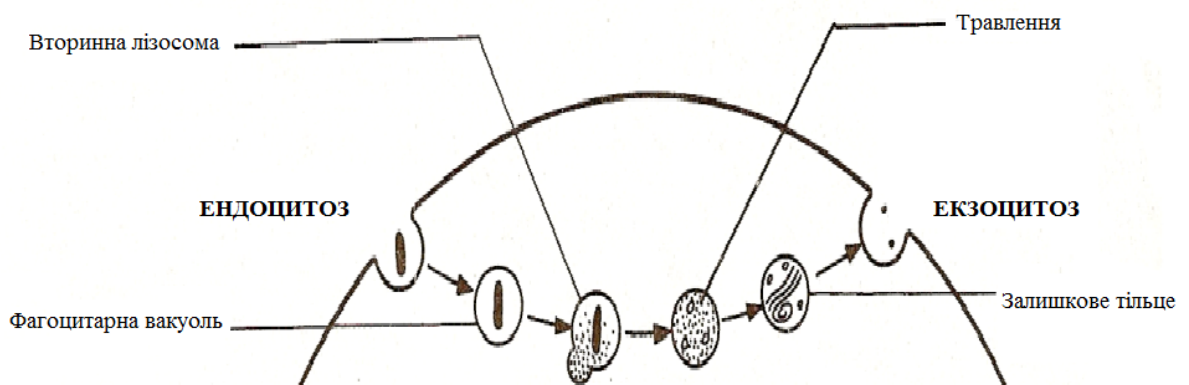


Рис.7.12 Ендоцитоз і екзоцитоз

Везикулярний транспорт використовується клітиною не тільки для перенесення речовин через плазматичну мембрану. Він є також основним видом переносу речовин всередині самої клітини. За відкриття механізмів його регуляції Дж.Ротман, Р.Шекман і Т.Зюдхоф в 2013 році були нагороджені Нобелівською премією з фізіології.

Контрольні питання:

1. Охарактеризуйте основні відмінності пасивного і активного транспорту.
2. Які речовини проникають через мембрану шляхом вільної дифузії?
3. Який вид транспорту описує закон Фіка.
4. Охарактеризуйте основні риси полегшеної дифузії неелектролітів. Наведіть приклади.
5. Опишіть дифузію іонів в мембрані. Які види іонних каналів за способом управління Вам відомі?
6. Приведіть рівняння, які описують дифузію іонів в мембрані.
7. Який вид транспорту здійснюють іонні насоси? Чому їх називають АТФазами?
8. Опишіть цикл роботи натрій-калієвого насоса мембрани.
9. Що таке вторинно-активний транспорт речовин у мембрані. Наведіть приклади.
10. Яким чином через мембрану переносяться високомолекулярні сполуки?

Оберіть правильну відповідь:

1. Швидкість вільної дифузії згідно першому закону Фіка визначає градієнт:

- А. електричного потенціалу
- Б. температури
- В. концентрації
- Г. статичного тиску
- Д. електрохімічного потенціалу

2. Проаналізуйте, яка основна відмінність активного транспорту через плазматичну мембрану від пасивного:

- А. він спрямований з навколишнього середовища всередину клітини
- Б. він направлений із середини клітини у навколишнє середовище
- В. він здійснюється безпосередньо через бішар ліпідів мембрани
- Г. для його здійснення потрібні затрати енергії метаболізму
- Д. він приводить до зникнення градієнту концентрації

3. Проаналізуйте, які речовини переносяться через мембрану шляхом первинно активного транспорту:

- А. білки
- Б. іони
- В. кисень
- Г. вуглеводи
- Д. глюкоза

4. Шляхом вторинно-активного транспорту крізь мембрану може переноситись:

- А. кисень
- Б. калій
- В. амінокислоти
- Г. білки
- Д. жири

5. Глюкоза може транспортуватись крізь плазматичну мембрану шляхом:

- А. первинно-активного транспорту
- Б. вторинно-активного транспорту
- В. вільної дифузії
- Г. електродифузії
- Д. ендоцитозу

6. Іони натрію через мембрану переносяться шляхом:

- А. піноцитозу і фагоцитозу

- Б. тільки активного транспорту
- В. тільки пасивного транспорту
- Г. активного і пасивного транспорту
- Д. тільки вільної дифузії

7. Іони калію транспортуються через плазматичну мембрану при пасивному переносі:

- А. безпосередньо через бішар фосфоліпідів
- Б. через іонні канали мембрани
- В. за допомогою білків-переносників
- Г. за допомогою натрій-калієвого насосу
- Д. іони калію пасивно не транспортуються

8. Іони натрію транспортуються через мембрану шляхом активного транспорту:

- А. через бішар ліпідів
- Б. через іонні канали
- В. через мембранні пори
- Г. за допомогою натрій-калієвого насосу
- Д. за допомогою ендоцитозу

9. Речовина, що здатна розчинятись у жирах, може проникати в клітину:

- А. шляхом вільної дифузії
- Б. шляхом полегшеної дифузії
- В. за допомогою активного транспорту
- Г. через мембранні насоси
- Д. через іонні канали мембрани

10. За рівнянням Теорелла розраховується:

- А. швидкість дифузії іонів
- Б. швидкість активного транспорту іонів
- В. мембранний потенціал спокою
- Г. електрохімічний потенціал
- Д. амплітуда потенціалу дії

8. БІОЕЛЕКТРИЧНІ ПОТЕНЦІАЛИ КЛІТИНИ

Основні поняття електростатики. Електричний заряд

Всі тіла в природі здатні набувати електричний заряд. Його наявність проявляється в тому, що заряджені тіла взаємодіють між собою. Існує два види зарядів, які умовно позначаються як позитивний і негативний. Заряди одного знака відштовхуються один від одного, різних знаків - притягуються.

Електричний заряд є невід'ємною властивістю деяких елементарних частинок. Так, електрони мають негативний заряд, а протони - позитивний. Заряд всіх елементарних частинок однаковий за абсолютною величиною і тому називається *елементарним*.

Число елементарних зарядів у макроскопічних тілах дуже велике. В цілому вони, як правило є електронейтральними, оскільки заряди в них розподілені з однаковою густиною. Тіла виявляються зарядженими у випадку переважання частинок того або іншого знака. Одиницею електричного заряду є *кулон (Кл)*.

Електричне поле. Закон Кулона

Закон Кулона описує електричну силу, яка діє між двома точковими зарядами q_1 і q_2 :

$$\vec{F} = k \cdot \frac{q_1 \cdot q_2}{r^2}$$

k - константа, що визначається умовами, в яких здійснюється взаємодія зарядів; r - відстань між ними.

Згідно закону Кулона, сила діє в напрямку лінії, що з'єднує два заряди. Величина сили пропорційна величині кожного з зарядів і обернено пропорційна квадрату відстані між ними.

Кожен електричний заряд утворює в своєму навколишньому просторі *електричне поле*. За його допомогою заряди взаємодіють один з одним. Пробний заряд, внесений в електричне поле іншого заряду, "відчуває" його присутність. Пробний заряд може притягуватись до заряду, який створює електричне поле, або відштовхуватися від нього.

Електричне поле можна представити у вигляді силових ліній, які показують напрямок електричних сил. Прийнято вважати, що цей напрям відповідає напрямку переміщення позитивного заряду. Тому силові лінії спрямовані від позитивного заряду і до негативного.

Характеристики електричного поля

1). *Напруженість* електричного поля є його силовою характеристикою. Коли в поле, створене електричним зарядом, вносять інший електричний заряд q , то на нього діє сила, пропорційна величині q і силівній характеристиці самого поля, яка називається напруженістю:

$$\vec{F} = q \cdot \vec{E}$$

Напруженість електричного поля в будь-якій його точці чисельно дорівнює електричній силі, яка діє на одиничний позитивний заряд q , поміщений в цю точку:

$$\vec{E} = \frac{\vec{F}}{q}$$

Напруженість є векторною величиною, яка має напрямок. Одиницею виміру напруженості є вольт, поділений на метр.

Принцип накладення(суперпозиції) полягає в тому, що сумарна напруженість електричного поля, створеного безліччю зарядів, визначається складанням напруженостей полів, створених кожним зарядом, за правилами додавання векторів.

2). *Електричний потенціал* є енергетичною характеристикою електричного поля. Для того, щоб перемістити заряд проти діючої на нього електричної сили, необхідно виконати роботу. Вона не залежить від шляху переміщення заряду в електричному полі, а визначається початковим і кінцевим положеннями заряду.

В разі переміщення заряду з однієї точки електричного поля в другу точку проти електричної сили, його потенціальна електростатична енергія збільшується. Електричний потенціал в будь-якій точці поля чисельно дорівнює тій електростатичній потенціальній енергії W_p , яку має одиничний позитивний заряд q в цій точці:

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

Електричний потенціал є скалярною величиною і вимірюється в вольтах(B). Реально виміряти можна лише різницю потенціалів між двома точками поля.

Величина напруженості електричного поля дорівнює негативному градієнту електричного потенціалу, який показує, як змінюється потенціал з відстанню x :

$$\vec{E} = -\frac{d\varphi}{dx}$$

Електричне поле клітини. Мембранний потенціал спокою

Кожна жива клітина створює і підтримує своє електричне поле. На це витрачається значна частина енергії, яку клітина отримує в процесі обміну речовин.

Експерименти показали, що на плазматичній мембрані кожної живої клітини існує різниця електричних потенціалів. Вона відіграє дуже важливу роль в різних життєвих процесах, які відбуваються в клітині.

Мембранний потенціал клітини - це різниця електричних потенціалів між цитоплазмою клітини і зовнішнім середовищем (між внутрішньою і зовнішньою сторонами плазматичної мембрани).

Мембранний потенціал клітини, якщо вона знаходиться в звичайному (незбудженому для нервових і м'язових клітин) стані, називають *потенціалом спокою*.

У стані спокою цитоплазма клітини має *негативний електричний потенціал* відносно навколишнього середовища. Мембранний потенціал спокою у різних клітин може складати від – 30 мВ до -90 мВ.

Для вимірювання мембранного потенціалу клітини необхідні два електроди. Один з них повинен знаходитися всередині клітини, а інший - в навколишньому середовищі. Електроди приєднують до вимірювального приладу. Цей дослід був вперше проведений А. Ходжкіним і Е. Хакслі (1939) на гігантському нервовому волокні кальмара. Діаметр такого волокна складає 0,5-0,8 мм, що дозволило ввести всередину нього тонкий електрод, не викликаючи істотних пошкоджень мембрани.

В подальшому для вимірювання мембранного потенціалу почали застосовувати скляні мікроелектроди. Вони представляють собою мікропіпетки з діаметром кінчика близько 0,1мкм. Їх виготовляють із скляних тонких трубок, розтягуючи їх при нагріванні. Мікроелектроди заповнюють концентрованим розчином електроліту, який є провідником електричного струму. За допомогою мікроманіпулятора мікроелектрод вводять в клітину, прокалюючи плазматичну мембрану і не викликаючи її значних пошкоджень. В момент проколу мембрани вимірювальний прилад, приєднаний до мікроелектроду і референтного електроду, фіксує величину мембранного потенціалу клітини (рис. 8.1).

Походження мембранного потенціалу спокою

В основі існування мембранного потенціалу спокою лежать

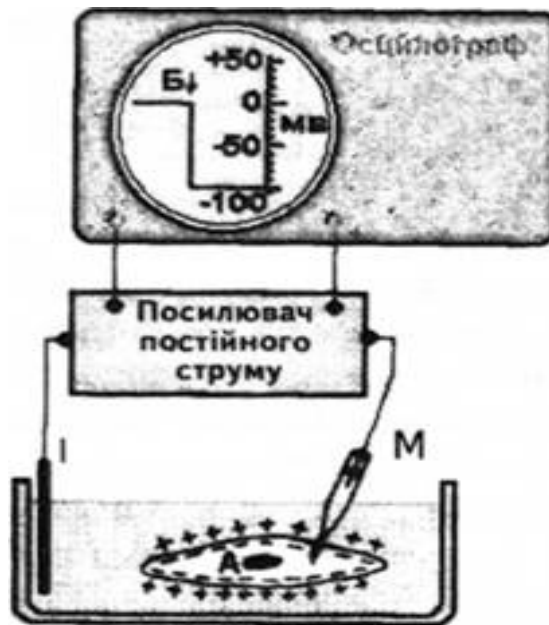


Рис. 8.1 Вимірювання мембранного потенціалу клітини: І - референтний електрод, М – мікроелектрод

http://pidruchniki.com/1628041459762/meditsina/fiziologiya_nervovogo_volokna

особливості розподілу іонів в цитоплазмі клітин і їх навколишньому середовищі (таблиця 1). Головне значення має розподіл катіонів. Завдяки роботі натрій-калієвого насоса плазматичної мембрани в цитоплазмі підтримується відносно висока концентрація іонів калію. В оточуючому клітину середовищі (тканинної рідини, крові, лімфі) переважають іони натрію. На роботу натрій - калієвого насоса клітина витрачає значну енергію, джерелом якої є обмін речовин.

Таблиця 1

Розподіл основних іонів всередині і зовні нервового волокна кальмара

Іон	Концентрація (ммоль / л)	
	внутрішньоклітинна	позаклітинна
Калій	392	22
Натрій	78	462
Хлор	104	286

З числа аніонів у цитоплазмі переважають великі органічні іони, які синтезуються в клітині. Вони не здатні дифундувати через плазматичну мембрану. В оточуючому клітину середовищі переважають іони хлору. В наведеній нижче таблиці вказана концентрація основних іонів в цитоплазмі нервового волокна кальмара і його навколишньому середовищі.

Безпосередньою причиною існування мембранного потенціалу спокою є дифузія іонів через відповідні канали мембрани. Першу гіпотезу, що пояснює походження мембранного потенціалу спокою, дав Ю.Бернштейн (1902). Він припустив, що негативний потенціал цитоплазми відносно зовнішнього середовища пов'язаний з дифузією іонів калію, спрямованою зсередини клітини назовні. Причиною дифузії є різниця концентрації цих іонів по обидві сторони мембрани.

Подальші дослідження надали докази справедливості цього припущення. По-перше, було встановлено, що іони калію в цитоплазмі знаходяться у вільному стані і, отже, здатні дифундувати. По-друге, виявилось, що плазматична мембрана клітини в стані спокою набагато більш проникна для іонів калію, ніж для іонів натрію. Наприклад, для гігантського аксона кальмара співвідношення проникності мембрани в спокої для різних іонів складає $P_{K^+} : P_{Na^+} : P_{Cl^-} = 1 : 0,04 : 0,15$.

Це свідчить, що саме дифузія катіонів калію є основним чинником, що зумовлює величину мембранного потенціалу спокою. Тому в першому наближенні можна знехтувати проникністю мембрани для іонів натрію і хлору і розглядати лише процеси, пов'язані з дифузією іонів калію.

Іони калію дифундують через калієві канали мембрани зсередини клітини назовні. Більшість аніонів цитоплазми не проникають через мембрану. Тому в стані спокою створюється негативний потенціал цитоплазми відносно зовнішнього середовища. Він перешкоджає дифузії іонів калію за градієнтом концентрації. Результатом цього є встановлення рівноваги між потоками калію, що надходять в клітину і виходять з неї. В цьому випадку мембранний потенціал спокою повинен бути близький до рівноважного потенціалу іонів калію.

Рівноважний стан передбачає, що електрохімічний потенціал іонів калію всередині клітини μ_i і зовні μ_0 дорівнюють один одному:

$$\tilde{\mu}_i = \tilde{\mu}_0$$

В таких умовах різницю електричних потенціалів між цитоплазмою

клітини φ_i і зовнішнім середовищем φ_o (тобто мембранний потенціал спокою φ_m) характеризує *рівняння Нернста*. Така різниця залежить від співвідношення концентрації іонів калію всередині клітини $[K^+]_i$ і в зовнішньому середовищі $[K^+]_o$.

$$\varphi_m = -\frac{R \cdot T}{F \cdot z} \cdot \ln \frac{[K^+]_i}{[K^+]_o}$$

Експерименти А. Ходжкіна на гігантському аксоні кальмара показали, що величина мембранного потенціалу спокою точно описується рівнянням Нернста лише при відносно високій концентрації іонів калію у зовнішньому середовищі. При більш низькій їх концентрації, близької до фізіологічної, реальне значення мембранного потенціалу відрізняється від розрахункового. Виявилося, що для точного розрахунку величини мембранного потенціалу спокою необхідно враховувати дифузію не тільки іонів калію, а також іонів натрію через мембрану. Її проникність для іонів натрію в спокої невелика, але їх дифузія все ж існує. Дифузійний потік іонів натрію спрямований всередину клітини, і він дещо зменшує величину мембранного потенціалу в порівнянні з потенціалом рівноваги для іонів калію.

Більш точний математичний опис мембранного потенціалу спокою можна отримати, якщо виходити з того, що на мембрані підтримується не іонна рівновага, а стаціонарний стан, при якому потоки різних іонів, що проходять через мембрану, впливають один на другий. Можливість перетину мембрани одним іоном не залежить від присутності інших іонів.

Робиться також допущення про те, що електричне поле в мембрані є постійним, тобто градієнт електричного потенціалу в ній однаковий по всій її товщині (теорія постійного поля Гольдмана-Ходжкіна-Катца). Таке припущення приводить до *рівняння Гольдмана-Ходжкіна*. Воно дає найбільш точний математичний опис величини мембранного потенціалу клітини. Ця величина залежить від концентрацій іонів калію, натрію і хлору в цитоплазмі клітини $[K^+]_i$, $[Na^+]_i$, $[Cl^-]_i$ і зовнішньому середовищі $[K^+]_o$, $[Na^+]_o$, $[Cl^-]_o$, а також проникності P плазматичної мембрани для цих іонів.

$$\varphi_m = -\frac{R \cdot T}{F \cdot z} \cdot \ln \frac{p_{K^+} [K^+]_i + p_{Na^+} [Na^+]_i + p_{Cl^-} [Cl^-]_o}{p_{K^+} [K^+]_o + p_{Na^+} [Na^+]_o + p_{Cl^-} [Cl^-]_i}$$

Найбільше значення для величини мембранного потенціалу в стані

спокою має дифузія іонів калію, оскільки проникність мембрани до них в цьому стані найбільш велика. На проникність для калію впливає цілий ряд факторів: концентрація кальцію в клітині, АТФ та ін.

Значно менша в стані спокою роль іонів натрію. Іони хлору в більшості клітин розподіляються пасивно по обидві сторони мембрани відповідно величині мембранного потенціалу, тобто знаходяться в стані, близькому до рівноважного.

Певне значення в походженні мембранного потенціалу спокою має і натрій-калієвий насос. В ході кожного робочого циклу кількість іонів натрію, що виводяться з клітини, в півтора рази перевищує кількість іонів калію, що надходять всередину. Тому активність натрій-калієвого насосу сприяє підтримці негативного потенціалу цитоплазми. Це явище визначають як *електрогенність натрій-калієвого насосу*. Однак роль цього механізму порівняно невелика, і його внесок в мембранний потенціал спокою складає декілька мілівольт.

Мембранний потенціал клітини разом з різницею концентрацій іонів в цитоплазмі і зовнішньому середовищі визначають величину градієнта електрохімічного потенціалу - значний запас потенціальної енергії, який клітина постійно створює і підтримує. Ця енергія витрачається на різні види життєдіяльності клітини. Величина мембранного потенціалу спокою позначається на багатьох її фізіологічних функціях. Вона може змінюватися під дією різних факторів. Зміна цієї величини у позитивний бік називається *деполяризацією* плазматичної мембрани, а в негативну сторону - *гіперполяризацією*.

У нервових клітин зміни величини мембранного потенціалу полягають в основі процесів збудження і гальмування. Вони становлять сутність передачі, обробки та зберігання інформації в нервовій системі.

Електрична збудливість мембрани. Потенціал дії

Нервові і м'язові клітини є збудливими. Вони здатні під дією певних факторів переходити зі стану спокою в стан збудження. Воно проявляється в тому, що в плазматичних мембранах клітин виникають потенціали дії.

Нейрони генерують потенціали дії (нервові імпульси), які є сигналами - носіями інформації в нервовій системі. Потенціали дії нейронів мають однакову форму і поширюються по їх аксонам без згасання на значну відстань.

В мембрані м'язових клітин потенціали дії виконують іншу функцію - вони запускають процес м'язового скорочення.

Потенціал дії - це електричний імпульс, тобто швидке коливання мембранного потенціалу. В клітинах різних збудливих клітин потенціали дії відрізняються за величиною і тривалістю. Амплітуда потенціалу дії в нервових клітинах досягає 110 - 130 мілівольт, а тривалість становить 0,5 - 1,0 мілісекунд. В клітинах скелетних м'язів тривалість потенціалів дії дорівнює декілька мілісекунд, а в клітинах серцевого м'яза - сотні мілісекунд (рис. 8.2).

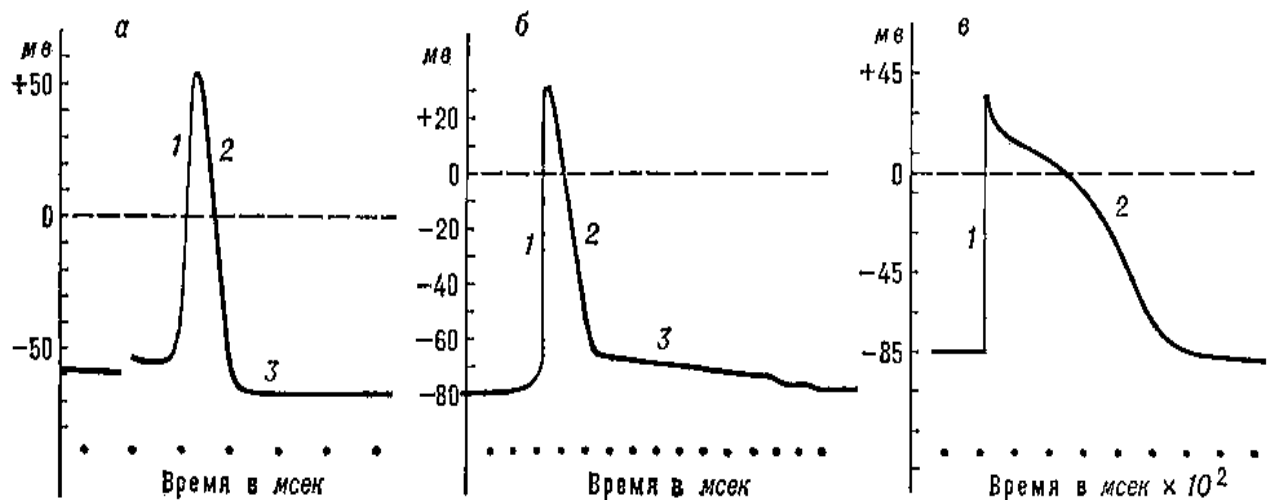


Рис.8.2 Потенціали дії нервової клітини (а), клітин скелетного (б) і серцевого (в) м'язів. По осі абсцис - амплітуда потенціалу, мВ; по осі ординат - час, мс

Виникнення потенціалу дії в мембрані починається з *фази деполяризації*, яка представляє собою швидке зміщенні величини мембранного потенціалу клітини в напрямку нуля, тобто різниця потенціалів між вмістом клітини і навколишнім середовищем зникає(рис.66). Потім протягом короткого проміжку часу спостерігається *реверсія потенціалу*(овершут, англ.), коли мембранний потенціал стає позитивним, тобто змінює свій знак. Далі виникає *фаза реполяризації* мембрани, тобто повернення мембранного потенціалу до своєї вихідної величини. Протягом реполяризації можуть відбуватись повільні коливання величини мембранного

потенціалу(*слідові потенціали*).

Біофізичний механізм виникнення потенціалу дії. Іонні струми

Виникнення потенціалу дії обумовлено різким підвищенням іонної проникності плазматичної мембрани для іонів натрію. Її електропровідність збільшується в багато разів. Механізм цього явища розкрили англійські біофізики А. Ходжкін і Е.Ф. Хакслі в результаті дослідів на гігантському нервовому волокні кальмара (Нобелівська премія з фізіології та медицини в 1963 р). Вчені встановили, що мембрана збільшує свою проникність не для всіх іонів. Відбувається специфічне підвищення її проникності для іонів натрію, тобто активація перенесення натрію через мембрану.

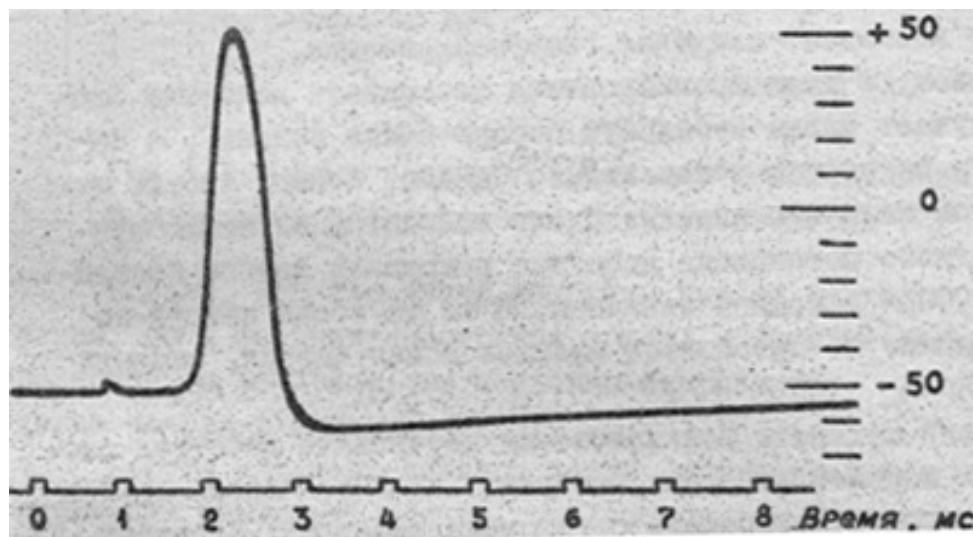


Рис.8.3 Графік потенціалу дії нервової клітини

Натрієва проникність мембрани збільшується приблизно в 500 разів у порівнянні зі станом спокою. При цьому проникність мембрани для іонів калію залишається в початковій фазі потенціалу дії незмінною.

Як відомо, концентрація іонів натрію в середовищі, що оточує клітину, значно перевершує їх концентрацію в цитоплазмі, а мембранний потенціал спокою негативний. Тому при підвищенні натрієвої проникності мембрани як концентраційний, так і електричний градієнти сприяють тому, що потік натрію спрямовується всередину клітини шляхом дифузії і викликає її деполяризацію.

Надходження іонів натрію всередину клітини зміщує її мембранний потенціал в напрямку нуля і робить його позитивним. Однак, мембранний

потенціал не досягає рівноважного натрієвого потенціалу, який складає +55 мВ (рис. 8.4), оскільки при певному рівні деполяризації в мембрані виникає новий процес - інактивація перенесення натрію, яка припиняє його надходження в клітину. Внаслідок цього починається реполяризація мембрани.

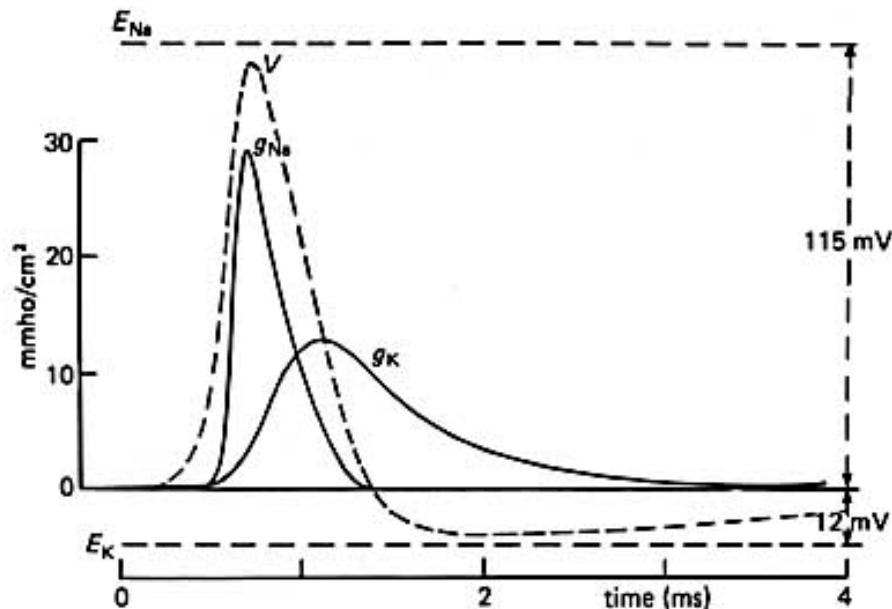


Рис. 8.4 Потенціал дії і рівноважні потенціали для іонів натрію і калію

Другою причиною реполяризації служить підвищення калієвої проникності плазматичної мембрани в порівнянні зі станом спокою. Внаслідок цього іони калію дифундують у напрямку зменшення свого електрохімічного потенціалу, тобто з клітки в навколишнє середовище, що сприяє відновленню мембранного потенціалу до його величини у спокої.

Сучасні методи дослідження дозволили з великою точністю виміряти окремо електричні струми через мембрану, які обумовлені переміщенням іонів натрію і калію. Такі методи надали можливість уявити динаміку змін проникності мембрани для цих іонів (рис.68).

Таким чином, протягом потенціалу дії клітина отримує ззовні деяку кількість іонів натрію, а потім віддає таку саму кількість іонів калію. Однак іонний склад цитоплазми при цьому мало змінюється. Зрушення концентрації іонів при виникненні одного потенціалу дії у великій клітині становить приблизно 0,001% вихідної величини. Тому навіть при повному

пригніченні активного транспорту іонів, який створює нерівноважну їх концентрацію в цитоплазмі і навколишньому середовищі, клітина здатна генерувати десятки тисяч потенціалів дії. Проте в нормі натрій - калієвий насос досить швидко видаляє з цитоплазми надлишок іонів натрію, замінюючи їх іонами калію.

Процеси в іонних каналах мембрани при виникненні потенціалу дії

Плазматична мембрана нервового волокна має такі іонні канали, які управляються змінами мембранного потенціалу (потенціалзалежні канали). У процесі виникнення потенціалу дії беруть участь як натрієві, так і калієві канали. Перші з них деполаризації мембрани, другі - в реполяризації.

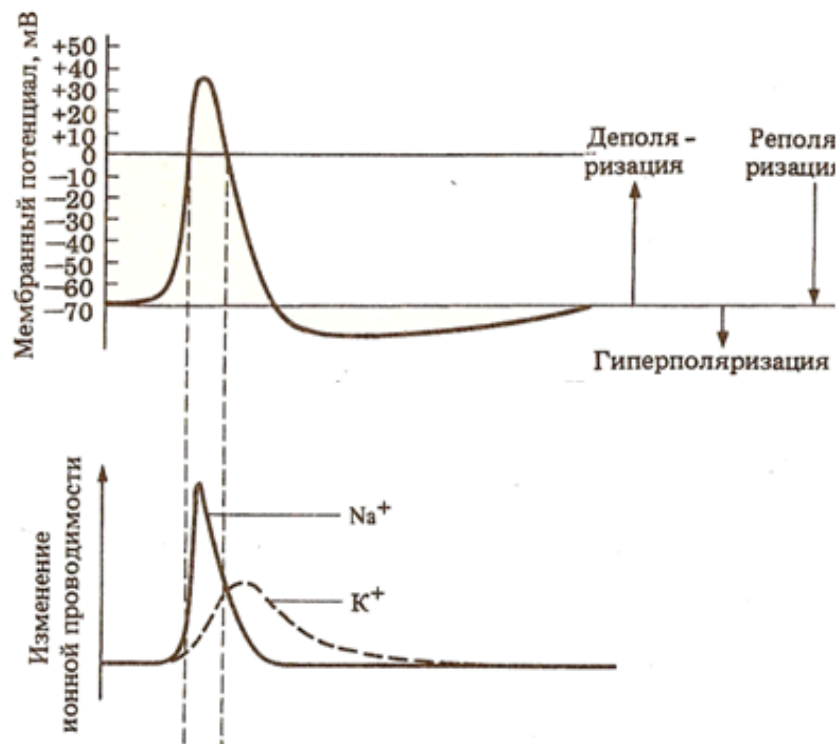


Рис.8.5 Зміни іонної провідності мембрани при виникненні потенціалу дії

Натрієві канали мембрани нервових клітин мають ворота, які є частиною структури каналних білків і регулюють проходження іонів через канали. Ворота пов'язані з певними угрупованнями атомів - сенсорами, що реагують на зрушення мембранного потенціалу. Ворота постійно осцилюють, але в залежності від величини мембранного потенціалу може переважати відкритий або закритий стан воріт. Взаємні переходи між цими станами відбуваються дуже швидко.

Натрієві канали збудливих клітин мають двоє воріт: *активаційні* і *інактиваційні*. Коли мембранний потенціал клітини відповідає потенціалу спокою, активаційні ворота знаходяться, головним чином, в закритому стані. Проникність мембрани для іонів натрію дуже невелика. Інактиваційні ворота у стані спокою відкриті.

Причиною виникнення потенціалу дії є деполяризація плазматичної мембрани, яка переводить клітину в стан збудження. При деполяризації збільшується ймовірність переходу активаційних воріт натрієвих каналів у відкритий стан. Відкривання воріт пов'язане з переміщенням в мембрані рухомих електричних зарядів у складі сенсорів електричної напруженості. При цьому виникає “ворітний струм”, що передує іонним струмам, які викликають потенціал дії. Ворітний струм дуже малий, однак його вдалось зареєструвати за допомогою спеціальних чутливих методів.

Процес переходу натрієвих каналів мембрани у відкритий стан перебігає з позитивним зворотним зв'язком (рис. 8.6). Коли деполяризація досягає певного рівня, вона починає сама себе підсилювати. Іони натрію, що надходять через канали, викликають подальшу деполяризацію клітини, внаслідок чого збільшується проникність мембрани для іонів натрію. Це викликає, в свою чергу, подальшу деполяризацію. В результаті потенціал дії швидко досягає максимальної амплітуди.



Рис.8.6 Взаємне посилення деполяризації мембрани і її натрієвої проникності при виникненні потенціалу дії

Деполяризація мембрани впливає не тільки на активаційні, а ще й на

інактиваційні ворота натрієвих каналів. Вони закриваються при більшій значній деполяризації, ніж та, яка потрібна для відкривання активаційних воріт. Це припиняє надходження натрію в клітину.

На рис. 8.7 показані три стану натрієвого каналу, які замінюють один одного під впливом змін мембранного потенціалу. У першому з них, що відповідає спокою, активаційні ворота закриті, а інактиваційні - відкриті. У цьому стані канал не пропускає іони натрію. Далі під впливом деполяризації відкриваються активаційні ворота і пропускають іони натрію всередину клітини. Коли ж процес деполяризації досягає максимального розвитку, закриваються інактиваційні ворота, припиняючи подальше надходження іонів натрію в клітину.

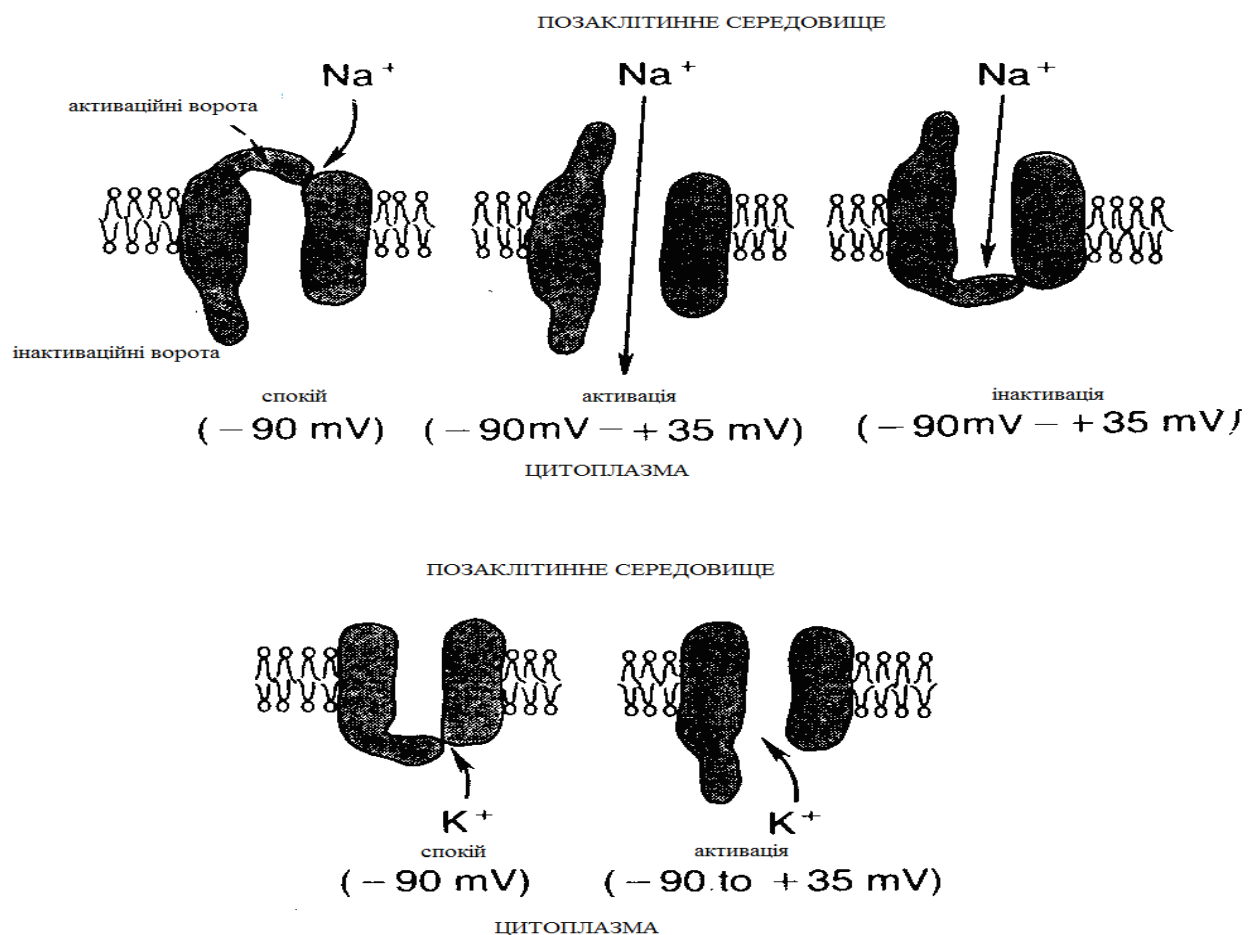


Рис. 8.7 Зміна стану воріт натрієвих і калієвих каналів мембрани при виникненні потенціалу дії

Під впливом деполяризації мембрани відкриваються також ворота частини її калієвих каналів. Їх максимальне відкривання відбувається, коли натрієві канали вже інактивовані. Внаслідок цього певна кількість іонів калію

залишає клітину, і мембранний потенціал повертається до вихідної величини. Калієві канали не мають інактиваційних воріт. Тому калієвий струм через мембрану більш тривалий, ніж натрієвий.

Розповсюдження потенціалу дії

Найважливішою особливістю потенціалу дії є його здатність поширюватися по мембрані з певною швидкістю. В нервових клітинах, розповсюджуючись по аксонам, потенціали дії здійснюють свої сигнальні функції.

Аксоны нервових клітин можна розглядати як циліндричні провідники. Їх вміст (цитоплазма) має відносно малий електричний опір, тоді як плазматична мембрана - дуже великий опір. При виникненні потенціалу дії утворюються місцеві електричні струми, які поширюються лише на невелику відстань від збудженої ділянки мембрани. Розповсюдження потенціалу дії на значну відстань без згасання пояснюється тим, що на мембрані відбувається безперервне підсилення змін місцевого електричного потенціалу.

Місцеві електричні струми в мембрані, що виникають під впливом потенціалу дії, деполяризують сусідні, незбуджені її ділянки. В результаті вони також переходять у стан збудження – в них виникають потенціали дії. І знов виникають місцеві електричні струми. Так процес збудження поширюється по мембрані. Це явище показано на рис. 8.8.

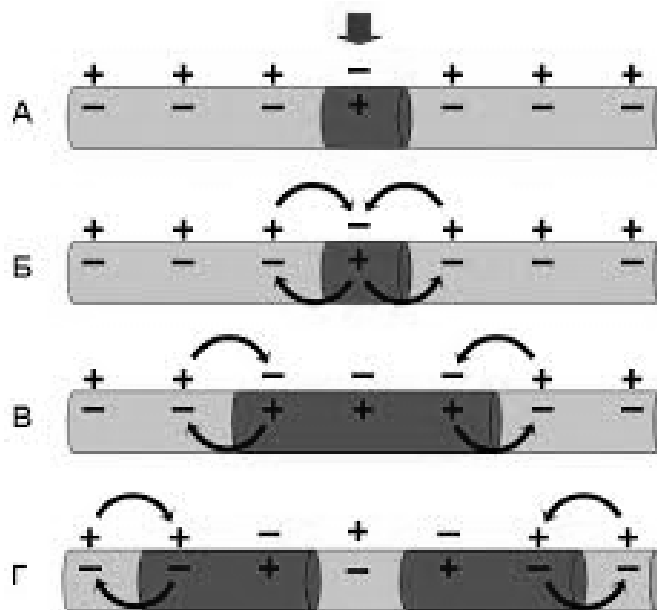


Рис.8.8 Поширення потенціалу дії по нервовому волокну за допомогою місцевих електричних струмів

Швидкість поширення потенціалу дії залежить від ряду факторів. Коли в будь-якої точці мембрани виникає деполяризація, величина електричного потенціалу зменшується з відстанню вздовж мембрани по експоненті. Якщо зрушення мембранного потенціалу в даній точці дорівнює φ_0 , то на відстані x , він зменшиться до величини φ :

$$\varphi = \varphi_0 \cdot e^{-\frac{x}{\lambda}}$$

де e - основа натурального логарифму, λ - константа довжини волокна, яка залежить від його властивостей. Вона визначає, на яку відстань поширюється зрушення мембранного потенціалу. Чим більше величина λ , тим на більшу відстань воно поширюється.

Константа довжини волокна визначається рівнянням:

$$\lambda = \sqrt{\frac{Rl\rho_m}{2\rho_c}}$$

де R - радіус волокна, l - товщина мембрани, ρ_m - питомий опір мембрани, ρ_c - питомий опір цитоплазми. Тому, чим більше радіус нервового волокна, тим швидше воно проводить збудження. У молюсків, комах в процесі еволюції виникли гігантські нервові волокна, які здійснюють функцію відносно швидкого проведення збудження.

У вищих тварин існують нервові волокна, які забезпечують високу швидкість проведення збудження при порівняно невеликому радіусі. Значна частина поверхні їх мембрани покрита жироподібною речовиною - мієліном, який утворюється в периферичній нервовій системі шванівськими клітинами (рис. 8.9)

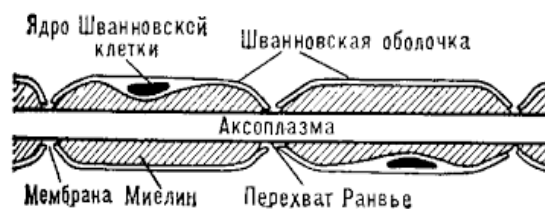


Рис.8.9 Мієлінова оболонка нервового волокна

Залишаються непокритими тільки окремі ділянки, які називаються

перехватами Ранвье. Мієлін є ізолятором, через який не проходять силові лінії місцевих струмів. Це надає потенціалу дії можливість “стрибати” від одного перехвату на інший. В результаті швидкість поширення потенціалу дії збільшується в багато разів (рис. 8.10).

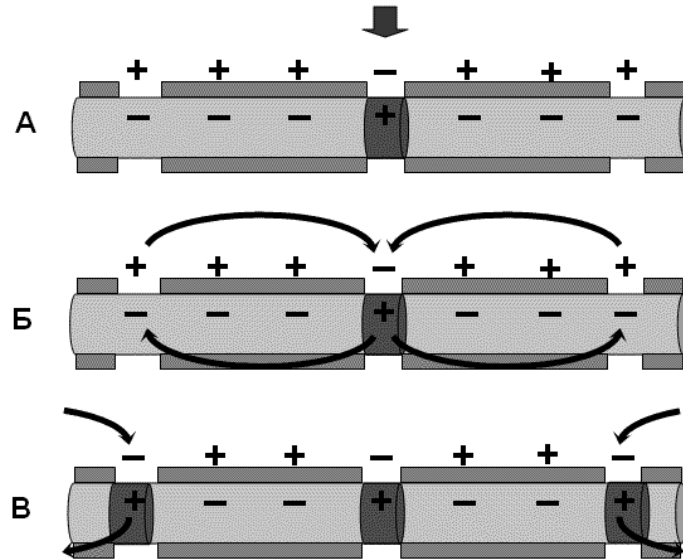


Рис.8.10 Поширення збудження по мієлінізованим нервовим волокнам

Контрольні питання:

1. Що таке електричний потенціал? Які одиниці його вимірювання?
2. Вкажіть причини існування мембранного потенціалу спокою.
3. Докажіть за допомогою рівняння Нернста калієву природу мембранного потенціалу спокою.
4. Що дозволяє розрахувати рівняння Гольдмана-Ходжкіна?
5. Охарактеризуйте фази потенціалу дії нервового волокна.
6. Поясніть іонний механізм потенціалу дії нервового волокна.
7. Охарактеризуйте стан натрієвих і калієвих каналів мембрани в різні фази потенціалу дії. Які це канали за способом управління воротами?
8. Охарактеризуйте розповсюдження потенціалу дії по немієлінізованому нервовому волокну?
9. Як відбувається розповсюдження потенціалу дії в мієлінізованому нервовому волокні.
10. Чому потенціал дії не розповсюджується в зворотному напрямку?

Оберіть правильну відповідь:

1. Іони калію розподілені всередині і ззовні клітини наступним чином:
- А. всередині клітини його концентрація більша, ніж ззовні
 - Б. всередині клітини його концентрація менша, ніж ззовні
 - В. всередині і ззовні концентрація іонів однакова
 - Г. всередині клітини іон відсутній, а ззовні його концентрація велика
 - Д. всередині концентрація іону велика, а ззовні він відсутній
2. Зсув мембранного потенціалу в позитивний бік називається:
- А. гіперполяризацією
 - Б. деполяризацією
 - В. реполяризацією
 - Г. реверсією
 - Д. овершутом
3. В найбільшій мірі величині мембранного потенціалу спокою нервового волокна відповідає:
- А. +45 мікрівольт
 - Б. -70 мілівольт
 - В. +70 мікрівольт
 - Г. +45 мілівольт
 - Д. -120 мілівольт
4. Негативна величина мембранного потенціалу спокою зумовлена:
- А. надходженням калію всередину клітини
 - Б. дифузією калію із клітини
 - В. надходженням натрію всередину клітини
 - Г. дифузією натрію із клітини
 - Д. дифузією натрію в клітину
5. Амплітуда потенціалу дії нервового волокна складає близько:
- А. 10 мікрівольт
 - Б. 100 мікрівольт
 - В. 10 мілівольт
 - Г. 100 мілівольт
 - Д. 10 вольт
6. Виберіть правильну послідовність фаз потенціалу дії:
- А. реполяризація, деполяризація, реверсія потенціалу
 - Б. деполяризація, реверсія потенціалу, реполяризація
 - В. деполяризація, реполяризація, реверсія потенціалу
 - Г. реполяризація, реверсія потенціалу, деполяризація
 - Д. реверсія потенціалу, реполяризація, деполяризація

7. Однією з причин реполяризації збудливої мембрани при виникненні потенціалу дії служить дифузія:

- А. натрію всередину клітини
- Б. натрію із клітини
- В. калію всередину клітини
- Г. калію із клітини
- Д. натрію і калію всередину клітини

8. Визначте, який фактор здатний викликати збільшення проникності збудливої мембрани для іонів калію:

- А. інактивація
- Б. гіперполяризація
- В. деполяризація
- Г. реполяризація
- Д. реверсія

9. Проаналізуйте, як зміниться потенціал дії нервового волокна, якщо іони натрію в середовищі, що оточує клітину, замінити іншими іонами, які не здатні проникати крізь мембрану:

- А. не зміниться
- Б. зменшиться за амплітудою
- В. перестане виникати
- Г. зменшиться за тривалістю
- Д. збільшиться за амплітудою

10. Іони натрію потрапляють всередину нервової клітини при її збудженні:

- А. безпосередньо через бішар фосфоліпідів
- Б. за допомогою калій-натрієвого насосу
- В. за допомогою білків-переносників
- Г. через іонні канали мембрани
- Д. через натрій-водневий обмінник

9. БІОФІЗИКА М'ЯЗОВОГО СКОРОЧЕННЯ

Всі різноманітні форми рухів в живій природі, починаючи з биття війок одноклітинних організмів і руху листя рослин і закінчуючи скороченнями скелетних м'язів, мають деякі спільні риси. Всі рухи пов'язані з перетворенням енергії хімічного зв'язку, яка звільняється при гідролізі аденозинтрифосфату (АТФ), в механічну енергію. Крім того, всі вони відбуваються в клітинах за участю спеціалізованих білкових молекул.

Скелетні м'язи відіграють надзвичайно важливу роль в життєдіяльності організму. Завдяки їх скороченням людина здатна не тільки переміщатися в просторі і підтримувати позу тіла, але й виражати свої думки і почуття за допомогою мови, жестів та міміки. На даний час діяльність скелетних м'язів вивчена не тільки на клітинному, але й на молекулярному рівні, хоча багато її аспектів все ще залишаються невідомими.

Для того щоб зрозуміти біофізичні механізми м'язового скорочення, необхідно розглянути структуру скелетного м'яза.

Структура скелетного м'яза

Структура скелетного м'яза, що включає різні рівні його структурно - функціональної організації, представлена на рис. 9.1. М'яз складається з окремих пучків м'язової тканини, кожен з яких включає в себе велику кількість *м'язових волокон* - клітин, здатних скорочуватися і здійснювати механічну роботу.

М'язове волокно представляє собою багатоядерну клітину, діаметр якої може складати від 10 до 100 мкм, а довжина, як правило, дорівнює довжині м'яза в цілому. М'язові волокна оточені плазматичною мембраною (сарколемою), яка в стані спокою поляризована, як і мембрани всіх клітин. Мембранний потенціал спокою скелетного м'язового волокна становить приблизно - 90 мВ.

Кожне м'язове волокно включає в себе від декількох сотень до двох тисяч тонших витягнутих волоконцець – *міофібрил* діаметром 1-2 мкм, що безпосередньо беруть участь в м'язовому скороченні. Міофібрили знаходяться в цитоплазмі м'язового волокна (саркоплазмі) поряд зі звичайними внутрішньоклітинними органелами.

Основними іонами рідини саркоплазми є катіони калію, аніони фосфату. Крім того, в ній містяться різні білки. У саркоплазмі знаходиться

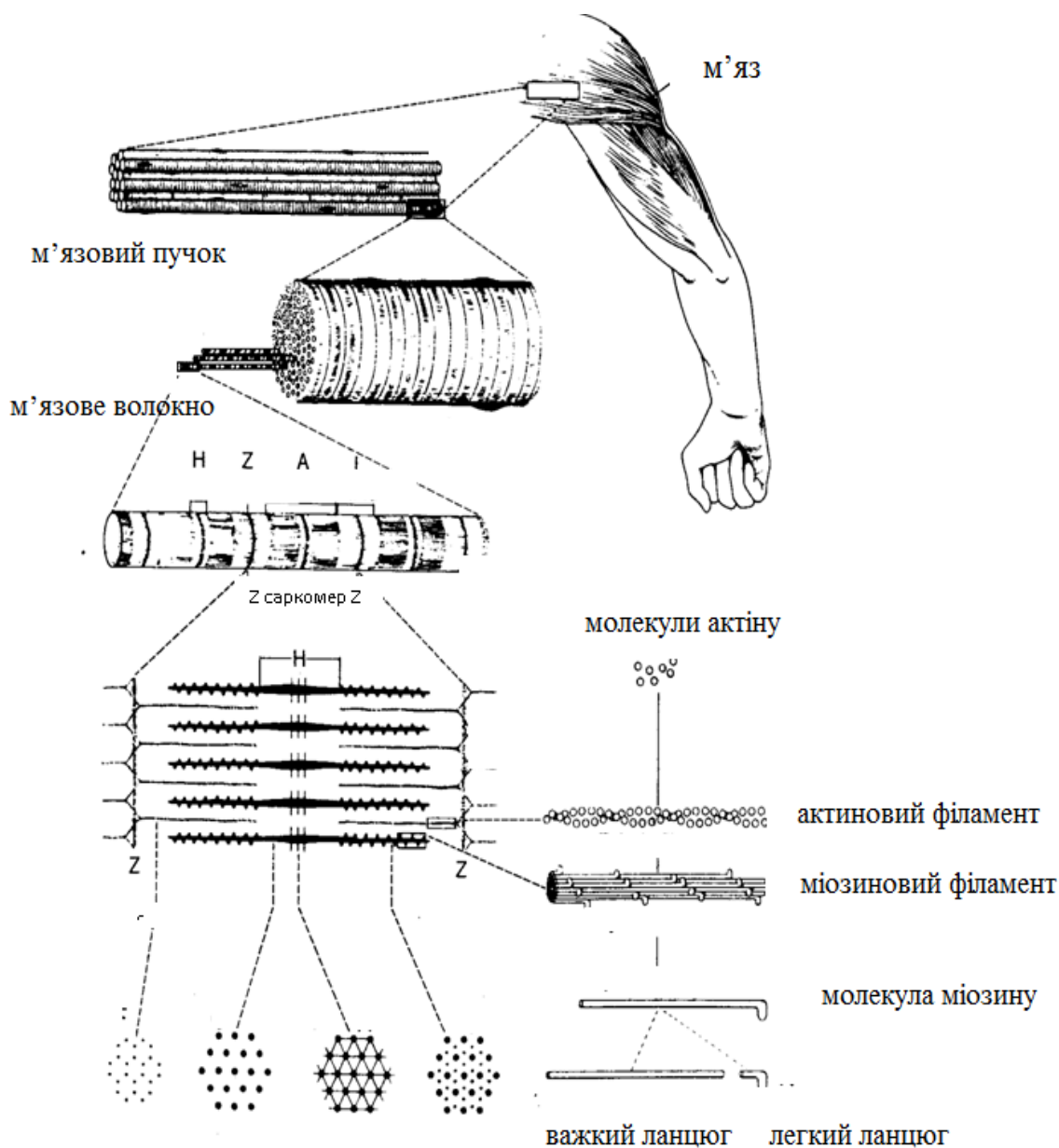


Рис. 9.1 Різні рівні структури скелетного м'яза

багато мітохондрій, які синтезують велику кількість АТФ. Вона служить джерелом енергії для м'язових скорочень та деяких інших процесів, що здійснюються в м'язових клітинах.

Кожна міофібрила складається з менших субодиниць - *міофіламентів*, які утворені з білкових молекул, відповідальних за скорочення м'язів. Існують два види скорочувальних білків: *актин* і *міозин*. Кожна з міофібрил містить близько 1500 міозинових і 3000 актинових філаментів, які лежать паралельно один одному. Міозинові філаменти є більш товстими, ніж

актинові. Їх діаметр становить 15 нм, а у актинових - 10 нм. Міозинові і актинові філаменти розташовані геометрично впорядковано.

Міофібрили в мікроскопі виглядають як сукупність світлих і темних дисків. Світлі диски містять тільки актинові філаменти і називаються *ізотропними (І-дисками)*. В темних дисках, які називаються *анізотропними (А-дисками)*, представлені міозинові і актинові філаменти. Вони у спокої частково перекриваються між собою. Зона перекривання актинових і міозинових філаментів в анізотропному диску виглядає темнішою, ніж центральна *Н - зона*, в якій знаходяться тільки міозинові філаменти. Її особливість також полягає в тому, що міозинові волокна, від яких відходять поперечні містки, не утворюють їх в Н-зоні.

В центрі саркомера видно тонку темну *М-лінію* - мережу опорних білків, які утримують міозинові філаменти в складі єдиного пучка.

Актинові волокна прикріплюються до *Z-мембран* і тягнуться в обох напрямках до місць перекриття з міозиновими філаментами. *Z-мембрани* проходить поперек кожної міофібрили і в усіх міофібрилах м'язового волокна розташовані на одному рівні. Тому м'язове волокно в цілому також має світлі і темні диски. Вони в міофібрилах утворюють повторювані структурні елементи - *саркомери*, які надають скелетному м'язу смугастість, що виявляється за допомогою мікроскопа.

Саркомер - частина міофібрили (або м'язового волокна в цілому) між двома сусідніми *Z-мембранами*. У стані спокою м'язового волокна довжина саркомера становить близько 2,5 мкм.

У м'язовій клітині є дві специфічні мембранні системи: *Т-система* і *саркоплазматичний ретикулум (СПР)* (рис. 9.2). *Т-система* являє собою канали, які утворює плазматична мембрана в поперечному напрямку м'язового волокна. Т-система контактує з СПР - системою витягнутих каналів і цистерн, всередині яких містяться іони кальцію. СПР охоплює міофібрили на зразок муфти.

Управління скорочувальною активністю скелетних м'язів здійснюється аксонами рухових нервових клітин (мотонейронів) спинного мозку. Кожен аксон іннервує групу м'язових волокон, які скорочуються як єдине ціле. Аксон і м'язові волокна, які він іннервує, складають *рухову одиницю*. Сила і швидкість скорочення м'яза залежить від числа активних рухових одиниць і частоти потенціалів дії, які надходять до м'язових волокон від мотонейронів .

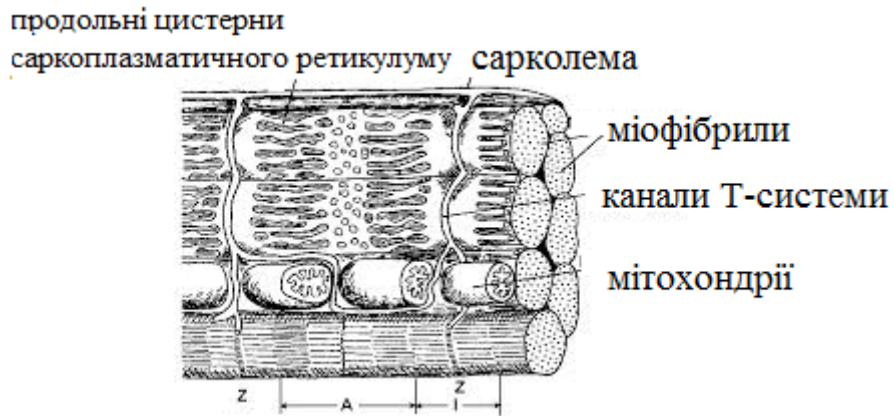


Рис. 9.2 Т-система і саркоплазматичний ретикулум

Молекулярний механізм м'язового скорочення

Г. Хакслі показав, що під час м'язового скорочення актинові і міозинові філаменти не змінюють своєї довжини. Вони лише переміщуються один вздовж одного, в результаті чого довжина окремих міофібрил і м'яза у цілому зменшується (*модель взаємного ковзання*) (рис. 9.3).

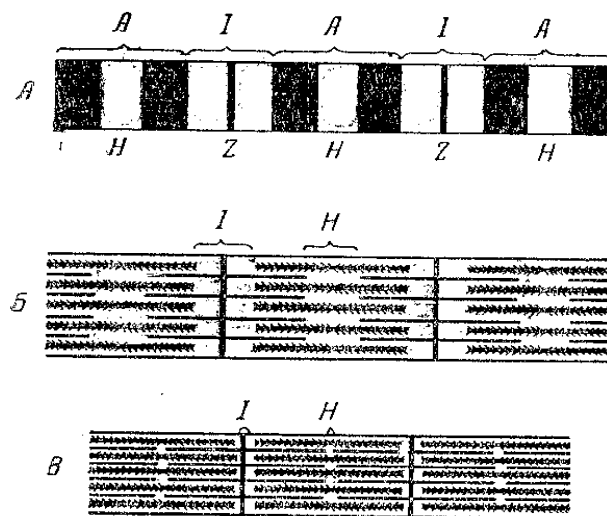


Рис. 9.3 Міофібрила м'язового волокна у спокої (А і Б) і при скороченні (В)

На рис. 9.3 видно, що у спокої актинові філаменти кожного саркомера лише трохи перекривають міозинові філаменти (Б), а при скороченні м'язового волокна – втягуються в проміжки між міозиновими філаментами, починають перекривати їх протягом всього саркомера і наближають до їх

кінців Z-мембрани.

Скороченню м'яза передують низка подій, які запускають процес.

1. М'язове волокно активується імпульсами, що надходять по аксону мотонейрона.

2. При збудженні м'язового волокна в його плазматичній мембрані виникає потенціал дії.

3. Потенціал дії деполяризує мембрану м'язового волокна і переміщається уздовж неї так само, як потенціал дії вздовж мембрани нервового волокна.

4. Деполяризація мембрани поширюється вглиб м'язового волокна по каналам Т-системи і викликає підвищення проникності мембрани СПР для іонів кальцію. Це викликає їх вивільнення в саркоплазму через специфічні кальцієві канали.

5. Іони кальцію ініціюють взаємодію між актиновими і міозиновими філаментами, змушуючи їх переміщатися один відносно одного, що і викликає процес скорочення м'яза.

6. Через короткий час іони кальцію відкачуються з саркоплазми назад в СПР шляхом активного транспорту (роботи кальцієвого насоса). Видалення іонів кальцію з саркоплазми призводить до припинення скорочення і до розслаблення м'яза.

Механічні сили, які викликають «ковзання» міофіламентів, виникають при взаємодії поперечних містків міозинових філаментів з активними центрами актинових волокон (рис. 9.4). У стані спокою ці сили відсутні, але з'являються при потрапленні до саркоплазми іонів кальцію під час збудження м'язового волокна. Крім того, для процесу скорочення необхідна енергія, яка вивільняється при гідролізі АТФ за допомогою ферментів.

Молекулярна структура міозинових і актинових філаментів в даний час детально вивчена. Міозиновий філамент складається з молекул міозину (білок $M=500000$). Кожна з них сформована шістьма поліпептидними ланцюгами: двома важкими і чотирма легкими. Два важкі ланцюги переплетені між собою, формуючи подвійну спіраль. Один кінець кожного з них згорнутий в грушоподібну глобулярну структуру - голівку міозину. Складовими частинами двох голівок є також чотири легкі ланцюги міозину. Голівки міозину здатні в присутності актину каталізувати реакцію гідролізу АТФ.

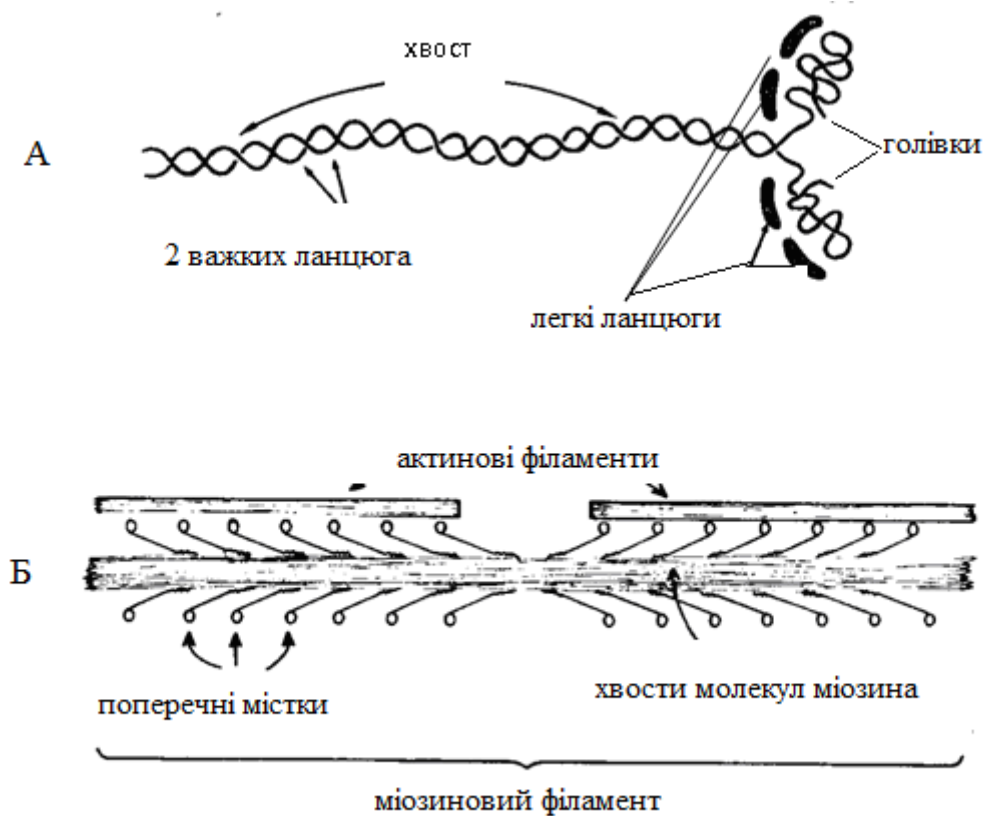


Рис. 9.4 Молекула міозину (А) і структура міозинового філаменту

кожної молекули міозину разом з голівкою формує *поперечний місток*.

Двісті і більше молекул міозину утримуються разом електростатичними силами і формують структуру міозинового філамента. Хвости міозинових молекул спрямовані до середини саркомера, а голівки орієнтовані так, що можуть сприяти руху актинових волокон, прикріплених до Z-мембран, в протилежних напрямках.

Тонкі актинові філаменти також мають складну будову. Вони сформовані з трьох білкових компонентів: актину (білок $M = 42000$) і двох регуляторних білків: тропоміозину і тропоніну. У кожному актиновому філаменті дві молекули актину згорнуті, формуючи спіраль. На її поверхні розташовані *активні центри* - ділянки, до яких можуть прикріплюватися поперечні містки молекул міозину при скороченні м'яза (рис. 9.5).

В стані спокою активні центри актинового філаменту покриті тропоміозином, що запобігає взаємодії між ними і поперечними містками міозину.

Молекули тропоніна прилягають до поверхні молекул тропоміозина і мають велику спорідненість до іонів кальцію. При взаємодії з ними тропонін

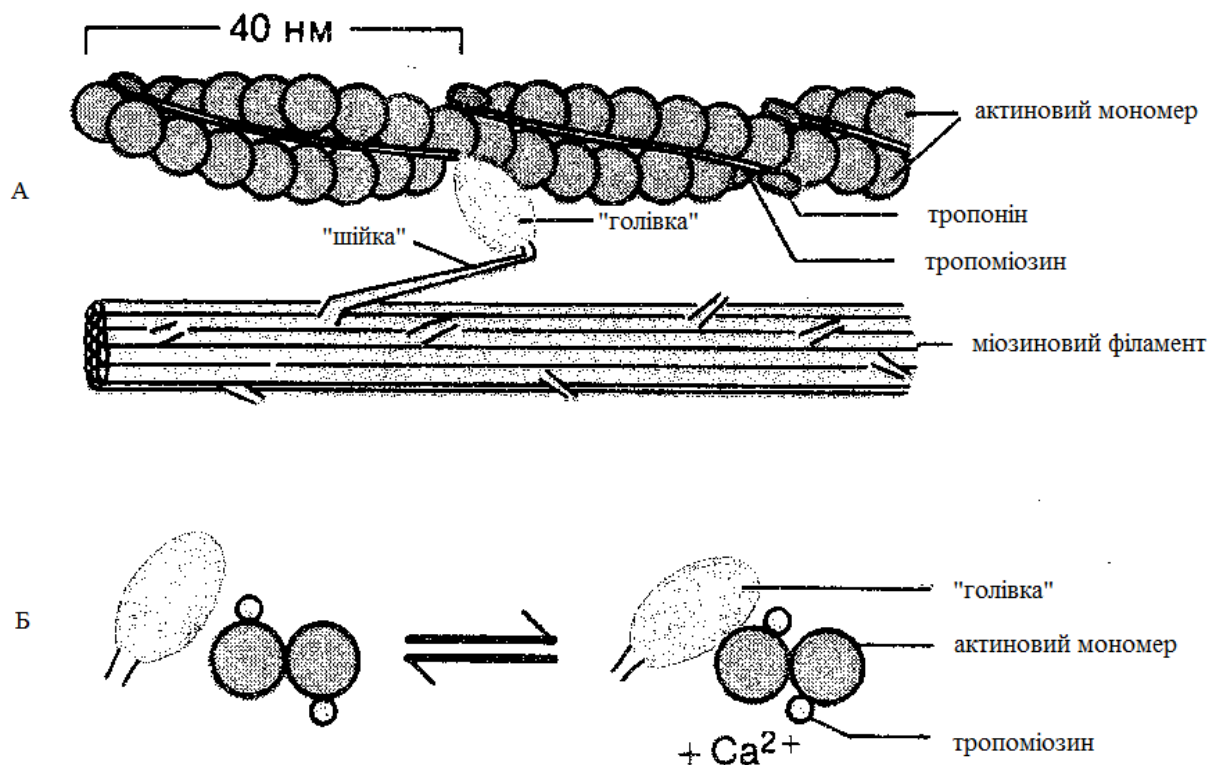


Рис. 9.5 Структура актинового філаменту (А) і роль іонів кальцію у його конформаційних змінах, які забезпечують взаємодію активного центру з голівкою поперечного містка (Б)

змінює конформацію так, що «заштовхує» тропоміозин в канавку між двома актиновими молекулами. При цьому відкриваються активні центри актинових філаментів, і відбувається прикріплення до них поперечних містків міозинового філаменту.

В даний час відомо, що функціональний зв'язок поперечних містків міозину з актином здійснюється за допомогою електростатичних сил і гідрофобних взаємодій. Спочатку голівка кожного поперечного містка «підключається» до активного центру актинового філамента під прямим кутом, і тут же нахиляється приблизно до кута 45° (рис. 9.6). При цьому голівка діє як важіль, приводячи в напружений стан шийку поперечного містка. В результаті розвивається пружний натяг, що зміщує актиновий філамент приблизно на 10 нм. Після цього голівка від'єднується від активного центру актинового філамента, і, повертаючись в свою нормальну позицію, формує зв'язок з новим активним центром. У цьому процесі витрачається енергія, яка вивільняється в результаті гідролізу молекули АТФ.

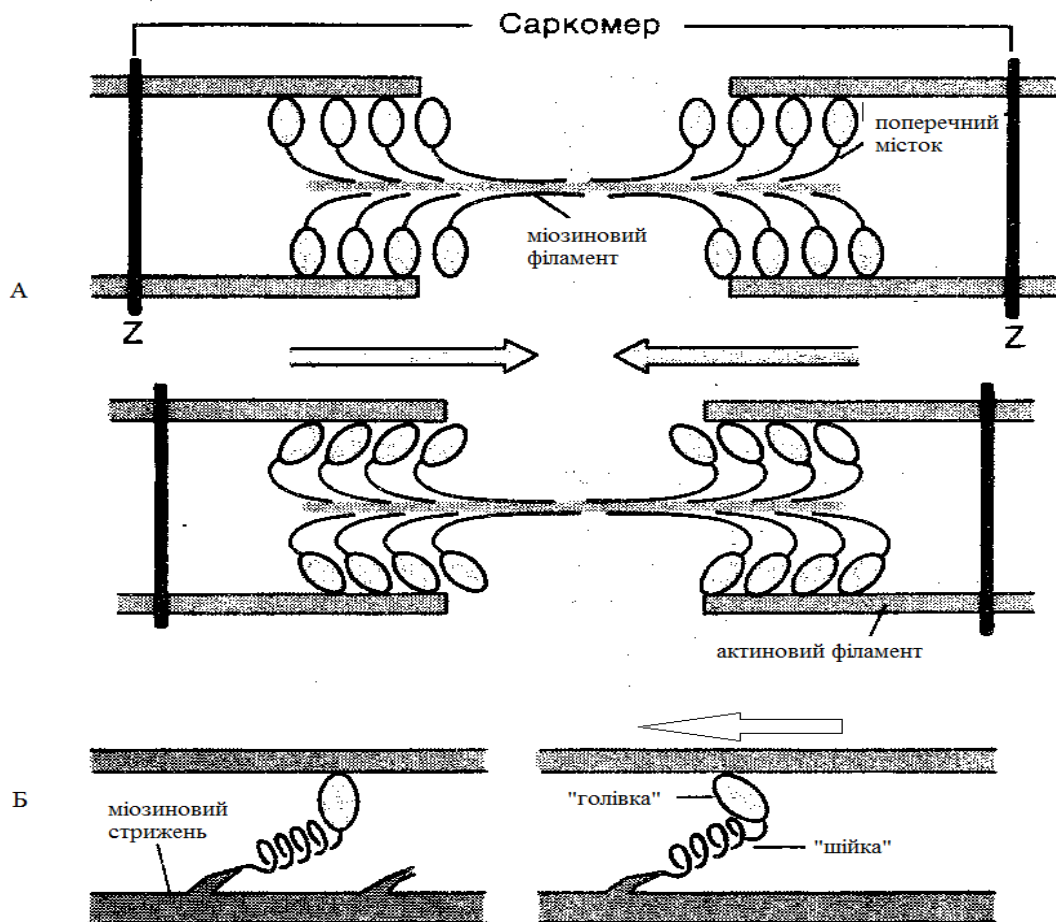


Рис. 9.6 Зміни положення поперечних містків при м'язовому скороченні

Такий процес настає знову і знову, поки актинові філаменти не втягнуться повністю між міозиновими філаментами, підтягуючи до їх кінців Z-мембрани. Скорочення кожного саркомера здійснюється великим числом поперечних містків. Чим більша їх кількість формує контакти з актиновими філаментами, тим сильніше скорочення.

Енергетика м'язового скорочення

При скороченні м'яза виконується робота, і на це потрібна енергія. Її джерелом служить АТФ. Голівки поперечних містків міозину в присутності молекул актину функціонують як фермент *аденозинтрифосфатаза* (АТФаза). Це дозволяє голівці каталізувати гідроліз АТФ. Цей процес проходить через низку стадій, під час яких утворюються проміжні конформації міозину, збагачені енергією. Вона використовується для конформаційного переходу голівки міозину.

Вивільнення продуктів гідролізу АТФ, якими є неорганічний фосфат і

АДФ, з активного центру голівки поперечного містка відбувається, коли він прикріплюється до актинової молекули під кутом 45° . В результаті голівка від'єднується, змінює конформацію і приєднується під кутом 90° до наступного активного центру актинового філаменту. На кожний такий «крок» поперечного містка необхідна одна молекула АТФ.

Ефективність будь-якого енергетичного двигуна обчислюється як відношення енергії, яка перетворюється в роботу, до загальної кількості витраченої енергії. У роботу м'яза перетворюється не більш, ніж 25% хімічної енергії, що міститься в продуктах харчування. Велика її частина розсіюється у вигляді теплоти. Причина такої невеликої ефективності полягає в тому, що близько половини енергії поживних речовин втрачається в процесі синтезу АТФ. В ході використання АТФ тільки 40-45% її енергії може бути в подальшому перетворено в м'язову роботу.

Значна частина енергії АТФ витрачається в м'язі не тільки на виконання механічної роботи, але і на роботу іонних насосів: натрій-калієвого і кальцієвого. Перший з них забезпечує підтримання високої концентрації іонів калію в саркоплазмі, другий - високої концентрації іонів кальцію усередині СПР. Його активність необхідна і для того, щоб видаляти надлишок іонів кальцію з саркоплазми при розслабленні м'яза.

Запас АТФ в м'язі невеликий і дуже швидко витрачається при м'язових скороченнях. Однак в м'язі міститься також інша макроергічна речовина - *креатинфосфат (КФ)*. Його молекули служать джерелом енергії для швидкого синтезу молекул АТФ. Поповнення запасів АТФ і КФ відбувається в результаті окислення поживних речовин.

Зв'язок швидкості скорочення м'яза з доданим навантаженням

За відсутності навантаження скелетний м'яз скорочується швидко. При його навантаженні швидкість м'язового скорочення зменшується. Коли величина навантаження зростає до значення максимальної сили, яку здатний розвинути м'яз, то скорочення припиняється. Його швидкість стає рівною нулю, незважаючи на активацію м'язових волокон. Залежність між швидкістю скорочення м'яза і навантаженням визначається *рівнянням Хілла*.

Англійський фізіолог А.В. Хілл досліджував термодинаміку м'язового скорочення (Нобелівська премія з фізіології за 1922 р). Вченому вдалося виміряти з великою точністю теплоту, яка виділяється м'язом при його скороченні. В результаті було встановлена закономірність, яка виражається

основним рівнянням м'язового скорочення.

Повна енергія скорочення м'яза E складається з двох основних компонентів. Один з них - робота м'язу. Вона дорівнює добутку прикладеного до нього навантаження P і величини вкорочення м'яза x . Другий компонент повної енергії - теплопродукція, яка також пропорційна вкороченню м'яза x з коефіцієнтом пропорційності a :

$$E = P \cdot x + a \cdot x = (P + a) \cdot x$$

Похідна повної енергії E за часом t :

$$\frac{dE}{dt} = \frac{dx}{dt} \cdot (P + a) = v \cdot (P + a)$$

Хілл в експериментах показав, що швидкість зміни енергії пропорційна різниці максимального для м'яза навантаження (P_0) і величини навантаження в конкретному випадку (P) з коефіцієнтом пропорційності b :

$$\frac{dE}{dt} = b \cdot (P_0 - P)$$

$$v \cdot (P + a) = b \cdot (P_0 - P)$$

Групуючи значення добутків рівняння, отримуємо рівняння Хілла:

$$(P + a) \cdot (v + b) = b \cdot (P_0 + a)$$

$$(P + a) \cdot (v + b) = \text{const}$$

Рівняння Хілла вказує на зворотну залежність між прикладеним навантаженням і швидкістю скорочення м'яза.

Максимальна ефективність м'язового скорочення може бути реалізована в умовах помірної його швидкості. При повільному зменшенні довжини м'яза або за відсутності його вкорочення велика кількість енергії розсіюється у формі теплоти. Робота в такому випадку мала або взагалі не виконується. Це зменшує ефективність м'язового скорочення.

При надто швидкому скороченні м'яза велика кількість енергії використовуються на подолання в'язкого тертя всередині нього. Це також зменшує ефективність скорочення. Зазвичай вона є максимальною, коли швидкість скорочення становить близько 30% максимальної.

Види скорочень скелетного м'яза

Скорочення скелетного м'яза можна вивчати в експерименті, посилаючи короткий електричний імпульс на нерв, що іннервує м'яз, або на самий м'яз. Таке подразнення викликає *поодинокі скорочення*, тривалість якого становить приблизно 0,1 с.

У природних умовах м'язи скорочуються під впливом серій ритмічних нервових імпульсів, які надходять з частотою порядку десятків в секунду. В результаті виникає накладення (суперпозиція) одиночних скорочень, і виникають більш тривалі скорочення, так звані *тетанічні* (тетанус). При цьому напруження м'яза виявляється більшим, ніж при поодиноких скороченнях. Встановлено, що ритмічна стимуляція збільшує число поперечних містків, які прикріплюються до активних центрів актину.

Сила, яка розвивається м'язом, залежить від частоти нервових імпульсів, що надходять до нього. Величина м'язової сили також залежить від числа м'язових волокон, які залучаються до скорочення. Її регулює ЦНС в залежності від вимог поставленого завдання шляхом зміни частоти і кількості активних рухових одиниць.

У природних умовах скелетні м'язи передають силу частинам скелету за допомогою сухожиль. При цьому м'язи коротшають і одночасно напружуються. Такі скорочення, при яких вкорочення м'яза поєднується з їх напруженням, називаються *ауксотонічними*.

У штучних умовах можна дослідити і інші режими скорочень скелетних м'язів (рис. 9.7). При фіксації обох кінців м'яза, яка не дає йому зменшуватися, він напружується, але його довжина залишається незмінною. Таке м'язове скорочення називається *ізометричним*. При реєстрації ізометричних скорочень вимірюються виключно зміни м'язової сили. Вони залежать тільки від характеристики самих м'язів.

Якщо прикласти до одного з кінців м'яза фіксоване навантаження і надати м'язу можливість безперешкодно зменшуватися, виникають *ізотонічні* скорочення. Вони характеризуються незмінною напругою м'яза. Характеристики ізотонічного скорочення залежать від властивостей м'яза і від величини навантаження.

Взаємодія м'язів з кістковою системою

М'язи передають зусилля кісткам скелета. Це служить основою виконання найрізноманітніших рухів, які може здійснювати людина. При

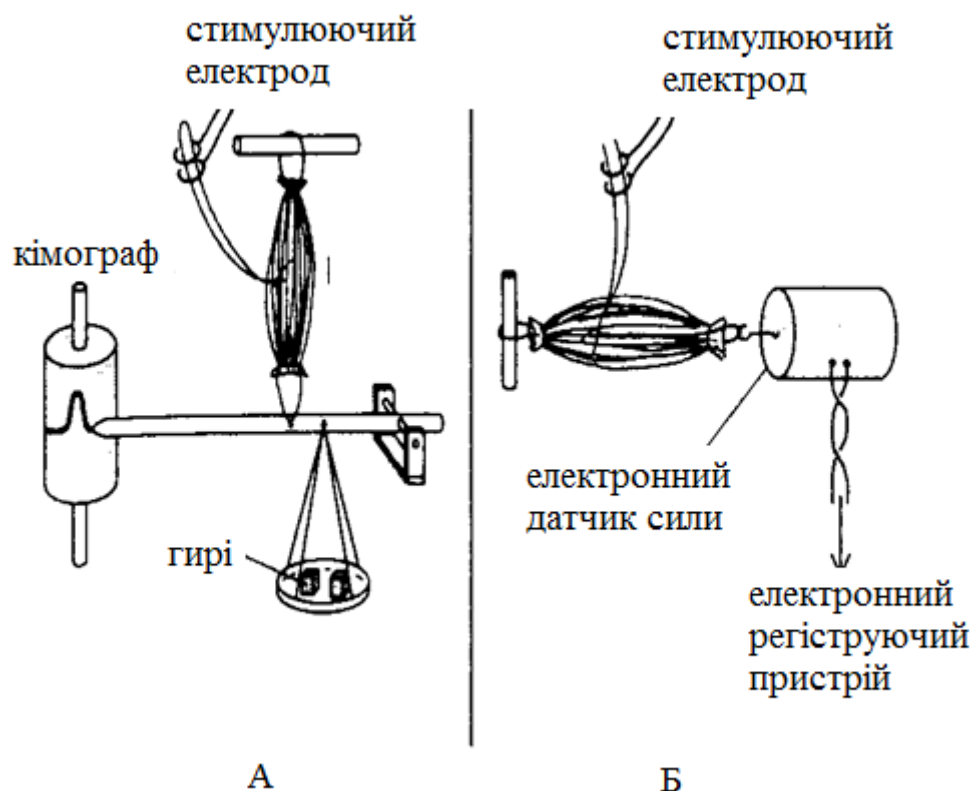


Рис. 9.7 Ізотонічне (А) та ізометричне (Б) скорочення скелетного м'яза

цьому діапазон зусиль і швидкостей, які може розвивати той чи інший м'яз, міг би виявитися недостатнім. У природних умовах він розширюється за допомогою перетворювачів сил і швидкостей - *важелів*.

Важіль - це тверде тіло, яке не деформується і має точку опори (обертання). В організмі функцію важелів виконують кістки скелета. На одне плече важеля діє сила, що розвивається м'язом, а на інше - навантаження, проти якого працює м'яз (найчастіше сила тяжіння окремих компонентів тіла – голови, плеча, тулуба і т.д.).

Розрізняють важелі першого і другого роду. У *важеля першого роду* точка опори розташована між лініями діючих сил. Прикладом важеля першого роду в тілі людини служить шийно-потиличне зчленування і сукупність м'язів, прикріплених до основи черепа спереду і ззаду від нього. Це зчленування можна розглядати як точку опори, вагу голови - як навантаження (рис. 9.8). Урівноважує її сила м'язів, які забезпечують збереження положення і рухи черепа і розташовуються ззаду від точки опори.

У важеля другого роду лінії діючих сил знаходяться по один бік від

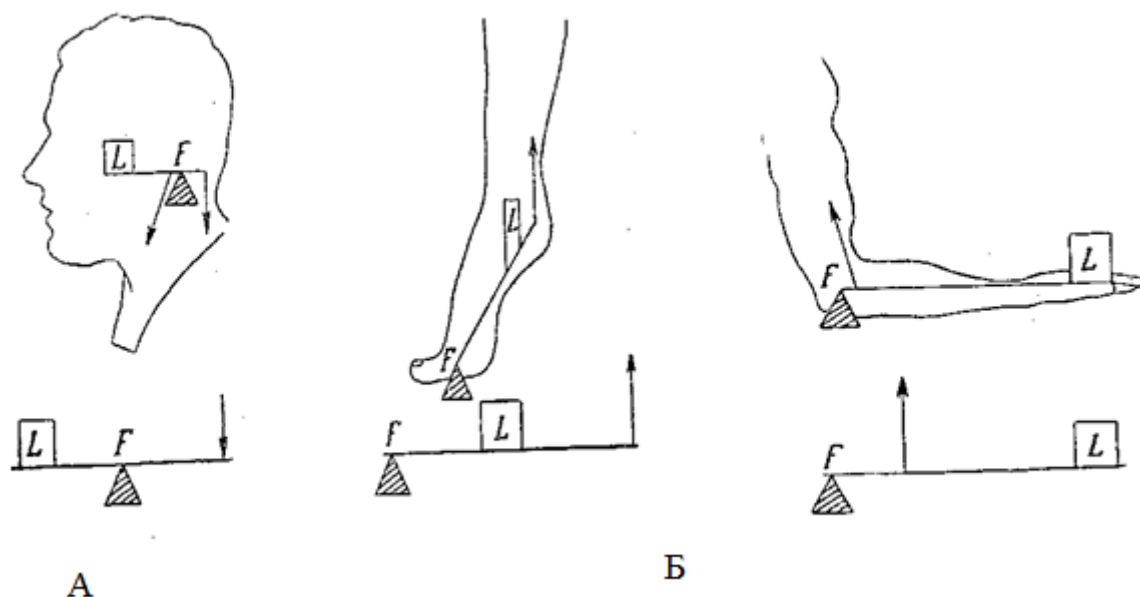


Рис. 9.8 Схематичне зображення типових важелів: першого роду (А); другого роду (Б). Точка опори позначена трикутником, навантаження – L , лінія дії сили, що розвивається м'язом – стрілкою

точки опори. Ці важелі дуже широко представлені в опорно-руховому апараті людини. Практично всі елементи кінцівок (кисть, передпліччя, плече, стопа, гомілка, стегно) є важелями другого роду.

Прикладом такого важеля може служити система м'язів, за допомогою яких людина стає на носки (рис. 9.8 Б). У цій системі точкою опори служать плеснові кістки стопи, навантаженням - вага тіла, прикладена до гомілковостопного суглоба, а протидіє їй сила спрямована вгору, яку створює литковий м'яз у місці прикріплення Ахіллового сухожилля до п'яткової кістки.

Ще одним прикладом важеля другого роду в тілі служить ліктювий суглоб. Його можна розглядати як точку опори. При згинанні в суглобі сила створюється в результаті скорочення двоголового м'яза плеча. Вона прикладена недалеко від точки опори, а навантаження створюється вагою передпліччя і будь-якого предмета, який людина тримає в руці.

Два важеля можуть утворювати *кінематичну пару*, яка збільшує обсяг їх руху. Прикладом є рухливі з'єднання кісток - суглоби. Більш складними системами з декількох важелів є *кінематичні ланцюги* (наприклад, верхня кінцівка, ланками якої є плече, передпліччя, кисть, фаланги пальців). Обсяг

рухів у кінематичних ланцюгах значно вище, ніж в кінематичній парі.

Будова організму людини характеризується деякими особливостями, що забезпечують певні переваги його опорно-рухового апарату. Прикладом може служити система прикріплення сухожиль згиначів до фаланг пальців. При скороченні цих м'язів сили, що розвиваються ними, прикладаються через сухожилля до фаланг пальців. Система зв'язок утримує сухожилля в положенні, приблизно паралельному осі пальців. При такому устрої скорочення м'язів призводять до згинання пальців, що дозволяє захоплювати предмети.

У ряді випадків м'язи перекидаються не через один, а через два суглоби. Це також створює певні переваги. Наприклад, під час бігу нога одночасно згинається в тазостегновому суглобі і розгинається в колінному. Роботу при цьому виконує лише один м'яз, що дозволяє отримати економію енергії, яка витрачається.

Контрольні питання:

1. Охарактеризуйте структурну організацію скелетного м'яза.
2. Вкажіть особливості м'язового волокна.
3. Опишіть будову саркомера
4. Опишіть будову актинової протофібрили.
5. Охарактеризуйте будову міозинової протофібрили.
6. Вкажіть послідовність подій при виникненні м'язового скорочення.
7. Опишіть процес скорочення саркомеру.
8. Вкажіть відомі Вам режими м'язового скорочення.
9. Охарактеризуйте рівняння Хілла.
10. Опишіть взаємодію м'язів з кістковою системою.

Оберіть правильну відповідь:

1. Із 6 поліпептидних ланцюгів складається:
 - А. міозинове волокно
 - Б. актинове волокно
 - В. молекула міозина
 - Г. молекула актина
 - Д. тропоміозин

2. І-диск саркомера у спокої містить:

- А. тільки міозинові волокна
- Б. тільки актинові волокна
- В. актинові і міозинові волокна
- Г. сітку опорних білків
- Д. тільки молекули тропоніна

3. Центри зв'язування іонів кальцію знаходяться в молекулі:

- А. G-актина Б. F-актина
- В. тропоміозин Г. тропоніна Д. міозина

4. Центри зв'язування АТФ знаходяться в молекулі:

- А. G-актина Б. F-актина В. тропоміозина
- Г. тропоніна Д. міозина

5. Іони кальцію при м'язовому скороченні вивільняються із саркоплазматичного ретикулума шляхом:

- А. первинно-активного транспорту
- Б. вторинно-активного транспорту
- В. дифузії через канали
- Г. вільної дифузії
- Д. дифузії через переносники

6. Поперечний місток – частина молекули:

- А. G-актина Б. F-актина В. тропоміозина
- Г. тропоніна Д. міозина

7. Активні центри актинового міофіламента у спокої прикриті:

- А. тропоніном Б. міозином
- В. тропоміозином Г. G-актином

8. Рівняння Хілла вказує, що швидкість м'язового скорочення:

- А. не зв'язана з навантаженням м'яза
- Б. тим більша, чим менше навантаження м'яза
- В. тим більша, чим більше навантаження м'яза
- Г. залежить тільки від температури активації м'яза

Д. залежить тільки від теплопродукції м'яза

9. М'яз подразнювали прямокутними електричними імпульсами. Кожне наступне подразнення наносили в середині фази розслаблення м'яза. Вкажіть режим м'язового скорочення в даних умовах:

- А. поодинокі Б. зубчатий тетанус
- В. гладкий тетанус Г. ізометричне
- Д. ізотонічне

10. Вкажіть режим м'язового скорочення, коли змінюється довжина м'яза, проте напруження м'яза залишається сталим:

- А. ауксотонічне Б. тетанічне
- В. поодинокі Г. ізотонічне Д. ізометричне

10. ФІЗИЧНІ ОСНОВИ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФІЇ

Багато органів повністю або частково складаються зі збудливих клітин, виникнення біопотенціалів в яких є причиною створення електричних полів в організмі. Їх можна зареєструвати з поверхні тіла людини. На цьому заснована ціла низка методів дослідження, які мають важливе діагностичне значення в клінічній практиці. Одним з них служить *електрокардіографія* - метод реєстрації електричного поля серця. Існують також інші методи, засновані на реєстрації біопотенціалів різних органів: електроміографія, електроенцефалографія, електронейрографія, електрогастрографія і ін.

Походження електрoкардіограми

Збудження кожної клітини серцевого м'яза проявляється у виникненні потенціалу дії. Як і в скелетних м'язах, він починається з деполяризації плазматичної мембрани і закінчується її реполяризацією. Відмінною особливістю потенціалу дії м'язової клітини серця (кардіоміоциту) є його велика тривалість (рис. 10.1).

Електричне поле серця виникає як результат накладення електричних полів окремих його клітин. Шлях поширення збудження в серці складний, і різні його відділи збуджуються неодночасно. Тому біопотенціали, які відводять від серця в цілому, значно відрізняються від тих, які виникають в окремих його клітинах.

Біопотенціали серця у цілому відносно великі за амплітудою. Тому їх можна зареєструвати з поверхні тіла людини. Графічний запис біопотенціалів серця називається *електрокардіограмою (ЕКГ)*.

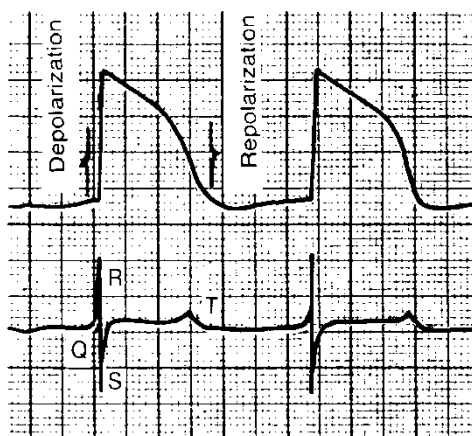


Рис. 10.1 Потенціали дії клітини шлуночка серця (верхня крива) і

електрокардіограма (нижня крива)

Електрокардіограма була вперше зареєстрована у людини і проаналізована голландським фізіологом В. Ейнтховеном (Нобелівська премія з фізіології за 1924 р). Ейнтховен користувався порівняно простим вимірювальним приладом - струнним гальванометром.

Сучасний прилад для реєстрації ЕКГ - *елект рокардіограф* - на вході має перемикач відведень, який дозволяє відводити ЕКГ як різницю потенціалів між різними точками тіла (рис. 10.2). Для цього на поверхню тіла накладають електроди. В електрокардіографі є підсилювач біопотенціалів, який збільшує їх за амплітудою. Прилад має калібратор, що генерує електричні потенціали стандартної величини, які використовують для визначення амплітуди і тривалості компонентів ЕКГ. Запис ЕКГ може проводити безпосередньо за допомогою реєстратора на паперовій стрічці. У більш складних електрокардіографах використовують процесори для введення сигналів ЕКГ в пам'ять комп'ютера, їх обробки і зберігання.



Рис. 10.2 Електрокардіограф

Опис елект рокардіограми

На рис. 10.3 показана нормальна ЕКГ. Видно горизонтальну ізоелектричну лінію (ізолінію), яка записується за відсутності в даний період різниці потенціалів. Відхилення від ізолінії називаються *зубцями ЕКГ*. Вони позначаються латинськими літерами *P, Q, R, S, T*. Зубці ділять на позитивні (спрямовані вгору) і негативні (спрямовані вниз). Позитивне відхилення комплексу зубців *QRS* називають зубцем *R*. Негативні відхилення, що передують зубцю *R* і наступне за ним, названі відповідно зубцями *Q* і *S*. Зубці *P* і *T* в нормі позитивні, але можуть бути негативними при патологічних станах. Відстані між двома розташованими поруч відхиленнями на ЕКГ називаються

сегмент ами. Сегмент PQ є відстанню між кінцем зубця P і початком зубця Q , сегмент ST - між зубцями S і T . Відстань між початками двох зубців називаються *інт ервалами*.

Зубці ЕКГ виникають під час систоли серця. У період діастолі різниця потенціалів відсутня. Зубець P відображає процес збудження передсердь. Зубці Q , R , S , T відповідають періоду збудження шлуночків. Процеси, що лежать в основі виникнення зубців і інтервалів електрокардіограми, розглядаються детально в курсі фізіології.

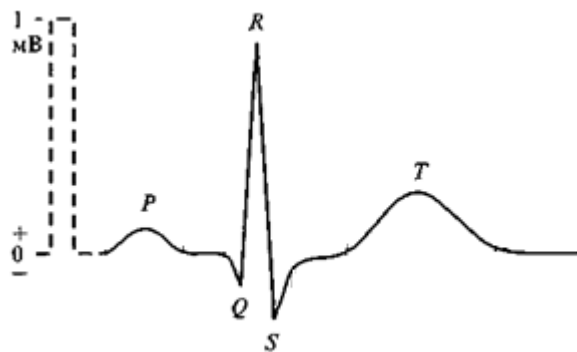


Рис. 10.2 Нормальна електрокардіограма

Відведення елект рокардіограми

Електроди, накладені на тіло людини для реєстрації ЕКГ, відводять різницю електричних потенціалів між певними точками тіла. Існують загальноприйняті стандарти положення електродів, як позначаються як *відведення ЕКГ*.

За Ейнтховеном застосовують *три стандартних відведення*, які представлені на рис. 10.3:

- I - між правою і лівою руками;
- II - між правою рукою і лівою ногою;
- III - між лівою рукою і лівою ногою.

У клінічній практиці при реєстрації ЕКГ використовують і інші відведення, які дозволяють більш детально досліджувати функції серця.

Точки накладення електродів при стандартних відведеннях можна мислено поєднати між собою, в результаті чого утворюється *трикутник Ейнт ховена*. Вчений запропонував розглядати кінцівки людини під час запису ЕКГ в стандартних відведеннях провідниками електричного струму і вважати, що різниця потенціалів записується між точками біля основи кінцівок. В цьому випадку трикутник Ейнтховена є рівностороннім, а серце

знаходиться в центрі трикутника.

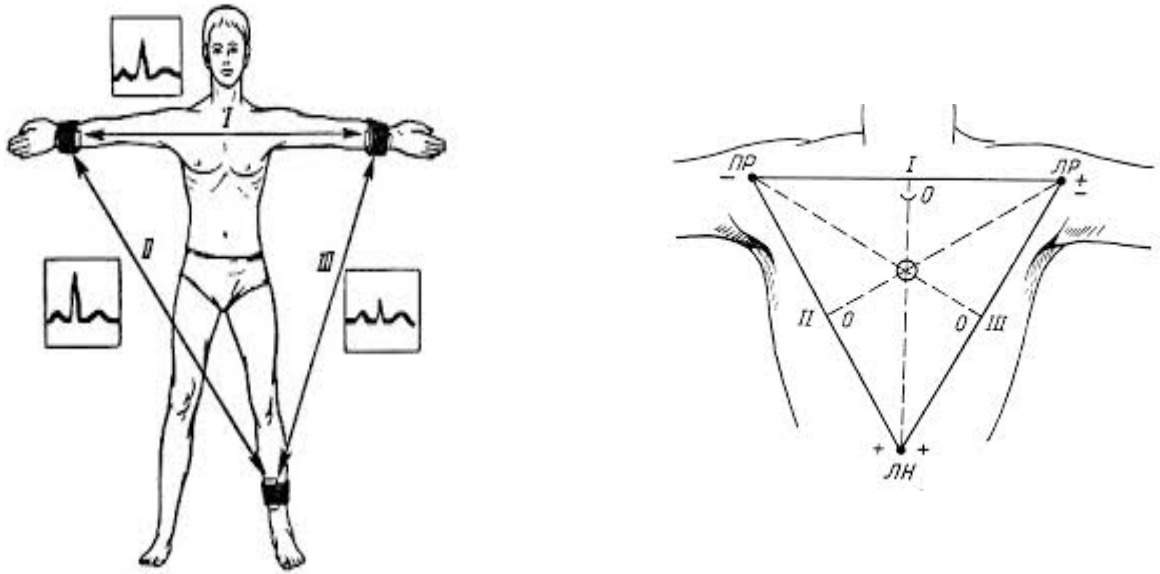


Рис. 10.3 Стандартні відведення електрокардіограми і трикутник Ейнтховена

Електричний диполь, дипольний момент .

Теоретичні уявлення про основи електрокардіографії та інших електрографічних методів дослідження пов'язані з поняттям електричного диполя. Електричне поле, утворене системами з кількох позитивних і негативних зарядів, має певні особливості в порівнянні з електричним полем одиночного заряду. Існують такі системи: диполь, квадруполь, октаполь. Найпростіша з них - *електричний диполь* - представляє собою два рівних за величиною і протилежні за знаком електричних заряди, розташовані на невеликій відстані один від одного. Вона називається плечем диполя.

Характеристикою диполя є *дипольний момент*. Його числове значення визначається за формулою: $\vec{P} = \vec{l}q$, де \vec{l} - плече диполя, q - електричний заряд. Дипольний момент є векторною величиною, спрямованою від негативного заряду до позитивного.

Електричне поле диполя має силові лінії, які починаються на його позитивному заряді і закінчуються на негативному заряді (рис. 10.4)

Розглянемо точку А в електричному полі диполя на відстані r від нього (рис. 10.5). Величину електричного потенціалу в цій точці можна визначити за рівнянням :

$$\varphi = \frac{1}{4 \cdot \pi \cdot \varepsilon_0 \cdot \varepsilon} \cdot \frac{\vec{P} \cdot \cos \alpha}{r^2}$$

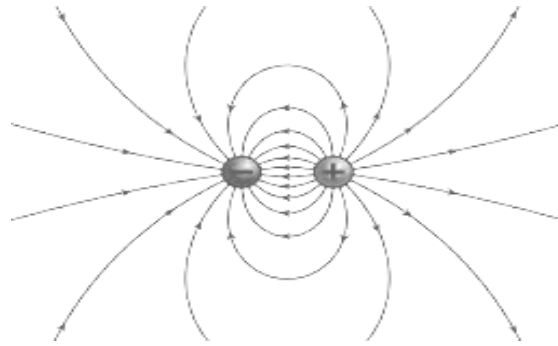


Рис. 10.4 Силіві лінії електричного поля, утвореного диполем

В цьому рівнянні φ - потенціал в точці A , ϵ_0 - діелектрична стала, ϵ - діелектрична проникність середовища, в якій створюється поле, \vec{P} - дипольний момент; α - кут між радіус-вектором точки A і вектором диполя.

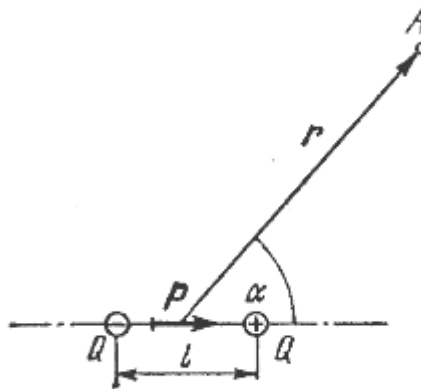


Рис. 10.5 Фактори, які визначають потенціал електричного поля диполя

Припустимо, існують дві точки, розташовані в електричному полі диполя на однаковій відстані від нього і певній відстані один від одного. Відповідно до наведеного вище рівняння, величина різниці потенціалів між ними $\varphi_1 - \varphi_2$ прямо пропорційна добутку $\vec{P} \cdot \cos \alpha$.

Тому різниця потенціалів між точками буде максимальною, якщо вони розташовані на лінії, яка збігається за напрямком з вектором дипольного моменту. У випадку розташування точок на лінії, перпендикулярній вектору дипольного моменту, різниця потенціалів між ними відсутня. Ці міркування важливі для дослідження електричного поля серця, аналіз якого заснований на дипольній теорії.

Дипольна теорія електрокардіограми

Електричне поле серця, яке реєструється за допомогою електрокардіографії, є результатом накладення електричних полів багатьох м'язових клітин, що утворюють його стінки. Зубці електрокардіограми виникають при деполяризації і реполяризації клітин серцевого м'яза.

У стані спокою вся зовнішня поверхня клітини електропозитивна відносно внутрішнього середовища і між окремими точками поверхні різниці потенціалів не існує. Вона з'являється при виникненні в мембрані потенціалів дії. Збудження не охоплює всю клітину одночасно. Воно поширюється по мембрані з деякою швидкістю. Тому в певні моменти частина клітини вже прийшла в стан збудження і в ній виникла деполяризація мембрани, інша частина клітини зберігає мембранний потенціал спокою.

На рис. 10.6 показана діаграма осьового перерізу клітини в той момент, коли хвиля деполяризації знаходиться біля її центру. Права частина клітини охоплена збудженням. Тут мембрана деполяризована, і мембранний потенціал поміняв свій знак. До лівої частини клітини хвиля збудження ще не дійшла. Вимірювання, проведене зовні клітини на деякій відстані від неї, може виявити різницю потенціалів між її неактивною і активною частинами. Силкові лінії електричного поля клітини в навколишньому середовищі спрямовані так, як це спостерігається в електричному полі диполя, тобто від позитивного електричного заряду до негативного.

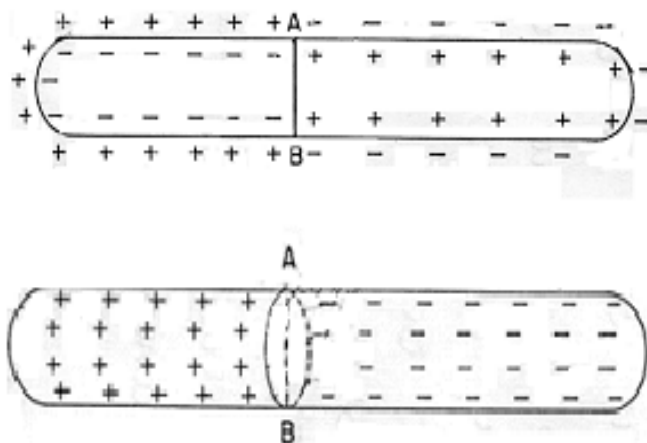


Рис. 10.6 Зміни електричного потенціалу мембрани кардіоміоциту в процесі збудження

Таким чином, кожна клітина в момент охоплення її збудженням представляє собою мініатюрний диполь. Дипольні моменти окремих клітин накладаються один на одного і формують сумарний дипольний момент серця. Тому його можна розглядати як *дипольний електричний генератор*. Серце оточене тканинами, які є провідниками. Між збудженими і не збудженими частинами серця тече електричний струм. Тому серце є *струмовим диполем*.

Напрямок дипольного моменту серця називають його *електричною віссю* (рис. 10.7). Силові лінії його електричного поля замкнені. Воно має еквіпотенціальні лінії, тобто лінії, потенціал точок яких однаковий. Очевидно, що максимальна різниця потенціалів буде зареєстрована електродами, які розташовані уздовж електричної осі. Перпендикулярно їй знаходиться лінія, де різниця потенціалів між точками дорівнює нулю.

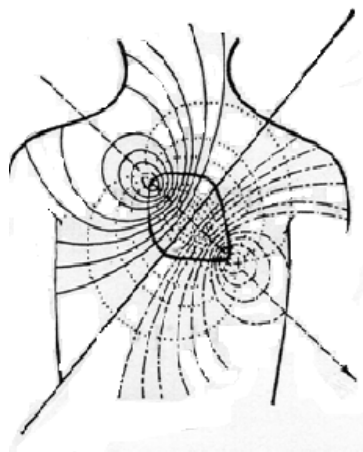


Рис. 10.7 Електрична вісь серця

Амплітуда зубців ЕКГ в кожному з трьох стандартних відведень залежить від напрямку електричної осі серця. На рис. 10.8 (а) представлений трикутник Ейнтховена і приклад напрямку електричної вісі. Його прийнято характеризувати величиною кута α між електричною віссю і стороною трикутника, яка відповідає I стандартному відведенню.

Амплітуда зубців ЕКГ в стандартних відведеннях пропорційна проекції електричної вісі на сторони трикутника. На записах ЕКГ в стандартних відведеннях (рис. 10.8, б) видно, що у випадку, коли вісь спрямована, як показано на рис.10.8(а) максимальну амплітуду мають зубці в II стандартному відведенні ЕКГ. Це пояснюється тим, що напрям сторони

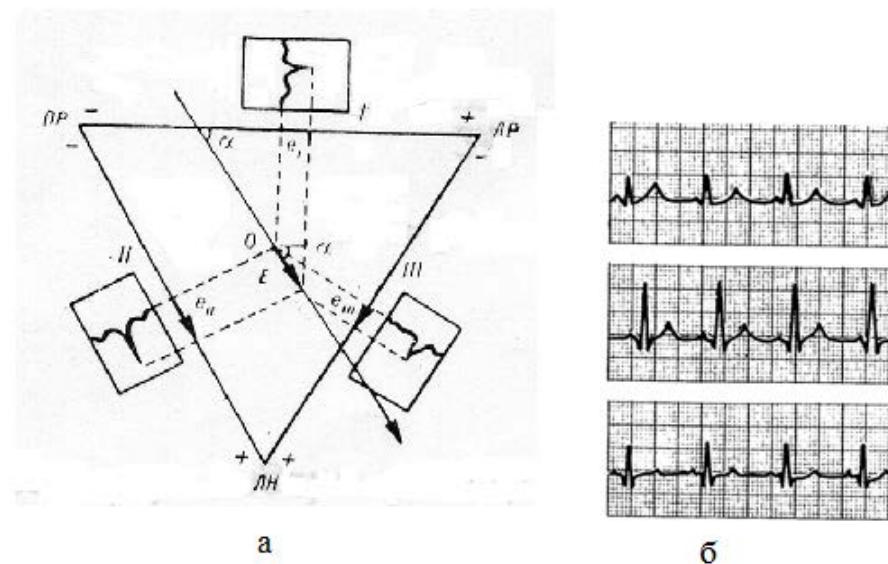


Рис. 10.8 Трикутник Ейнтховена (а) і ЕКГ в стандартних відведеннях (б)

трикутника цього відведення майже збігається з напрямком електричної вісі серця. Мінімальну амплітуду в цьому прикладі мають зубці ЕКГ в III стандартному відведенні.

Регістрація ЕКГ у пацієнтів дозволяє визначати напрямок електричної осі їхнього серця. Цей напрямок в дійсності безперервно змінюється протягом серцевого циклу. Прийнято визначати його для того моменту, коли виникає комплекс зубців *QRS*. Для цього необхідно виміряти амплітуду зубців *Q*, *R* і *S* в I і III стандартних відведеннях і обчислити алгебраїчну суму амплітуди цих зубців, враховуючи, що зубець *R* є позитивним, а зубці *Q*, і *S* - негативними.

Результати обчислень відкладають у вигляді відрізків на сторонах трикутника Ейнтховена, які відповідають I і III відведенням, в однаковому масштабі з урахуванням знаку суми і полярності відведення. Так отримують точки, через проводять перпендикуляри. Їх точка перетину - кінець вектору дипольного моменту серця, початок вектору – в центрі трикутника. В реальних умовах подібна обробка ЕКГ є автоматизованою.

Показник напрямку електричної осі в нормі складає від 0° до $+90^{\circ}$ (*нормограма*). В умовах патології електрична вісь серця може відхилятися проти годинникової стрілки, кут α становить менш, ніж 0° (*лівограма*) або за годинниковою стрілкою, коли кут α стає більшим, ніж 90° (*правограма*). Напрямок електричної осі серця має діагностичне значення в кардіології.

Контрольні питання:

1. Що таке електричний диполь? Яка його основна характеристика?
2. В чому полягає теорія електрокардіограми Ейнтховена?
3. Опишіть форму нормальної електрокардіограми.
4. Що таке електрична вісь серця? Як визначити її напрямок?
- 5 Як за даними ЕКГ визначити частоту серцевих скорочень?

Оберіть правильну відповідь:

1. Визначте перше відведення електрокардіограми:
А. права рука-ліва нога
Б. ліва рука - ліва нога
В. права рука - права нога
Г. права рука - ліва рука
Д. ліва нога - правая нога
2. Проаналізуйте, який з зубців нормальної електрокардіограми має найбільшу амплітуду:
А. зубець Q
Б. зубець R
В. зубець Р
Г. зубець S
Д. зубець Т
3. В теорії Ейнтховена серце представлено моделлю:
А. поодинокого заряду
Б. струмового диполю
В. коливального контуру
Г. рівностороннього трикутника
Д. векторної діаграми
4. Електрокардіограма представляє собою запис:
А. роботи серця
Б. скорочень серця
В. біопотенціалів серця
Г. серцевих шумів
Д. потенціалів дії клітин серця
5. Цей зубець електрокардіограми спрямований вниз:
А. зубець R
Б. зубець S
В. зубець Т
Г. зубець Р
Д. зубець U

6. Правограма спостерігається, якщо кут електричної вісі серця відносно 1 відведення складає.

- А. 110 градусів Б. 30 градусів В. 60 градусів
- Г. - 20 градусів Д. -50 градусів

7. Визначте правильну послідовність зубців ЕКГ:

- А. P R Q S T
- Б. R Q P T S
- В. P Q R S T
- Г. Q P T R S
- Д. P Q T R S

8. Електрична вісь серця надає інформацію про:

- А. ритм серцевих скорочень
- Б. силу серцевих скорочень
- В. наповнення кров'ю серця
- Г. напрямок анатомічної вісі серця
- Д. про хвилинний об'єм кровообігу

9. Визначте одиницю вимірювання амплітуди електрокардіограми:

- А. міліампер Б. мілівольт В. мілісекунда
- Г. міліграм Д. міліфарад

10. Сума зубців комплексу QRS в першому стандартному відведенні склала +4, а в третьому відведенні вона дорівнювала -4. Зробіть висновок про ЕКГ:

- А. нормограма
- Б. лівограма
- В. правограма
- Г. вертикальна вісь
- Д. горизонтальна вісь

11. ЕЛЕКТРИЧНИЙ СТРУМ У БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИНАХ

Значна кількість методів, які використовуються в медицині з метою діагностики і терапії, засновані на дії електричного струму і електромагнітного поля на організм. Вона залежить від характеристик цих фізичних факторів і від електричних властивостей тканин тіла людини.

Електричним струмом називається впорядкований рух електричних зарядів. Він виникає під дією електричних або магнітних сил, а також в результаті дифузії і хімічних реакцій у джерелі струму.

Постійний струм

Основною характеристикою електричного струму є *сила струму* I . Це скалярна величина, що чисельно дорівнює електричному заряду, який проходить через поперечний переріз провідника за одиницю часу. Миттєве значення сили струму дорівнює похідній заряду q по часу t :

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

Одиницею вимірювання сили струму є ампер (А). Один ампер - сила струму, коли через поперечний переріз провідника проходить заряд 1 кулон за одну секунду.

Густина струму J – це відношення сили струму I до площі поперечного перерізу S , що перпендикулярний напрямку струму:

$$J = \frac{I}{S} \quad \left[\frac{\text{А}}{\text{м}^2} \right].$$

Розрізняють *постійний* і *змінний струм*. *Постійним* називають такий струм, сила якого не змінюється в часі.

Закон Ома для постійного струму

Закон Ома для ділянки електричного кола: сила струму I в провіднику прямо пропорційна різниці потенціалів між його кінцями, тобто електричній напрузі U , і обернено пропорційна електричному опору провідника R :

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

Опір провідників перешкоджає проходженню через них електричного струму. Опір зумовлений розсіянням заряджених частинок, що утворюють електричний струм, на внутрішніх структурах провідника. При цьому

частина електричної енергії розсіюється у вигляді тепла (в даному випадку мова йде про *активний опір*).

Одиницею вимірювання електричного опору є *Ом*. Величина, зворотна опору, називається *електропровідністю*:

$$D = \frac{1}{R}$$

Для багатьох речовин опір є постійною величиною, незалежною від сили струму. Опір провідника залежить від його матеріалу, розміру, форми, і температури:

$$R = \rho \cdot \frac{l}{S}$$

де l - довжина провідника, S - площа його поперечного перерізу. Коефіцієнт пропорційності ρ називається *питомим опором*. Він залежить від природи речовини і температури. Вимірюється в *Ом · м*.

Величина, зворотна питомому опору, називається *питомою електропровідністю* γ :

$$\gamma = \frac{1}{\rho}$$

Використовуючи питому електропровідність як характеристику речовини, можна представити закон Ома в диференціальній формі:

$$\vec{J} = \gamma \cdot \vec{E}$$

Цей вираз вказує, що густина струму в провіднику \vec{J} прямо пропорційна напруженості електричного поля \vec{E} , що викликає цей струм, і питомої електропровідності речовини провідника γ .

Існують два роди провідників: *першого роду* (метали) і *другого роду* (розчини електролітів). Метали містять високу концентрацію вільних електронів, здатних переміщатися під дією електричного поля. В розчинах електролітів електричний струм створюється позитивними і негативними іонами, які переміщуються під дією електричного поля в протилежних напрямках. Біологічні тканини належать до другого типу провідників.

Питома електропровідність електролітів і біологічних тканин

Густина струму в розчині електроліту визначається величинами електричних зарядів позитивних і негативних іонів (q_+ і q_-), їх концентраціями (n_+ і n_-) і швидкостями руху в електричному полі (v_+ і v_-):

$$J = q_+ \cdot n_+ \cdot v_+ + q_- \cdot n_- \cdot v_-$$

При допущенні, що концентрації і величини електричних зарядів позитивних і негативних іонів:

$$J = q \cdot n \cdot (v_+ + v_-)$$

Швидкість іонів пропорційна напруженості електричного поля E і рухливості іонів u (вона визначається розміром, формою іонів і в'язкістю розчинника). Враховуючи, що $v_+ = u_+ \cdot \vec{E}$

$$v_- = u_- \cdot \vec{E}$$

$$J = q \cdot n \cdot (u_+ + u_-) \cdot \vec{E}$$

Це рівняння виражає закон Ома для розчинів електролітів. Напруженість електричного поля є рушійною силою, що викликає переміщення зарядів.

Застосовуючи дане рівняння і закон Ома в диференціальній формі, отримуємо, що питома електропровідність розчину електроліту визначається зарядом, концентрацією і рухливістю іонів.

Різні біологічні тканини значно відрізняються за своїм питомим опором і електропровідністю. При цьому суттєвих відмінностей іонного складу немає. Однак в тканинах відрізняються умови переміщення іонів. Найнижчий опір і відповідно високу електропровідність мають в організмі рідкі тканини: цереброспінальна рідина, кров і лімфа. Порівняно невеликий опір м'язів і паренхіматозних органів: печінки, нирок, підшлункової залози та ін. Значно вищий опір жирової тканини. Найвищим питомим опором відрізняється суха шкіра і кісткова тканина.

Відмінності електропровідності біологічних тканин пояснюються неоднаковими електричними властивостями різних мікроскопічних структур. Цитоплазма і міжклітинна речовина характеризуються низьким електричним опором. У біологічних мембран він, навпаки, дуже великий. Мембрани в значній мірі перешкоджають вільному переміщенню іонів. А рідкі тканини та ті органи, які містять відносно багато води і мають порівняно широкі міжклітинні простори, характеризуються відносно невеликим опором.

Суха шкіра погано проводить постійний електричний струм. Струм, в основному, проходить в ній через вивідні протоки потових залоз завдяки вмісту в них рідкого секрету. Струм поширюється в тілі людини, головним чином, уздовж кровоносних і лімфатичних судин і по м'язах, не завжди

прямолинійно. Застосування постійного струму лежить в основі двох методів лікування: гальванізації та лікувального електрофорезу.

Гальванізація

Гальванізація - це широко поширений метод фізіотерапії, заснований на дії постійного електричного струму. Цей метод названий на честь італійського лікаря і вченого Гальвані - основоположника вивчення електричних струмів, що виникають в живих тканинах.

Метод гальванізації полягає в пропусканні постійного струму через певні області тіла людини. Вплив здійснюється через електроди, виготовлені з металу. Між ними і шкірою поміщають зволожені фланелеві прокладки. Сила струму може досягати 50mA , густина струму не повинна перевищувати $0,1\text{ mA/cm}^2$. Струм може викликати відчуття легкого поколювання, але не повинен турбувати пацієнта.

При пропусканні постійного струму під електродами виникає поляризація тканин. Існують різні її види. В біологічних тканинах вона пояснюється тим, що всередині них під анодом скупчуються негативні іони, а під катодом - позитивні. Тому в тканинах виникає електричне поле, спрямоване протилежно зовнішньому полю. З плином часу воно зменшує силу струму, що пропускають через тіло пацієнта.

Під дією зовнішнього електричного поля в тканинах переміщуються переважно неорганічні іони і пов'язані з ними молекули води. Рухливість великих органічних іонів значно менша, ніж неорганічних. Гальванізація в найбільшій мірі впливає на стан біологічних мембран. Електрохімічні процеси в тканинах викликають місцеві зміни обміну речовин, підвищують проникність кровоносних судин, прискорюють кровообіг. Відзначають позитивний ефект гальванізації на функції нервової та ендокринної систем організму.

Лікувальний електрофорез

Гальванізація часто поєднується з лікувальним електрофорезом. Цей метод полягає у використанні постійного електричного струму для введення ліків через неушкоджену шкіру і слизові оболонки в тканини організму. Електрофоретичним шляхом можуть вводитися тільки лікарські препарати, які дисоціюють у водних розчинах на іони (наприклад різні солі, антибіотики, місцеві анестетики, алкалоїди та ін.). Електричне поле змушує їх переміщатись. Позитивні іони відштовхуються від позитивного електроду

(аноду) і направляються до негативного електроду (катода). Негативні іони - навпаки. Основними шляхами іонів, що проникають через шкіру, є канали потових залоз. На рис. 11.1 показаний апарат для електрофорезу. До нього приєднана пара електродів, через які здійснюють вплив на певні області тіла пацієнта (рис. 11.2).



Рис. 11.1 Апарат для електрофорезу

<http://stomatology.sumy.ua/treatment/vakuum-elektroforez-v-stomatologii.html>

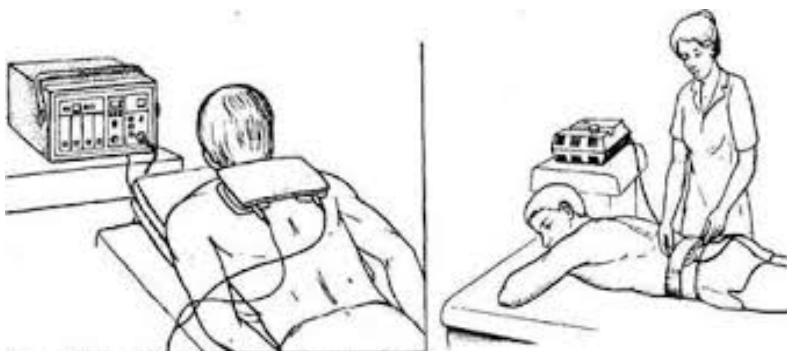


Рис. 11.2 Приклад накладення електродів при лікувальному електрофорезі

<http://fizterapiya.ru/bezopasnyiy-metod-elektrolecheniya/>

Лікувальний електрофорез є найкращим методом введення ліків, якщо прагнуть забезпечити місцеву їх дію безпосередньо на зону ураження. Внаслідок малої швидкості пересування іони не встигають проникнути на велику глибину і концентруються, головним чином, в шкірі і підшкірній клітковині. Тут формується їх депо, в якому місцева концентрація ліків може залишатися порівняно високою протягом тривалого часу. Звідси вони повільно надходять в кров і лімфу.

Лікувальний електрофорез має низку переваг перед іншими засобами введення медичних препаратів. Окрім місцевої їх дії можна відзначити збереження первісної хімічної структури ліків, оскільки вони надходять у зону ураження і кров, минаючи шлунково-кишковий тракт і не піддаючись метаболізму в печінці. До специфічної місцевої дії препарату на ту чи іншу ділянку тіла приєднується його вплив на шкірні рецептори, у результаті чого в даній зоні відбувається рефлекторне розширення кровоносних судин. Це покращує метаболізм тканин, на які спрямована лікувальна дія.

Змінний електричний струм

Змінним називається електричний струм, сила і напрям якого періодично змінюються з часом. Найбільш поширеним є синусоїдальний змінний струм, миттєві значення якого змінюються в часі за законом синуса (або косинуса).

Такий струм виникає, якщо напруга на полюсах його джерела змінюється за законом $U = U_0 \sin \omega t$.

У цьому випадку коливання сили змінного струму описуються аналогічним рівнянням: $I = I_0 \sin \omega t$.

У рівняннях I_0 , U_0 - максимальні (амплітудні) значення струму і напруги, $\omega = 2\pi\nu$ - кругова (циклічна) частота.

Електричні ланцюги змінного струму включають такі компоненти, як опір R , ємність C та індуктивність L .

У ланцюзі змінного струму можуть існувати два види опору: *активний* і *реактивний* (рис. 11.3).

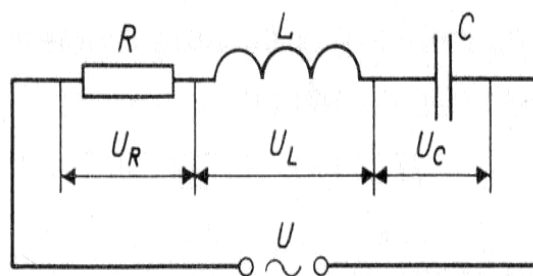


Рис. 11.3 Активний і реактивний (індуктивний, ємнісний) опір у ланцюзі змінного струму

Опір в ланцюзі змінного струму R , обумовлений зіткненням заряджених частинок з внутрішніми структурами провідника, називається

активним, оскільки при проходженні струму в ньому відбувається незворотна втрата енергії у вигляді тепла.

Інший вид опору - *реактивний* - обумовлений ємністю та індуктивністю ділянок ланцюга. На реактивному опорі, на відміну від активного, не відбувається втрат енергії у вигляді тепла. Реактивний опір буває двох видів: *індуктивний та ємнісний*. Обидва вимірюються в Омах.

Індуктивний опір пропорційний циклічній частоті струму і величині індуктивності: $X_L = \omega \cdot L$

Індуктивний опір обумовлено дією електрорушійної сили самоіндукції, яка перешкоджає зміні сили струму в ланцюзі і збільшує його опір:

$$\varepsilon_c = -L \cdot \frac{dI}{dt}$$

де L - індуктивність провідника, $\frac{dI}{dt}$ - миттєва швидкість зміни сили струму.

Індуктивність L залежить від магнітних властивостей речовини і від розмірів провідника (катушки), і вимірюється в Генрі (Гн).

Ємнісний опір обернено пропорційний циклічній частоті струму ω і ємності C даної частини ланцюга:

$$X_C = \frac{1}{\omega \cdot C}$$

Такий опір має конденсатор - прилад, який складається з двох металевих пластин, розділених шаром діелектрика. Конденсатор здатний накопичувати електричні заряди. Ємність вимірюється в Фарадах (Ф). Вона пов'язана з зарядом і різницею потенціалів (напругою) на його пластинах співвідношенням:

$$C = \frac{q}{U}$$

Повний опір ланцюга змінного струму називається *електричний імпеданс* Z . Його величина складає:

$$Z = \sqrt{R^2 + (X_L - X_C)^2}$$

Імпеданс біологічних тканин

Біологічні тканини характеризуються активним і реактивним опором. Вони практично позбавлені індуктивного опору, однак кожній клітині властивий ємнісний опір (рис. 11.4). Він обумовлений, головним чином, наявністю клітинної мембрани, будова якої схожа з конденсатором.

Кожна мембрана складається з подвійного шару фосфоліпідів, який має високий електричний опір. Вона поляризована, оскільки на протилежних її сторонах відбувається накопичення іонів протилежного знака. Ємність мембрани досягає близько 10 мкФ на квадратний сантиметр поверхні.

Наявність ємності у живих клітин ускладнює вимірювання їх електропровідності при використанні постійного струму. Тому електричні параметри біологічних об'єктів вивчають, застосовуючи змінний струм.

Імпеданс біологічних об'єктів дорівнює геометричній сумі активного R і ємнісного X_c опорів:

$$Z = \sqrt{R^2 + X_c^2} = \sqrt{R^2 + \frac{1}{(\omega \cdot C)^2}}$$

Для характеристики пропускання електричного струму живими клітинами використовують еквівалентні схеми, тобто такі комбінації C і R , які можуть моделювати електричні параметри біологічних тканин. Одна з них представлена на рис. 11.4. Вона представляє собою комбінацію включених послідовно і паралельно ємності й активних (омічних) опорів.

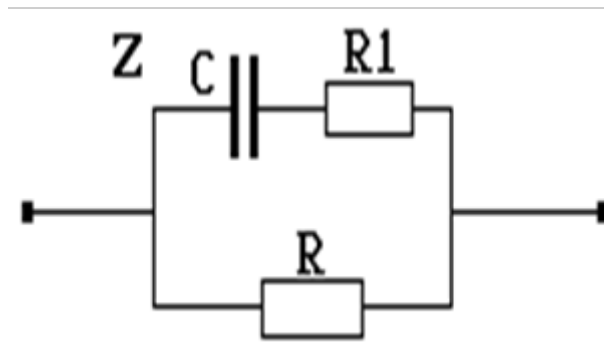


Рис. 11.4 Еквівалентна схема біологічної тканини

Ємнісний опір знаходиться в зворотній залежності від циклічної частоти ω змінного електричного струму. Тому імпеданс Z при збільшенні частоти у певному діапазоні зменшується до деякого значення, яке залишається практично незмінним при подальшому зростанні частоти (рис. 11.5). Така залежність імпедансу від частоти змінного струму називається *дисперсією імпедансу*.

Дисперсія імпедансу спостерігається тільки в живих тканинах. Після їх відмирання імпеданс перестає залежати від частоти змінного струму, оскільки мембрани втрачають свою структуру і позбавляються властивостей конденсатора. На рис. 11.6 показано зникнення дисперсії імпедансу при пошкодженні і відмирання тканини.

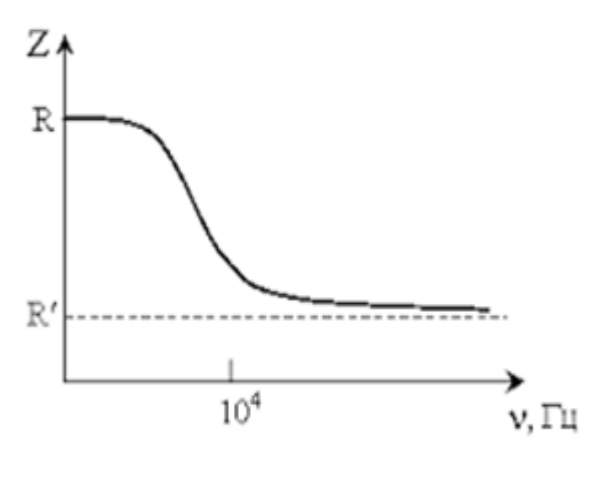


Рис. 11.5 Дисперсія імпедансу



Рис. 11.6 Залежність імпедансу тканини від її функціонального стану

Біофізичні основи реографії

Реографія («реос» - грец. «потік, течія») - це метод діагностики стану кровообігу органів і тканин за результатами реєстрації їх електричного імпедансу. Коли певний об'єм крові надходить в судини будь-якого органу після систоли, його об'єм збільшується. При цьому змінюється також їх активний електричний опір, оскільки кров характеризується найвищим рівнем електропровідності в порівнянні з іншими тканинами.

Це явище описує формула Кедрова:

$$\frac{\Delta V}{V} = -k \cdot \frac{\Delta R}{R}$$

де V - об'єм органу і ΔV - зміна об'єму органу після систоли, R - активний опір і ΔR - зміна активного опору після систоли, k - коефіцієнт пропорційності. ΔR має від'ємне значення, оскільки електричний опір органу знижується в період надходження у нього крові.

Вимірювання змін активного опору органів при пропусканні через них постійного струму могло би дозволити визначати обсяг крові, що надходить в цей орган при скороченнях серця. Однак таке вимірювання зустрічає труднощі внаслідок поляризації тканин, а також за низкою технічних причин. Тому визначають опір змінному струму - *імпеданс*.

В ході реографії через органи пропускають електричний струм високої частоти - $100 - 500$ кГц (рис.11.7). При цьому ємнісна складова складає не більше 5% імпедансу і нею можна знехтувати. Його величина істотно не відрізняється від активного опору і характеризує об'єм кровонаповнення органів. Застосування струму частотою понад 500 кГц недоцільно, оскільки в таких умовах згладжуються відмінності питомої електропровідності між кров'ю і оточуючими тканинами.



Рис. 11.7 Реографія верхньої кінцівки

Під час систоли в органи і тканини надходить порція крові, яка в ході діастоли відтікає у венозну систему. Відповідно до формули Кедрова, чим більший об'єм крові, що надходить та відтікає, тим більша зміна активного

опору, який є основною складовою імпедансу в умовах реографічного дослідження.

Реограма - це запис коливань імпедансу окремих органів у часі, що відображає зміни їх кровонаповнення. Вона представлена на рис. 11.8. Реограф реєструє величину, зворотну імпедансу - електропровідність.

Коливання величини імпедансу, що відображають періодичну роботу серця і кровонаповнення органів, дуже малі. Наприклад, для верхніх і нижніх кінцівок зміни опору становлять $0,08 - 0,10 \text{ Ом}$. Тому для їх реєстрації використовується високочутлива електронна апаратура.



Рис. 11.8 Зверху вниз: електрокардіограма, реограма, похідна реограми, фонокардіограма (запис тонів серця)

Поряд з *інтегральною реограмою*, яка відображає об'єм крові, що надходить в органи, реєструють похідну цієї кривої – *диференціальну реограму*, яка характеризує швидкість кровонаповнення.

Реографію застосовують при дослідженні кровопостачання кінцівок, мозку, легенів, серця і т.д.

Контрольні питання:

1. Чим відрізняються між собою постійний і змінний електричний струм.
2. Охарактеризуйте закон Ома для ділянки електричного кола і для розчинів електролітів.
3. Вкажіть, що таке електричний опір, електропровідність.

4. Охарактеризуйте біологічні ткани за електропровідністю.
5. Опишіть методи гальванізації і лікувального електрофорезу.
6. Вкажіть складові частини кола змінного електричного струму і їх характеристики.
7. Що таке електричний імпеданс? Яка його особливість у біологічних тканинах?
8. Вкажіть сутність дисперсії імпедансу в біологічних тканинах.
9. Проаналізуйте застосування формули Кедрова в реографії.
10. Який показник кровонаповнення відображають інтегральна і диференціальна реограми?

Оберіть правильну відповідь:

1. Для здійснення електрофорезу використовують:
А. постійне магнітне поле
Б. змінне магнітне поле
В. постійний електричний струм
Г. змінний електричний струм
Д. електромагнітні хвилі
2. Активний опір відрізняється від реактивного тим, що
А. зумовлює виділення теплоти в навколишнє середовище
Б. залежить від частоти коливання електричної напруги
В. залежить від індуктивності електричного ланцюга
Г. залежить від ємності електричного ланцюга
Д. залежить від ємності і індуктивності ланцюга
3. Біологічні тканини мають такі види електричного опору:
А. ємнісний і індуктивний Б. активний і ємнісний
В. активний і індуктивний Г. тільки активний
Д. тільки індуктивний
4. Постійний струм відрізняється від змінного струму тим, що:
А. він має постійну частоту коливань
Б. він має постійну амплітуду коливань
В. він має постійну частоту і амплітуду коливань
Г. не змінюється у часі за силою і напрямком

Д. постійно змінює амплітуду і напрямок

5. З якого електроду хворому потрібно вводити за допомогою електрофорезу новокаїн, частинки якого мають позитивний заряд:

А. з відвідного

Б. з обох електродів

В. з катоду

Г. з аноду

Д. не має значення

6. На дії постійного струму заснований такий метод терапії:

А. діатермія

Б. гальванізація

В. індуктотермія

Г. реографія

Д. дарсонвалізація

7. Реографічне дослідження проводять за допомогою:

А. високочастотного ультразвуку

Б. постійного електричного струму

В. змінного струму низької частоти

Г. змінного струму високої частоти

Д. низькочастотного ультразвуку

8. Найбільший електричний опір має:

А. кров

Б. суха шкіра

В. м'яз

Г. печінка

Д. лімфа

9. Імпеданс - це:

А. силова характеристика магнітного поля

Б. густина змінного електричного струму

В. силова характеристика електричного поля

Г. повний опір ланцюгу змінного струму

Д. енергетична характеристика електричного поля

10. Реографію застосовують для:

А. вимірювання в'язкості крові

Б. визначення кровонаповнення органів

В. вимірювання швидкості крові

Г. введення ліків через неушкоджену шкіру

Д. лікування больових синдромів

12. МАГНІТНЕ ПОЛЕ, ЙОГО ВПЛИВ НА ОРГАНІЗМ ЛЮДИНИ ТА ЗАСТОСУВАННЯ В МЕДИЦИНІ

Магнітне поле разом з електричним полем є об'єктом вивчення електродинаміки, оскільки вони створюються електричними зарядами і є складовими єдиного електромагнітного поля. Магнітне поле проявляється силовим впливом на рухомі електричні заряди.

Магнітне поле виникає навколо поодиноких рухомих зарядів і провідників, по яких тече електричний струм. Джерелами магнітного поля є також намагнічені об'єкти.

Фізичні характеристики магнітного поля

Силовий характеристикою магнітного поля є *магнітна індукція* \vec{B} . Для її вимірювання можна внести в магнітне поле пробний електричний заряд q , який рухається в ньому з деякою швидкістю. Магнітна індукція є векторної величиною. Її абсолютне значення дорівнює силі \vec{F} , що діє на одиницю електричного заряду q , який рухається з одиничною швидкістю \vec{v} перпендикулярно до силових ліній магнітного поля:

$$\vec{B} = \frac{\vec{F}}{q \cdot v_{\perp}}.$$

Одиницею вимірювання магнітної індукції є тесла (Тл).

Напрямок вектора магнітної індукції можна визначити за «правилом лівої руки»: якщо чотири витягнутих пальці лівої руки вказують напрямок руху позитивного заряду q , а великий палець, відхилений на 90^0 , вказує напрямок дії на цей заряд сили \vec{F} , то вектор магнітної індукції входить у долоню.

Напрямок дії магнітних сил можна зобразити графічно за допомогою її ліній магнітної індукції. Так називають уявні лінії, дотичні до яких в кожній з точок поля збігаються з напрямом вектора магнітної індукції в цих точках. Лінії магнітної індукції замкнені самі на себе.

У випадку, коли електричний струм тече по прямолінійному провіднику, лінії магнітної індукції представляють собою окружності, розташовані в площині, перпендикулярній провідникові (рис. 12.1). Напрямок цих ліній визначається правилом правого гвинта. Магнітні поля із замкнутими силовими лініями називаються *вихровими*. Вони не є

потенціальними, оскільки неможливо приписати точкам поля певну потенціальну енергію.

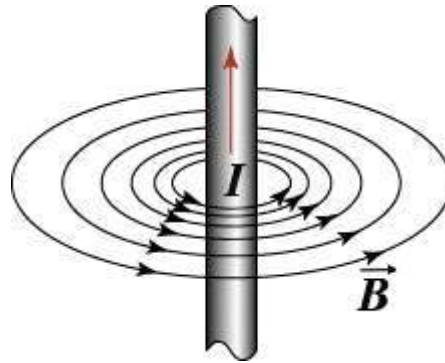


Рис. 12.1 Силкові лінії магнітного поля

Величина магнітної індукції залежить не тільки від джерела магнітного поля, але і від властивостей тих речовин, що у ньому знаходяться. Тому використовують також допоміжну характеристику магнітного поля - *напруженість*. Вона залежить лише від джерела поля і залишається незмінною незалежно від того, яке середовище заповнює поле. Величина напруженості визначається рівнянням:

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

У даному рівнянні \vec{B} – магнітна індукція, μ_0 - магнітна постійна, μ - відносна магнітна проникність середовища. Вона показує, у скільки разів у ньому при одному і тому ж джерелі магнітного поля його індукція більша або менша, ніж у вакуумі.

За своїми характеристиками магнітні поля бувають постійними, змінними і імпульсними.

Дія магнітного поля на провідник з електричним струмом і на рухомий електричний заряд

На провідник, в якому тече електричний струм, магнітне поле діє *сила Ампера*. Її величина залежить от величини магнітної індукції поля \vec{B} і від характеристик провідника. Він може мати різні довжину і форму. Тому для визначення сили Ампера в провіднику виділяють досить малі ділянки dl , які можна вважати прямолінійними і розглядати як вектори, спрямовані в напрямку електричного струму I . Вигляд dl називають *елементом струму*. Для кожного елемента визначають силу Ампера за рівнянням:

$$d\vec{F} = k \cdot I d\vec{l} \cdot \vec{B} \cdot \sin \beta$$

В цьому рівнянні β – кут між елементом струму і вектором магнітної індукції поля.

Сила магнітного поля, що діє на одиночний рухомий електричний заряд, називається *силою Лоренца* F_L . Вона описується наступним рівнянням:

$$\vec{F}_L = q \cdot \vec{v} \cdot \vec{B} \cdot \sin \beta$$

в якому q - величина заряду, \vec{v} - швидкість його переміщення, \vec{B} - магнітна індукція, β - кут між векторами \vec{v} і \vec{B} :

Сила Лоренца завжди перпендикулярна площині, в якій лежать вектори швидкості і магнітної індукції. Ця сила змінює лише напрямок руху частинки, але не її швидкість. Сила Лоренца дає можливість управляти потоками елементарних частинок, зокрема електронів, за допомогою магнітних полів. За їх допомоги можна змінювати напрямок руху пучка електронів і виробляти його фокусування (подібно заломлення світлового променя лінзами). Пристрої, що застосовуються при цьому, називають *електронними лінзами*. Управління потоком електронів за допомогою магнітного поля використовується в багатьох приладах, починаючи з побутових телевізорів і закінчуючи електронними мікроскопами.

Магнітне поле навколо провідника зі струмом

Навколо провідника, по якому тече електричний струм, виникає магнітне поле, індукцію якого в будь-якій точці, розташованій на відстані r від елементу струму $I d\vec{l}$, можна знайти використовуючи закон *Біо-Савара-Лапласа*:

$$\vec{B} = \frac{\mu_0 \cdot \mu}{4\pi} \cdot \frac{I \cdot d\vec{l} \cdot \sin \alpha}{r^2}.$$

Магнітний момент. Магнітні властивості тіл

Припустимо, електричний струм тече по замкненому контуру (рис.12.2) і породжує магнітне поле, яке залежить від сили струму I в контурі і площі S , яку охоплює контур. Його характеристикою є *магнітний момент* P_m :

$$P_m = I S.$$

Магнітний момент - векторна величина. Він спрямований перпендикулярно площині контуру і пов'язаний з напрямком сили струму правилом правого гвинта. При розміщенні такого контуру в магнітному полі, він обертається під дією магнітних сил до тих пір, поки вектор його

магнітного моменту і вектор магнітної індукції поля не співпадуть у напрямку.

Поняття магнітного моменту є важливим для пояснення магнітних властивостей різних речовин. У всіх них змінюється стан в магнітному полі. З цієї точки зору усі речовини називають *магнетиками*. Їх магнітні властивості залежать від будови атомів і молекул.

Існує спрощена планетарна модель атому, згідно якій кожен електрон рухається в атомі по своїй орбіті. Цей рух електрона, який має елементарний негативний заряд, можна розглядати як електричний струм у замкнутому контурі. Кожен електрон має *орбітальний магнітний момент* $p_{m.орб.}$:

$$p_{m.o.o} = \frac{e \cdot v \cdot r}{2}$$

e – заряд електрону, v – швидкість його руху, r – радіус орбіта лі.

Крім орбітального магнітного моменту електрон має також *власний магнітний момент*, який називається спіновим P_{ms} .

Власні магнітні моменти мають також інші елементарні частинки атому - протони і нейтрони, які утворюють ядро. Магнітні моменти цих частинок складають магнітний момент ядра.

Магнітний момент атома в цілому дорівнює векторній сумі магнітних моментів його ядра і всіх електронів, які утворюють його оболонку. Таким же чином магнітний момент молекули дорівнює векторній сумі магнітних моментів атомів, що входять до її складу.

Усі речовини, поміщені в магнітне поле, набувають магнітних властивостей, тобто намагнічуються. За своєю здатністю намагнічуватися речовини діляться на три класи: *діамагнетики*, *парамагнетики* і *ферромагнетики*.

До *діамагнетиків* відноситься більшість речовин, зокрема багато хімічних елементів (водень, вуглець, фосфор, сірка, золото, мідь та ін.), а також вода й переважна частина органічних сполук. У діамагнетиків за відсутності зовнішнього магнітного поля орбітальні, спінові та ядерні магнітні моменти взаємно компенсуються. Внаслідок цього сумарні магнітні моменти атомів і молекул діамагнетиків дорівнюють нулю. При розміщенні їх у зовнішньому магнітному полі в атомах виникають магнітні моменти, спрямовані протилежно зовнішньому полю, магнітна індукція якого внаслідок цього зменшується. Відносна магнітна проникність діамагнетиків

менше одиниці. При видаленні діамагнетиків із зовнішнього поля індуковані магнітні моменти атомів зникають, і діамагнетик розмагнічується.

До *парамагнетиків* відноситься ряд елементів (азот, кисень, алюміній та ін.). У парамагнетиків орбітальні, спінові та ядерні магнітні моменти не компенсують один одного, і тому їх атоми мають магнітні моменти, відмінні від нуля. При відсутності зовнішнього магнітного поля, магнітні моменти окремих частинок парамагнетика орієнтовані безладно. Внаслідок цього речовина в цілому не має магнітних властивостей. При розміщенні парамагнетика в зовнішньому магнітному полі, магнітні моменти його атомів орієнтуються переважно в напрямку цього поля, і воно посилюється. Відносна магнітна проникність парамагнетиків більше одиниці. В частинках парамагнетиків, поміщених у магнітне поле, виникає також діамагнітний ефект, але він не проявляється на тлі більш сильного парамагнітного ефекту.

До *феромагнетиків* відносяться метали: залізо, кобальт, нікель та ін. Для них характерна здатність у багато разів підсилювати зовнішнє магнітне поле. Відносна магнітна проникність феромагнетиків значно більше одиниці. Крім того, вона непостійна і залежить від напруженості зовнішнього магнітного поля. Особливості феромагнетиків пояснюються тим, що у них є великі мимовільно намагнічені області, які називаються *доменами*.

Біологічні молекули в значній більшості є діамагнетиками. Однак в біологічних тканинах виявлені також парамагнетики, прикладами яких є вільні радикали, і феромагнітні частинки.

Вплив магнітних полів на організм людини

Магнітні поля, які існують в навколишньому середовищі, бувають *природними* і *штучними*. Природне магнітне поле – це *геомагнітне поле* Землі. Його характеристики коливаються у зв'язку зі сонячною активністю. Штучні магнітні поля – *техногенні* магнітні поля, які виникають у навколишньому середовищі в результаті виробничої діяльності людини, і магнітні поля, які створюють в медичних приладах для терапевтичних впливів на організм або діагностики стану його органів (наприклад, в МРТ-томографії).

Земля має власну магнітної оболонкою - *магнітосферу*. Сучасна теорія пов'язує її походження з електричними струмами в зовнішньому ядрі Землі на глибині 2900-5100 км (рис. 12.2). Індукція геомагнітного поля становить в середніх широтах близько 50мкТл. Південний магнітний полюс Землі

розташований поблизу північних кордонів Канади, а північний магнітний полюс - поблизу південного географічного полюса, на краю Антарктиди.

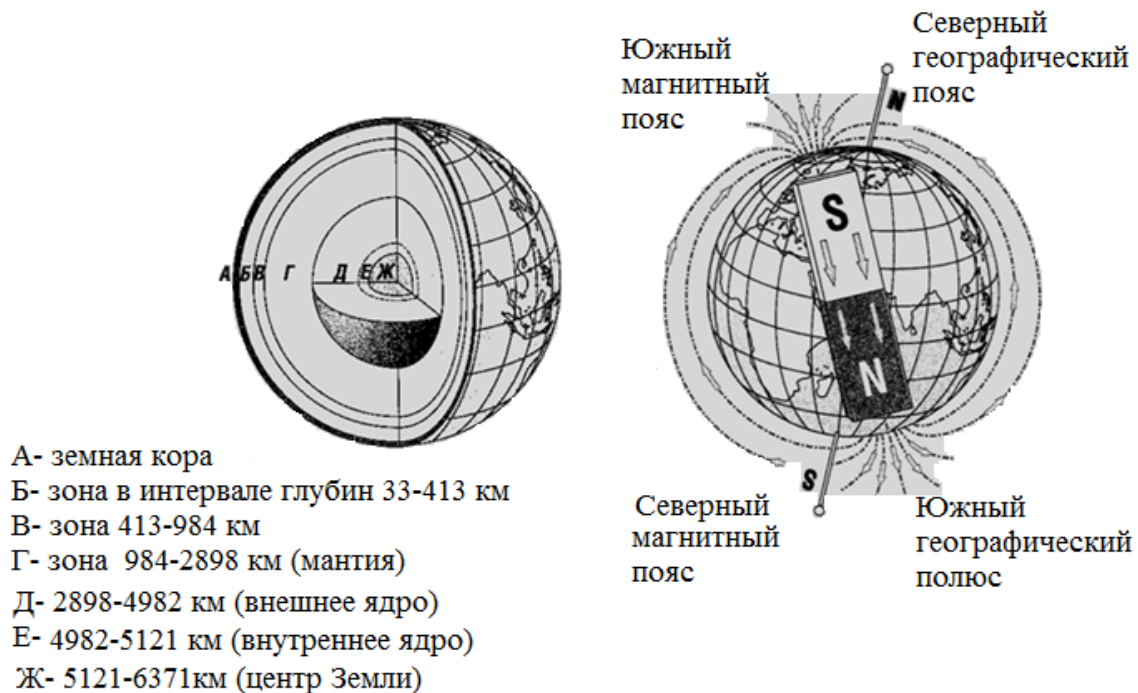


Рис. 12.2. Природні магнітні поля

Характеристики геомагнітного поля не завжди стабільні. Найбільші їх зміни називають *магнітними бурями*, які виникають під час спалахів сонячної активності і пов'язані з впливом сонячного вітру. Він утворений двома типами випромінювань Сонця. Перше з них, *електромагнітне випромінювання* складається з електромагнітних хвиль рентгенівського, ультрафіолетового, видимого і інфрачервоного частотних діапазонів. Другою складовою сонячного вітру є *корпускулярне випромінювання*, яке утворено нейтральної плазмою (позитивними іонами гелію і гідрогену і електронами) і сонячними космічними променями (частинками високих енергій, які вивільняються під час сонячних спалахів).

В періоди помірної сонячної активності магнітосфера Землі ефективно захищає планету від сонячного вітру. При спалахах на Сонці магнітосфера «стискається», що призводить до виникнення магнітних бур.

В даний час доведено роль геомагнітного поля як екологічного фактору в життєдіяльності організмів. В процесі еволюції вони пристосувалися до

варіацій магнітного поля Землі. Вважають, що для здорового організму вони безпечні і мають певне інформаційне значення.

Однак проблема впливу на здоров'я людей сильних магнітних бур має медичне значення. Статистичними методами доведено у періоди збільшення сонячної активності відбувається зростання частоти нещасних випадків і травматизму на транспорті та у виробництві, що можна пояснити високою чутливістю нервової системи до дії електромагнітних факторів. Показано, що магнітні бурі викликають погіршення загального самопочуття людей, збільшення числа серцевих нападів, інсультів, нападів епілепсії, психічних порушень і т.д.

Медичне значення також має проблема впливу на здоров'я людей техногенних магнітних полів. Такі поля створюються високовольтними лініями електропередач, електрифікованим транспортом, промисловими і побутовими електротехнічними приладами і т.д. Техногенні поля характеризуються набагато більшою інтенсивністю, ніж геомагнітне поле, і нерівномірною локалізацією в просторі. Вони можуть перевищувати варіації геомагнітного поля в тисячу і більше разів. Тому негативні наслідки впливу техногенних магнітних полів можуть бути дуже істотними.

Біофізичні механізми впливу магнітних полів на біологічні об'єкти

Механізми дії магнітних полів на живі організми вивчені недостатньо. Певний прогрес в цій області був досягнутий в дослідках, проведених на міграційних тваринах. Відомо кілька десятків видів тварин - птахів, ссавців, земноводних, які можуть користуватися магнітним полем Землі для навігації і переміщатися з високою точністю на великі відстані.

Відомо, що в мозку і у рясно іннервованій гратчастій кістці черепа у птахів були знайдені кристали магнетиту, які утворюють типові для цього мінералу ланцюжки (рис. 12.3). Зовнішні магнітні поля здатні впливати на ці феромагнітні частинки. Однак структури, що включають кристали магнетиту, не можуть бути визнані магніторецепторами, оскільки не встановлені нервові шляхи, які б передавали інформацію від таких Структур в нервові центри, і не виявлені конкретні рефлекторні реакції організму, які були б обумовлені їх активацією.

В дослідженнях на одному з видів птахів отримано, що в сітківці їх ока містяться молекули білків - кріптохроми, чутливі до впливу магнітного поля. Кріптохром існує в двох формах. Під дією світла він переходить з однієї

форми в іншу. Їх співвідношення залежить від орієнтації молекул кріптохрома, яка може змінюватись під впливом магнітного поля. Нервові шляхи пов'язують сітківку ока з областю мозку, яка несе відповідальність за орієнтацію цих птахів за геомагнітним полем.



Рис. 12.3 Кристали біогенного магнетиту

Тканини організму людини, в основному, утворені діамагнітними речовинами (вода і практично всі органічні речовини). Однак в них існують і парамагнітні частинки (вільні радикали). Магнітні поля змінюють властивості діамагнітних і парамагнітних атомів і молекул. Ці зміни називають *діамагнітними і парамагнітним ефектами*. Припускають, що вони можуть бути основою впливу магнітних полів на більш складні структури надмолекулярного рівня (наприклад, мембрани, органели клітин та ін.), на клітини, тканини, органи і їх системи та організм в цілому. Показана чутливість до магнітних полів таких біологічно важливих молекул як ДНК, РНК, АТФ, багатьох ферментів. Така чутливість може бути основою біологічної ефективності магнітного впливу.

Великий інтерес викликають дослідження дії магнітних полів на воду. Показано, що їх вплив призводить до зменшення кількості водневих зв'язків між окремими молекулами води, більшість з них стає поодинокими. Така вода більш активно вступає в реакції і ліпше розчиняє речовини, ніж звичайна вода. Вона краще проникає через мембрани клітин.

Магнітні поля можуть також впливати на тканини організму, здійснюючи силовий вплив на рухливі іони. Змінні і імпульсні поля викликають появу індукційних струмів. Цей механізм дії магнітних полів на біологічні тканини називають *механізмом викликаних струмів*. Слабкі магнітні поля викликають в біологічних тканинах мікрівібрації і

мікроструми іонів, що змінює швидкість метаболічних процесів, проникність мембран клітин, швидкість доставки реагентів в клітину і т.п. Магнітні поля більшою напруженості можуть викликати індукційні струми, сила яких перевищує порогові значення для збудження нервових, м'язових і залізистих клітин організму.

Ефективність дії магнітного поля визначається його напруженістю і зростає в ряду постійне-змінне-імпульсне поле.

Застосування магнітних полів з лікувальною метою

На рис. 12.4 показана відносна чутливість систем органів до впливу магнітних полів. Вона залежить від електричних і магнітних властивостей тканин, які утворюють органи даної системи. Велике значення мають також особливості в них кровообігу, інтенсивність метаболізму і стан нервової регуляції їх активності.

Зрозуміло, що найбільш чутливими системами є нервова, серцево-

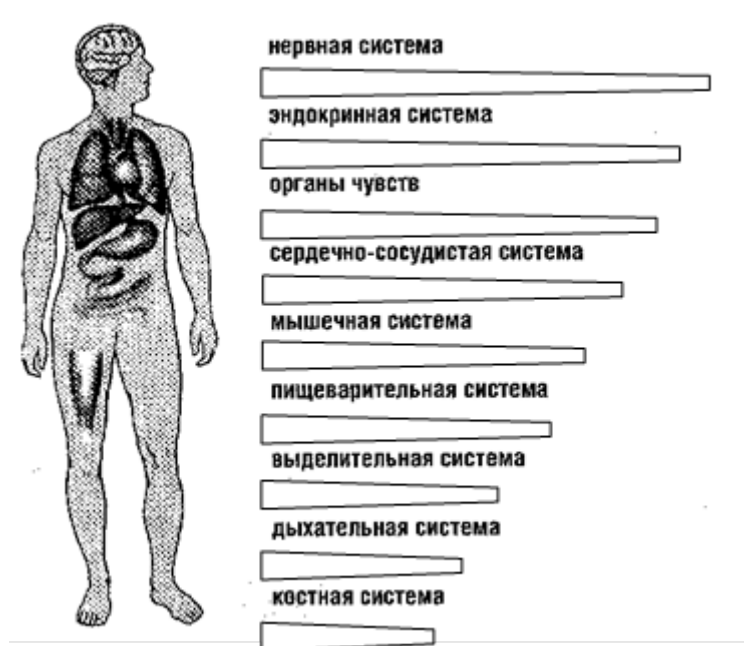


Рис. 12.4 Відносна чутливість систем органів людини до впливу магнітних полів

судинна, м'язова системи і органи відчуття, які здійснюють функціональну активність завдяки електричним явищам. Велика чутливість ендокринної системи може бути зумовлена впливом магнітних полів на головний мозок, де розташовані вищі центри гормональної регуляції.

Магнітотерапією називається один з методів фізіотерапії, коли на тіло пацієнта дистанційно впливають постійним або змінним низькочастотним магнітним полем. При цьому не відбувається виділення тепла в тканинах. Для проведення магнітотерапії використовують постійні магніти (магнітопласти) і котушки індуктивності. На них подається змінна електрична напруга, яке викликає появу змінного магнітного поля, яке є більш ефективним, ніж постійне.

Магнітотерапія, застосовувана місцево, має виражену протизапальну, знеболюючу, протинабрякову дію. На системному рівні найчастіше використовують дію магнітних полів на центральну нервову систему, обмін речовин, функції крові та імунні процеси.

Одним із сучасних методів лікування і діагностики, в якому використовується магнітне поле, є *магнітостимуляція*. Імпульсний електричний струм високої сили пропускають через котушку індуктивності, яка знаходиться поблизу тіла пацієнта. У ній виникає магнітне поле, яке індукує в тканинах електричний імпульс. Його сила може бути достатньою для збудження нервових і м'язових клітин. Магнітостимуляцію застосовують для діагностичного дослідження збудливості нервової і м'язової систем, а також для лікування низки захворювань.

Магнітні поля тіла людини

Виникнення магнітних полів в тілі людини пов'язано з процесами збудження в нервових і м'язових клітинах, що складають певні структури і органи, а також з рухом струмопровідних рідин (кров, лімфа).

Життєдіяльність збудливих клітин пов'язана з виникненням електричних струмів, які породжують магнітні поля. Вони у багато разів слабкіше геомагнітного поля, а також техногенних магнітних полів, однак можуть бути зареєстровані дистанційно за допомогою спеціальних високочутливих датчиків. Клінічне значення мають методи реєстрації магнітних полів серця і головного мозку.

Магнітокардіографія (МКГ) - метод дослідження серцевої діяльності, який заснований на реєстрації магнітного поля серця. МКГ відображає ті ж процеси в серці, що і ЕКГ - різні фази збудження серцевих клітин в передсердях і шлуночках. За формою МКГ нагадує ЕКГ (рис.12.5).

Магнітокардіографія, на відміну від ЕКГ, є безконтактним методом і не потребує накладення електродів (рис. 12.6). Величина індукції магнітного

поля серця дуже мала. Для реєстрації МКГ використовують СКВІД - надпровідні квантові інтерференційні датчики, дія яких заснована на законах квантової механіки. Існує стандартна сітка позицій над поверхнею грудної клітини, в яких реєструють МКГ. Комп'ютерні програми дозволяють обробляти вимірювання магнітного поля у великій кількості точок (до 64), а також пригнічувати зовнішні магнітні поля.

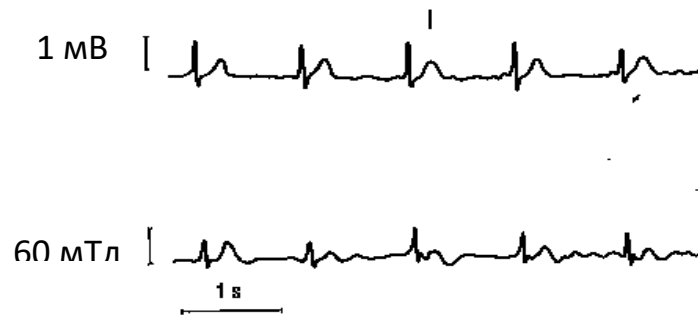


Рис. 12.5 Електрокардіограма в І стандартному відведенні (зверху) і магнітокардіограма (знизу)

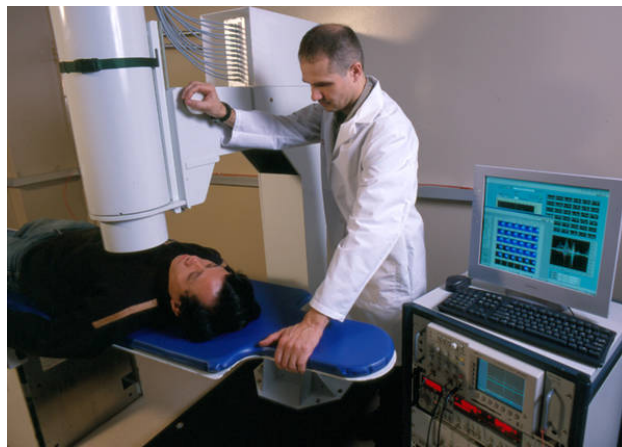


Рис. 12.6 Реєстрація магнітокардіограми

МКГ має ряд переваг в порівнянні з ЕКГ. Електрокардіограма відображає тільки ті вектори електричного поля, які спрямовані в бік електрода відведення, але не перпендикулярно. Тому можуть існувати ділянки серцевого м'яза, стан яких не відображається на ЕКГ. МКГ дає більш детальну інформацію. Крім того, ЕКГ реєструє різницю потенціалів на поверхні тіла, тоді як МКГ вловлює електричні струми всередині серцевого м'яза. Вона має підвищену чутливість до слабких сигналів у порівнянні з ЕКГ

і високою роздільною здатністю до локалізації джерел патологічної електричної активності.

МКГ чутлива до порушень кровообігу в серцевому м'язі при стенокардії не тільки при фізичному навантаженні, а і в стані спокою. Можна відзначити також застосування МКГ для дослідження серцевої діяльності плода у внутрішньоутробному періоді. Показання знімаються через черевну стінку матері. Цей метод сприяє ранній діагностиці вроджених захворювань серця плода.

Магнітоенцефалографія (МЕГ) - метод вимірювання і візуалізації надслабких магнітних полів головного мозку. Вони виникають в результаті електричної активності нервових клітин і відображають функціональний стан певних відділів головного мозку.

Метод МЕГ безконтактний (рис. 12.7). Датчики розташовуються на відстані приблизно 1 см від поверхні голови. Магнітне поле головного мозку має невелику індукцію, величина якої має порядок 10^{-15} Тл. Воно значно слабкіше зовнішніх техногенних полів. Тому при реєстрації МЕГ використовують спеціальні магнітоскрануючі камери.

Перевагою методу МЕГ є те, що череп і мозкові оболонки мало впливають на величину сигналів. Це дозволяє реєструвати активність не тільки поверхневих, але й більш глибоких шарів кори головного мозку. Важливо і те, що реєстрацію можна проводити від більшого числа точок, ніж при застосуванні електроенцефалографії (ЕЕГ). Тому МЕГ використовують для виявлення невеликих зон патологічної активності, наприклад, при епілепсії, перед проведенням операції.



Рис. 12.7 Реєстрація магнітоенцефалограми

Контрольні питання:

1. Вкажіть джерела магнітного поля.
2. Охарактеризуйте силові характеристики магнітного поля: магнітну індукцію і напруженість.
3. Опишіть сили, якими діє магнітне поле на поодинокий рухомий заряд і провідник зі струмом.
4. Що дозволяє вчислити закон Біо-Савара-Лапласа?
5. Охарактеризуйте магнітний момент атому.
6. Що таке діамагнетики і парамагнетики? Які магнітні властивості мають біологічні тканини?
7. Опишіть механізми впливу магнітного поля на організм людини.
8. Обґрунтуйте різну чутливість систем органів до дії зовнішніх магнітних полів.
9. Опишіть методи магнітотерапії і магнітостимуляції.
10. Охарактеризуйте магнітокардіографію і магнітоенцефалографію.

Оберіть правильну відповідь:

1. Магнітне поле відрізняється від електричного тим, що воно:
А. чинить силовий вплив на електричні заряди
Б. діє тільки на рухомі електричні заряди
В. може бути представлено силовими лініями
Г. може бути використано у медичній практиці
Д. може бути зареєстровано за допомогою приладів
2. Одиницю вимірювання силової характеристики магнітного поля служить:
А. Кулон Б. Ампер В. Генри
Г. Тесла Д. Фарад
3. Магнітне поле діє на рухомий електричний заряд силою:
А. Паскаля Б. Біо-Савара-Лапласа В. Лоренца
Г. Ампера Д. Ньютона
4. Сила Лоренца застосовується в такому приладі:
А. електронний осцилограф
Б. електронний стимулятор

- В. електронний мікроскоп
- Г. електронний генератор
- Д. електронний підсилювач

5. Одиницю вимірювання напруженості магнітного поля служить:

- А. Кулон
- Б. Вебер
- В. Ампер/метр
- Г. Тесла
- Д. Вольт/метр

6. Основний вклад в магнітний момент атома вносять магнітні моменти:

- А. тільки протонів ядра
- Б. тільки нейтронів ядра
- В. протонів і нейтронів
- Г. неспарених електронів
- Д. спарених електронів

7. Атоми таких речовин у зовнішньому магнітному полі набувають магнітного моменту, спрямованого проти цього поля:

- А. діелектрики
- Б. провідники
- В. діамагнетики
- Г. парамагнетики
- Д. феромагнетики

8. Вода і більшість органічних речовин за магнітними властивостями є:

- А. феромагнетиками
- Б. діамагнетиками
- В. парамагнетиками
- Д. діелектриками
- Г. напівпровідниками

9. В цьому методі використовують дію імпульсних магнітних полів на органи:

- А. магнітокардіографія
- Б. магнітоенцефалографія
- В. магнітотерапія
- Д. магнітостимуляція
- Г. магнітографія

10. Найбільш ефективно діє на органи і тканини тіла людини магнітне поле певної напруженості, якщо воно:

- А. постійне
- Б. змінне
- В. імпульсне
- Г. вихрове

13. ЕЛЕКТРОННІ СТИМУЛЯТОРИ. ЕЛЕКТРОФІЗІОТЕРАПІЯ

Фізіологічна дія електричного струму на біологічні тканини

Фізіологічна дія електричного струму на біологічні тканини проявляється у збудженні нервових і м'язових клітин. Він є природним (адекватним) подразником для них, оскільки в звичайних умовах життєдіяльності їх плазматична мембрана при активації генерує і передає саме електричні імпульси - потенціали дії.

Характер впливу штучного електричного подразнення на збудливі клітини залежить від виду струму і його параметрів. Постійний струм, який не виходить за допустимі межі, має порівняно слабку подразнюючу дію, оскільки відбувається швидке пристосування до нього (акомодація). Електричні імпульси є ефективними подразниками збудливих клітин.

Електричним імпульсом називається швидке коливання напруги або сили електричного струму. Вони можуть мати різну форму (прямокутні, синусоїдальні, пілкоподібні та ін.). Електричні імпульси широко використовуються в медичній практиці. Їх застосовують в електронних стимуляторах різного призначення і фізіотерапевтичних приладах. Найчастіше використовуються електричні імпульси синусоїдальної і прямокутної форми.

Найбільш ефективно збудливі клітини подразнюють прямокутні електричні імпульси, оскільки вони характеризуються швидким наростанням сили струму. При електростимуляції збудження виникає під катодом, де відбувається деполяризація плазматичних мембран. Потенціал дії (ПД) виникає, якщо вона досягає критичного рівня.

Подразнююча дія електричних імпульсів залежить від їх амплітуди і тривалості. Для збудження нервової і м'язової клітин електричний імпульс повинен мати амплітуду, яка перевищує *порог збудження* – мінімальну силу струму, достатню для виникнення ПД. Крім того, електричний імпульс повинен мати також деяку мінімальну тривалість.

Зв'язок між порогом збудження і мінімальною тривалістю імпульсу описує *закон Вейса-Ланіка-Хорвега* (рис.13.1):

$$I_{\min} = \frac{a}{t} + b$$

де I_{\min} - порогова сила струму, t - тривалість його дії, a , b - коефіцієнти, обумовлені властивостями плазматичної мембрани збудливих клітин.

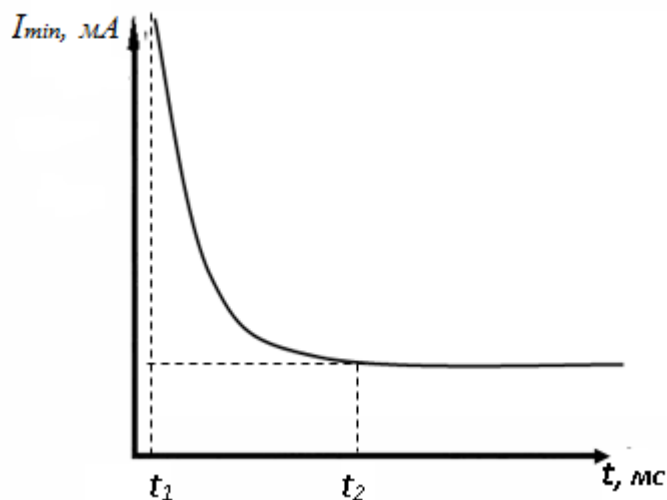


Рис. 13.1 Залежність між пороговою силою електричного струму і тривалістю його дії

На графіку рис. 13.1 видно, що при дуже малій тривалості електричних імпульсів (t_1) електричний струм може досягти великої сили, не досягаючи порогу збудження. Це пов'язано з тим, що такий короткий імпульс не встигає викликати переміщення іонів натрію через мембрану, яке достатньо для виникнення критичного рівня деполяризації. Він досягається при збільшенні тривалості імпульсу. По мірі її зростання порогова сила струму зменшується, досягаючи мінімуму при тривалості імпульсу t_2 .

Електронні стимулятори

Електронні стимулятори – це прилади, які використовують для підтримки і нормалізації функцій певних органів, до складу яких входять збудливі клітини. Їх стимуляцію проводять за допомогою електричних імпульсів. Найбільш розвинена електрична стимуляція серця.

У нормальних умовах серце збуджується автоматично. В ньому видозмінені м'язові клітини: вузлів, що здатні автоматично генерувати потенціали дії, і провідної системи. В нормі ПД виникають ритмічно в синоатріальному вузлі, розташованому в стінці правого передсердя. Потенціали дії поширюються через провідну систему на клітини робочого міокарду передсердь та досягають атріовентрикулярного вузлу. Він знаходиться в перегородці між передсердями і шлуночками. Від атріовентрикулярного вузла збудження проходить по пучку Гіса, його ніжкам і через волокна Пуркін'є ПД передається на робочий міокард шлуночків.

Виникнення і проведення імпульсів збудження в провідній системі серця може бути сповільнене або навіть повністю порушене в результаті певних патологічних процесів (блокада серця). У цьому випадку виникають показання до застосування електронних стимуляторів серця (серцевих ритмоводіїв) з метою нормалізації його скорочень.

Існують стимулятори, призначені для короткочасного застосування під час операцій на відкритому серці або в післяопераційному періоді. Такі стимулятори представляють собою генератори прямокутних імпульсів, частоту і амплітуду яких можна регулювати. На певний час стимулюючий електрод вводять в серце через кровоносні судини, а генератор імпульсів (стимулятор) залишається зовні.

При необхідності постійного застосування в тіло пацієнта вживлюють хірургічним шляхом мініатюрний кардіостимулятор (рис. 13.2) Його корпус виготовляють з металу, біологічно сумісного з тканинами, який забезпечує захист електронних ланцюгів для їх безперебійної роботи. Стимулятор має автономне джерело живлення, розрахований на термін в декілька років, який забезпечує енергією електронні схеми приладу. Тривалість імпульсів відповідає 1,0-1,2 мс, їх амплітуда складає 5,0 – 5,5 В.

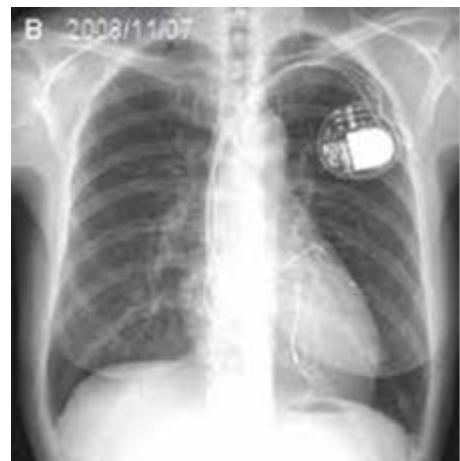


Рис. 13.2 Кардіостимулятор для імплантації

Кардіостимулятори для імплантації першого покоління генерували імпульси збудження з постійною частотою, яка встановлювалася перед операцією і не могла бути змінена в процесі роботи стимулятора (*асинхронні кардіостимулятори*). Стимуляція здійснювалася незалежно від можливостей серця періодично самотійно генерувати потенціали дії.

Надалі були розроблені *синхронні стимулятори*, які забезпечують тонку регуляцію роботи серця. Вони містять складні логічні електронні схеми або мікропроцесори. Існує два типи синхронних кардіостимуляторів: очікуючий і передсердно-синхронний.

Очікуючий кардіостимулятор реєструє комплекс зубців *QRS* електрокардіограми пацієнта. Прилад залишається в режимі очікування і не генерує електричні імпульси, доки комплекс *QRS* виникає з нормальною частотою. Кардіостимулятор починає генерувати імпульси лише в тому випадку, коли природна частота збудження серця стає нижче певного критичного рівня. Таким чином, кардіостимулятор працює синхронно з потребами організму.

Передсердно-синхронний кардіостимулятор має більш складний устрій. Він сконструйований для заміни заблокованої провідної системи серця. Електричний сигнал, який відповідає збудженню передсердь (зубець Р електрокардіограми), реєструється розміщеним у ньому електродом. Цей сигнал використовується для запуску кардіостимулятора, який після необхідної затримки (вона існує в здоровому серці) подає електричний імпульс на шлуночки.

В наступному поколінні кардіостимуляторів частота імпульсів регулюється в залежності від потреб організму в адекватному кровообігу. Такі кардіостимулятори мають блоки управління, які отримують інформацію від датчиків, що вимірюють температуру крові, насичення крові киснем, частоту дихання, зміни внутрішньосерцевого об'єму тощо. Всі перераховані показники міняються залежно від фізичного навантаження, стану різних систем органів. Інформацію про це реєструють датчики, сигнали яких змінюють частоту роботи кардіостимулятора, адекватно ситуації.

При невідкладному стані, який називається фібриляцією шлуночків серця, використовуються *дефібрилятори*. В нормі під час систоли всі клітини шлуночків активуються практично синхронно. В умовах патології може виникнути фібриляція шлуночків - порушення синхронізації, коли збудження і скорочення окремих клітин не збігаються за часом. Серце при цьому не здатне здійснювати нормальні скорочення, і це призводить до припинення кровообігу.

Дефібрилятори - це спеціалізовані прилади, які призначені для усунення фібриляції шлуночків за допомогою електричних імпульсів.

Пристрій дефібрилятора включає конденсатор, який заряджається до високої напруги і розряджається через грудну клітку пацієнта. Імпульс тривалістю 5-10 мілісекунд має велику амплітуду. Нанесення його на тіло пацієнта сприяє синхронному збудженню (з подальшим скороченням) кардіоміоцитів шлуночків. Цей процес відбувається майже незалежно від фази збудження, в якій кожна з серцевих клітин перебувала до подачі потужного імпульсу від дефібрилятора. Припинення фібриляції (дефібриляція) допомагає відновити нормальні скорочення серцевого м'яза і врятувати життя пацієнта.

Існує також типи стимуляторів, призначені для збудження скелетних м'язів - *міостимулятори*. Їх застосовують у випадках, коли із-за відсутності рухів в результаті тимчасового паралічу розвивається атрофія м'язів, наслідком чого є зменшення м'язової маси. Електрична стимуляція підтримує їх скоротливу здатність і забезпечує нормалізацію в них обміну речовин. Пацієнти з пошкодженням спинного мозку можуть за допомогою функціональної електричної стимуляції м'язів відновити деякі найпростіші їх функції. Більшість м'язових стимуляторів представляє собою генератори електричних імпульсів, амплітуда яких модулюється, тобто змінюється заданим чином у часі. Зазвичай використовують імпульси тривалістю 1 мс при силі струму від 2 до 20 мА.

Електрична стимуляція шкіри застосовується для знеболення. Така стимуляція пригнічує передачу больовий інформації в спинний мозок. У електронних стимуляторах шкіри застосовують різноманітні форми імпульсів: від прямокутних монофазних до двофазних різної амплітуди, тривалості і частоти. Їх параметри змінюються в широкому діапазоні: від 2 до 60 і 50 мА, а частота стимуляції – від 2 до 200 імпульсів/с.

Електрофізіотерапія

У медичній практиці застосовуються різні види електрофізіотерапії. Використовується постійний або змінний електричний струм, в безперервному або імпульсному режимі, а також електричне і магнітне поле. Методи лікування постійним струмом: гальванізація та лікувальний електрофорез були описані вище.

Методики застосування змінного струму (полів) в фізіотерапії поділяються на низькочастотні та високочастотні. Ці два види фізіотерапії істотно розрізняються за характером лікувального впливу та показаннями до застосування.

Апарати низькочастотної фізіотерапії здатні викликати збудження чутливих нервових закінчень шкіри, нервів і м'язів. Це пов'язано з тим, що частота генерованих цими апаратами електричних імпульсів порівняно невелика, а тривалість кожного з них (вона є величиною, зворотною частоті) достатня для того, щоб викликати збудження клітин. Силу струму при використанні методик низькочастотної терапії підбирають таким чином, щоб викликати у пацієнта лише відчуття легкого поколювання шкіри.

Апарати високочастотної фізіотерапії генерують імпульси, частота яких перевищує мільйон герц. Тривалість кожного з таких імпульсів недостатня для збудження клітин навіть при досить значній силі струму. Так у випадку використання синусоїдальних коливань частотою 1 МГц тривалість кожного з них становить одну мікросекунду. За такий малий час переміщення іонів в збудливих клітинах невеликі. Завдяки синусоїдальній формі електричних коливань іони протягом періоду дії струму переміщуються по черзі в протилежні сторони. Тому деполяризація мембран не досягає критичної величини. Внаслідок цього можна використати силу струму, достатню для нагрівання тканин організму, без якої-небудь збуджувальної дії. В основі терапевтичної дії методів високочастотної фізіотерапії - тепловий ефект.

Низькочастотна фізіотерапія

Діадинамотерапія – це метод впливу на організм струмом низької частоти – 50 і 100 Гц. Імпульси мають полусинусоїдальну форму з експоненціальним заднім фронтом (струми Бернара). Амплітуду сили струму можна періодично змінювати (модулювати). Він активує велику кількість рецепторів у шкірі, за рахунок чого має болезаспокійливий ефект, активує кровообіг і стимулює обмінні процеси в тканинах.

Ампліпульстерапія – метод низькочастотної фізіотерапії, в якому використовують синусоїдальні коливання частотою 5 кГц (несуча частота). Вони модулюються низькочастотними електричними коливаннями (до 150 Гц), в результаті чого їх амплітуда плавно підвищується і знижується (рис. 13.3). Застосування електричних коливань несучої частоти сприяє зниженню емісного опору біологічних тканин, а використання модуляції підвищує стимулюючу дію цих коливань. Її можна посилювати, збільшуючи глибину модуляції.

Ампліпульстерапія служить для стимуляції рецепторів, чинить

болезаспокійливу дію, а у випадку використання випрямлених імпульсів може застосовуватися для введення лікарських речовин методом електрофорезу.

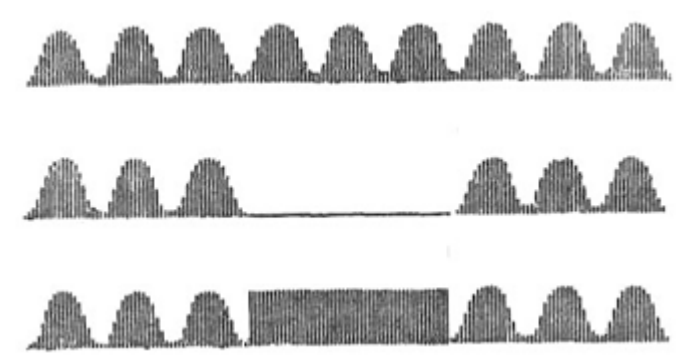


Рис. 13.3 Види струмів при ампліпульстерапії

Високочастотна фізіотерапія

Дарсонвалізація - метод впливу на шкіру або слизові оболонки слабкими високочастотними електричними розрядами (рис. 13.4).

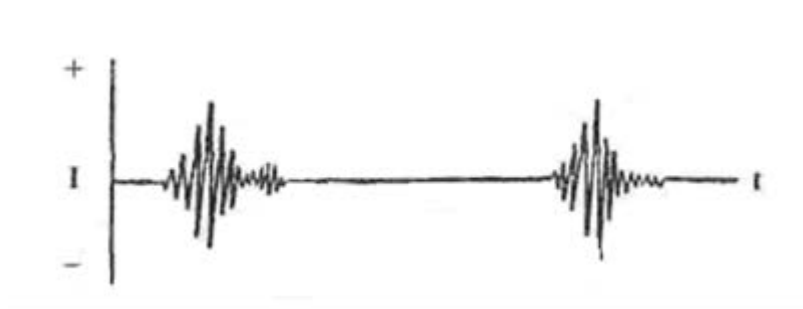


Рис. 13.4 Форма імпульсів, що використовуються при дарсонвалізації

Для дарсонвалізації застосовують спеціальні скляні електроди. Між ними і шкірою виникають розряди. Вони чинять на неї легку подразнюючу дію. Застосовують синусоїдальний струм частотою 110 кГц високої напруги. Сила його дуже мала ($0,02 \text{ мА}$), і тому він не викликає теплового ефекту.

Для глибокого прогрівання тканин використовують інші методи високочастотної фізіотерапії, в яких застосовують струм високої частоти ($0,2 - 30 \text{ МГц}$), ультрависокої частоти ($30 - 300 \text{ МГц}$) і надвисокої частоти (понад 300 МГц).

Діатермія – це метод глибокого прогрівання тканин за допомогою електричного струму високої частоти. Ефект досягається пропусканням через

тіло пацієнта струму частотою $1 - 2 \text{ МГц}$, який не викликає в тканинах будь-якої подразнюючої дії. Завдяки застосуванню металевих електродів без прокладок сила струму може досягати $1,0 - 1,5 \text{ А}$, що забезпечує виділення великої кількості теплоти. Однак безпосередній контакт з електродами не є в повній мірі безпечним, і тому діатермія майже не застосовується в даний час в якості методу фізіотерапії.

Діатермія має значення як метод *електрохірургії*, в якому теплота, яка виділяється в тканинах під дією струму, використовується для їх розтину та коагуляції. Для забезпечення високої густини струму активний електрод має малу площу. Пасивний електрод має велику площу і служить лише провідником струму. При *електротомії* активний електрод має форму скальпеля. На його лезі густина струму настільки висока, що під його дією внутрішньоклітинна рідина випаровується, а тканини розсікаються. При цьому відбувається згортання крові в дрібних судинах. При видаленні злоякісної пухлини застосування електроектомії перешкоджає поширенню злоякісних клітин. Електрокоагуляцію застосовують для видалення надлишку тканини, наприклад, поліпів. При цьому використовують активний електрод у формі петлі або кульки.

Індуктотермія – це метод електрофізіотерапії, в ході якого на тіло пацієнта впливають високочастотним або ультрависокочастотним електромагнітним полем. Переважне дію має магнітне поле, яке виникає навколо витків спеціальної котушки (індуктора) при проходженні через неї струму високої частоти (рис. 13.5).



Рис. 13.5 Індуктотермія

Цей метод не потребує контакту електродів з тілом пацієнта і завдяки своїй безпеці і надійності знаходить широке застосування. В основі методу індуктотермії лежить явище електромагнітної індукції. Змінне магнітне поле збуджує в прилеглих тканинах індукційні вихрові струми. Електрична енергія розсіюється в тканинах у вигляді тепла. Вихрові струми найбільш інтенсивні в тканинах, що відрізняються значною електропровідністю. Тому максимальне виділення тепла відбувається в рідких середовищах організму і паренхіматозних органах (м'язи, печінка та ін). Індуктотермія має болезаспокійливу, протизапальну, судинорозширювальну дію.

Ультрависокочастотна (УВЧ)-терапія - метод впливу на організм електромагнітним полем високої або ультрависокої частоти (40,68 МГц). На відміну від індуктотермії, в УВЧ-терапії діє, в основному, електричне поле. Її проводять, розміщуючи відповідну область тіла між плоскими електродами, які утворюють подобу конденсатору (рис. 13.6).



Рис. 13.6 УВЧ- і НВЧ -терапія

До електродів підключений терапевтичний коливальний контур апарату, який з метою дотримання заходів безпеки повністю ізолюваний від частин приладу, з'єднаних з ланцюгом живлення. Вони діють на апарат тільки завдяки індукційному зв'язку. Таким чином, УВЧ-терапія, як і індуктотермія, є безконтактним методом.

Під впливом електричного поля ультрависокої частоти в тканинах, що мають відносно високу електропровідність, виникає змінний електричний струм, обумовлений рухом іонів. Його енергія розсіюється у вигляді тепла. Однак воно виділяється також в тканинах, що мають високий електричний

опір, які близькі до діелектриків (кісткова, жирова та ін). Це пояснюється наявністю в таких тканинах великої кількості молекул-диполів. Електричне поле змушує їх орієнтуватися за напрямом силових ліній поля. Він коливається з високою або ультрависокою частотою, молекули-диполі здійснюють механічні коливання з такою ж частотою. Їх енергія перетворюється в теплову енергію, в результаті чого в кістковій і жировій тканинах також відбувається виділення значної кількості тепла.

Надвисокочастотна (НВЧ) - терапія представляє собою вплив на організм електромагнітними хвилями надвисокої частоти дециметрового (100 см – 10 см) або сантиметрового (10 см – 1 см) діапазону. Енергію електромагнітних хвиль підводять до пацієнта і направляють за допомогою спеціальних випромінювачів – хвилеводів, які представляють собою трубки певної форми і розмірів (рис. 13.6).

Енергія електромагнітних хвиль надвисокої частоти вибірково поглинається дипольними молекулами зв'язаної води, а також бічними групами білків і гліколіпідів. Лише вони в змозі відтворювати таку високу частоту коливань, яка недоступна цілим макромолекулам. В результаті відбуваються перебудови тонкої структури клітинних мембран. Внаслідок виникнення механічних коливань молекул-диполів енергія електромагнітних хвиль розсіюється у вигляді тепла. Це відбувається в найбільшій мірі в тканинах, багатих водою. Тому краще прогріваються м'язи і паренхіматозні органи і меншою мірою – жирова тканина. Цим НВЧ-терапія відрізняється від УВЧ-терапії.

Основи техніки безпеки при роботі з електричною апаратурою

Використання електричних приладів містить потенційну небезпеку ураження електричним струмом. Здебільшого такі випадки є наслідком неправильної експлуатації медичної техніки. *Найбільшу небезпеку має мережеве напруга 220В, 50Гц.* Електричний струм діє на тіло людини, якщо він входить в нього через одну точку і виходить через іншу. Сила струму (значення якої має вирішальне значення в біологічному ефекті струму) дорівнює прикладеній напрузі, поділеній на опір послідовно включених тканин і шкірних покривів. Мінімальний опір тіла людини складає 1000 Ом (опір вологої шкіри).

Навіть порівняно слабкий електричний струм при проходженні через тіло людини викликає активацію збудливих тканин. Людина відчуває легке

поколювання шкіри, якщо сила струму дорівнює приблизно $0,5\text{ мА}$ для змінного струму і $2 - 10\text{ мА}$ для постійного струму. При силі змінного струму близько 5 мА виникають мимовільні м'язові скорочення. Струм, сила якого перевищує 15 мА , називають «невідпускаючим», оскільки людина не може розслабити мимоволі скорочені м'язи і вивільнитися від його дії. Струм силою в кілька десятків міліампер викликає смерть від фібриляції шлуночків серця (у разі проходження шляху струму через серце) або паралічу дихальної мускулатури. При дії сильних струмів можливі опіки тканин, в основному, шкіри та певні фізико-хімічні ефекти.

Будь-який медичний прилад повинен бути безпечним в межах, обумовлених правилами користування. Техніка безпеки гарантується самою конструкцією приладу і правильною його експлуатацією. Існують кілька класів медичних приладів, що розрізняються рівнем техніки безпеки, який гарантує пацієнтам та медичному персоналу від електротравми.

Клас 0. Техніка безпеки приладів забезпечується тільки електричною ізоляцією. До цього класу відносяться прилади повсякденного користування, які не пов'язані безпосередньо з лікуванням.

Клас 1А. Безпека приладів забезпечується не тільки електричною ізоляцією, але і заземленням приладу за допомогою спеціальної вилки, яка має додатковий контакт. При включенні її в розетку цей контакт з'єднується з заземленою шиною.

Клас 1Б. Заземлення корпусу приладу здійснюється шляхом підключення спеціальної клеми до шини заземлення.

Клас 2. Прилади цього класу мають не лише основну, а й додаткову посилену електричну ізоляцію елементів схеми, що перебувають під високою напругою, і не потребують заземлення.

Клас 3. До цього класу відносять прилади, які забезпечують максимальний захист від електротравми, наприклад, кардіостимулятори. Крім електричної ізоляції прилади цього класу мають живлення від автономного низьковольтного джерела (до 24 В). Вони не містять електричних ланцюгів, які перебувають під високою напругою.

Контрольні питання:

1. В чому полягає фізіологічна дія електричного струму на збудливі тканини організму?
2. Що таке електричні імпульси і які його основні характеристики?

3. Проаналізуйте закон Вейса-Лапіка-Хорвега щодо зв'язку між пороговою силою електричного імпульсу і його тривалістю.
4. Поясніть призначення і принцип роботи електронних стимуляторів.
5. Охарактеризуйте використання кардіостимуляторів асинхронного і синхронного типів.
6. Поясніть призначення і принцип здійснення діадинамотерапії і ампліпульстерапії.
7. Обґрунтуйте біологічну дію методів високочастотної електрофізіотерапії.
8. Охарактеризуйте фізичні фактори, якими впливають на тканини тіла людини, під час діатермії, індуктотермії, УВЧ-терапії і СВЧ-терапії. В чому особливості дії кожного з факторів?
9. Поясніть призначення і механізм впливу дарсонвалізації як методу електрофізіотерапії.
10. Охарактеризуйте електричні прилади за рівнем техніки безпеки при їх використанні.

Оберіть правильну відповідь:

1. Визначте одиницю вимірювання амплітуди електричних імпульсів:
А. герц Б. секунда В. вольт Г. метр Д. радіан
2. Залежність між пороговою силою електричного струму і тривалістю імпульсу описує закон:
А. Гольдмана-Ходжкіна-Каца Б. Нернста-Планка
В. Вебера-Фехнера Г. Вейса-Лапіка-Хорвега
Д. Біо-Савара-Лапласа
3. При здійсненні цього методу на тіло людини впливають електричним струмом високої частоти:
А. УВЧ – терапія Б. індуктотермія В. діатермія
Г. мікрохвильова терапія Д. електрофорез
4. Для СВЧ - терапії використовують:
А. високочастотний електричний струм
Б. високочастотні електромагнітні хвилі
В. високочастотне змінне магнітне поле
Г. низькочастотний електричний струм

Д. постійне магнітне поле

5. При індуктотермії переважний вплив на органи має:

- А. електричне поле високої частоти
- Б. магнітне поле високої частоти
- В. електричний струм високої частоти
- Г. постійне магнітне поле
- Д. електричний струм низької частоти

6. Для прогрівання тканин тіла людини використовують:

- А. ампліпульстерапію
- Б. гальванізацію
- В. електрофорез
- Г. УВЧ – терапію
- Д. діадинамотерапію

7. Високочастотна терапія відрізняється від низькочастотної терапії:

- А. зменшеною силою струму, що проходить через тканини
- Б. здатністю викликати подразнюючу дію на м'язи і нерви
- В. можливістю вводити в організм лікувальні препарати
- Г. здатністю прогрівати біологічні тканини
- Д. можливістю використання у домашньому лікуванні

8. Фізичний фактор, який служить основою лікувальної дії УВЧ – терапії:

- А. магнітне поле високої частоти
- Б. електричний струм високої частоти
- В. постійний електричний струм
- Г. електричне поле високої частоти
- Д. електричне поле низької частоти

9. Метод низькочастотної терапії - це:

- А. діатермію
- Б. дарсонвалізацію
- В. ампліпульстерапію
- Г. гальванізацію
- Д. індуктотермію

10. Визначте, в якому методі фізіотерапії використовують радіохвилі для впливу на тіло людини:

- А. дарсонвалізація
- Б. СВЧ – терапія
- В. електрофорез
- Г. діатермія
- Д. діадинамотерапія

14. ГЕОМЕТРИЧНА ОПТИКА. ЕНДОСКОПІЯ.

Оптика вивчає природу світла, закономірності світлових явищ і взаємодію світла з речовиною. Оптику прийнято ділити на геометричну і фізичну (хвильову і квантову).

Геометрична оптика не розглядає фізичну природу світла і досліджує його поширення на основі геометричних понять. Цей розділ оптики допомагає вирішувати багато проблем, які мають прикладне значення.

Фізична оптика складається з хвильової і квантової, що зумовлено подвійною природою світла. Воно одночасно представляє собою потік електромагнітних хвиль і фотонів – квантів електромагнітного випромінювання, які мають певні властивості частинок.

Оптика має значення для медицини тому, що на основі її законів можна зрозуміти біофізичну природу зору і методи, що дозволяють виправляти його недоліки. На законах оптики заснована дія великої кількості приладів, починаючи зі світлового мікроскопа, без яких було б неможливе становлення теоретичної і практичної медицини.

Основні закони геометричної оптики

Геометрична оптика ґрунтується на чотирьох основних законах: закон прямолінійного поширення світла, закон незалежності світлових променів і закони відбивання і заломлення світла. Відповідно до першого з цих законів, світло поширюється в однорідному середовищі прямолінійно (даний закон має певні обмеження, пов'язані з хвильовою природою світла). *Світловий промінь* – це лінія, що вказує напрям поширення світла. Сукупність променів утворює пучок світла.

Закон незалежності світлових променів стверджує, що їх перетинання не перешкоджає кожному з них поширюватися незалежно один від одного.

Відомо, що світло відбивається від границі двох середовищ. *Закон відбивання* світла вказує, що падаючий промінь, відбитий промінь і перпендикуляр, опущений в точку падіння на границі двох середовищ, лежать в одній площині; кут падіння α дорівнює куту відбивання α_1 (рис. 14.1).

При переході світла з одного середовища в інше, відмінне від першого за своїм оптичним властивостям, світло змінює напрямок, тобто заломлюється (рис. 14.1). *Закон заломлення* вказує, що промінь падаючий,

перпендикуляр до точки його падіння і заломлений промінь лежать в одній площині. Для будь-яких двох даних середовищ (1 і 2) відношення синуса кута падіння α до синуса кута заломлення β є сталою величиною, яка називається *відносним показником заломлення середовищ* n_{21} :

$$\frac{\sin \alpha}{\sin \beta} = \text{const}$$

Причиною заломлення світла є те, що в різних середовищах воно поширюється з різними швидкостями. Тому величину відносного показника заломлення n_{21} визначають за формулою:

$$n_{21} = \frac{v_1}{v_2}$$

де v_1 і v_2 - швидкості світла в середовищах 1 і 2.

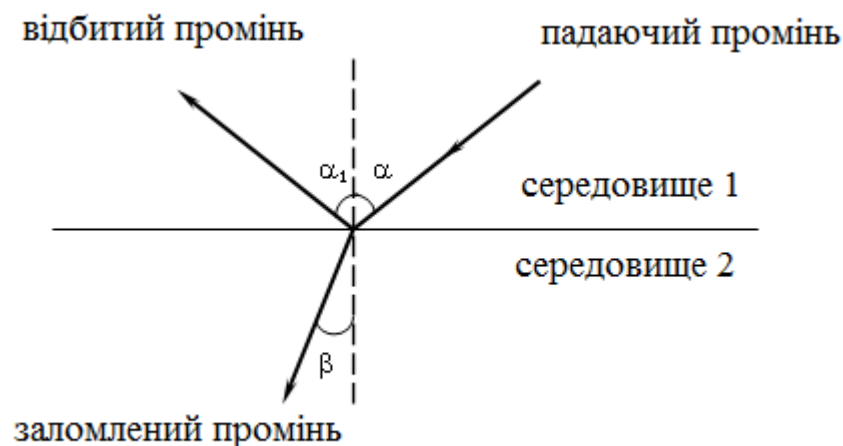


Рис. 14.1 Відбивання і заломлення світла

Оптичні властивості кожного середовища характеризуються його *абсолютним показником заломлення*. Так називається відношення швидкості світла у вакуумі C до швидкості світла в даному середовищі v :

$$n = \frac{C}{v}$$

Середовище, що має більшу величину абсолютного показника заломлення порівняно з іншим середовищем, називають оптично більш густим.

Повне внутрішнє відбивання

Повне внутрішнє відбивання відбувається у випадку переходу світла з оптично більш густого середовища в оптично менш густе, наприклад, з води в повітря (рис. 14.2). В таких умовах кут заломлення світла буде більшим, ніж кут падіння. Якщо промінь падає на границю розділу середовищ під порівняно невеликим кутом, частина світла відбивається, а інша його частина заломлюється (через точки b, c, d). Кут падіння світла, якому відповідає кут заломлення 90° (точка e), називається *граничним кутом повного внутрішнього відбивання* ($\alpha_{\text{гр}}$).

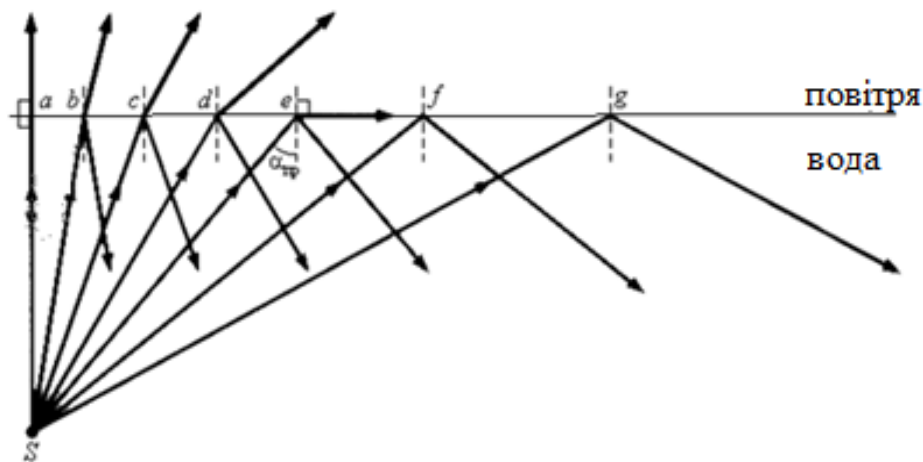


Рис. 14.2 Повне внутрішнє відбивання світла

Подальше збільшення кута падіння приводить до того, що світло повністю відбивається в середовищі, де знаходиться джерело світла (точки f, g). Це явище є *повним внутрішнім відбиванням*.

Дослідження повного внутрішнього відбивання дозволяє визначати відносний показник заломлення двох середовищ, а також абсолютний показник заломлення одного з середовищ, якщо показник заломлення другого середовища відомий. При граничному куті падіння:

$$\frac{\sin \alpha_{\text{гр}}}{\sin 90^\circ} = n_{21}$$

Оскільки $\sin 90^\circ = 1$, $\sin \alpha_{\text{гр}} = n_{21}$

Оптичний прилад, який дозволяє визначити відносний або абсолютний показник заломлення розчину по граничному куту повного внутрішнього

відбивання, називається *рефрактометром*. В рефрактометрії на основі показника заломлення досліджуваного розчину визначають концентрацію ньому речовини.

Волоконна оптика. Ендоскопія

Феномен повного внутрішнього відбивання є фізичною основою *волоконної оптики*. В ній застосовують тонкі гнучкі волокна, зроблені з пластмаси або скла. Їх поверхня покрита спеціальною речовиною, яка має менший показник заломлення, ніж матеріал волокна. В результаті цього на границі скло - речовина при досить великому куті падіння світла відбувається його повне внутрішнє відбивання.

Світло здатне поширюватися уздовж всієї довжини волокна, навіть якщо воно зігнуто, і доходить до його кінця, не послаблюючись після багаторазового відбиття. Таким чином, волокно ефективно передає світлову енергію на значну відстань (рис. 14.3). Світловод складається з великої кількості таких волокон, які зібрані в пучок. При цьому кожне з них передає зображення дуже маленької ділянки об'єкта. За допомогою світловоду можна отримати зображення об'єкту в цілому. Якість зображення залежить від діаметра окремих волокон, який може складати 1 мкм.



Рис. 14.3 Повне внутрішнє відбивання в скляному волокні. Ендоскоп

Світловоди застосовуються в медичній ендоскопії. Ендоскопічні методи дослідження широко використовуються як для діагностики, так і для лікування різних захворювань. Ендоскопія застосовується для огляду різних порожнин організму: бронхів (бронхоскопія), черевної порожнини (лапароскопія), шлунка (гастроскопія, рис. 14.4), порожнини матки (гістероскопія), товстої кишки (колоноскопія), сечового міхура (цистоскопія), суглобів (артроскопія) і т. д.



Рис. 14.4 Ендоскопічне дослідження шлунку

Ендоскопія дозволяє досліджувати внутрішні органи в діагностичних цілях і фіксувати отримані зображення. Один з світловодів використовується для того, щоб висвітлювати область, що досліджується, а з іншого - зображення передається до ока лікаря або після відповідного перетворення – на дисплей комп'ютера. При цьому отримують збільшене зображення, що дає можливість розглянути деталі. Діагностична ендоскопія може поєднуватися з зондуванням і біопсією (прижиттєвим збором зразка тканини).

Лінзи

Лінзи використовуються для зміни напрямку світлових променів в оптичних системах. *Лінзою* називається прозоре тіло, обмежене двома сферичними поверхнями, яке за показником заломлення відрізняється від навколишнього середовища. Існують *збірні* і *розсівні* лінзи. Пряма, що проходить через центри сферичних поверхонь, які обмежують лінзу, називається *головною оптичною віссю*.

Для зручності розгляду використовують поняття тонкої лінзи, тобто такої, товщиною якої можна знехтувати. В тонкій лінзі заломлення променів відбувається в одній площині, яка називається *заломлюючою*. Точка перетину головної оптичної осі з заломлюючою площиною називається *оптичним центром лінзи*. Промені, що проходять через нього в різних напрямках, не заломлюються.

Пучок променів, що падають на тонку збірну лінзу паралельно її головній оптичній осі збирається на ній в одну точку після проходження через лінзу. Така точка називається *головним фокусом* лінзи F (рис. 14.5). Існують два головних фокусів по обидві сторони лінзи – *передній* і *задній*.

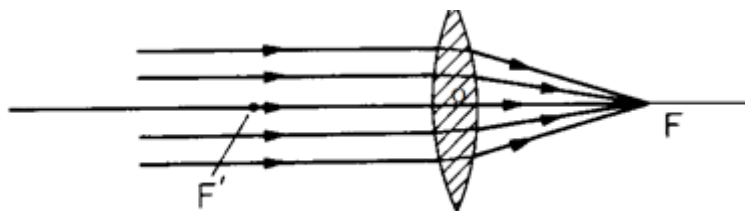


Рис. 14.5 Заломлення променів у збірній лінзі

Відстань між оптичним центром лінзи і її головним фокусом, називається *фокусною відстанню* (f). Величина, обернена до фокусної відстані лінзи, називається її оптичною силою D :

$$D = \frac{1}{f}$$

Одиницею вимірювання оптичної сили лінзи є *діоптрія*. Одна діоптрія - оптична сила лінзи, фокусна відстань якої дорівнює одному метру.

Величина оптичної сили лінзи визначається радіусами кривизни сферичних поверхонь, що утворюють лінзу R_1 і R_2 , абсолютними показниками заломлення речовини, з якої вона виготовлена n_l і середовища n_{cp} :

$$D = \left(\frac{n_l}{n_{cp}} - 1 \right) \left(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} \right)$$

В розсівній лінзі паралельний пучок променів після заломлення розсіюється (рис. 14.6). Продовження цих променів збираються в одній точці - *уявному фокусі*.

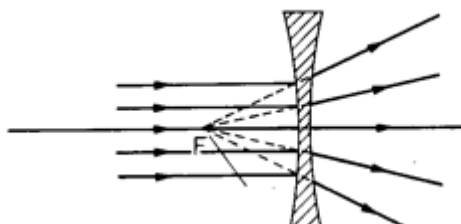


Рис. 14.6 Заломлення променів у розсівній лінзі

Побудова зображення предмета за допомогою лінзи

За допомогою збірних лінз можна отримувати зображення дійсні та уявні, прямі і перевернуті, збільшені і зменшені.

Припустимо, перед лінзою L знаходиться об'єкт AB (рис. 14.7). Його відстань до оптичного центру лінзи знаходиться далше, ніж її фокус.

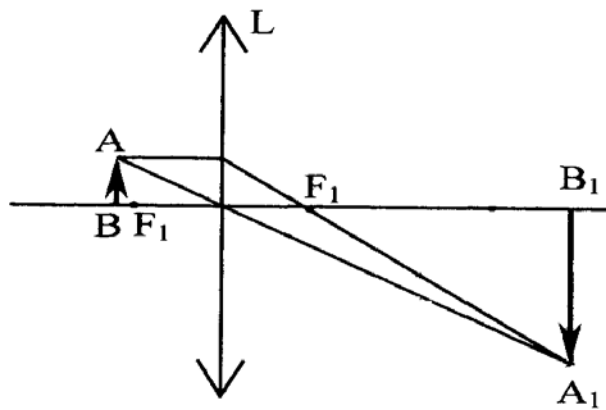


Рис. 14.7 Побудова дійсного зображення за допомогою збірної лінзи

Для того, щоб отримати зображенні точки об'єкта A , від неї слід провести через лінзу два променя, хід яких заздалегідь відомий. Один з них - паралельний її головній оптичній осі. Після заломлення в лінзі він проходить через головний фокус. Другий промінь проводять через оптичний центр лінзи. Він не заломлюється. Перетин отриманих променів дасть зображення точки об'єкта A_1 . Зображення A_1B_1 є дійсним, перевернутим, збільшеним.

При встановленні об'єкта між збірною лінзою і її головним переднім фокусом (рис. 14.8) промені після заломлення в лінзі розходяться. Зображення в такому випадку - пряме, збільшене. Воно є уявним, оскільки перетинаються продовження променів. Таке зображення отримують за допомогою лупи.

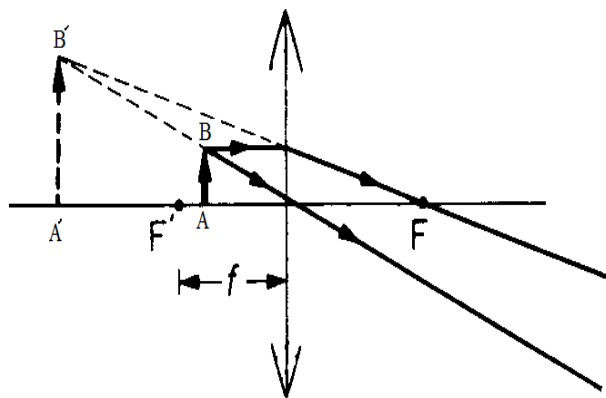


Рис. 14.8 Побудова уявного зображення за допомогою збірної лінзи

Аберації лінз

Абераціями лінз називаються дефекти, які можуть спотворювати зображення об'єкта. Існує кілька основних видів аберацій.

Сферична аберація виникає внаслідок того, що центральна і

периферична частини лінзи мають неоднакову здатність заломлювати світлові промені (рис. 14.8 А). В збірній лінзі промені, які падають на її краї, заломлюються сильніше, ніж промені, які падають на її центральну частину. В результаті зображення об'єкта стає не точним, а розмитим. Сферичну аберацію можна усунути компенсаційним методом (добиранням і розміщенням поряд зі збіркою лінзою розсівної лінзи) або за допомогою діафрагми.

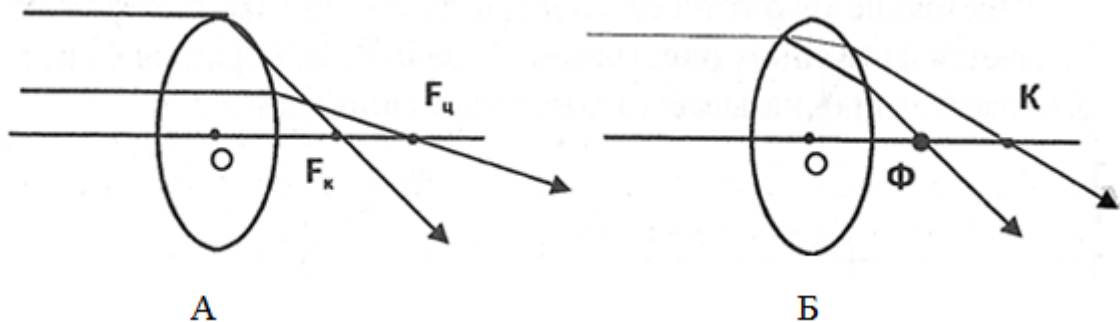


Рис. 14.8 Сферична (А) і хроматична (Б) аберації лінзи

Хроматичною аберацією лінз називається фарбування зображення, яке вони дають. Причиною цього служить *дисперсія* - розкладання білого світла в спектр в результаті неоднакової швидкості світлових хвиль різної довжини.

Після проходження білого світла через збірну лінзу фіолетові промені заломлюються в більшій мірі, ніж червоні. Таким чином, зображення предмета стає забарвленим. Хроматичні аберації лінзи можна усунути методом компенсації. Для цього комбінують збірні і розсівні лінзи, зроблені зі скла різних сортів, які мають різні відносні дисперсії. Такі системи лінз називають *ахроматними*.

Астигматизм найчастіше є результатом недосконалості сферичності лінзи. Вона може мати неоднакову кривизну в різних площинах. Якщо поверхня лінзи має не сферичну форму, а еліпсоїдну, то зображення об'єкта може бути спотвореним і непропорційним.

Астигматизм виникає і в лінзі, яка має сферичну форму поверхні, але промені падають на неї під значним кутом до головної оптичної осі. В цьому випадку промені у взаємно перпендикулярних площинах заломлюються неоднаково і замість точки на екрані буде видно лінію, а у зображення спотворюється форма.

Контрольні питання:

1. Охарактеризуйте предмет вивчення геометричної оптики.
2. Приведіть закон відбивання світла.
3. Що таке показник заломлення середовища?
4. Охарактеризуйте закон заломлення світла
5. Поясніть явище повного внутрішнього відбивання і опишіть його застосування в медицині.
6. Що таке лінзи, які їх види і характеристики Ви знаєте?
7. Вкажіть формулу тонкої лінзи і назвіть фізичні величини, що визначають оптичну силу лінзи.
8. Охарактеризуйте правила побудови зображення за допомогою лінзи.
9. Поясніть основні види аберацій лінз і методи їх усунення.

Оберіть правильну відповідь:

1. Визначте, яким буде кут заломлення, якщо світло проходить з середовища з меншою оптичною густиною в середовище з більшою оптичною густиною:

- А. збільшеним відносно кута падіння
- Б. зменшеним відносно кута падіння
- В. дорівнюватиме куту падіння
- Г. завжди буде дорівнювати 90 градусів
- Д. збільшеним або зменшеним відносно кута падіння

2. Граничний кут повного внутрішнього відбивання – це:

- А. кут заломлення, який дорівнює 90 градусів
- Б. кут відбивання, який дорівнює куту падіння
- В. кут падіння, при якому кут заломлення дорівнює 90градусів
- Г. кут відбивання, який дорівнює 90 градусів
- Д. кут відбивання, який дорівнює куту заломлення

3. При пропусканні світла через гнучкі світловоди у волоконній оптиці використовується явище:

- А. інтерференція світлових хвиль
- Б. поляризація світлових хвиль
- В. дифракція світлових хвиль
- Г. повне внутрішнє відбивання
- Д. фотоелектричний ефект

4. Паралельний пучок променів, який проходить паралельно головній оптичній вісі збірної лінзи:

- А. збирається у фокусі
- Б. не заломлюється
- В. розсіюється
- Г. збільшується за інтенсивністю
- Д. збільшується за шириною

6. Визначте, яку зображення можна отримати за допомогою збірної лінзи, якщо об'єкт знаходиться від лінзи на відстані, меншій, ніж її фокусна відстань:

- А. дійсне, зменшене
- Б. мнимо, збільшене
- В. дійсне, збільшене
- Г. мнимо, зменшене
- Д. зображення не отримується

7. Проаналізуйте, яке зображення об'єкту можна отримати за допомогою збірної лінзи, якщо його розташувати на відстані, більшій, ніж дві фокусні.

- А. мнимо, збільшене
- Б. дійсне, зменшене
- В. мнимо, зменшене
- Г. дійсне, збільшене
- Д. ніякого не отримаєш

8. Визначте фокусну відстань збірної лінзи, якщо її оптична сила дорівнює десяти діоптріям:

- А. десять метрів
- Б. один метр
- В. одна десята метру
- Г. одна сота метру
- Д. сто метрів

9. Визначте оптичну силу лінзи, якщо її фокусна відстань дорівнює двом метрам.

- А. чотири діоптрії
- Б. дві діоптрії
- В. одна діоптрія
- Г. половина діоптрії
- Д. чверть діоптрії

10. Результатом якого виду аберації є виникнення при проходженні світла крізь збірну лінзу на екрані плями, що світиться і пофарбована у різні кольори:

- А. дисторсії
- Б. сферичної
- В. астигматизму
- Г. хроматичної
- Д. райдужної

15. ХВИЛЬОВА ПРИРОДА СВІТЛА. ПОЛЯРИМЕТРІЯ

Хвильова природа світла

Світло представляє собою *електромагнітну хвилю* – розповсюдження змінного електромагнітного поля у просторі.

Електромагнітне поле утворюється електричним і магнітним полями, які взаємно індукують один одного. Електромагнітні хвилі в природі мають різну частоту і довжину хвилі. Залежно від цих параметрів їх поділяють на діапазони. Всі електромагнітні хвилі мають спільну природу, проте відрізняються один від одного своїми фізичними властивостями, застосуванням в техніці і характером впливу на живі організми.

За діапазонами виділяють: радіохвилі, інфрачервоне випромінювання, видиме світло, ультрафіолетової випромінювання, рентгенівське випромінювання і гамма-випромінювання (рис. 15.1).

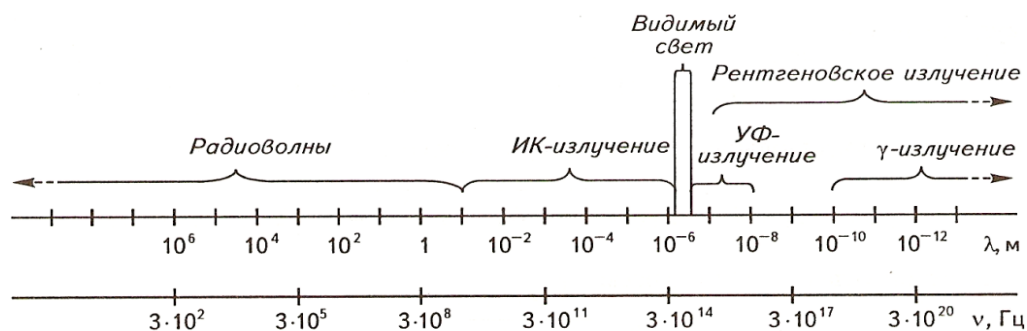


Рис. 15.1 Шкала електромагнітних хвиль

Видиме світло представляє собою досить вузьку частину спектру електромагнітних хвиль, яка сприймається органом зору. Її границі - від 780 нм (червоне світло) до 400 нм (фіолетовий світло). Хвильова природа світла проявляється в таких явищах як інтерференція, дифракція і поляризація.

Інтерференція світла

Інтерференція - це результат накладення когерентних хвиль в просторі, в результаті якого утворюється стійка картина їх посилення і ослаблення. *Когерентними* називають хвилі, які мають однакову частоту і постійну в часі різницю фаз. У природі і техніці (окрім лазерів) не існує когерентних джерел світла, оскільки усі вони є сукупністю величезної кількості атомів, які випромінюють електромагнітні хвилі, не узгоджені між собою ні за

частотою, ні за фазою. Для отримання когерентних хвиль за допомогою технічних засобів «роздвоюють» світло, що виходить від одного джерела.

Результуюча інтенсивність світлових хвиль в будь-якій точці залежить від різниці фаз, з якою вони накладаються одна на одну. На рис. 15.2 O_1 і O_2 - два джерела, від яких когерентні хвилі приходять в довільно взяту точку M . Різниця їх фаз залежить від значення *геометричної різниці ходу* хвиль

$$\Delta d = d_1 - d_2.$$

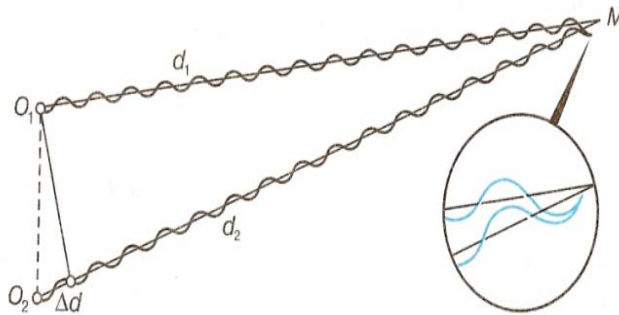


Рис. 15.2 Інтерференція світлових хвиль

У випадку, коли геометрична різниця ходу дорівнює цілому числу довжин хвиль або парному числу півхвиль, хвилі надходять в цю точку в однаковій фазі і підсилюють один одного. У цій точці спостерігається *максимум інтенсивності світла*. Його умова:

$$\Delta d = k\lambda \quad \text{або} \quad \Delta d = 2k \frac{\lambda}{2} \quad \text{де } k = 0, 1, 2, 3 \dots$$

Хвилі послаблюють одна другу, коли надходять в дану точку в протилежних фазах. В цьому випадку тут спостерігається *мінімум коливань*. Це відбувається тоді, коли геометрична різниця ходу дорівнює непарному числу півхвиль. Умова *мінімуму інтенсивності світла*:

$$\Delta d = (2k + 1) \frac{\lambda}{2}$$

Просторовий розподіл інтенсивності світла з максимумами і мінімумами, що чергуються між собою, називається *інтерференційною картиною*.

Явище інтерференції світла використовують в науковій апаратурі для вимірювання дуже маленьких відстаней, порівняних з довжиною світлової хвилі. Існує інтерференційний мікроскоп, який дозволяє дуже точно вимірювати товщину гістологічного зрізу.

На явищі інтерференції світла заснований метод *голографії*. Голограма

створюється двома світловими хвилями. Одна з них йде безпосередньо від джерела світла (опорна хвиля), а друга - відбивається від предмета, який висвітлюється цим джерелом (предметна хвиля). Ці хвилі є когерентними. Вони утворюють інтерференційну картину - голограму. При її освітленні опорною хвилею, виникає таке саме зображення, яке створювала при записі предметна хвиля.

Звичайний фотознімок містить лише інформацію про розподіл інтенсивності світла предметної хвилі. Голограма фіксує також розподіл фаз предметної хвилі щодо опорної. Тому голограма представляє собою об'ємне зображення предмета.

Метод голографії застосовується в ендоскопах. Так голографічний гастроскоп за допомогою двох світловодів подає на об'єкт опорний і предметний пучки лазерного випромінювання. В результаті отримують об'ємне зображення об'єкта.

Дифракція світла

Дифракція - це відхилення світла від прямолінійного поширення при огинанні світловими хвилями перешкод, розміри яких сумірні з довжиною світлової хвилі, або при проходженні через вузькі щілини.

Походження дифракції продемонстроване на рис. 15.3. Світло від джерела S потрапляє на екран A крізь вузьку щілину ab в екрані B . Кожну точку фронту світлової хвилі, яка заповнює щілину, можна розглядати як вторинні джерела когерентних світлових хвиль (принцип Гюйгенса - Френеля). Хвилі 1 і 2, 3 і 4 накладаються одна на іншу. Залежно від різниці ходу променів на екрані A в точках c і d і т.д., будуть виникати максимуми і мінімуми освітленості, утворюючи дифракційну картину.

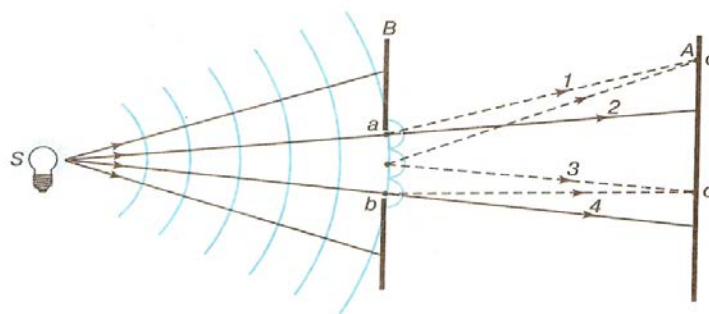


Рис. 15.3 Дифракція світла

Дифракційна картина є більш чіткою, якщо світло пропустити крізь кілька паралельних вузьких щілин. Пристрій, який складається з таких щілин, розділених непрозорими проміжками, називається *дифракційною решіткою*. Її виготовляють з твердого прозорого матеріалу. В ній a - ширина щілини, а b - ширина непрозорої для світла ділянки між двома щілинами, величина $d=a+b$ - період, або постійною дифракційної решітки.

Коли на решітку падає паралельний пучок світла, то фронт світлових хвиль досягає щілин одночасно. Отже вторинні хвилі, що утворюються від щілин, є когерентними. Такі хвилі поширюються в усіх напрямках. Результат накладення вторинних хвиль можна спостерігати, розмістивши за дифракційною решіткою лінзу. У її фокальній площині будуть збиратися всі промені, що виходять із щілин решітки.

Результат накладення залежить від геометричній різниці ходу вторинних хвиль (рис. 15.4). Оскільки всі щілини розташовані на однаковій відстані одна від одної, різниці ходу променів, що йдуть від двох сусідніх щілин, для даного кута φ однакові для всієї дифракційної решітки та є рівними: $\Delta l = d \sin \varphi$.

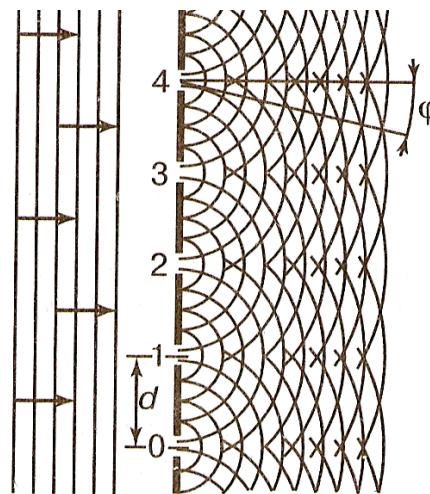


Рис. 15.4 Схема дифракційної решітки

У напрямках, в яких різниця ходу двох променів містить ціле число хвиль, спостерігаються дифракційні максимуми - вторинні хвилі, накладаючись, посилюють один одного.

Умова спостереження дифракційного максимуму: $d \sin \varphi = k\lambda$, де k - ціле число.

У тих напрямках, в яких різниця ходу між променями, що виходять з сусідніх щілин, містить непарне число півхвиль, спостерігаються мінімуми, тобто вторинні хвилі гасять один одного.

Умова спостереження дифракційного мінімуму: $d \sin \varphi = (2k + 1)\lambda$.

Положення максимумів і мінімумів залежить від довжини хвилі, тому дифракційна решітка розкладає біле світло в дифракційний спектр. Це застосовують в приладах, призначених для спектрального аналізу.

Поляризація світла

Електромагнітні хвилі поперечні. Коливання векторів напруженостей електричного і магнітного полів відбуваються в напрямках, що перпендикулярні напрямку поширення хвилі. Світло випромінюється окремими атомами. Коливання напруженості електричного поля електромагнітної хвилі кожного з атомів в будь-який момент відбуваються в одній певній площині. В природному джерелі світла безліч атомів випромінюють незалежно один від одного. Завдяки цьому воно є хвилями, в яких коливання векторів напруженості електричного поля відбуваються в безлічі площин (рис. 15.5 а). Таке світло називається природним.

У випадку, коли коливання електричного вектора відбуваються переважно в одній певній площині, світло називається плоскополяризованим.

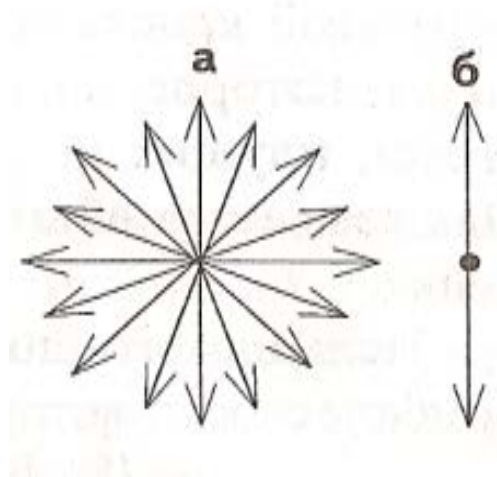


Рис. 15.5 Коливання векторів напруженості електричного поля в природному світлі (а) і в плоскополяризованому світлі (б)

Поляризацією світла називають виділення з пучка природного світла таких променів, коливання вектора електричного поля здійснюються переважно в одній площині.

Поляризацію можна спостерігати при відбиванні і заломленні світла, а також при проходженні його через оптично анізотропні середовища (речовини, в яких швидкості поширення світла в різних напрямках неоднакові).

При відбиванні світла (рис. 15.6) відбитий промінь буде поляризований, якщо тангенс кута падіння i_B дорівнює відносному показнику заломлення двох середовищ (закон Брюстера): $\operatorname{tg} i_B = n_{21}$.

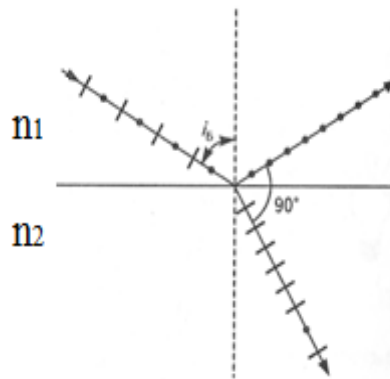


Рис. 1

аного світла

Анізотропні властивості мають деякі кристали, у яких неоднакова відстань між атомами кристалічної решітки в різних напрямках. Це зумовлює неоднакову швидкість поширення в них світла. Прикладом таких кристалів є ісландський шпат (CaCO_3).

При падінні природного світла на кристал ісландського шпату відбувається *подвійне променезаломлення*, яке полягає в поділі світла на два світлових пучка, що йдуть у різних напрямках. Один з них називається *звичайним*, інший - *незвичайним*. Обидва промені повністю поляризовані у взаємно перпендикулярних площинах.

Для виділення одного з поляризованих променів використовують різні системи кристалів, наприклад призму Ніколя. Вона виготовлена так, що звичайний промінь зазнає повне внутрішнє відбивання, а незвичайний - проходить через призму. Призма Ніколя дозволяє отримати повністю поляризоване світло.

Оптично активні речовини

Деякі речовини мають *оптичну активність* - здатність повертати площину, в якій відбуваються коливання напруженості електричного поля плоскополяризованого світла. Такі речовини є *стереоізомерами*. Їх молекули

асиметричні і можуть існувати в двох формах, які представляють собою якби дзеркальне відображення один одного (рис. 15.6). Деякі з таких речовин оптично активні як в кристалічній формі, так і в розчинах (цукри, амінокислоти та ін.).

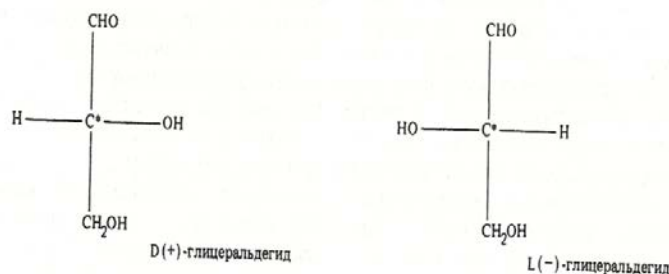


Рис. 15.6 Stereoізомери глицеральдегіда

Правообертальний ізомер (D- ізомер) речовини обертає площину поляризації за годинниковою стрілкою, *лівообертальний (L- ізомер)* – проти годинникової стрілки. D- і L- ізомери однієї речовини однакові за хімічними властивостями, проте їх відмінності істотні в біологічному відношенні. Ферменти, що відрізняють субстрати за формою молекули, а також білки-переносники, які транспортують молекули оптично активних речовин, здатні розрізняти стереоізомери. Переважно в клітину потрапляють D-ізомери цукрів і L- ізомери амінокислот.

Рацемічна суміш (рацемат) - це суміш рівних кількостей двох оптичних ізомерів речовини. Така суміш не має оптичної активності. При синтезі оптично активних речовин утворюються рацемат, який при необхідності очищають від одного з ізомерів.

Поляриметрія. Принцип роботи поляриметра

Поляриметрією називається метод визначення концентрації оптично активних речовин в розчині за кутом повороту площини поляризації плоскополяризованого світла. Цей метод використовується для визначення чистоти лікарських препаратів, для вивчення біополімерів.

Поляриметр – прибор, який дозволяє виміряти кут обертання площини поляризації розчином оптично активної речовини. Двома найважливішими частинами поляриметра є поляризатор і аналізатор, кожен з яких представляє собою призму Ніколя. Незвичайний промінь, утворений поляризатором, використовують в якості плоскополяризованого світла.

Дві такі призми встановлюють одна за одною. Коли площини коливань поляризатора і аналізатору збігаються, світло повністю проходить через систему. Коли вказані площини взаємно перпендикулярні - повністю не проходить. При розташуванні площин під деяким кутом один до одного, світло проходить частково. Ця залежність визначається *законом Малюса*: інтенсивність світла, що пройшло через аналізатор, пропорційна квадрату косинуса кута між площинами коливань аналізатора і поляризатора:

$$I = I_0 \cos^2 \alpha$$

де I_0 - інтенсивність світла, що падає на аналізатор, I - інтенсивність світла, що пройшло через аналізатор; α - кут, між площинами коливань аналізатора і поляризатора.

Принципова схема пристрою поляриметра така (рис. 15.7) включає джерело природного світла (Д), поляризатор (П), кювету з розчином оптично активної речовини (К), аналізатор (А) і окуляр (О).

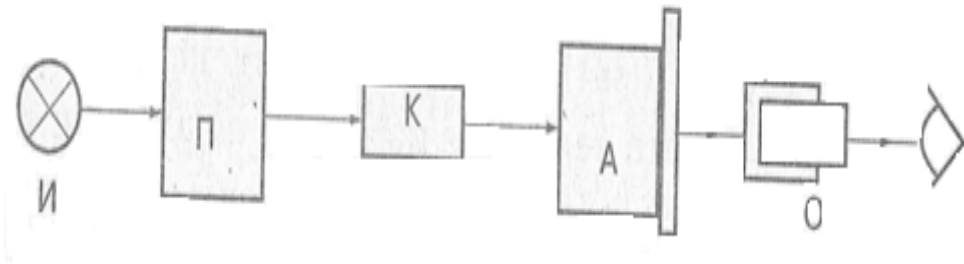


Рис. 15.7 Схема поляриметра

При відсутності оптично активної речовини в розчині напрямок площини поляризації при проходженні світла через кювету не зміниться. У випадку наявності в розчині такої речовини, наприклад глюкози, площина поляризації повернеться на деякий кут. Його величина залежить від природи речовини, його концентрації в розчині і довжини кювети.

Знаючи величину кута обертання, можна визначити концентрацію речовини в розчині відповідно до рівняння:

$$C = \frac{\alpha}{[A] \cdot l}$$

де C - концентрація оптично активної речовини, α - кут обертання площини поляризації в поляриметрії; $[A]$ - питомий кут обертання, що визначається природою речовини, l - довжина кювети.

16. ОПТИЧНА МІКРОСКОПІЯ

Призначення і складові частини світлового мікроскопа

Для спостереження малих об'єктів, які неможливо розглянути неозброєним оком, застосовується *мікроскоп* - оптична система, що складається в найпростішому випадку з короткофокусної збірної лінзи (об'єктива) і довгофокусної збірної лінзи (окуляра).

Мікроскоп має: *механічну частину* (підставка, мікрометричний механізм, предметний столик, револьвер з об'єктивами) і *оптичної системи*, яка також ділиться на дві частини: *освітлювальну* і *наглядову* (рис. 16.1). В *освітлювальну* частину входять дзеркало і освітлювач, конденсор з діафрагмою і фільтр. У *наглядову* - об'єктив і окуляр, з'єднані в тубусі мікроскопа.



Рис. 16.1 Бінокулярний оптичний мікроскоп

Світло від джерела потрапляє на дзеркало і проходить через конденсор і діафрагму. Конденсор можна відрегулювати так, щоб світло фокусувалося на об'єкті або проходило через нього паралельним пучком. Діафрагма може регулювати інтенсивність світла, що падає на об'єкт. Об'єктив формує дійсне зображення об'єкта на відстані близько 20 см в тубусі мікроскопа. Воно остаточно збільшується окуляром, який формує уявне зображення на відстані приблизно 25 см від ока. Сучасний світловий мікроскоп є бінокулярним приладом, що покращує якість зображення. Він забезпечений набором об'єктивів, який дозволяє підібрати оптимальне збільшення з урахуванням особливостей об'єкта.

Хід променів у світловому мікроскопі

Хід променів у тубусі мікроскопа і формування збільшеного зображення об'єкта можна проілюструвати за допомогою схеми, представленої на рис. 16.2. Об'єкт AB знаходиться на відстані від об'єктива, яка трохи перевищує його фокусну відстань. Провівши два промені, один з яких проходить через оптичний центр, а інший паралельно головній оптичній осі, отримуємо точку A_1 . Ця точка відповідає дійсному, збільшеному і перевернутому зображенню об'єкта A_1B_1 . Таке зображення можна було би реально спостерігати на екрані, розташованому на відповідній відстані від об'єктива. Воно є проміжним зображенням, яке розглядається за допомогою окуляра. Воно має знаходитись на відстані від окуляра меншій, ніж його фокусна відстань. Тоді промені, що проходять через окуляр, розходяться. Це означає, що окуляр створює уявне і збільшене зображення об'єкта A_2B_2 . Воно пряме щодо A_1B_1 , однак перевернуте відносно AB .

Таким чином, мікроскоп створює уявне, збільшене і перевернуте зображення об'єкта. AB . Воно знаходиться від окуляра на відстані найкращого бачення (для нормального зору $d=25$ см). Промені, що розходяться з окуляра зводяться на сітківці ока, яке в цілому є збірною лінзою.

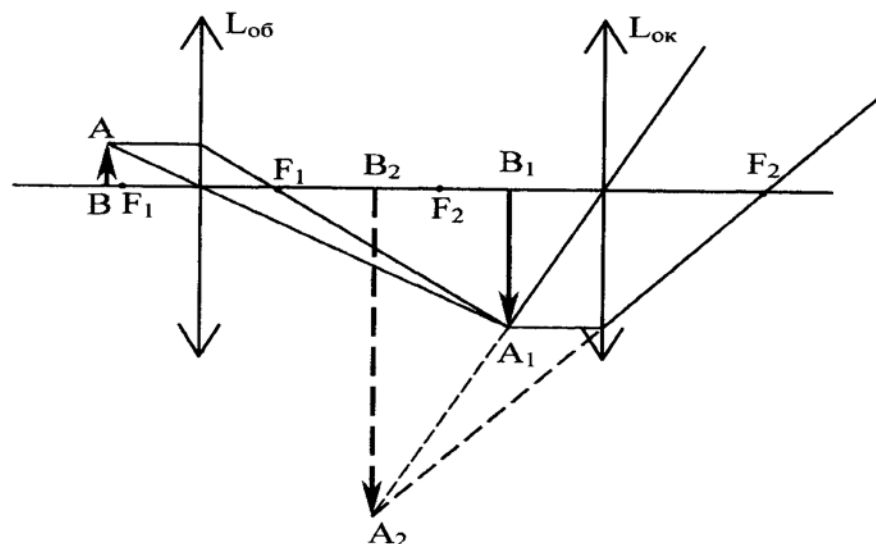


Рис. 16.2 Шлях променів в світловому мікроскопі

Загальне збільшення мікроскопа

Загальне збільшення мікроскопа можна визначити, знаючи збільшення об'єктива та окуляра. Воно дорівнює добутку збільшення об'єктива на збільшення окуляра: $K_M = K_{об} \cdot K_{ок}$

При цьому: $K_{об} = \frac{L}{F_{об}}$
де L - оптична довжина тубуса (відстань між заднім фокусом об'єктива і переднім фокусом окуляра), $F_{об}$ - фокусна відстань об'єктива.

$$K_{ок} = \frac{d}{F_{ок}}$$

де d - відстань найкращого зору, а $F_{ок}$ - фокусна відстань окуляра.

Звідси:

$$K_M = \frac{L}{F_{об}} \cdot \frac{d}{F_{ок}}$$

Таким чином, загальне збільшення мікроскопа знаходиться в зворотній залежності від довжини фокусних відстаней об'єктива і окуляра.

Роздільна здатність мікроскопа. Корисне збільшення

Роздільна здатність мікроскопа - це його здатність досліджувати дрібні деталі об'єкта, тобто відтворювати роздільне зображення близько розташованих його точок.

Роздільна здатність мікроскопа визначається його *межею розділення* (Z), якою називається найменша відстань між двома точками об'єкта, які в мікроскопі видні окремо:

$$Z = \frac{\lambda}{2 \cdot n \cdot \sin \theta}$$

де λ - довжина хвилі світла в повітрі, n - показник заломлення середовища між об'єктивом лінзи і об'єктом, що досліджується, θ - *апертурний кут*. Апертурним кутом називається кут між крайнім променем конічного світлового пучка на вході в об'єктив і його оптичною віссю (рис. 16.3).

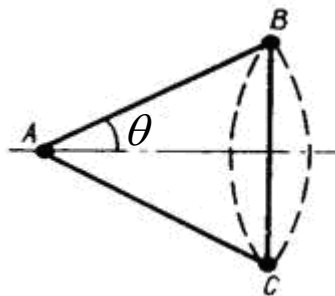


Рис. 16.3 Апертурний кут мікроскопа

Роздільна здатність мікроскопа тим більша, чим менша його межа розділення, тобто тим дрібніші деталі об'єкта можна розглянути.

Корисне збільшення мікроскопа - максимальне збільшення, при якому чітко розрізняються всі деталі об'єкта, що досліджується. Обчислено, що межа розділення світлового мікроскопа складає близько 250 нанометрів, що дозволяє отримати корисне збільшення в 400 разів. Ця величина є граничною для звичайного світлового мікроскопа.

Методи збільшення роздільної здатності мікроскопа

Величина межі розділення мікроскопа залежить від довжини світлової хвилі і показника заломлення речовини, що знаходиться між об'єктом і об'єктивом. Змінюючи ці величини, можна досягти збільшення роздільної здатності мікроскопа.

Введення імерсійного середовища. Імерсією називається рідина між об'єктом і об'єктивом мікроскопа. Вона має показник заломлення більший, ніж у повітря, і близький до показника заломлення об'єктива. В якості імерсії використовують кедрову олію ($n=1,5$). Її застосування підвищує корисне збільшення мікроскопа.

Використання більш коротких хвиль для освітлення об'єкта. Цей метод здійснюється в ультрафіолетовому мікроскопі. Об'єкт висвітлюють ультрафіолетом з довжиною хвилі 200 – 240 нм. В ультрафіолетових мікроскопах використовують оптику з кварцового скла, яке пропускає ультрафіолет. Його після проходження через об'єкт перетворюють у видиме світло. Також існують рентгенівські мікроскопи, які потребують спеціального регістратора хвиль, що пройшли через об'єкт.

Максимальне підвищення корисного збільшення досягається в електронному мікроскопі, межа розділення якого досягає 0,1 нм.

Електронний мікроскоп

Електронний мікроскоп (рис. 16.4) - прилад, який дає можливість отримати зображення об'єктів з корисним збільшенням до мільйона разів. Воно досягається завдяки тому, що в електронному мікроскопі використовують пучок електронів.

Роздільна здатність електронного мікроскопа в 1000 - 10000 разів вище, ніж у оптичного мікроскопа. Як було вказано вище, вона обмежується довжиною хвилі фотонів, якими освітлюється об'єкт. Для того, щоб бачити



Рис. 16.4 Електронний мікроскоп

найдрібніші деталі, необхідно зменшити довжину хвилі. При створенні електронного мікроскопа ця проблема була вирішена шляхом заміни фотонів видимого світла електронами.

Електрони характеризуються подвійною природою. Вони мають властивості частинок і хвиль. Це показав французький фізик, нобелівський лауреат Л. де Бройль. Електрону властива довжина хвилі (λ), яка визначається *рівнянням де Бройля*:

$$\lambda = \frac{h}{\vec{P}} = \frac{h}{m \cdot \vec{v}}$$

В даному рівнянні h - константа Планка; P - імпульс електрона, який дорівнює добутку його маси m на швидкість v .

Для отримання зображення в електронному мікроскопі використовують спеціальні магнітні лінзи, що керують рухом електронів в приладі за допомогою магнітного поля. Вони виконують роль об'єктива і окуляра.

У світловому мікроскопі контраст між різними елементами зображення обумовлений неоднаковим поглинанням променів у відповідних точках об'єкта. В електронному мікроскопі поглинання електронів в тонкому об'єкті практично не відбувається, проте вони піддаються розсіюванню, тобто змінюють напрямок свого руху. Ділянки об'єкта з більшою густиною розсіюють пучки електронів сильніше, ніж ділянки з меншою густиною. Різниця в ступені розсіювання використовуються для отримання контрастного зображення.

Контрольні питання:

1. Охарактеризуйте світло як електромагнітну хвилю.
2. Поясніть явища, в яких проявляється хвильова природа світла.
3. Поясніть, що таке поляризоване світло, чим воно відрізняється від природного, як його можна отримати.
4. Що таке оптично активні речовини?
5. Охарактеризуйте призначення і принцип роботи поляриметра.
6. Поясніть принцип побудови зображення у світловому мікроскопі.
7. Що таке роздільна здатність і межа розділення мікроскопу?
8. Обґрунтуйте підвищення роздільної здатності ультрафіолетового і імерсійного мікроскопу.
9. Поясніть, чим розрізняються між собою загальне і корисне збільшення мікроскопу.
10. Поясніть принцип роботи і велику роздільну здатність електронного мікроскопу.

Оберіть правильну відповідь:

1. Суть явища дифракції полягає у:
А. перетворенні білого світла у спектр
Б. розсіюванні світлових хвиль
В. заломленні світлових променів
Г. огинанні перешкод світлом
Д. збільшенні інтенсивності світла
2. Дифракційну решітку використовують для того, щоб:
А. розкласти біле світло у спектр
Б. роздивлятись тонкі деталі об'єкту
В. обмежувати інтенсивність світла
Г. отримувати поляризоване світло
Д. посилювати інтенсивність світла
3. Плоскополяризоване світло відрізняється від природного тим, що:
А. воно може розповсюджуватись в одному напрямку
Б. воно може розповсюджуватись в одній площині
В. вектор напруженості електричного поля коливається в одній площині

- Г. воно представлено світловими хвилями однієї довжини
- Д. вектор напруженості електричного поля коливається в одному напрямку

4. За допомогою поляриметра можна визначити:

- А. інтенсивність світлових хвиль
- Б. концентрацію речовин у розчині
- В. показник заломлення світла
- Г. показник поглинання розчину
- Д. ступень диспергованості розчину

5. При проходженні плоскополяризованого світла через оптично активні середовища відбувається:

- А. обертання площини поляризації
- Б. підсилення інтенсивності світла
- В. перетворення його у природне світло
- Г. зміни напрямку світлових променів
- Д. зміни швидкості розповсюдження хвиль

6. Роздільна здатність мікроскопу підвищується, якщо:

- А. використати розсівні лінзи замість збірних
- Б. збільшити межу розрізнення мікроскопу
- В. збільшити межу розрізнення окуляру
- Г. зменшити межу розрізнення мікроскопу
- Д. зменшити межу розрізнення окуляру

7. Для збільшення роздільності світлового мікроскопу можна:

- А. подвоїти збільшення об'єктиву
- Б. подвоїти збільшення окуляра
- В. збільшити інтенсивності освітлення
- Г. зменшити довжину світлової хвилі
- Д. зменшити показник заломлення

8. У світловому мікроскопі відстань між об'єктом, що розглядається, і об'єктивом має бути:

- А. меншою, ніж фокусна відстань лінзи об'єктиву

- Б. рівною фокусній відстані лінзи об'єктиву
- В. рівною двом фокусним відстаням об'єктиву
- Г. рівною близько півтори фокусні відстані об'єктиву
- Д. більшою, ніж дві фокусні відстані об'єктиву

9. В основі роботи електронного мікроскопу лежить гіпотеза:

- | | | |
|------------|-------------|--------------|
| А. Френеля | Б. Гюйгенца | В. де Бройля |
| Г. Малюса | Д. Нернста | |

10. Роздільна здатність електронного мікроскопу вища, ніж у світлового мікроскопу, завдяки:

- А. великій довжині хвилі електрону
- Б. великому заряду електрона
- В. малому імпульсу електрона
- Г. малій довжині хвилі електрона
- Д. малій швидкості електрону

17. БІОФІЗИКА ЗОРУ

Зір є тим відчуттям, за допомогою якого людина отримує більшу частину інформації про навколишнє середовище. Периферичним відділом зорового аналізатору служать очі. В них знаходяться рецептори, які перетворюють енергію світлових електромагнітних хвиль в енергію нервових імпульсів, що через провідні шляхи головного мозку потрапляють в проєкційні зони кори великих півкуль.

Очі людини мають досить складну будову. Вона забезпечує оптимальні умови для сприйняття світла рецепторами. Функції ока розглядають на основі уявлень геометричної і хвильової оптики.

Будова ока людини

Очне яблуко складає в діаметрі приблизно 24 мм і має три оболонки: зовнішню, судинну і сітчасту (сітківку). Схема будови ока людини представлена на рис. 17.1.

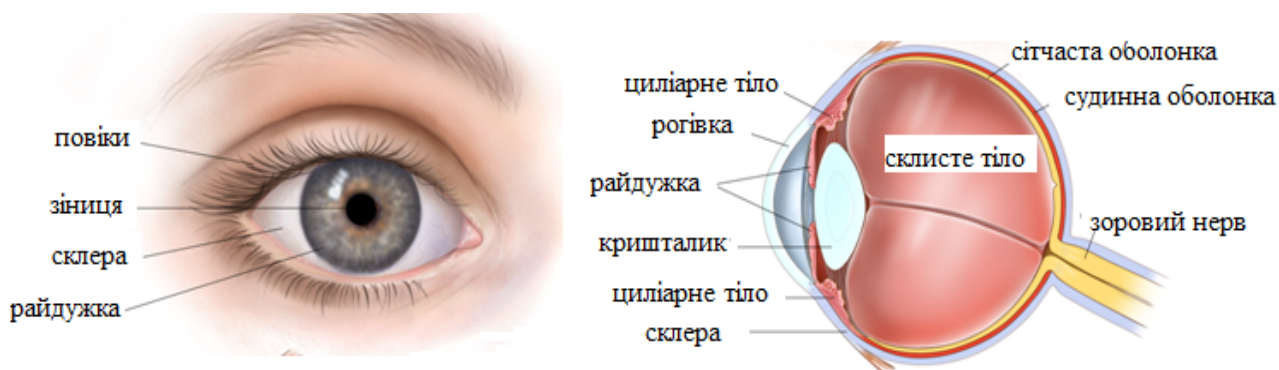


Рис.17.1 Будова ока

Зовнішня оболонка складається з двох частин: її задня частина білого кольору (склера) непрозора. Вона забезпечує форму очей і захищає їх від пошкоджень. Передня частина зовнішньої оболонки (рогівка) прозора. Вона пропускає світло всередину очного яблука.

Судинна оболонка в своїй передній частині представлена райдужкою, отвір в якій називається зіницею. Райдужка містить пігмент, що визначає

колір очей. Діаметр зіниці може змінюватись, регулюючи потік світла, що надходить всередину очного яблука. Позаду зіниці знаходиться війчасте (циліарне) тіло, в якому розташований циліарний м'яз. Судинна оболонка прилягає також до внутрішньої поверхні склери і містить велику кількість судин, що постачають очне яблуко кров'ю.

Сітківка прилягає до внутрішньої поверхні судинної оболонки. В ній знаходяться нервові клітини і фоторецептори - чутливі клітини, які сприймають світло. Існує два типи фоторецепторів - *палички* і *колбочки*. В центральній ямці сітківки містяться лише колбочки. Така ямка є місцем найбільшої гостроти зору. Сліпа пляма позбавлена фоторецепторів. Це місце виходу зорового нерву з сітківки.

Усередині очного яблука знаходиться прозорий кришталик, який має вигляд двоопуклої лінзи. За допомогою цинової зв'язки він прикріплений до війчастого тіла.

Простір між рогівкою і кришталиком заповнено водянистою вологою. Вона міститься в передній камері, яка знаходиться між рогівкою і райдужною оболонкою, і задню камеру - між райдужкою і кришталиком.

Позаду кришталика знаходиться прозоре желеподібне склисте (склоподібне) тіло, яке заповнює очне яблуко зсередини.

Заломлення світла оком

Потрапляючи на око, світло проходить послідовно через чотири заломлюючі середовища: рогівку, водянисту вологу, кришталик, склисте тіло. Абсолютні показники їх заломлення не мають значних відмінностей. Вони складають 1,38 для рогівки, 1,33 для водянистої вологи, 1,40 для кришталика і 1,34 для склистого тіла.

Найбільш значне заломлення світла (рефракція) відбувається на передній поверхні рогівки. Це пояснюється тим, що вона має невеликий радіус кривизни, а її показник заломлення в найбільшій мірі відрізняється від показника заломлення середовища - повітря, з якого надходить світло.

Здатність кришталика заломлювати світло менша, ніж у рогівки, оскільки показник заломлення його речовини близький до показників заломлення оточуючих його рідин. Проте кришталик виконує дуже важливу функцію. Його оптична сила може змінюватися, що забезпечує пристосування зору до бачення об'єктів, розташованих на різних відстанях від ока.

Редуковане око

Редуковане око є спрощеною моделлю реального ока (рис. 17.2). Редуковане око представлено однією лінзою. В ньому заломлюючі ефекти всіх поверхонь реального ока підсумовуються і зводяться до заломлення світла на передній поверхні цієї лінзи. Зображення об'єкта формується на її задній поверхні, яка відповідає сітківці ока.

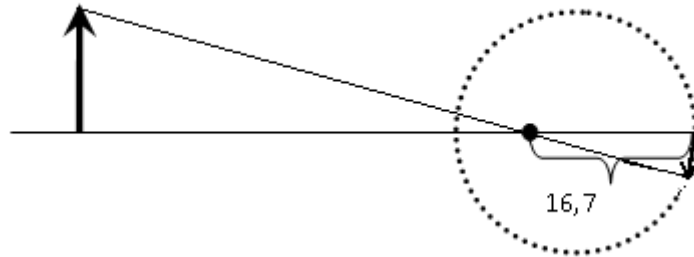


Рис. 17.2 Побудова зображення на сітківці редукованого ока

Редуковане око має головну оптичну вісь. На ній розташована центральна (кардіальна) точка на відстані 16,7 мм від сітківки. Промені світла проходять через цю точку без заломлення до сітківки, де утворюється дійсне, зменшене, перевернуте зображення об'єкта. Його сприйняття в нормальному положенні формується завдяки роботі головного мозку.

Оптична сила редукованого ока становить близько 58,8 діоптрій, довжина 23,4 мм, а показник заломлення 1,4. Редуковане око дозволяє робити обчислення, які мають значення в роботі офтальмохірурга.

Акомодація

Для доброго бачення об'єкта необхідно, щоб його зображення формувалося точно на сітківці. Око не може одночасно чітко бачити далекі і близькі об'єкти. При переведенні погляду з далекого на близький об'єкт і назад потрібна зміна оптичної сили ока – *аккомодація*.

Найбільш віддалена точка, на яку фокусується око, називається *далекою точкою ока*. В нормі вона знаходиться в безмежності. Паралельні промені, що надходять в око від об'єкта, розташованого в дальній точці, фокусуються на сітківці. При цьому спостерігається *спокій аккомодації*.

Об'єкт видно в деталях, коли він встановлений якомога ближче до ока. Мінімальна відстань ясного бачення (*ближня точка ока*) при нормальному зорі складає близько 7-9 см в 20-річному віці. При погляді у ближню точку апарат акомодатії знаходиться в максимально напруженому стані.

Відстанню найкращого бачення називають таку відстань, на якій видно всі деталі об'єкту, що розглядається, без максимального напруження апарату акомодатії, внаслідок чого очі тривалий час не втомлюються.

При фокусуванні ока на об'єкті, розташованому в ближній точці, воно повинно збільшити свою оптичну силу. Цей процес відбувається шляхом зміни форми кришталика. При переведенні погляду з далекої точки ока в ближню точку опуклість кришталика зростає (рис. 17.3).

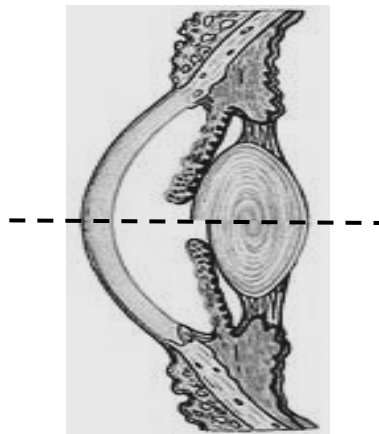


Рис. 17.3 Зміни кривизни кришталика при акомодатії (під пунктиром – його форма при погляді в далеку точку ока, над пунктиром – в ближню)

Кришталик є еластичним. Він оточений гнучкою капсулою і пов'язаний циновою зв'язкою з циліарним тілом. При фокусуванні ока на віддалених об'єктах, циліарний м'яз є розслабленим, цинова зв'язка натягнута. В таких умовах кришталик має відносно плоску форму, а оптична сила ока складає близько 59 Діоптрій.

При переведенні людиною погляду на близькі об'єкти, форма кришталика змінюється. Циліарний м'яз скорочується і зменшує напругу цинової зв'язки. В силу своєї еластичності кришталик стає більш опуклим, а його оптична сила зростає.

З віком еластичність кришталика зменшується, і він не може в повній мірі змінювати свою кривизну. Здатність ока до акомодатії порушується. Цей стан називається *пресбіопією*.

Рефракція здорового ока і її аномалії

Еметропія – рефракція здорового ока. Вона характеризується тим, що паралельні світлові промені від віддалених об'єктів фокусуються на сітківці при повному розслабленні циліарного м'яза. При фокусуванні близьких об'єктів він скорочується, забезпечуючи необхідну ступінь акомодатії. При еметропії людина чітко бачить як віддалені, так і близько розташовані об'єкти, оскільки їх зображення фокусується на сітківці.

Гіперметропія (гіперопія) відома також як далекозорість. Вона обумовлена або малим розміром очного яблука, або недостатньою оптичною силою ока (рис. 17.4). В таких умовах паралельні світлові промені від віддалених об'єктів у спокої акомодатії фокусуються за сітківкою. Для подолання цієї аномалії циліарний м'яз скорочується при погляді у далеку точку ока, збільшуючи його оптичну силу. Таким чином, далекозора людина здатна фокусувати віддалені об'єкти на сітківці, використовуючи механізм акомодатії. Для бачення ближчих об'єктів резерву акомодатії може не вистачати. Тому для корекції далекозорості необхідно збільшити здатність ока до заломлення світла. Для цього використовують опуклі (збірні) лінзи, які додають свою оптичну силу до оптичної сили ока

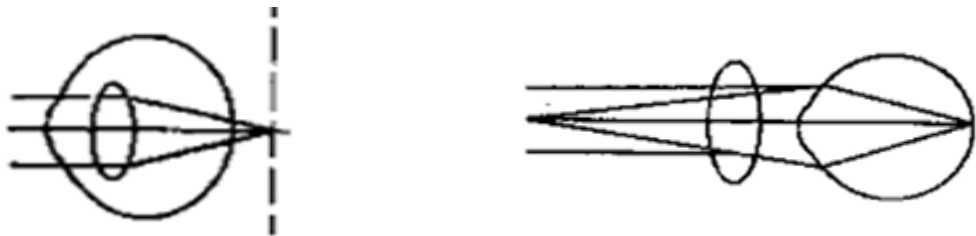


Рис. 17.4 Заломлення променів далекозорим оком людини (А) і корекція далекозорості (Б)

Міопія. При міопії (короткозорості) паралельні світлові промені від віддалених об'єктів фокусуються перед сітківкою, незважаючи на те, що циліарний м'яз повністю розслаблений (рис. 16.5 А). Причинами цього можуть бути занадто подовжене очне яблуко або надмірно висока оптична сила ока.

Механізму, за допомогою якого око могло б зменшити оптичну силу кришталіка так, щоб вона була менша, ніж у спокої акомодатії, не існує. Тому у людини з міопією фокусування віддалених об'єктів на сітківці

неможливе. Зображення може сфокусуватися тільки, якщо об'єкт знаходиться досить близько від ока.

Занадто велика оптична сила ока при міопії може бути усунена увігнутою (розсівною) лінзою (рис. 17.5 Б). Використовуючи лазерну техніку, можна також відкоригувати занадто велику опуклість роговиці хірургічним шляхом.

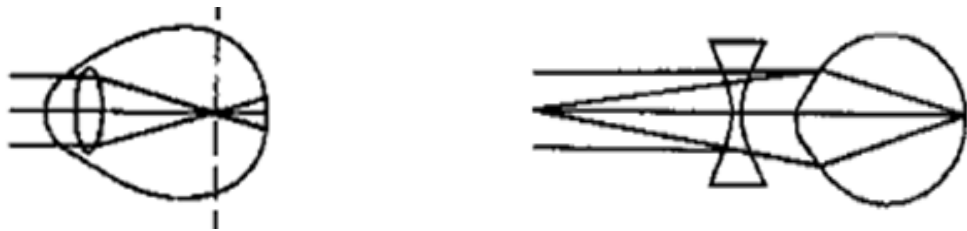


Рис. 17.5 Заломлення променів короткозорим оком людини (А) і корекція короткозорості (Б)

Астигматизм. Така аномалія рефракції зумовлена тим, що заломлююча поверхня рогівки є еліпсоїдальною, а не сферичною. Астигматизм спостерігається, коли рогівка в одній зі своїх площин має занадто велику кривизну. В результаті світлові промені, що проходять через різні площини рогівки, заломлюються неоднаково і не збираються в загальному фокусі. Астигматизм не може компенсуватися оком за допомогою акомодатії, але коригувати його можна за допомогою циліндричної лінзи, яка виправляє помилку в одній з площин.

Для корекції різних аномалій рефракції використовують окулярні і контактні лінзи. Останні встановлюють на передній поверхні рогівки. Вони фіксуються тонким шаром слізної рідини, що заповнює простір між лінзою і рогівкою. Жорсткі контактні лінзи виготовляють з пластмаси. Їх розміри складають до 1 мм в товщину і 1 см в діаметрі. В основному, використовують м'які контактні лінзи.

Гострота зору

Здатність людського ока розрізняти дрібні деталі обмежена. При нормальному зорі очі можуть розрізняти точкові джерела світла, розташовані на відстані 25 дугових секунд. Це означає, що людина з нормальною гостротою зору може розрізнити дві точки світла, які розташовані на відстані

приблизно 10м від ока, якщо вони знаходяться одна від другої на відстані 2мм (рис. 17.6). При її зменшенні зображення точок зливаються.

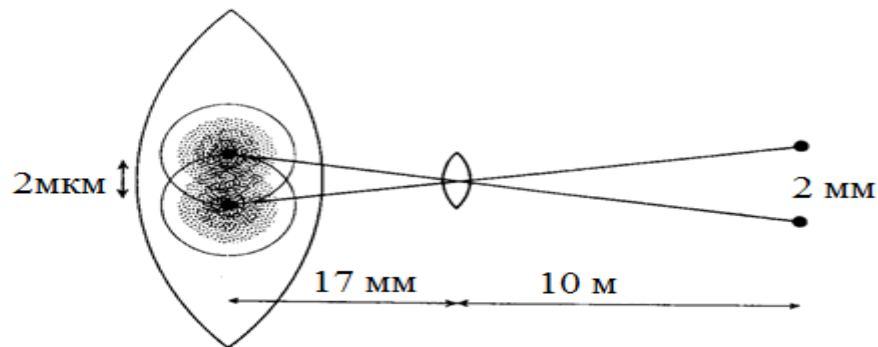


Рис. 17.6 Максимальна гострота зору для двох точкових джерел світла

Наявність цієї межі обумовлено структурою сітківки. Середній діаметр рецепторів в сітківці становить приблизно 1,5 мкм. Людина може розрізнити дві окремі точки, якщо в сітківці відстань між їх зображеннями становить не менш, ніж 2 мкм. Таким чином, щоб розрізнити два невеликих об'єкта, вони повинні викликати збудження двох різних рецепторів сітківки. Між ними повинен перебувати, принаймні, один незбуджений рецептор.

Контрольні питання:

1. Опишіть будову ока людини, вкажіть його заломлюючі поверхні.
2. Побудуйте зображення об'єкта за допомогою редукованого ока.
3. Опишіть процес акомодатії ока. Які вона має границі?
4. Обґрунтуйте поняття «відстань найкращого бачення».
5. Охарактеризуйте властивості короткозорого ока. Яким чином здійснюють корекцію короткозорості.
6. Охарактеризуйте властивості далекозорого ока. Яким чином здійснюють корекцію далекозорості?
7. В чому причина астигматизму ока? Якими лінзами цей недолік коректують?
8. Охарактеризуйте роль фоторецепторів в забезпеченні зору людини.

Оберіть правильну відповідь:

1. Для корекції астигматизму використовують лінзи:

- А. опуклі
- Б. циліндричні
- В. увігнуті
- Г. збирають
- Д. розсіюють

2. Корекцію короткозорості проводять за допомогою лінз:

- А. опуклих
- Б. циліндричних
- В. розсівних
- Г. збірних
- Д. любих

3. Визначте властивість далекозорого ока:

- А. збирає промені від далеких об'єктів перед сітківкою
- Б. має зменшену оптичну силу
- В. має збільшену оптичну силу
- Г. його корекцію здійснюють розсівними лінзами
- Д. його корекцію неможливо здійснити

4. Ця заломлююча поверхня ока має найбільшу оптичну силу:

- А. сітківка
- Б. склоподібне тіло
- В. кришталік
- Г. рогівка
- Д. циліарний м'яз

5. Ця заломлююча поверхня ока грає провідну роль в акомодатії:

- А. сітківка
- Б. склоподібне тіло
- В. кришталік
- Г. рогівка
- Д. передня камера

6. Спокій акомодатії спостерігається тоді, коли:

- А. людина знаходиться в спокої
- Б. погляд спрямований в точку найкращого бачення
- В. об'єкт розташований близько до ока
- Г. погляд людини направлений в нескінченність
- Д. людина дивиться тільки на великий об'єкт

7. При погляді в нескінченність циліарний м'яз:

- А. розслаблений
- Б. напружений
- В. скорочений
- Г. збуджений
- Д. інактивований

8. При погляді в ближню точку ока кришталик має:

- А. найбільшу фокусну відстань
- Б. найменший показник заломлення
- В. найбільший показник заломлення
- Г. найменшу оптичну силу
- Д. найбільш опуклу форму

9. При погляді в ближню точку ока при нормальному зорі зображення предмета формується:

- А. за сітківкою
- Б. на сітківці
- В. завжди в жовтій плямі
- Г. перед сітківкою
- Д. тільки колбами

10. На сітківці формується зображення. Вкажіть його характеристики:

- А. уявне, перевернуте, збільшене
- Б. уявне, пряме, зменшене
- В. дійсне або уявне, однак перевернуте
- Г. дійсне, перевернуте, зменшене
- Д. дійсне, пряме, зменшене

18. ТЕПЛОВЕ ВИПРОМІНЮВАННЯ. ОСНОВИ ТЕРМОГРАФІЇ

Поняття теплового випромінювання

Теплове випромінювання - це електромагнітне випромінювання тіл, яке виникає за рахунок їх внутрішньої енергії. Вона є сумою кінетичної і потенціальної енергії всіх частинок речовини, що утворюють тіла. При хаотичному (тепловому) русі атомів і молекул, відбуваються їхні зіткнення. Результатом цього є перехід частинок в збуджений стан. При переході їх в основний стан надлишок енергії випромінюється у вигляді електромагнітних хвиль, які представляють собою теплове випромінювання.

При температурах, близьких до температури тіла людини, основним джерелом енергії теплового випромінювання є коливальний і обертальний рух молекул в складі речовини. Теплове випромінювання тіла людини відноситься до інфрачервоного діапазону природної шкали електромагнітних хвиль, довжина яких складає від 750нм до 2мм.

Весь діапазон інфрачервоного випромінювання ділять на області (відносно діапазону видимого світла): ближню (750нм - 2500нм), середню (2500нм – 50000нм) і далеку (50000нм – 2000000нм).

Теплове випромінювання збільшується за інтенсивністю з ростом температури. Однак таке випромінювання утворюють і холодні тіла. При пониженні температури зменшується його інтенсивність і змінюється спектральний склад.

В ізольованій системі теплове випромінювання прагне до рівноважного стану. В умовах, коли будь-яке тіло буде випромінювати більше енергії, ніж поглинати, його температура впаде, а інтенсивність теплового випромінювання зменшиться, що сприятиме поверненню до стану рівноваги.

Характеристики теплового випромінювання

Енергетична світність тіла - це кількість енергії теплового випромінювання у всьому діапазоні його довжин хвиль, яке випускається тілом в усіх напрямках з одиниці площі поверхні за одиницю часу:

$$R = \frac{E}{t \cdot S} \quad \left[\frac{Вт}{м^2} \right]$$

Величина енергетичної світності тіла залежить від його природи, його температури і стану поверхні.

Теплове випромінювання представляє собою сукупність хвиль різної довжини, яким відповідає неоднорода енергетична світність. Величина енергетичної світності dR при даній температурі, яка припадає на певний інтервал довжин хвиль випромінювання, пропорційна ширині цього інтервалу $d\lambda$ і спектральній густині енергетичної світності r_λ (випромінювальній здатності): $dR = r_\lambda d\lambda$.

Спектр випромінювання - це залежність спектральної густини енергетичної світності від довжини хвиль.

Тіла не тільки випускають, але також поглинають енергію теплового випромінювання. Відношення потоку енергії, який поглинається тілом $\Phi_{\text{погл}}$ до енергії, що падає на нього $\Phi_{\text{пад}}$, називається *коефіцієнтом поглинання* α (поглинальною здатністю):

$$\alpha = \frac{\Phi_{\text{погл}}}{\Phi_{\text{пад}}}$$

Монохроматичним коефіцієнтом поглинання називається коефіцієнт поглинання певного діапазону довжини хвиль теплового випромінювання.

Величина коефіцієнта поглинання різних тіл може приймати значення від 0 до 1. Тіло з коефіцієнтом поглинання, що дорівнює одиниці, називають *абсолютно чорним тілом*. Воно є фізичною абстракцією. Однак моделлю, близькою за властивостями до чорного тіла, є порожнина з точковим отвором (рис. 18.1). Промені, що входять в таку порожнину, багаторазово відбиваються від її стінок і в результаті практично повністю поглинаються.

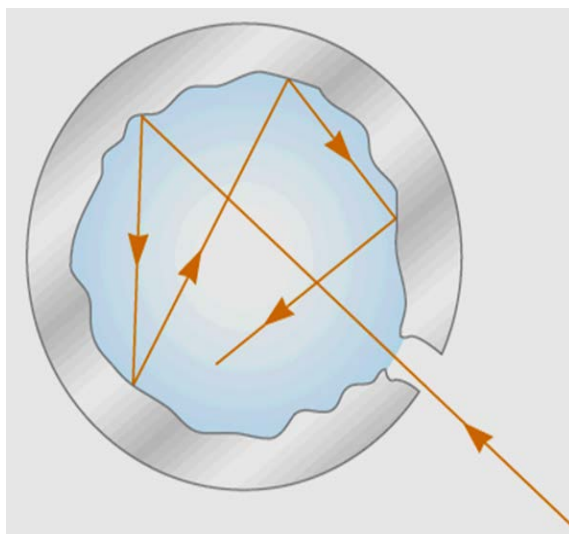


Рис. 18.1 Модель абсолютно чорного тіла

Тіла, для яких $0 < \alpha < 1$, називаються *сірими тілами*. Їх коефіцієнт поглинання залежить від температури, але не від довжини хвилі. Тіло людини є сірим тілом з коефіцієнтом поглинання $\alpha = 0,9$.

Закони теплового випромінювання

Закон Кірхгофа. Теплове випромінювання є рівноважним: чим більше енергії випромінює тіло, тим більше воно повинно її поглинати. В ізольованій системі, що складається з декількох тіл, відношення спектральної густини енергетичної світності до монохроматичного коефіцієнта поглинання при певній температурі є однаковим:

$$\left(\frac{r_{\lambda T}}{\alpha_{\lambda T}} \right)_1 = \left(\frac{r_{\lambda T}}{\alpha_{\lambda T}} \right)_2 = \left(\frac{r_{\lambda T}}{\alpha_{\lambda T}} \right)_3 = const$$

Вказане співвідношення залишається вірним і в тому випадку, якщо одне з тіл буде абсолютно чорним (АЧТ):

$$\left(\frac{r_{\lambda T}}{\alpha_{\lambda T}} \right)_1 = \left(\frac{r_{\lambda T}}{\alpha_{\lambda T}} \right)_2 = \left(\frac{r_{\lambda T}}{\alpha_{\lambda T}} \right)_{ачт} = const$$

Закон Кірхгофа: відношення спектральної густини енергетичної світності тіла до його монохроматичного коефіцієнту поглинання не залежить від природи тіла, але залежить лише від температури і довжини хвилі. Для абсолютно чорного тіла $\alpha = 1,0$. Тому його спектральна густина енергетичної світності $\varepsilon_{\lambda T}$ є найбільшою і представляє собою універсальну функцію довжини хвилі випромінювання і температури тіла:

$$\left(\frac{r_{\lambda T}}{\alpha_{\lambda T}} \right)_1 = \left(\frac{r_{\lambda T}}{\alpha_{\lambda T}} \right)_2 = \varepsilon_{\lambda T}$$

Спектр випромінювання абсолютно чорного тіла був детально досліджений в кінці 19 століття за допомогою описаної вище експериментальної моделі. На графіку (рис. 18.2) видно, що спектр має більш полого праву частину (в області великих довжин хвиль), вершину і більш круту ліву частину. Зі збільшенням температури крива зміщується вгору, а точка максимуму переміщається вліво, тобто в бік меншої довжини хвилі. Ці закономірності описують закони Стефана-Больцмана і Віна.

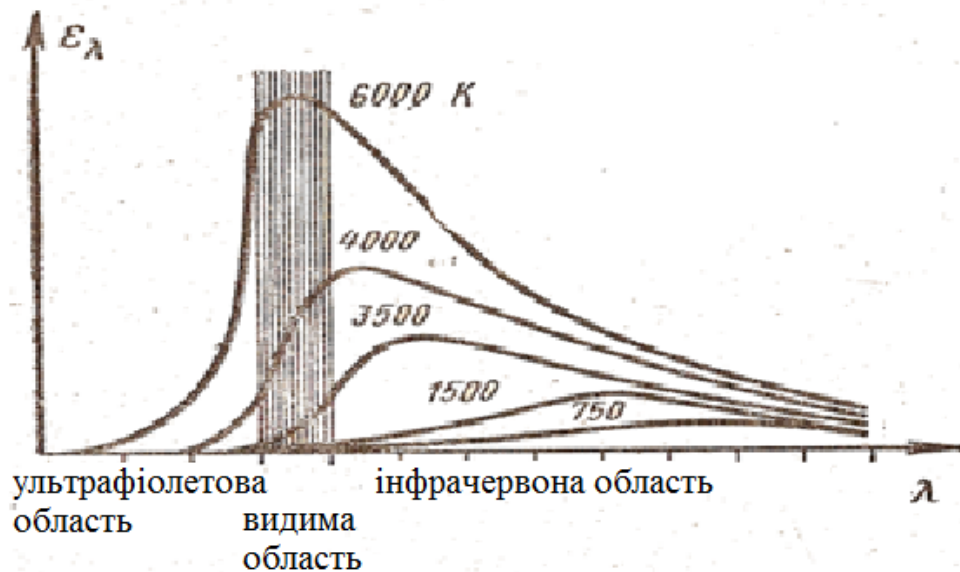


Рис. 18.2 Спектр випромінювання абсолютно чорного тіла

Закон Стефана-Больцмана: енергетична світність пропорційна абсолютній температурі тіла в четвертому ступені:

$$R = \sigma T^4$$

де σ - константа Стефана-Больцмана.

На графіку закон Стефана-Больцмана проявляється тим, що з ростом температури збільшується площа, обмежена кривою спектру і віссю абсцис. Ця площа відповідає величині енергетичної світності тіла.

Закон зміщення Віна: довжина хвилі, на яку припадає максимум спектральної густини енергетичної світності тіла, обернено пропорційна його абсолютній температурі T :

$$\lambda_{\max} = \frac{b}{T}$$

де b - константа Вина.

На графіку рис. 18.2 цей закон проявляється в тому, що крива спектру теплового випромінювання тіла з ростом температури зсувається вліво. Таким чином, при збільшенні температури змінюється не тільки повна енергія випромінювання, але й сама форма кривої розподілу спектральної густини енергетичної світності: максимум випромінювання зміщується в бік більш коротких довжин хвиль.

Теорія Планка. Великий німецький учений, лауреат Нобелівської премії з фізики М. Планк висунув уявлення про те, що випромінювання

здійснюється не безперервним потоком, а окремими порціями - *квантами* (1900). Кванти називаються також фотонами. Енергія кванта пропорційна частоті випромінювання:

$$E=h\nu$$

де h - константа Планка.

Квантовий характер випромінювання не відчутний за допомогою наших органів почуттів з огляду на надзвичайну малу енергію квантів. Керуючись уявленнями про них, Планк вивів рівняння для спектральної густини енергетичної світності абсолютно чорного тіла, яке повністю відповідало експериментальним даним.

Теорія Планка була повністю доведена численними експериментами і лежить в основі фундаментальних уявлень фізики, хімії, біології. Квантовий характер характерний для всіх діапазонів електромагнітних хвиль. Однак енергія квантів в різних діапазонах сильно відрізняється. Вона дуже мала у радіохвиль і досягає максимального значення у γ - випромінювання, яке характеризується надзвичайно високою частотою.

Випромінювання Сонця

Сонце - основне джерело теплового випромінювання в природі. Сонячне випромінювання характеризується широким діапазоном довжин хвиль: від 0,1нм до 10м і більше. У сонячному спектрі представлені всі діапазони електромагнітних хвиль. 99% сонячної енергії припадає на діапазон від 280 до 6000нм. Значну частину спектру становить інфрачервоне випромінювання. До земної поверхні доходить всього одна двохмільярдна частина теплоти, випромінюваної Сонцем. Проте цього достатньо для забезпечення життя на Землі. Кількість енергії, яку приносять сонячні промені за 1с на площу в 1 м², розташовану за межами земної атмосфери на висоті 82 км і перпендикулярну сонячним променям, називають *сонячною постійною*. Вона дорівнює 1,4 10³ Вт/м². На поверхні Землі величина сонячної енергії менша, оскільки у земній атмосфері велика частина інфрачервоного випромінювання поглинається молекулами води, кисню, азоту, вуглекислого газу.

Спектральний розподіл нормальної густини потоку сонячного випромінювання збігається з таким для абсолютно чорного тіла при температурі 6000 градусів. Тому Сонце можна розглядати як випромінювач, близький за своїми властивостями до чорного тіла.

Біологічна дія теплового випромінювання

Тіло людини постійно поглинає теплове випромінювання. Цей процес залежить від температур тіла людини і навколишнього середовища. Застосування теплового випромінювання є одним з видів фізіотерапії. Для цього використовують солюкс, світло-теплові ванни, різні інфрачервоні лампи.

Інфрачервоні промені проникають в тканини організму на велику глибину. Це призводить до прогрівання всієї товщі шкіри і частини підшкірних тканин.

Під впливом інфрачервоного опромінення в тканинах посилюються метаболічні процеси і прискорюються ферментативні реакції, процеси загоєння ран, запальні процеси, підвищується місцева опірність тканин і захист проти інфекцій.

При дії теплового випромінювання в тканинах посилюється утворення ряду речовин, які впливають на передачу імпульсів в нервовій системі і на регуляцію кровообігу. В результаті дії інфрачервоних променів на шкіру в ній активуються специфічні чутливі нервові закінчення, інформація від яких надходить в центральну нервову систему. В результаті цього рефлекторно розширюються судини шкіри, збільшується об'єм циркулюючої в них крові, посилюється виділення поту.

Загальна дія теплового випромінювання призводить до виділення значної кількості поту, видалення зайвого жиру і разом з ним важких металів і ряду токсичних речовин.

Реєстрація інфрачервоного випромінювання тіла людини

Тіло людини є джерелом невидимого інфрачервоного випромінювання. Максимум випромінювання при температурі тіла припадає на довжину хвилі 9,5 мкм. Інфрачервоне випромінювання шкіри визначається її температурою і залежить від трьох основних чинників: особливостей кровопостачання, інтенсивності обмінних процесів і відмінностей в теплопровідності окремих ділянок.

Згідно із законом Стефана-Больцмана кількість випромінюваної енергії залежить від абсолютної температури в четвертому ступені. Тому навіть невеликі зміни температури поверхні тіла значно впливають на інтенсивність інфрачервоного випромінювання.

Медична термографія (тепlobачення) - це метод реєстрації

інфрачервоного випромінювання тіла людини. Даний метод дозволяє вимірювати безконтактно температуру окремих ділянок тіла. Він має певне діагностичне значення, оскільки температура є важливим інтегральним показником фізіологічних процесів. Термографія - простий, короткотривалий, безболісний, хоч і не дуже специфічний метод дослідження, придатний для масових оглядів.

У нормі розподіл температури однакових ділянок тіла людини є симетричним. Тому завданням термографії служить виявлення локалізації та ступеня асиметрії розподілу температур. Враховують також найбільш типові і постійні градієнти термограм голови і кінцівок. Так температура внутрішнього кута ока на $0,5-0,7^{\circ}$ вище, ніж температура зовнішнього його кута, а температура стегна - на $0,6-1,1^{\circ}$ вище, ніж стопи.

Тепловізори (термографи) дають безконтактне зображення карти інфрачервоного світіння досліджуваної частини тіла людини. Їх чутливість дуже велика і досягає сотих часток градуса. Тепловізори вловлюють інфрачервоне випромінювання і перетворюють в видиму для ока картину. Випромінювання концентрується за допомогою системи спеціальних дзеркал і потрапляє на фотоприймач, який має вибірккову чутливість до певної хвилі інфрачервоного спектра.

Прийняте випромінювання викликає зміни електричних властивостей фотоприймача. Ці зміни реєструються і посилюються електронною схемою. Отриманий сигнал піддається цифровій обробці і передається на блок відображення інформації, який має колірну палітру. В ній кожному значенню сигналу присвоюється певний колір. На екрані монітора з'являється зображення, колір точок якого відповідає величині температури в даній області джерела випромінювання. Виходить «теплової портрет» людини, на якому видно всі ділянки з аномально високою або низькою температурами. Комп'ютерні системи дозволяють запам'ятовувати термограми, обробляти їх за допомогою аналітичних програм.

Існує також *контактна термографія*, яка здійснюється за допомогою рідкокристалічних плівок. Вона базується на оптичних властивостях рідких кристалів, які змінюють свій колір при нанесенні на тепловипромінюючі поверхні. При цьому такі зміни залежать від температури ділянки тіла, що досліджується. Перевагою контактної термографії є менша її вартість, але вона менш чутлива, ніж термографія, здійснювана тепловізорами.

Найбільш важливі області діагностичного використання термографії: розпізнавання пухлинних утворень грудної і щитовидної залоз; діагностика захворювань суглобів, уражень сонних артерій і артерій кінцівок, а також порушень венозного кровообігу.

Відомо, що злоякісна пухлина внаслідок підвищеного метаболізму має більш високу температуру в порівнянні з навколишніми тканинами. Температура також завжди підвищена у місці запалення. Напроти, порушення кровообігу певних ділянок тіла в результаті звуження кровоносних судин призводить до зменшення кровопостачання тканин, послаблення обміну речовин і, відповідно, до зниження температури в цій ділянці.

Внаслідок своєї високої чутливості термографія дозволяє в багатьох випадках виявляти ранні доклінічні стадії патологічних порушень.

Контрольні питання:

1. Що таке теплове випромінювання?
2. Які характеристики теплового випромінювання тіла Вам відомі?
3. Який показник характеризує поглинання теплового випромінювання.
4. Охарактеризуйте закон Кірхгофа.
5. В чому полягає закон Стефана-Больцмана?
6. Що таке закон зміщення Віна?
7. В чому полягає гіпотеза Планка?
8. Що таке медична термографія? Вкажіть засоби її здійснення.

Оберіть правильну відповідь:

1. Джерелом енергії для теплового випромінювання тіла є:
А. внутрішня енергія тіла
Б. зовнішні джерела енергії
В. енергія радіоактивного розпаду
Г. енергія іонізації атомів
Д. енергія руху тіла як цілого
2. Згідно закону Стефана-Больцмана енергетична світність тіла:
А. прямо пропорційна довжині хвилі електромагнітного випромінювання
Б. прямо пропорційна частоті електромагнітного випромінювання тіла
В. прямо пропорційна абсолютній температурі в четвертому ступені

- Г. обернено пропорційна термодинамічній температурі тіла
- Д. обернено пропорційна довжині хвилі електромагнітного випромінювання.

3. Проаналізуйте, від чого залежить довжина хвилі, на яку припадає максимум теплового випромінювання тіла:

- А. знаходиться в логарифмічній залежності від температури тіла
- Б. обернено пропорційна монохроматичному коефіцієнту поглинання
- В. прямо пропорційна абсолютній температурі тіла
- Г. обернено пропорційна абсолютній температурі тіла
- Д. прямо пропорційна коефіцієнту поглинання

4. Проаналізуйте, що можна визначити за законом зміщення Віна для теплового випромінювання тіла:

- А. величину енергетичної світності тіла
- Б. довжину хвилі, на яку припадає максимум випромінювання
- В. максимальну довжину хвилі теплового випромінювання тіла
- Г. мінімальну довжину хвилі теплового випромінювання тіла
- Д. максимальну довжину хвилі при даній температурі тіла

5. Проаналізуйте, що можна визначити за допомогою закону Стефана-Больцмана для теплового випромінювання тіла:

- А. величину енергетичної світності тіла
- Б. коефіцієнт поглинання тіла
- В. довжину хвилі випромінювання тіла
- Г. енергію кванта випромінювання
- Д. частоту теплового випромінювання тіла

6. Величина енергії кванта випромінювання:

- А. прямо пропорційна його частоті
- Б. прямо пропорційна довжині хвилі
- В. обернено пропорційна його частоті
- Г. не залежить від частоти і довжини хвилі
- Д. є постійною величиною

7. Визначте, що таке коефіцієнт поглинання тілом теплового

випромінювання:

- А. загальна кількість випромінювання, яке може поглинути тіло;
- Б. відношення поглиненого потоку випромінювання до потоку, що падає на тіло
- В. відношення потоку випромінювання, що падає на тіло, до потоку, що воно поглинає
- Г. сума потоків теплового випромінювання, яке падає і поглинається тілом
- Д. кількість випромінювання, яке може поглинути тіло за одиницю часу.

8. Проаналізуйте причини зменшення ефективності тепловіддачі за допомогою теплового випромінювання, якщо температура тіла дорівнює температурі навколишнього середовища:

- А. тіло перестає бути джерелом теплового випромінювання
- Б. тіло поглинає стільки випромінювання, скільки випромінює
- В. внутрішня енергія тіла виснажується при підвищенні температури
- Г. тепловіддача перестає в таких умовах здійснюватися
- Д. в таких умовах не здійснюються електронні переходи в молекулах

9. Діапазон інфрачервоних хвиль ділиться на близьку, середню і далеку області. Такий поділ ведеться щодо:

- А. діапазону видимого світла
- Б. розміщення їх випромінювача в просторі
- В. розміщення їх приймача в просторі
- Г. початку шкали електромагнітних хвиль
- Д. їх здатності викликати віддалені ефекти

10. Безпосередньою причиною теплового випромінювання служать:

- А. переходи ядер речовин з вищих енергетичних рівнів на нижчі
- Б. переходи електронів між підрівнями зємановського розщеплення
- В. переходи електронів з нижчих енергетичних рівнів на вищі
- Г. переходи електронів з вищих енергетичних рівнів на нижчі
- Д. ядерні перетворень в атомах речовин, що утворюють організм

19. ЛЮМІНЕСЦЕНЦІЯ, ЛАЗЕРИ. ЇХ ЗАСТОСУВАННЯ В МЕДИЦИНІ

Загальна характеристика люмінесценції

Люмінесценція - це нетеплове світіння речовини, яке відбувається після поглинання нею енергії збудження. На відміну від теплового випромінювання, люмінесценція відбувається не за рахунок внутрішньої енергії *люмінофора*, а за рахунок інших її форм: світлової, електричної, хімічної та ін.

Залежно від чинників, які викликають люмінесценцію, розрізняють: *фотолюмінесценцію*, яка виникає під впливом світла; *електролюмінесценцію* – під дією електричного поля; *хемілюмінесценцію* – за рахунок енергії хімічних реакцій; *катодолюмінесценцію* – під впливом швидких електронів; *рентгенолюмінесценцію* – під дією рентгенівських променів; *радіолюмінесценцію* - під впливом радіоактивних випромінювань.

За тривалістю розрізняють *флюоресценцію* (короткочасне світіння) і *фосфоресценцію* (тривале).

Фізична природа люмінесценції

Люмінесценція виникає в результаті переходу атомів і молекул зі збудженого стану в основний (стабільний).

Атоми і молекули є квантові системи, в яких електрони перебувають на різних енергетичних рівнях. Відповідно до принципу мінімуму енергії електрони розміщуються, починаючи від ближнього до ядра (нижнього) енергетичного рівня. Потім заповнюються наступні рівні, більш далекі від ядра (вищі). Таке розташування електронів характеризує *основний енергетичний стан атомів*. Вони можуть перебувати в основному стані невизначено довгий час. Саме в ньому знаходиться значна більшість атомів в речовині в звичайних умовах.

Однак можливий стрибкоподібний перехід електрону з нижчого енергетичного рівня на більш високий. При цьому атом переходить у *збуджений стан*. Для такого переходу атому необхідна енергія, наприклад, кванта світла $E = h\nu$, яка дорівнює різниці енергетичних рівнів збудженого і основного станів атома. Проте збуджений стан нестійкий: час перебування в ньому атома дуже короткий - 10^{-8} с. Тому відбувається повернення електрона з більш високого енергетичного рівня на більш низький, який

супроводжується випромінюванням кванту енергії. Такий перехід є *спонтанним (мимовільним)*.

В залежності від будови електронних оболонок атома у вигляді люмінесценції може випромінюватись частина або вся енергія збудження (рис. 18.1). Поглинаючи квант енергії, електрон атома переходить з рівня 1 на рівень 3.

Далі можлива ситуація, при якій вся енергія, поглинена атомом, випромінюється у вигляді люмінесценції (а). Така люмінесценція називається *резонансною*. В цьому випадку енергія квантів, які поглинаються і випромінюються, однакова.

Для люмінесценції молекул характерний інший процес (б). Електрон спочатку переходить на проміжний рівень 2. Енергія при такому переході розсіюється у вигляді тепла. Випромінювання кванта люмінесценції відбувається при переході на рівень 1. В цьому випадку енергія кванта люмінесценції менш, ніж енергія поглиненого кванта.

У наступному прикладі (в) електрон з рівня 3 без випромінювання переходить спочатку на рівень 4 (метастабільний), де електрон може затримуватися відносно тривалий час. З метастабільного рівня він повертається через рівень 2 на рівень 1, що супроводжується люмінесценцією.

Приклади, показані на рис. 19.1 (а, б) характеризують флюоресценцію, тривалість якої становить приблизно 10^{-8} с, на рис. 62 (в) - фосфоресценції. Її тривалість може вимірюватися секундами, хвилинами.

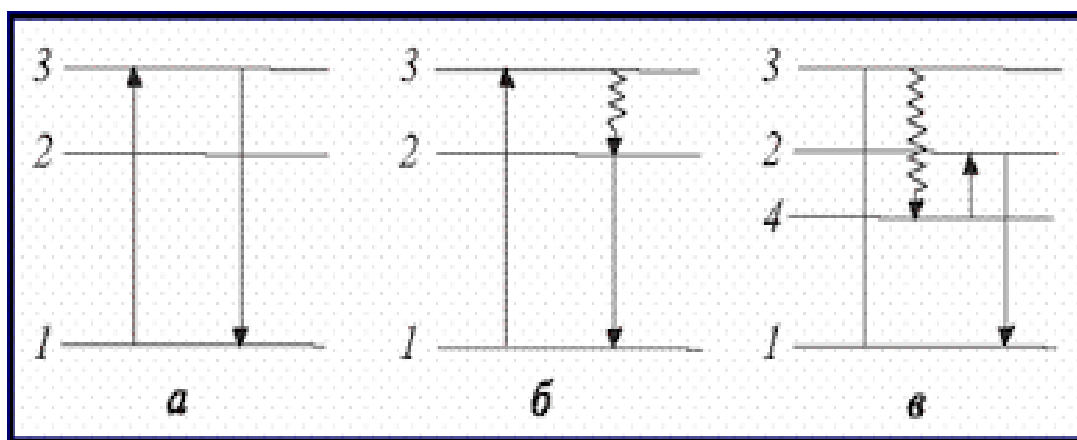


Рис. 19.1 Види люмінесценції

Закон Стокса встановлює, що довжина хвилі люмінесцентного випромінювання більше, ніж довжина хвилі світла, який викликав люмінесценцію. Спектр люмінесценції зміщений відносно спектра світла, який її викликав, в сторону більших довжин хвиль (рис.19.2).



Рис 19.2 Закон Стокса

Пояснити закон Стокса можна тим, що енергія кванта, що викликає збудження, при поглинанні його речовиною частково розсіюється у вигляді тепла. Тому енергія кванта люмінесценції виявляється меншою, а довжина світлової хвилі - більшою.

Можлива також *антистоксовська люмінесценція*, коли довжина хвилі люмінесцентного випромінювання менш, ніж довжина хвилі світла, що викликало люмінесценцію. Таке може відбуватись, якщо зовнішній квант поглинається вже збудженою молекулою.

Основною енергетичною характеристикою люмінесценції є *енергетичний вихід* η - відношення енергії, яка випромінюється люмінофором (E), до енергії, яку люмінофор поглинає (E_0):

$$\eta = \frac{E}{E_0}.$$

Закон Вавилова: енергетичний вихід люмінесценції спочатку зростає пропорційно зростанню довжині хвилі збуджуючого світла, а потім різко падає (рис. 18.3). Спад енергетичного виходу до нуля пояснюється дуже маленькою енергією зовнішніх фотонів при великих довжинах хвиль.

Застосування люмінесценції в медицині

Використання в світильниках. За допомогою люмінесцентних ламп можна отримати ультрафіолетове випромінювання, яке є важливим

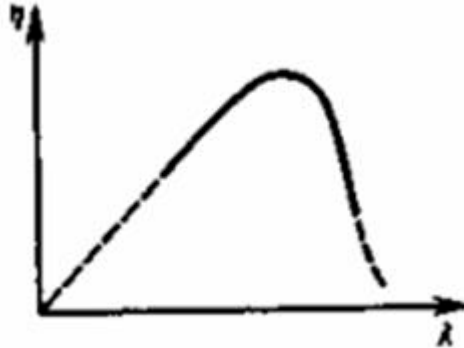


Рис. 1.10. Спектр люмінесцентної лампи

фізіотерапевтичним фактором, а також застосовується в багатьох приладах. Люмінесцентна ртутна лампа виготовлена з кварцового скла, прозорого для ультрафіолетових променів. У ній міститься невелика кількість ртуті. При пропущенні через лампу електричного струму ртуть випаровується і світитися за типом електролюмінесценції. В її спектрі поряд зі світловими променями є і ультрафіолетові хвилі. Вони широко використовуються як лікувальний фактор: для мобілізації захисних сил організму, стимуляції утворення вітаміну D. Ультрафіолетове випромінювання має також виражену бактерицидну дію.

Люмінесцентний аналіз - метод визначення різних речовин по характерному для них кольору люмінесценції (флуоресценції). Під дією ультрафіолетового випромінювання багато речовин випромінюють люмінесценцію в ультрафіолетовому або видимому діапазонах. Характеристики випромінювання залежать від природи речовини. Люмінесцентний метод дуже чутливий. Він дозволяє виявляти і вимірювати концентрацію багатьох біологічно важливих речовин, які містяться в надзвичайно малих кількостях, порядку мільйонної частки відсотка. Для цього об'єкт висвітлюють ультрафіолетовими променями і досліджують викликану ними флуоресценцію. Існують два види аналізу: якісний аналіз - це визначення наявності або відсутності певної речовини; кількісний аналіз – з'ясування її концентрації по інтенсивності світіння.

Макроаналіз дозволяє визначати речовини в макрооб'єктах за допомогою спеціальних приладів - *флюорометрів*. При необхідності дослідити спектр люмінесценції застосовують *спектрофлюорометр*.

Мікроаналіз вимагає застосування *люмінесцентного мікроскопа*. У такому мікроскопі препарат освітлюють ультрафіолетовими променями, і використовують фільтри, які пропускають тільки люмінесцентне випромінювання. В люмінесцентній мікроскопії також використовують флуоресцентні зонди - речовини, які зв'язуються з певними структурами клітин.

Багато молекул біологічних речовин є природними люмінофорами, тобто здатні надавати люмінесцентне світіння при відповідному збудженні. До них відносяться білки, основним джерелом люмінесценції яких є амінокислота триптофан. Здатні до люмінесценції також нуклеїнові кислоти, ферменти, вітаміни, продукт окислення і пігменти.

Застосування люмінесценції в діагностиці. Відомо, що при розвитку злоякісних новоутворень, захворюваннях крові, печінки, суглобів та ін. в плазмі крові та інших біологічних рідинах з'являються різні відхилення від норми, які виявляються шляхом люмінесцентного аналізу. Наприклад, при злоякісних пухлинах спостерігається посилення і зрушення максимуму в бік коротких хвиль флуоресценції сироватки крові. За допомогою люмінесцентного аналізу вдається визначити зрушення концентрації певних білків крові, які характерні для захворювань, що дозволяє контролювати розвиток хвороби і хід лікування.

При введенні певних люмінофорів вони концентруються в пухлинах, що дозволяє більш точно визначати їх границі. Люмінесценцію деяких мікроскопічних грибків використовують для діагностики ураження ними волосся і нігтів.

Люмінесцентна ангіографія (дослідження судин). За допомогою люмінесцентних речовин досліджують показники кровообігу. Наприклад, при внутрішньовенному введенні одного з них - флуоресцеїна - через деякий час з'являється жовто-зелена флуоресценція губ, внутрішньої поверхні повік. Ця проба дає уявлення про час кругообігу крові. За допомогою люмінесценції досліджують кровообіг сітківки.

Люмінесцентний аналіз в гігієні. У санітарно-гігієнічній практиці люмінесцентний аналіз застосовують для оцінки якості продуктів

харчування. Наприклад, витяжки з м'яса, риби та ін. поміщають у флюорометр. Свіжі продукти майже не дають люмінесценції. При псуванні продуктів вона з'являється і посилюється по мірі розвитку процесу. Люмінесценцію застосовують також при дослідженні якості молока, хліба, при аналізі якості питної води, ступеня її очищення. Дистильована вода практично не світиться. Люмінесценція з'являється при забрудненні вод органічними речовинами.

У біофізичних дослідженнях клітин застосовуються люмінесцентні зонди - молекули, які зв'язуються з біомембранами. За зміною люмінесценції можна судити про стан мембран, їх в'язкість, рухливість молекул, проникність, процеси переносу енергії.

Фізична природа індукованого випромінювання

Індуковане випромінювання відрізняється від спонтанного тим, що виникає не мимовільно за рахунок нестабільності збудженого стану атомів, а під дією інших квантів випромінювання. Існування індукованого випромінювання теоретично обґрунтував А. Ейнштейн, досліджуючи умови виникнення рівноваги між речовиною і випромінюванням.

Як було зазначено вище, при поглинанні кванта енергії атом переходить у збуджений стан, тобто з рівня E_1 на більш високий енергетичний рівень E_2 (рис. 19.4). Збуджений стан нестійкий. Тому через короткий проміжок часу атом спонтанно, тобто мимовільно, повертається в основний стан. Надлишок енергії випромінюється у вигляді кванта випромінювання. Таке випромінювання є спонтанним. У різних атомів воно має випадкову фазу, площину поляризації і напрямок поширення. Подібне випромінювання випускають звичайні джерела світла.

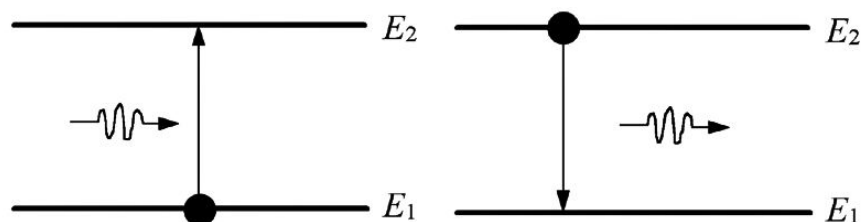


Рис.19.4 Поглинання кванта і виникнення спонтанного випромінювання

Однак, можливий і інший процес, коли квант випромінювання діє на вже збуджений атом, електрон якого знаходиться на більш високому

енергетичному рівні (рис.19.5). В цьому випадку падаючий на атом квант може змусити його випромінювати. Умовою для цього є рівність енергії кванта і різниці енергетичних рівнів атома: $h\nu = E_2 - E_1$. Результатом є виникнення ще одного кванта випромінювання (рис.19.2). Таке випромінювання є не самовільним, а індукованим (викликаним), оскільки падаюче випромінювання як би змушує атом випромінювати.

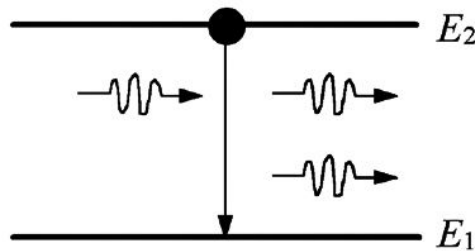


Рис.19.5 Виникнення індукованого випромінювання

Індуковане випромінювання відрізняється від спонтанного декількома властивостями.

1. Воно поширюється строго в тому ж напрямку, що і випромінювання, його викликало.
2. Фаза хвилі індукованого випромінювання, що випускається атомом, точно збігається з фазою падаючої хвилі.
3. Індуковане випромінювання поляризоване в тій же площині, що і падаюче випромінювання.

Таким чином, кванти індукованого випромінювання абсолютно однакові в усіх відношеннях і тотожні первинним стимулюючим квантам. Тому вимушене випромінювання при своєму поширенні відрізняється від спонтанного випромінювання мізерно малою пучка, а також монохроматичністю і когерентністю.

Умови виникнення індукованого випромінювання. Лазери

У звичайних умовах величезна більшість атомів знаходиться в збудженому стані, тобто «заселяє» нижні енергетичні рівні. Тому ймовірність актів індукованого випромінювання мала, і речовина поглинає випромінювання. Для того, щоб переважало вимушене випромінювання, необхідно, «заселити» атомами верхні енергетичні рівні. Таку заселеність рівнів називають інверсною, а середу - активною.

Вперше таку активну середу вдалося створити російським вченим Н.Г.Басову, А.М.Прохорову і Ч.Х.Таунсу (Нобелівська премія з фізики). Сконструйовані прилади стали називати квантовими генераторами випромінювання. Перші квантові генератори випромінювали радіохвилі НВЧ діапазону. Надалі були створені оптичні квантові генератори - лазери. Цей термін є аббревіатурою англійських слів Light Amplification by Stimulated Emmission of Radiation, тобто посилення світла за допомогою індукованого випромінювання.

Для створення інверсної заселеності рівнів в лазерах найчастіше використовують систему з трьох рівнів. Як приклад може служити рубіновий лазер. Його робочим тілом є кристал рубіна довжиною близько 5 см. Рубін являє собою оксид алюмінію з домішкою атомів хрому. На рис.19.6 представлені три енергетичних рівня атомів хрому. E_1 - основний рівень, E_3 - збуджений. Проміжний рівень E_2 є метастабільним. Це означає, що перехід $E_3 \rightarrow E_1$, заборонений законами квантової механіки, мало ймовірний. Потрапивши в таке метастабільний стан, атом затримується в ньому. При цьому час життя атома в метастабільних станів $\sim 10^{-3}$ с. Воно в сотні тисяч разів перевищує час життя атома в звичайному збудженому стані. Це забезпечує можливість накопичення збуджених атомів хрому з енергією E_2 . Інакше кажучи, вдається створити інверсну заселеність цього рівня.

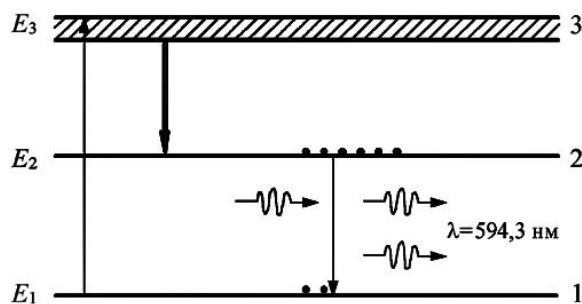


Рис .19.6 Енергетичні рівні атомів хрому в рубіновому лазері

Схема пристрою рубінового лазера представлена на рис.19.7 Процес повідомлення робочому тілу (Р) лазера енергії для перекаладу атомів в збуджений стан називається накачуванням. Існують різні фізичні механізми накачування. У рубіновому лазері використовується дія інтенсивного світла - освітлення потужним ксеноновим лампою (Л).

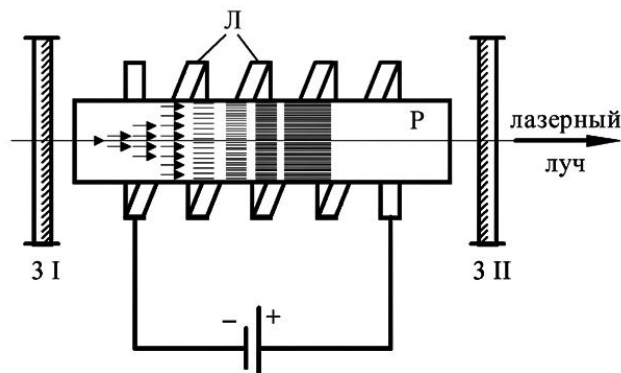


Рис. 19.7 Схема пристрою рубінового лазера

Поглинаючи випромінювання, атоми хрому переходять на рівень E_3 , а потім на рівень E_2 . Перехід $E_3 \rightarrow E_2$ відбувається без випромінювання. Надлишок енергії передається кристалічній решітці рубіна, в результаті чого кристал нагрівається. Відносна стійкість рівня E_2 забезпечує на деякий час переважну його заселеність. Якщо в результаті спонтанного переходу $E_2 \rightarrow E_1$ поблизу торця кристала народжується квант випромінювання, то взаємодіючи з атомами хрому, він індукує нові кванти. На торцях кристала знаходяться дзеркала $З I$ і $З II$, одне з яких є напівпроникне. Випромінювання багаторазово відбивається від них. Процес народження нових квантів в робочому тілі наростає лавиноподібно. В результаті вимушене випромінювання поширюється вздовж осі кристала і посилюється. Виникає потужний імпульс лазерного випромінювання.

В даний час існує багато типів твердотільних лазерів на кристалах, газових лазерів, рідинних лазерів. Вони знаходять найширше застосування в різних областях науки і техніки, а також в медицині.

Застосування лазерів в медицині

Біологічні ефекти лазерного випромінювання. Механізм дії лазера на організм складний і не розкритий до кінця. Встановлено, що це випромінювання викликає в біологічних тканинах збудження атомів і молекул. Спостерігається зміна структури біологічних молекул (фотоізомеризації). Показано зміну функцій мембранних білків-переносників і активація мембранних ферментів. У клітинах посилюється обмін речовин. Стимулюється синтез АТФ в мітохондріях. Ці ефекти в значній мірі визначаються специфічними властивостями лазерного випромінювання: монохроматичністю і когерентністю.

На клітинному рівні відбувається активація системи ДНК-РНК-білок.

Посилюється мітотична активність клітин. Лазерне випромінювання перешкоджає розвитку запалення і набряку, покращує кровопостачання тканин; воно сприяє підвищенню рівня кисню в тканинах, стимулює регенерацію і імунні процеси.

Лазерна терапія. Лікувальна дія концентрованого світлового випромінювання (фототерапія) було відкрито ще в кінці 19 століття. Воно отримало вже тоді практичне застосування для лікування ряду шкірних захворювань. Його основоположником був датський лікар Н.Р.Фінзен, який отримав Нобелівську премію в галузі фізіології і медицини за лікування туберкульозного ураження шкіри (вовчака) за допомогою ультрафіолетового випромінювання. Було встановлено, що чим вже спектр випромінювання, тим вище лікувальний ефект.

З появою лазерів, що випускають одну довжину світлової хвилі, фототерапія отримала особливого поширення. З'явилася лазерна терапія. Показання до її застосування значно розширилися. Доведено, що лазерне випромінювання сприяє нормалізації фізіологічних процесів в тканинах. Перевага віддається випромінювачам, які працюють в червоній та інфрачервоній областях спектру.

Застосовують наступні способи впливу лазерним випромінюванням на пацієнта: 1) опромінення через шкіру на проекції внутрішніх органів; 2) підведення випромінювання до патологічного вогнища за допомогою ендоскопа; 3) внутрішньовенне опромінення крові через порожнисту голку за допомогою тонкого світловода; 4) вплив на точки акупунктури.

В даний час лазерне випромінювання застосовують при лікуванні захворювань серцево-судинної системи, легенів, шлунково-кишкового тракту, сечостатевої системи. Воно застосовується також при захворюваннях нервової системи, лор-органів, опорно-рухового апарату. Лазерне випромінювання широко використовують при лікуванні шкірних захворювань і в косметології (видалення татую, епіляція та ін.).

Лазерна хірургія. При хірургічних операціях застосовують високоенергетичні лазери («лазерний скальпель») Такі лазери дають можливість розсікати, руйнувати або зварювати різні тканини. Використання лазерного променя дозволяє здійснювати точну різання і абляцію (випаровування) тканин. При цьому відбувається їх коагуляція (згортання), в результаті чого зменшується кровотеча.

Можливість високої концентрації світлової енергії на малій площі дозволяє вибірково впливати на тканини і дозувати ступінь впливу від коагуляції до випаровування і розрізу. Застосування лазера менш травматично, ніж механічне розсічення тканин. Тепло мало передається на сусідні області і концентрується в зоні опромінення. Тому лазерний скальпель дозволяє видаляти тканини патологічного вогнища, не пошкоджуючи навколишні здорові тканини. Це запобігає утворенню значних рубців.

Додатковою перевагою є те, що лазерне опромінення має бактерицидний ефект. Тому лазерні рани практично стерильні і швидше загоюються. Лазерний скальпель дає можливість здійснювати операції в місцях, мало доступних для звичайних методів. Можливість передачі випромінювання по світловому волокну забезпечує зручність підведення його в різні області організму за допомогою світловодів. Завдяки цьому лазерне випромінювання застосовується не тільки в загальній, а й ендоскопічній хірургії. Зокрема, лазер використовують в оптоволоконному ендоскопі для лікування кровоточивих виразок шлунку.

Лазерний скальпель застосовують в онкології, нейрохірургії (видалення грижі міжхребцевого диска, різних пухлин), при операціях в черевній порожнині (апендектомія, холецистектомія, резекція печінки, видалення спайок і ін.), В гінекології, урології, отоларингології.

Лазерна офтальмохірургія. Лазерне випромінювання застосовують для хірургічної корекції аномалій рефракції (заломлюючої здатності) ока - короткозорості, далекозорості та астигматизму. З цією метою використовують ультрафіолетовий газовий лазер, натхнений електричним розрядом. Лазерний промінь переміщається по поверхні рогівки за допомогою комп'ютера. Він викликає абляцію поверхневих шарів рогівки. Цим досягається необхідне зміна кривизни її зовнішньої поверхні. В результаті вдається нормалізувати її рефракцію і домогтися фокусування променів на сітківці, тобто досягнення хорошого зору.

Лазерний промінь використовують також для «приварювання» відшарувалася сітківки ока. Відшарування сітківки звужує поле зору і може привести до сліпоти. Застосовують лазер з такою довжиною хвилі випромінювання, при якій енергія не поглинається прозорими тканинами ока і діє лише на сітківку.

Лазерна діагностика. Її методи знаходять застосування в дослідженні кровообігу, захворювань крові, ранньої діагностики раку і т.д. Прикладом може служити дослідження кровоплину в судинах сітківки ока. У кров вводять нешкідливий барвник, здатний до фотолюмінесценції. Дно очі висвітлюють променем лазера. Підбирають таку довжину хвилі випромінювання, яка викликає максимальну люмінесценції. Зображення за допомогою спеціальних датчиків подається на дисплей.

Контрольні питання:

1. Охарактеризуйте види люмінесценції за джерелом енергії, що її викликає, і тривалістю
2. Дайте визначення законів люмінесценції.
3. Охарактеризуйте застосування люмінесценції в медицині.
4. Охарактеризуйте основні відмінності індукованого випромінювання від спонтанного.
5. Поясніть принцип роботи рубінового лазера.

Оберіть правильну відповідь:

- Фосфоресценція відрізняється від флюоресценції:
А. інтенсивністю Б. тривалістю
В. діною хвилі Г. частотою Д. кольором
- Довжина хвилі люмінесцентного випромінювання по відношенню до довжини хвилі світла, яке викликає люмінесценцію, за законом Стокса:
А. менша Б. однакова В. більша
Г. не пов'язана з нею Д. значно менша
- Люмінесценція є:
А. спонтанним випромінюванням
Б. тепловим випромінюванням
В. індукованим випромінюванням
Г. тривалим випромінюванням
Д. іонізуючим випромінюванням
- Люмінесценція називається:
А. радіоактивним випромінюванням
Б. тепловим випромінюванням

- В. гарячим світінням
- Г. холодним світінням
- Д. індукованим випромінюванням

5. Для виникнення люмінесценції:

- А. необхідна зовнішня енергія
- Б. потрібна внутрішня енергія тіла
- В. необхідно нагрівання речовини
- Г. енергія не потрібна зовсім
- Д. потрібна тільки відповідне речовина

6. Закон Вавилова описує:

- А. максимальну довжину хвилі люмінесценції
- Б. мінімальну довжину хвилі люмінесценції
- В. енергетичний вихід люмінесценції
- Г. частоту люмінесцентного випромінювання
- Д. тривалість люмінесцентного випромінювання

7. Залежність енергетичного виходу люмінесценції від довжини хвилі світла, що викликало люмінесценцію, описує закон:

- А. Стокса Б. Вина В. Стефана-Больцмана
- Г. Планка Д. Вавилова

8. Залежність довжини хвилі люмінесценції від довжини хвилі світла, що викликало люмінесценцію, описує закон:

- А. Стокса Б. Вина В. Стефана-Больцмана
- Г. Планка Д. Вавилова

9. У медичній апаратурі, в якій використовуються іонізуючі випромінювання, для візуалізації внутрішніх процесів в тілі людини служить:

- А. іонолюмінесценція Б. катодолімінесценція
- В. радіолюмінесценція Г. фотолюмінісценція
- Д. тріболюмінесценцією

10. У рентгенодіагностичній апаратурі люмінесценція використовується для:

- А. нагрівання Б. опромінення В. візуалізації

Г. освітлення

Д. іонізації

11. Від звичайного світла лазерний промінь відрізняється тим, що він:

А. поширюється з великою швидкістю

Б. є монохроматичним

В. не здатний до дифракції

Г. не здатний до інтерференції

Д. має меншу інтенсивність

12. Для отримання індукованого випромінювання необхідно:

А. створення інверсної заселеності енергетичних рівнів

Б. підвищення абсолютної температури речовини

В. штучне розщеплення ядер речовини

Г. вплив радіоактивних випромінювань

Д. перевести всі атоми в основний стан

13. Інверсна заселеність енергетичних рівнів в атомах речовини спостерігається, якщо:

А. число незбуджених атомів перевищує число збуджених

Б. всі атоми перебувають в однаковому енергетичному стані

В. зміни енергетичного стану електронів неможливі

Г. число збуджених атомів перевищує число незбуджених

В. всі енергетичні рівні атомів зайняті електронами

14. Оптичний резонатор:

А. збільшує інтенсивність світла

Б. підсилює амплітуду власних коливань

В. створює інверсну заселеність

Г. зменшує частоту лазерного світла

Д. збільшує частоту лазерного променя

15. Лазерне випромінювання завжди:

А. червоного кольору

Б. синього кольору

В. інфрачервоне

Г. когерентне

Д. інтенсивне

20. ЯДЕРНИЙ МАГНІТНИЙ РЕЗОНАНС. МАГНІТОРЕЗОНАНСНА ТОМОГРАФІЯ (МРТ)

Фізичні основи ядерного магнітного резонансу

Сутність ядерного магнітного резонансу (ЯМР) полягає в тому, що ядра деяких атомів здатні, перебуваючи в постійному магнітному полі, здатні поглинати енергію зовнішнього електромагнітного поля, а потім випромінювати її у вигляді радіосигналу. Фізична природа ЯМР була розкрита І.А.Рабі (Нобелівська премія з фізики за 1944 р.), Ф. Блохом і Е.М.Парселлом (Нобелівська премія з фізики за 1952 р.)

Елементарні частинки, з яких складаються атоми, мають спін (від англ. обертання), тобто мають власний момент імпульсу. Тому навколо елементарних частинок існує магнітне поле, яке характеризується *магнітним моментом*. До таких частинок належать нуклони, з яких складаються атомні ядра (протони і нейтрони). Магнітний момент мають ядра, які містять непарне число нуклонів. До них відносяться ядра гідрогену Н, карбону С, фтору F і фосфору Р та ін.

Ядра атомів можуть мати різну енергією, тобто перебувати на різних енергетичних рівнях, які можуть бути визначені на основі законів квантової механіки. При розміщенні ядер, що мають спін, в зовнішньому постійному магнітному полі, їх магнітні моменти починають прецесувати. Прецесійний рух подібний обертанню дзиги. Прецесування відбувається навколо осі, спрямованої уздовж силових ліній прикладеного магнітного поля.

Розташування атомного ядра, що прецесіє, в постійному магнітному полі може бути в напрямі поля або проти нього. У першому випадку ядро знаходиться на більш низькому енергетичному рівні, у другому - на більш високому. Населеність енергетичних рівнів ядер при цьому неоднакова: вищі рівні населені в меншій мірі, ніж низькі.

Ядро може змінювати своє положення - з орієнтації магнітного моменту по полю переходити в орієнтацію проти поля, тобто з нижнього енергетичного рівня на більш високий рівень. Це відбувається в результаті поглинання енергії зовнішнього електромагнітного випромінювання в радіочастотному діапазоні.

Таке поглинання є *резонансним*, тобто ядра поглинають електромагнітні хвилі тільки певної частоти. Його можливість залежить від енергії квантів електромагнітного поля. Вони поглинаються лише тоді, коли

енергія квантів $E = h\nu$ дорівнює різниці енергетичних рівнів атомних ядер, яка залежить від їх виду і магнітної індукції поля:

$$h \cdot \nu = g \cdot \mu_{\text{я}} \cdot \vec{B}$$

де g – множник Ланде, $\mu_{\text{я}}$ – ядерний магнетон, B – магнітна індукція поля.

Електромагнітне поле радіочастотного діапазону прикладається у вигляді короткого імпульсу. Стан ядер на більш високому енергетичному рівні нестійкий. Коли радіочастотний імпульс закінчується, атомне ядро знову повертається у вихідний стан, тобто на більш низький енергетичний рівень. Цей процес називається *релаксацією* і супроводжується утворенням квантів енергії електромагнітного випромінювання. Час релаксації визначається двома процесами. Одним з них є спін-граткова релаксація, в ході якої енергія розсіюється в навколишньому середовищі (гратами називають оточення ядер). Інший процес – спін-спінова релаксація, в результаті якої енергія передається іншим ядрам.

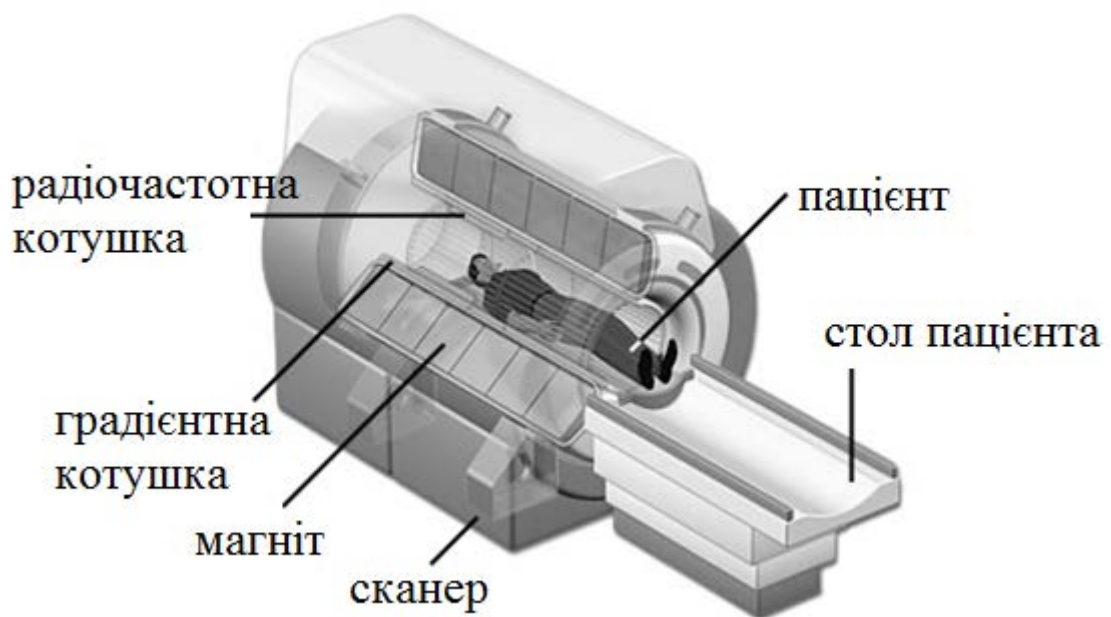
За допомогою спеціальних приладів можна зареєструвати сигнали (резонансне випромінювання) від релаксуючих атомних ядер. Амплітуда сигналів залежить від концентрації хімічного елемента в даному середовищі, а час релаксації – від багатьох факторів (молекулярної структури речовини, температури, в'язкості та ін.). Інформація міститься в спектрі резонансного випромінювання. На його вивченні заснований метод ЯМР-спектроскопії.

ЯМР-спектроскопія застосовується в хімії для визначення структури молекул, розподілу в них електронів, ідентифікації хімічних речовин. У медицині широко застосовується магнітно-резонансна томографія (МРТ), заснована також на ядерному магнітному резонансі.

Магнітно-резонансна томографія

Магнітно-резонансна томографія (МРТ) – це метод отримання пошарових зображень внутрішніх органів, заснований на ядерному магнітному резонансі. Для проведення МРТ найчастіше використовують магнітний резонанс ядер гідрогену (протонів), оскільки вони входять до складу води і всіх біологічних молекул. Метод МРТ був розроблений П.Лотербуром і П.Менсфілдом (Нобелівська премія з фізіології та медицини, 2003 р).

Система для МРТ складається з котушки електромагніту, який створює постійне магнітне поле (рис. 20.1). В середині магніту є тунель, в якому



розташовують пацієнта на спеціальному столі, який має автоматичну систему управління рухом в поздовжньому і вертикальному напрямку.

Для радіохвильового збудження ядер водню всередині основного магніту встановлюють додатково високочастотну котушку, яка одночасно служить передавачем і приймачем сигналів збудження і релаксації. Інші котушки створюють додатковий градієнт магнітного поля так, щоб заздалегідь вибране значення його інтенсивності було встановлено тільки в межах тонкого зрізу тіла, який є об'єктом дослідження.

Під час МРТ для того, щоб отримати зображення певного шару тканин, градієнти поля «обертають» навколо пацієнта. Фактично здійснюється сканування тіла людини. При впливі радіочастотних імпульсів на протони, які прецесують в магнітному полі, відбувається їх резонансне збудження і поглинання енергії. Після закінчення імпульсу відбувається релаксація протонів: вони повертаються в початкове положення, що супроводжується виділенням енергії у вигляді ЯМР-сигналу. Цей процес повторюється багато разів. Отримані сигнали перетворюються в цифрові і надходять в пам'ять ЕОМ для аналізу. МРТ-прилади включають в себе потужні високопродуктивні комп'ютери.

Характер МРТ-зображення визначається концентрацією ядер водню в досліджуваному зрізі і часом їх релаксації. Основний внесок в побудову зображення вносить саме час релаксації, яке значно відрізняється у різних

живих тканин внаслідок відмінностей хімічного складу і будови. Різні тканини (жирова і сполучна, сіра і біла речовина головного мозку та ін.) відрізняються за часом релаксації ядер водню і дають різні відтінки МРТ-зображення. Це створює передумови для візуалізації нормальних і змінених тканин на МРТ-зображеннях.

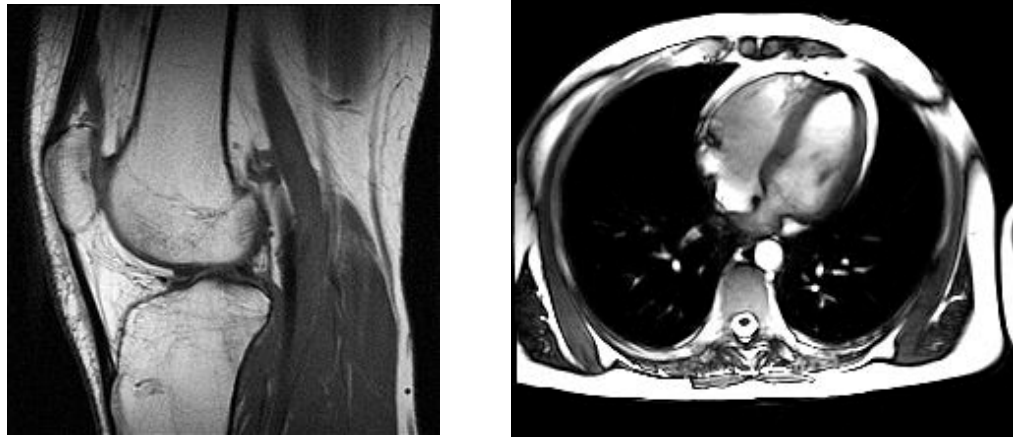


Рис. 20.2. МРТ колінного суглоба та грудної клітини

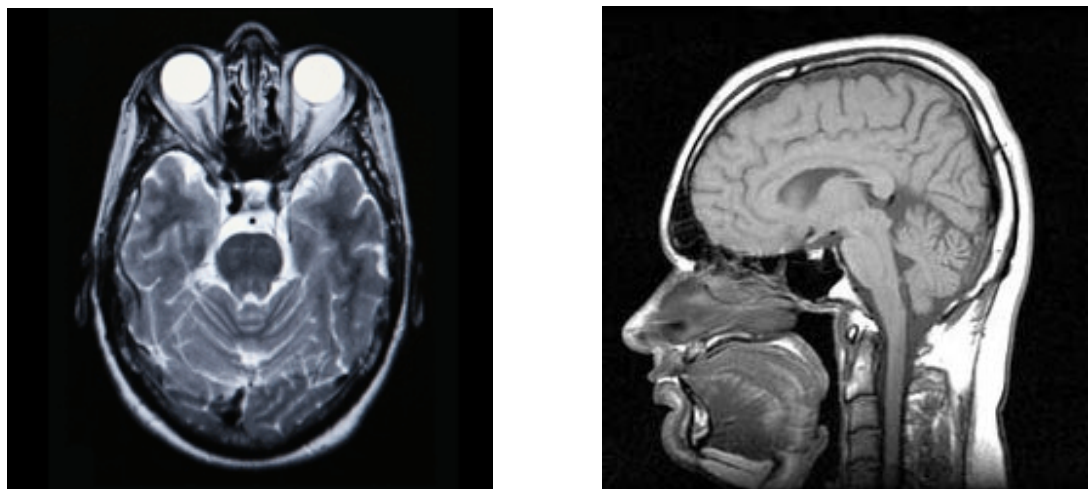


Рис. 20.3 МРТ голови в сагітальній і горизонтальній площинах

МРТ - виключно цінний метод дослідження. Він дає можливість отримувати зображення тонких шарів тіла людини в будь-якому перетині, виявляти особливості структури органів, що складаються з м'яких тканин, реконструювати об'ємні зображення органів. МРТ характеризується також високою роздільною здатністю аж до часток міліметра, що дає можливість розрізняти тонкі деталі структури. Особливе значення має МРТ при

дослідженні центральної нервової системи. Цей метод дозволяє чітко розрізняється сіра і біла речовина головного і спинного мозку. Можна бачити деталі поверхні мозку, межі півкуль, мозкові звивини і борозни, структури, що знаходяться в глибині мозку, а також зміни, які виникають при різних видах патології.

Існують спеціальні методи МРТ, що дозволяють вимірювати температуру тканин, дифузію води, переміщення цереброспінальної рідини. МР-ангіографія (рис. 21.4) дає можливість досліджувати зображення кровоносних судин для оцінки їх форми і ширини просвіту. Цей метод заснований на відмінні сигналів рухомий крові від оточуючих нерухомих тканин. Для цієї мети застосовується також введення в кров солі парамагнітної контрастної речовини (гадолінію).

МРТ дозволяє також виявляти мозкові структури, активність яких в момент дослідження є підвищеною, наприклад, при вирішенні будь-яких завдань. Збільшення нейронної активності завжди пов'язане з підвищенням споживання кисню в даній ділянці мозку. Кровоносна система відповідає на це збільшенням концентрації оксигемоглобіну в крові, яке знаходить своє вираження в зміні сигналу, що надходить від цієї ділянки. Цей метод застосовується як в клінічній практиці, так і в наукових дослідженнях.

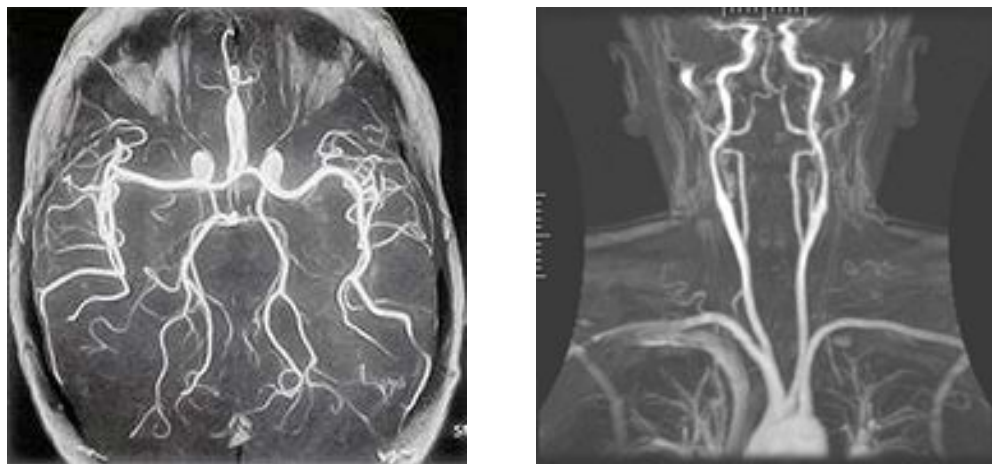


Рис.20.4 МРТ-ангіограми мозку і верхньої частини грудної клітки

Оберіть правильну відповідь:

1. Проаналізуйте, чим треба діяти на об'єкт, щоб викликати явище ядерного магнітного резонансу:

- А. ядрами атомів водню
- Б. альфа-частками
- В. гамма-променями
- Г. радіохвилями
- Д. світловими хвилями

2. Ядерний магнітний резонанс у медичній практиці використовується для:

- А. лікування змінним магнітним полем
- Б. глибокого прогрівання тканин
- В. отримання зображення внутрішніх органів
- Г. отримання продуктів радіоактивного розпаду
- Д. лікування онкологічних захворювань

3. МРТ найчастіше здійснюється на основі ядерного резонансу:

- А. всіх атомів тіла
- Б. радіоактивних атомів
- В. атомів парамагнетиків
- Г. електронів парамагнетиків
- Д. атомів водню води

4. Здійснення МРТ засноване на тому, що:

- А. існує різна концентрація певного виду атомів в різних тканинах
- Б. під впливом електромагнітних хвиль відбуваються ядерні реакції
- В. під впливом постійного магнітного поля відбуваються ядерні реакції
- Г. під впливом радіоактивних випромінювань в тілі утворюються вільні радикали
- Д. введені в тіло нестабільні ядра розподіляються нерівномірно в різних тканинах

5. При здійсненні МРТ на тіло людини впливають:

- А. постійним електричним струмом
- Б. змінним електричним струмом
- В. височастотним електричним полем
- Г. постійним магнітним полем
- Д. імпульсним струмом малої сили

6. Вплив магнітного поля при здійсненні МРТ дозволяє:
- А. розщепити ядра на його складові
 - Б. розщепити енергетичні рівні ядер
 - В. локально прогрівати певні частини тіла
 - Г. стимулювати ядерні реакції в організмі
 - Д. стимулювати рефлекторні реакції
7. При здійсненні МРТ резонансно поглинаються:
- А. хвилі світлового діапазону
 - Б. все електромагнітні хвилі
 - В. постійне магнітне поле
 - Г. хвилі радіочастотного діапазону
 - Д. інфрачервоне випромінювання
8. Великою перевагою МРТ служить:
- А. збільшення межі дозволу
 - Б. одночасна діагностика і терапія пацієнта
 - В. контрольоване нагрівання тіла при проведенні процедури
 - Г. стимуляція ядерних реакцій в живих організмах
 - Д. відсутність іонізуючої дії факторів, що впливають
9. Резонансна частота при ЯМР - це частота хвилі, при якій вона здатна:
- А. викликати розпад ядра
 - Б. поглинатися ядрами
 - В. утворювати радіонукліди
 - Г. іонізувати атоми
 - Д. збільшувати число ядер
10. При поглинанні радіохвилі в методі ЯМР відбувається перехід:
- А. ядер на вищі підрівні
 - Б. електронів на вищі рівні
 - В. електронів на вищі підрівні
 - Г. ядер одного елементу в ядра іншого елемента
 - Д. нестабільних ядер у стабільні ізотопи

21. РЕНТГЕНІВСЬКЕ ВИПРОМІНЮВАННЯ І ЙОГО ЗАСТОСУВАННЯ В МЕДИЦИНІ

Рентгенодіагностика є одним з найбільш поширених в медицині методів неінвазійного дослідження стану внутрішніх органів людини. Деякі властивості і особливості біологічної дії рентгенівських променів зумовили їх застосування в терапії. На їх використанні засновані такі методи природничо-наукових досліджень, як рентгеноструктурний аналіз, рентгенівська електронна спектрометрія і т.д.

Рентгенівське випромінювання було відкрито німецьким фізиком Конрадом Вільгельмом Рентгеном в 1895 році і названо вченим Х-променями. За своє відкриття він був удостоєний багатьох престижних нагород, а в 1901 р - першої Нобелівської премії з фізики, причому нобелівський комітет підкреслив практичну важливість відкриття.

Будова рентгенівської трубки. Гальмівне і характеристичне рентгенівське випромінювання

Рентгенівське випромінювання являє собою потік електромагнітних хвиль, довжина яких становить $80 \text{ нм} - 10^{-5} \text{ нм}$.

Для рентгенівського випромінювання характерні загальні для всіх хвиль властивості: дифракція і інтерференція. Рентгенівські промені можуть бути поляризовані.

Рентгенівські хвилі мають також корпускулярні властивості. Такі хвилі поширюються як кванти (фотони), які мають енергію:

$$E = h \cdot \nu = \frac{h \cdot c}{\lambda}$$

де h - постійна Планка, ν - частота електромагнітної хвилі, λ - її довжина, c - швидкість.

Рентгенівське випромінювання отримують за допомогою рентгенівської трубки, яка представляє собою двоелектродний вакуумний прилад (рис. 21.1).

Катод (К) нагрівається за допомогою змінного електричного струму (U) і випромінює потік електронів. Це явище називається *термоелектронною емісією*. Електрони рухаються до позитивного електрода - анода (А) і при цьому значно прискорюються міжелектродною різницею потенціалів (U), яка в сучасних рентгенівських трубках становить сотні кіловольт. При цьому

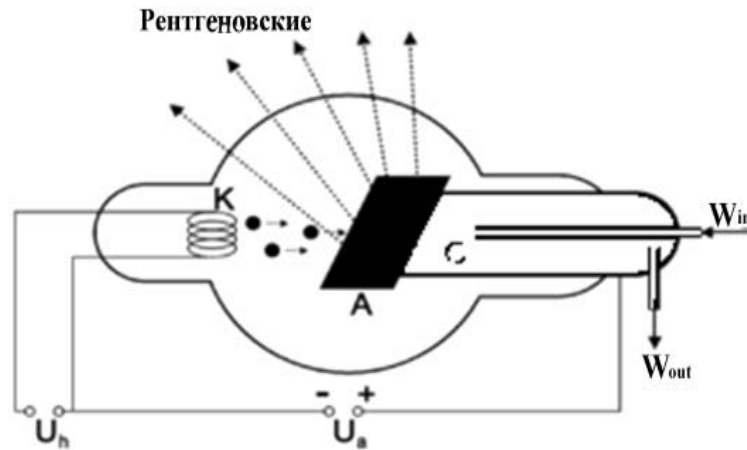


Рис. 21.1 Схематичне зображення рентгенівської трубки

кінетична енергія електронів в процесі їх руху від катода до анода практично не розсіюється внаслідок того, що в трубці відкачане повітря і сили тертя майже немає.

Електрони досягають анода, маючи велику кінетичну енергію, і гальмуються електричними полями атомів його речовини. При цьому кінетична енергія рухомих електронів перетворюється в енергію квантів електромагнітного випромінювання. Рентгенівські хвилі, які утворюються в результаті гальмування електронів атомами анода, називають *гальмівним випромінюванням*.

Механізм виникнення гальмівного рентгенівського випромінювання пояснюється теорією електромагнітних хвиль Максвелла, згідно з якою змінне магнітне поле створює змінне електричне поле і, навпаки, змінне електричне поле створює змінне магнітне поле. У рентгенівській трубці рухомі електрони є джерелом магнітного і електричного полів. При зниженні швидкості електронів внаслідок гальмування їх анодом напруженість магнітного поля різко зменшується. Це призводить до появи змінного електричного поля, яке індукує появу змінного магнітного поля і т.д. Так виникає електромагнітна хвиля.

При утворенні гальмівного рентгенівського випромінювання лише близько 1% сумарної кінетичної енергії всіх електронів витрачається на утворення рентгенівських променів, а 99% розсіюється у вигляді теплоти. Для кожного електрона співвідношення розсіяної енергії і тієї її частини, яка

перейшла в енергію електромагнітної хвилі, випадково. Тому фотони рентгенівського випромінювання мають різну довжину хвилі і частоту. Внаслідок цього гальмівне випромінювання має суцільний спектр (рис. 12.2). При цьому потік (Φ) гальмівного рентгенівського випромінювання в трубці залежить від сили струму в трубці (I), напруги між катодом і анодом (U) та порядкового номера (заряду ядра z) речовини анода:

$$\Phi = k \cdot I \cdot U^2 \cdot z$$

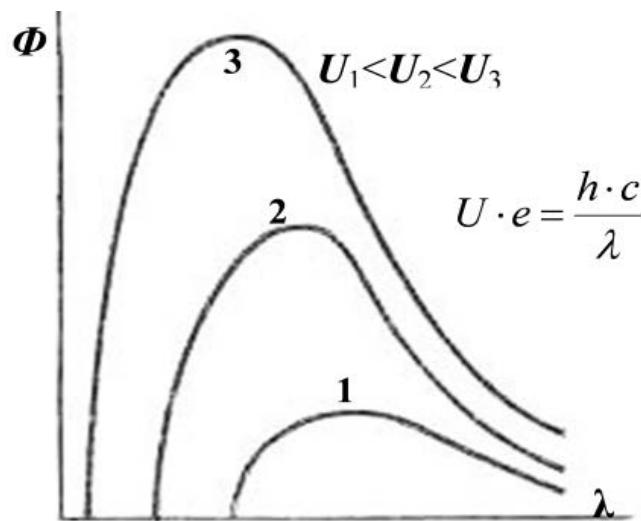


Рис. 21.2 Графік спектру гальмівного рентгенівського випромінювання

На рис. 74 представлені суцільні спектри рентгенівського випромінювання (криві 1, 2, 3), отримані при напрузі між катодом і анодом відповідно U_1 , U_2 , U_3 . Формула на рисунку показує, що максимальна енергія кванта може бути досягнута лише при повному перетворенні кінетичної енергії (eU) електрона в енергію електромагнітної хвилі. Тому регулювати довжину хвилі рентгенівського випромінювання можна шляхом зміни різниці потенціалів між катодом і анодом.

За довжиною хвилі в суцільному спектрі гальмівного рентгенівського випромінювання виділяють: *м'яке* (80 нм - 0,01 нм) і *жорстке випромінювання* (0,01 нм - 10^{-5} нм). Вони розрізняються за їх проникаючою здатністю і за поглинанням їх речовиною.

Анод виготовляють з тугоплавких матеріалів (наприклад, вольфраму або кераміки з молібденом), розташовують під кутом до катода, а в деяких

конструкціях рентгенівських трубок - охолоджують водою або маслом і роблять рухомим. Все це створює оптимальні умови отримання рентгенівського випромінювання і сприяє збільшенню терміну служби рентгенівської трубки.

При значному збільшенні напруги між катодом і анодом на тлі суцільного спектра гальмівного рентгенівського випромінювання виникає лінійчатий спектр *характеристичного рентгенівського випромінювання* (рис. 21.3). Його інтенсивність становить 1-2% інтенсивності гальмівного.

Походження характеристичного рентгенівського випромінювання обумовлено переходами електронів між енергетичними рівнями в атомах речовини анода. Такі переходи спостерігаються, якщо прискорені електрони, що випускаються катодом, вибивають електрони з внутрішніх оболонок атомів речовини анода. Вакантні місця займають електрони з більш високих енергетичних рівнів відповідно до принципу мінімуму енергії, необхідної для сталого стану будь-якої системи. Різниця енергій вищого рівня і того рівня, на який здійснився перехід електрона, випромінюється у вигляді квантів

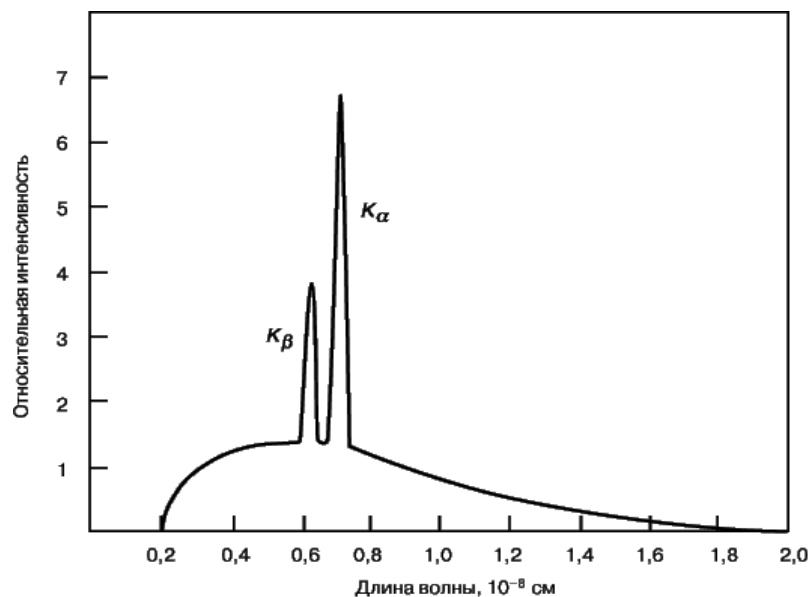


Рис. 21.3 Спектр характеристичного рентгенівського випромінювання

характеристичного рентгенівського випромінювання. Їх частота визначається за законом Мозлі:

$$\sqrt{\nu} = A \cdot (z - B)$$

де A , B - константи, z - порядковий номер (заряд ядра) випромінюючого елемента.

Джерелом рентгенівського випромінювання може бути не тільки рентгенівська трубка. На Землі воно утворюється в результаті гальмування заряджених частинок космічних променів частинками атмосфери, при деяких видах радіоактивного розпаду.

Первинні механізми взаємодії рентгенівського випромінювання з речовиною. Закон поглинання рентгенівського випромінювання

Потік рентгенівського випромінювання, потрапляючи на речовину: а) частково відбивається від його поверхні; б) в тій чи іншій мірі поглинається нею; в) проходить крізь речовину. При поглинанні енергія електромагнітних хвиль передається атомам і молекулам речовини, в результаті чого можуть спостерігатися такі основні первинні механізми взаємодії рентгенівського випромінювання з речовиною: когерентне розсіювання, фотоефект, некогерентне розсіювання (ефект Комптона).

Когерентне розсіювання відбувається, якщо енергія рентгенівського кванта менше, ніж енергія іонізації атома речовини (рис. 21.4, А). В результаті взаємодії кванта з електронами атомів відбувається зміна напрямку його поширення, але енергія його (і частота) залишаються незмінними.

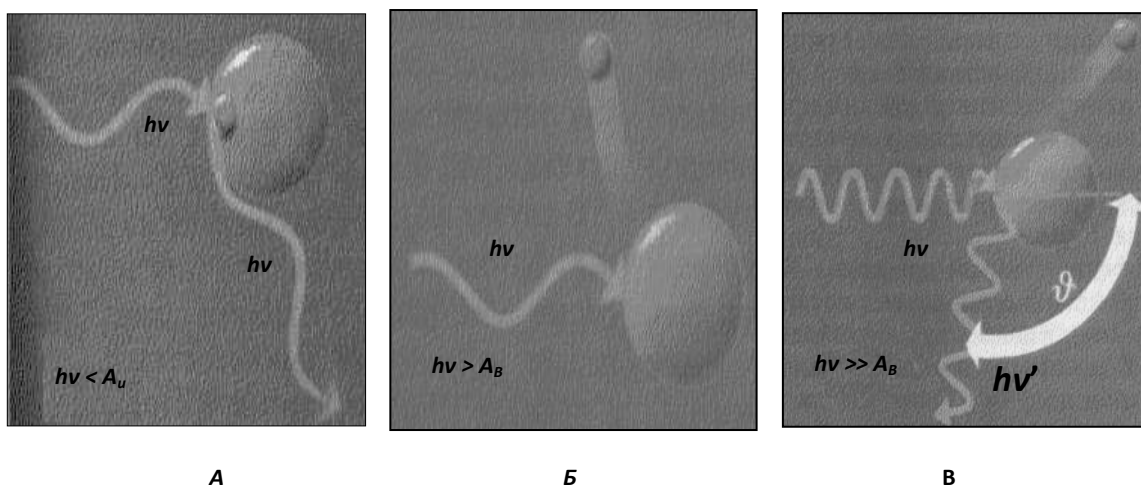


Рис. 21.4 Основні типи взаємодії рентгенівського випромінювання з речовиною: А - когерентне розсіювання; Б - фотоефект; В - ефект Комптона

Фотоефект спостерігається, якщо енергія рентгенівських променів дорівнює або трохи більша, ніж енергія іонізації атомів речовини (або роботи

виходу електрона) (рис. 22.2, Б). При цьому рентгенівські кванти поглинаються атомами, з яких в результаті цього вивільняються електрони. Частина енергії квантів може використовуватися на надання електронам кінетичної енергії.

Ефект Комптона (некогерентне розсіяння) спостерігається, якщо енергія кванта рентгенівського випромінювання істотно перевищує енергію іонізації атомів речовини і він тільки частково поглинається. Це призводить до іонізації атомів, в результаті якої вивільняються електрони з великими значеннями кінетичної енергії (рис.20.3, В). При цьому утворюється вторинний фотон рентгенівського випромінювання, що має інший напрямок, ніж первинний фотон, і більшу, ніж в останнього, довжину хвилі. Якщо кінетична енергія електрона і енергія вторинного фотона більша, ніж енергія виходу електронів з атомів речовини, відбувається подальша їх іонізація.

Енергія квантів рентгенівського випромінювання може бути достатньою лише для збудження атомів речовини. В такому випадку в деяких речовинах спостерігається *рентгенолюмінесценція*. Іонізація речовин в результаті фотоефекту і ефекту Комптона обумовлює хімічну дію Х-променів на фотоплівку, появу електропровідності речовини і т.д. Ці вторинні процеси є основою виявлення рентгенівського випромінювання в середовищі і при візуалізації діагностичних даних.

За рахунок поглинання рентгенівського випромінювання речовиною його потік зменшується за *законом Бугера-Ламберта*:

$$\Phi = \Phi_0 \cdot e^{-\mu \cdot d}$$

де Φ_0 - початковий потік рентгенівського випромінювання, Φ - потік рентгенівського випромінювання після його проходження через шар речовини товщиною d , μ - лінійний коефіцієнт послаблення. Він є сумою лінійного коефіцієнта розсіювання і лінійного коефіцієнта поглинання.

Зменшення потоку рентгенівського випромінювання визначається, в основному, поглинанням. Тому μ часто називають *лінійним коефіцієнтом поглинання*. Він залежить від властивостей рентгенівського випромінювання і характеристик речовини, що поглинає:

$$\mu = k \cdot \lambda^3 \cdot z^3 \cdot \rho$$

де λ - довжина хвилі рентгенівського випромінювання, z - порядковий номер речовини в таблиці Менделєєва, ρ – густина речовини. Іноді використовують масовий коефіцієнт поглинання:

$$\mu_m = \frac{\mu}{\rho}$$

З формули лінійного коефіцієнта поглинання рентгенівського випромінювання можна зробити деякі практично значущі для медицини висновки:

1. Різні речовини розрізняються за коефіцієнтом поглинання рентгенівського випромінювання, тому для захисту від іонізуючого його дії необхідно використовувати матеріали з великими значеннями порядкового номеру і густини (наприклад, свинець), які суттєво послаблюють потік рентгенівських променів.

2. В неоднорідному об'єкті можна проводити аналіз його структури за інтенсивністю рентгенівського випромінювання, яке пройшло через об'єкт. Зокрема, однорідний за інтенсивністю потік рентгенівського випромінювання стає неоднорідним, проходячи крізь тіло людини, внаслідок неоднакових коефіцієнтів поглинання рентгенівських променів різними тканинами. Візуалізація отриманого потоку випромінювання за допомогою рентгенолюмінесценції або на фотоплівці, дозволяє отримати тіньові зображення внутрішніх органів людини.

3. М'яке рентгенівське випромінювання добре поглинається речовинами. Тому в діагностиці, заснованій на аналізі інтенсивності випромінювання, що пройшло крізь тіло, застосовують відносно жорстке випромінювання (довжиною хвилі до 0,006 нм), а в терапії - м'яке рентгенівське випромінювання (близько 1 нм).

4. Поліпшення якості рентгенівських зображень може бути досягнуто шляхом створення контрасту поглинання рентгенівського випромінювання різними тканинами. Для цієї мети застосовують *контрастні речовини*, найчастіше з великою поглинаючою здатністю за рахунок відносно великої заряду ядра. Так, для дослідження судин і нирок застосовують розчин йоду, у якого $Z=53$, а для кишечника - сульфат барію, який збільшує поглинаючу здатність органу за рахунок великого заряду ядра барію $Z=56$. Іноді використовуються гази, густина яких менше, ніж густина тканини (негативні контрастні речовини).

Основні види рентгенодіагностики

Найбільш поширеною процедурою діагностики за допомогою рентгенівського випромінювання є *рентгенографія* - отримання зображення внутрішніх органів на фотоплівці. На рис. 21.5 показаний апарат для рентгенографії. Він містить рухому рентгенівську трубку і стіл пацієнта..



Рис. 21.5 Апарат для рентгенографії

Рентгенівська плівка знаходиться в світлонепроникній касеті. Вона розташована так, щоб рентгенівські промені потрапили на неї, пройшовши через певну частину тіла пацієнта.

Інтенсивність потоку променів, що пройшов через різні області тіла, неоднакова. Від неї залежить кількість металевого срібла, що утворюється на рентгенівській плівці і має чорний колір. Області тіла, які мало поглинають рентгенівські промені, на плівці виглядають темними після її проявлення. Кістки більше інших тканин поглинають рентгенівське випромінювання. В результаті інтенсивність променів, які пройшли крізь кістки, невелика, і вони виглядають на фотоплівці світлими

Відмінності поглинання рентгенівських променів м'якими тканинами невеликі. Тому при дослідженні органів, що складаються з таких тканин, використовують контрастні речовини з великим коефіцієнтом поглинання. Їх вводять в порожнисті органи або в кров. Контрастні речовини застосовують для візуалізації судинної системи, внутрішнього рельєфу органів травлення і т.д. Як вже згадувалось вище, при дослідженні органів травлення застосовують сульфат барію (рис. 21.6), а при дослідженні судинної системи - препарати йоду.

Перевагою рентгенографії є відносно невелика експозиція об'єкта в рентгенівських променях, можливість зберігати знімки з метою дослідження динаміки стану пацієнта. Недолік процедури полягає в збільшенні часу, необхідного для отримання зображення.

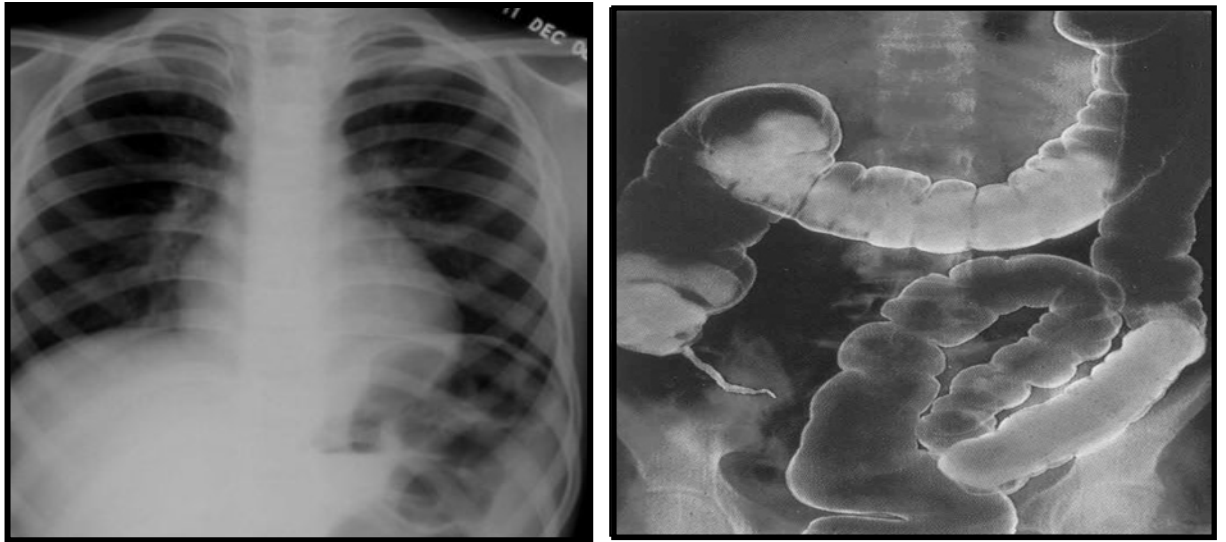


Рис. 21.6 Рентгенограми грудної клітини і товстого кишечника

Флюорографія - це метод рентгенографії, який полягає в фотографуванні тіньового рентгенівського зображення з флуоресцентного екрану на фотоплівку або формування на основі вказаного зображення комп'ютерного знімку (*цифрова флюорографія*). Флюорографія використовується для масового обстеження населення.

Рентгеноскопія - метод рентгенодіагностики, під час якого зображення тіла пацієнта розглядають на флуоресцентному екрані. Рентгеноскопія дозволяє спостерігати в реальному часі структури, що досліджуються, при необхідності збільшувати за допомогою апаратури зображення областей, які зацікавили лікаря, проводиться швидко. Однак метод вимагає захисту медперсоналу від дії випромінювання за допомогою поглинаючих екранів і потребує більшої експозиції обстежуваного в зоні рентгенівського випромінювання.

Недоліком як рентгенографії, так і рентгеноскопії є отримання двомірних зображень анатомічних структур, які є тривимірними. При цьому зображення різних органів і тканин накладаються один на одного. В результаті в області структур, які характеризуються високим коефіцієнтом

поглинання рентгенівського випромінювання, втрачається інформація про структури з меншим коефіцієнтом поглинання.

Рентгенівська комп'ютерна томографія (РКТ)

Найбільш точну візуалізацію стану внутрішніх структур дозволяє отримати *рентгенівська комп'ютерна томографія (РКТ)*. У 1973 році Кормак і Хаунсфілд створили перший в світі рентгенівський томограф, за що були удостоєні в 1979 р. Нобелівської премії в області фізіології і медицини.

Комп'ютерна томографія дозволяє отримати серію зображень поперечних зрізів частин тіла людини. Це досягається за допомогою математичної обробки великої кількості даних послаблення рентгенівського випромінювання кожним зрізом, отриманих під різними кутами. Комп'ютерна техніка проводить реконструкцію двовимірного зображення зрізу із серії одновимірних проекцій.

Принцип дії томографів полягає в тому, що рентгенівська трубка і приймач рентгенівських променів (детектор) знаходяться з протилежних сторін об'єкта і можуть рухатися навколо нього. Інформацію несуть показники інтенсивності променів, які пройшли через обраний для дослідження зріз тіла. Сигнали від детектора перетворюються в цифрову форму, передаються в комп'ютер, де обробляються спеціальними математичними програмами.

До теперішнього часу було розроблено декілька поколінь комп'ютерних томографів. Їх створення спрямовано на вирішення двох основних завдань - зменшення часу експозиції об'єкта в рентгенівських променях, які є іонізуючими, тобто на зменшення променевого навантаження на обстежуваного, і збільшення якості зображень.

У рентгенівських томографах першого покоління використовували один випромінювач рентгенівських променів і один детектор (рис. 21.7а) Вся процедура займає близько 20 хвилин.

Пунктиром показано зміна положення системи при поступальному її русі, напрямом якого зазначено прямий стрілкою. Вигнута стрілка показує напрямок обертання системи ІРІ-ВД для її багаторазового повороту на 10 до повного обороту на 180 градусів.

Подальший прогрес в області комп'ютерної томографії полягав у створенні випромінювача, що дозволяє отримати потік рентгенівського випромінювання у вигляді віяла, в збільшенні кількості детекторів

випромінювання до сотні і більше. Це дозволяло системі випромінювач - детектори одномоментно «охоплювати» всю досліджувану область (рис. 21.7 б-г). При цьому немає необхідності в поступальному русі системи - здійснюється тільки її обертальний рух навколо пацієнта. Час дослідження одного поперечного шару, а, отже, променеве навантаження, скорочується.

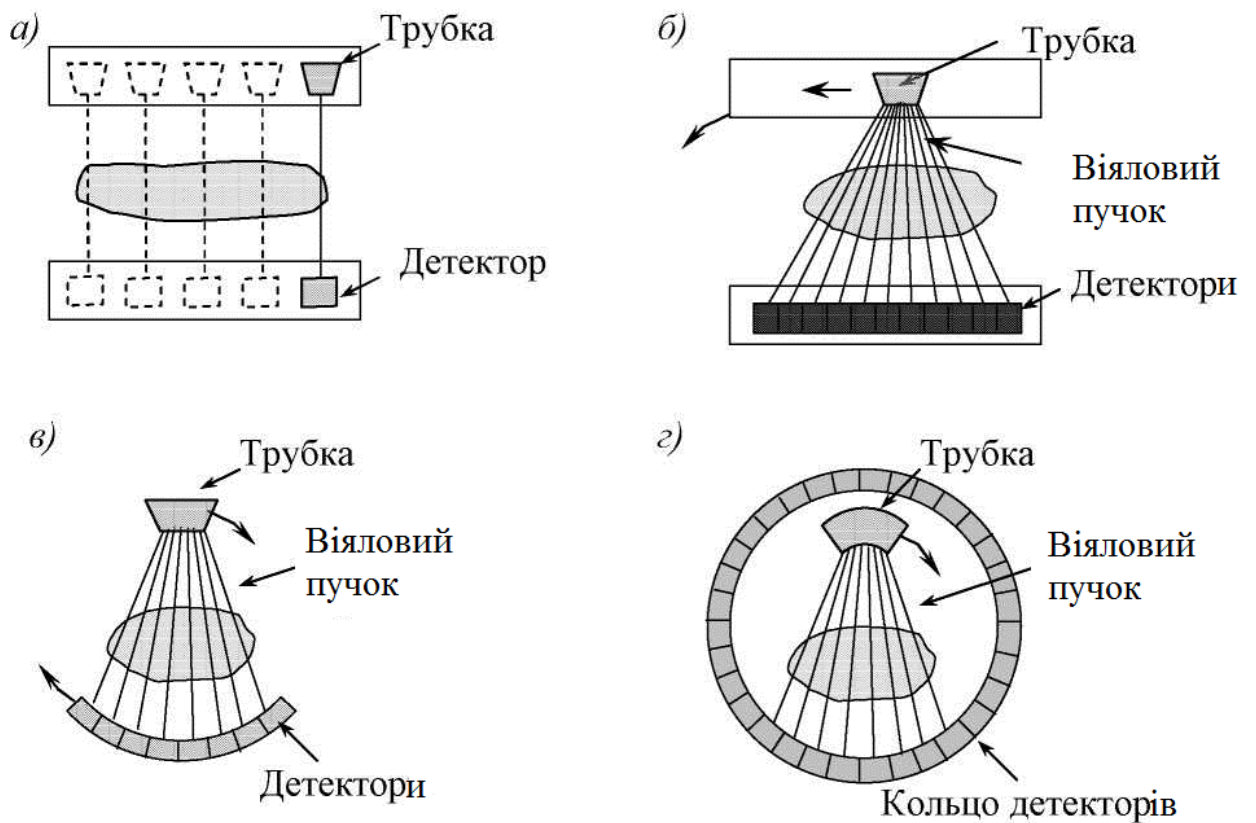


Рис. 21.7 Принцип дії комп'ютерних томографів, які отримали найбільше поширення в медицині

Наступне покоління рентгенівських комп'ютерних томографів характеризується плавним переміщенням столу пацієнта при безперервному обертанні рентгенівської трубки (рис.21.8). Цей спіральний метод дослідження дозволяє отримувати 5 зображень в секунду, а при використанні деяких удосконалень - до 30 в секунду.

У всіх томографах детектори перетворюють кількісні показники рентгенівського випромінювання в електричні сигнали і направляють їх до підсилювачів на інтегральних схемах. Для вимірювання поглинання рентгенівського випромінювання тканинами використовують відносну одиницю Н (Хаунсфілд). Значення відносного поглинання тканин варіюють від прийнятих для повітря (- 1000 Н), для води (0 Н) і для кістки (+1000 Н).

Роздільна здатність КТ значно вище, ніж у класичної рентгенографії. КТ дозволяє без застосування контрастних речовин розрізняти окремі органи і тканини. На рис.21.10 показана комп'ютерна томограма черепа і головного мозку в сагітальній площині. На ній чітко видно мозкові звивини і інші деталі структури мозку.

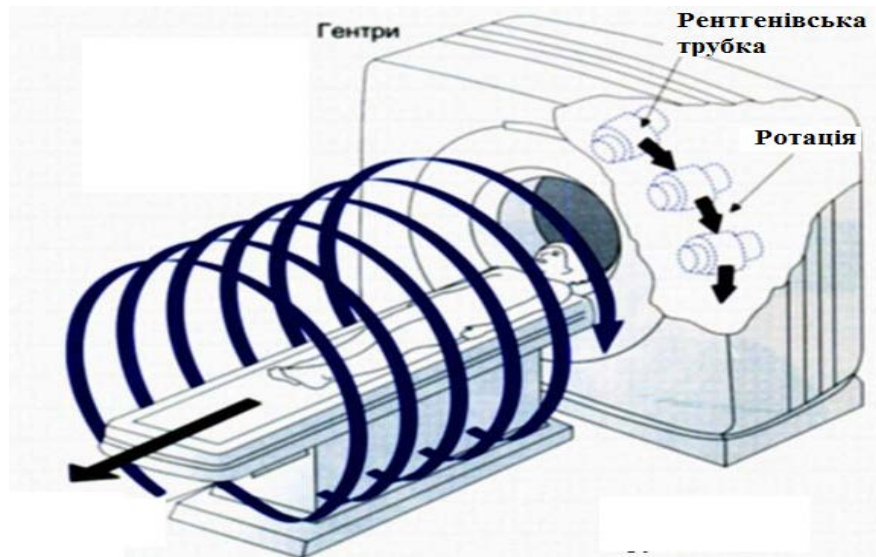


Рис. 21.8 Спіральний метод томографії

На рис.21.10 показана комп'ютерна томограма черепа і головного мозку в сагітальній площині. На ній чітко видно мозкові звивини і інші деталі структури мозку



Рис. 21.9 Комп'ютерна томограма черепа і головного мозку

За значенням відносного послаблення рентгенівських променів виявляють патологічні осередки, зміни щільності кістки і т.д. Комп'ютерні програми дозволяють на основі знімків, зроблених в трьох взаємно перпендикулярних площинах реконструювати тривимірне зображення об'єкта (3D).

Рентгенотерапія

У терапії рентгенівське випромінювання застосовують для опромінення злоякісних пухлин, клітини яких внаслідок їх активної проліферації (ділення) є більш чутливими до шкідливого дії іонізуючого випромінювання, ніж клітини здорових тканин.

Застосовують короткофокусним рентгенотерапію. Її використовують для опромінення з малих відстаней (6 - 7 см) при лікуванні розташованих поверхнево патологічних процесів шкіри і слизових оболонок.

Випромінювання, що виникає в рентгенівській трубці, завжди неоднорідне за своєю енергією і довжиною хвилі. Для отримання більш-менш однорідного пучка променів застосовують фільтри з легких металів, які поглинають м'яке рентгенівське випромінювання. Короткофокусна рентгенотерапія застосовується для лікування раку шкіри і губи, слизової оболонки порожнини рота в ранніх стадіях хвороби. При ураженні внутрішніх органів рентгенотерапія мало ефективна.

Рентгенотерапія застосовується при непухлинних хронічних захворюваннях. Вона сприяє пригніченню запальних процесів і трофічних змін в тканинах, зниженню хворобливих відчуттів. Її використовують в малій дозі для лікування захворювань суглобів і сухожиль, п'яткової шпори (рис.22.11), деяких захворювань нервової системи.



Рис.22.11 Рентгенотерапія п'яткової шпори

Контрольні питання:

1. Охарактеризуйте принцип роботи рентгенівської трубки.
2. Чим м'яке рентгенівське випромінювання відрізняється від жорсткого?
3. Поясніть суцільний спектр гальмівного рентгенівського випромінювання.
4. Охарактеризуйте закон Мозлі.
5. Поясніть механізми взаємодії рентгенівського випромінювання з речовиною.
6. Охарактеризуйте закон поглинання рентгенівського випромінювання речовиною.
7. Визначте фактори, які впливають на поглинання рентгенівського випромінювання речовиною.
8. Поясніть принцип здійснення рентгенодіагностики.
9. Охарактеризуйте метод рентгенівської комп'ютерної томографії.
10. Для чого рентгенівські промені використовують в терапії?

Оберіть правильну відповідь:

1. Рентгенівське випромінювання - це потік:
А. іонів
Б. електронів
В. альфа-частинок
Г. електромагнітних хвиль
Д. радіочастотних хвиль
2. Кістка послабляє рентгенівські промені в більшій мірі, ніж м'які тканини, тому що:
А. вони розрізняються по клітинної будовою
Б. вони відрізняються за хімічним складом
В. тому кістка містить мало води
Г. бо кістка більш тверда
Д. бо кістка є парамагнітним речовиною
3. М'яке рентгенівське випромінювання відрізняється від жорсткого тим, що воно:
А. глибоко проникає в речовину
Б. має велику частоту
В. має велику довжину хвилі
Г. має велику іонізуючу здатність
Д. вимагає більшої напруги в рентгенівській трубці
4. Характеристичне випромінювання, в основному, відрізняється від гальмівного:

- А. своєю інтенсивністю
В. довжиною хвилі
Д. тільки іонізуючої здатністю
- Б. характером спектра
Г. тільки своєю частотою

5. У рентгенівській трубці катод вивільняє:

- А. катіони
Г. рентгенівські промені
- Б. магнетон
Д. електрони
- В. аніони

6. При збільшенні напруги між катодом і анодом рентгенівської трубки потік рентгенівського випромінювання:

- А. зменшиться
Г. подвоїться
- Б. збільшиться
Д. зникне
- В. не зміниться

7. Характеристичне випромінювання описується законом:

- А. Мозлі Б. де Бройля В. Стокса Г. Планка Д. Вавилова

8. Когерентне розсіювання рентгенівських променів спостерігається, якщо енергія їх квантів:

- А. перевищує енергію вивільнення електрона з атома
Б. недостатня для іонізації атомів речовини
В. недостатня для збудження атомів речовини
Г. недостатня для вивільнення електронів
Д. перевищує енергію розпаду ядра атома

9. Некогерентне розсіювання рентгенівських хвиль також називають:

- А. фотоелектричний ефект
В. збудливий ефект
- Б. лазерний ефект
Г. ефект Комптона

10. Збільшити поглинання речовиною рентгенівського випромінювання можна шляхом:

- А. зменшення його довжини хвилі
Б. зменшення товщини поглинаючого шару
В. зменшення потоку рентгенівського випромінювання
Г. збільшення його довжини хвилі
Д. збільшення частоти хвиль

22. РАДІОАКТИВНІСТЬ. ІОНІЗУЮЧІ ВИПРОМІНЮВАННЯ

Радіоактивність – це властивість ядер деяких елементів (радіонуклідів) мимовільно розпадатись із утворенням інших ядер і іонізуючих випромінювань. Явище радіоактивності вивчає *ядерна фізика*. В *ядерній медицині* радіонукліди застосовують з діагностичною метою і в терапії онкологічних захворювань.

Атомне ядро

Атомне ядро складається з двох видів елементарних частинок, які називаються *нуклонами* - *протонів і нейтронів*. Протон має позитивний електричний заряд, який за величиною дорівнює заряду електрона. Маса протона в 1840 разів перевищує масу електрона. Маса нейтрона, який не має електричного заряду, майже на 0,1% більша, ніж маса протона.

Кожне ядро характеризується зарядовим числом Z (атомним номером) і масовим числом A . Z дорівнює кількості протонів і характеризує заряд ядра. A відповідає загальному числу протонів і нейтронів в атомному ядрі. Ядра, які мають однакове зарядове число, але різні масові числа, називаються *ізотопами*. Ізотопи кожного елемента є ідентичними в хімічному відношенні.



Рис. 22.1 Будова атомних ядер

В атомному ядрі діють три види сил: 1. *Сильна взаємодія* – короткодійочі надзвичайно міцні *ядерні сили*, які є силами тяжіння, неелектричними за своєю природою. Вони діють лише на близькій відстані і утримують нуклони разом у складі ядра; 2. *Електромагнітна взаємодія*, яка є значно слабкішою, ніж ядерні сили. Вона діє як сила відштовхування між

зближеними протонами; 3. *Слабка взаємодія*, яка має найменшу інтенсивність, не є силою тяжіння або відштовхування, однак несе відповідальність за бета-розпад ядра.

Атомні ядра називаються також *нуклідами*. Відомі сотні нуклідів природного та штучного походження, включаючи ізотопи. Деякі з них цілком стійкі. Інші виявляють тенденцію до спонтанного розпаду.

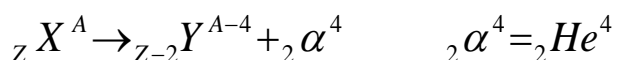
Радіоактивність

Радіоактивність була відкрита французьким фізиком А.А.Беккерелем (1896). Він показав, що уран випускає невидимі промені, які можуть проникати через непрозорий контейнер і засвічувати фотографічну пластинку. Незабаром П'єр і Марія Кюрі виявили, що існують також інші радіоактивні елементи - радій і полоній. З'ясувалося, що випромінювання радію неоднорідне і утворено трьома компонентами: α -, β - і γ -променями. Їх походження розкрив Е.Резерфорд, який показав, що радіоактивність є результатом розпаду атомного ядра. У процесі розпаду ядро одного хімічного елемента перетворюється в ядро іншого елемента. За свої видатні відкриття А.А.Беккерель, П.Кюрі і М. Кюрі, Е. Резерфорд були удостоєні Нобелівської премії з фізики.

Існує кілька видів радіоактивного розпаду ядер. До числа основних відносяться α - розпад і β - розпад.

α -розпад

α -розпад спостерігається у важких нестійких атомних ядрах. Атомне ядро X ("материнське ядро") випромінює α -частинку, в результаті чого утворюється нове ядро Y ("дочірнє ядро"). α -частинка представляє собою ядро атома гелію, яке складається з двох протонів і двох нейтронів:



Дочірнє ядро зміщується в таблиці Менделєєва по відношенню до материнського на дві клітинки вперед. α -частинка залишає материнське ядро з великою швидкістю, маючи при цьому дуже велику кінетичну енергію.

При α -розпаді дочірнє ядро може бути в збудженому стані, який характеризується знаходженням нуклонів на більш високих, ніж основні, енергетичних рівнях. Вони нестійкі. Тому протягом короткого часу нуклони переходять на основні енергетичні рівні, а надлишок енергії випромінюється

у формі γ -променів, які представляють собою електромагнітні хвилі. За своєю природою вони повністю еквівалентні світловим хвилям і рентгенівським променям, які випускаються збудженими атомами. Проте γ -промені характеризуються значно меншою довжиною хвилі, а їх кванти мають більш високу енергію, ніж інші види електромагнітних хвиль.

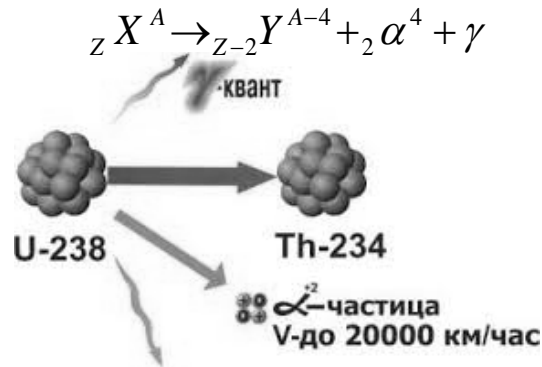
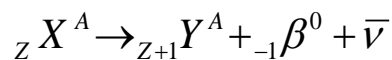


Рис. 23.2 α -розпад ізотопу урану U-238

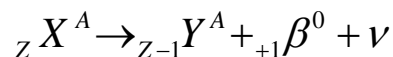
β -розпад

β -розпад спостерігається в нестійких ізотопах відносно легких ядер. Материнське ядро випускає β -частинку, в результаті чого утворюється дочірнє ядро. Існують три основних види β -розпаду:

1. *Електронний β -розпад*: з материнського ядра вилітає електрон (${}_{-1}\beta^0$ -частинка). Атомний номер дочірнього ядра підвищується на одиницю в порівнянні з материнським ядром. В результаті даного виду розпаду утворюється також *антинейтрино* ($\bar{\nu}$)- незаряджена частинка з надзвичайно малою масою:



2. *Позитронний β -розпад*: з материнського ядра випускаються позитрон (${}_{+1}\beta^0$ - частинка) і *нейтрино* (ν). Зарядове число дочірнього ядра зменшується на одиницю в порівнянні з материнським:

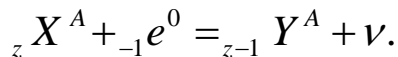


Позитрони - елементарні частинки, які мають елементарний позитивний заряд і масу, що дорівнює масі електрона.

Відомо, що для всіх елементарних частинок існують античастинки. Позитрон є античастинкою електрона, а антинейтрино - античастинкою нейтрино. Існують також антипротони, антинейтрони і ін. При взаємодії деякої частинки з її античастинкою відбувається *анігіляція* - їх взаємне

знищення. При цьому виділяється енергія у вигляді γ -променів.

3. *Електронне захоплення*. Його сутність полягає у захопленні ядром одного з електронів даного атома. В результаті виникає дочірнє ядро з зарядовим числом, яке на одиницю менш, ніж зарядове число материнського ядра, а також нейтрино:



В ході електронного захоплення звільняється місце на одній з внутрішніх електронних оболонок атома. На неї переходить електрон із зовнішньої оболонки, в результаті чого виникає квант характеристичного рентгенівського випромінювання.

В основі всіх видів β -розпаду лежать перетворення нейтрона в протон або протона в нейтрон. Ці процеси відбуваються завдяки слабкій взаємодії в ядрі.

Активність. Закон радіоактивного розпаду

Існує два види радіоактивності: *природна* і *штучна*. В обох випадках ядра розпадаються спонтанно. Розподіл на природну і штучну радіоактивність зумовлений різним джерелом нестабільних ядер.

Природна радіоактивність є результатом нестабільності певних нуклідів, які існують в навколишньому середовищі. Вони перетворюються в інші нукліди, доки не утвориться стабільний елемент. Материнське ядро, проміжні дочірні ядра і стабільний елемент утворюють *радіоактивні сімейства*.

Штучна радіоактивність виникає при розпаді нуклідів, отриманих штучно в результаті ядерних реакцій.

Показником інтенсивності процесів радіоактивного розпаду в певному зразку речовини служить *активність* – число радіонуклідів, які розпалися за одиницю часу. Одиницею вимірювання активності в системі СІ є *бекерель (Бк)*. Один бекерель – це один акт радіоактивного розпаду за секунду. У зв'язку з цим бекерель занадто мала і тому незручна одиниця. Несистемною одиницею виміру активності служить *кюрі*. Ця одиниця відповідає активності 1 г радію $1 \text{ Кюрі} = 3,7 \cdot 10^{10} \text{ Бк}$.

Радіоактивний розпад є ймовірним процесом, оскільки він відбувається спонтанно і неможливо передбачити, яке саме ядро розпадеться в даний момент часу. Ймовірність радіоактивного розпаду однакова для всіх радіонуклідів даного виду. Ця обставина лежить в основі закону

радіоактивного розпаду, який характеризує швидкість цього процесу.

Закон радіоактивного розпаду виражається наступним диференціальним рівнянням:

$$\frac{dN}{dt} = -\lambda \cdot N_0$$

$\frac{dN}{dt}$ – швидкість радіоактивного розпаду, λ - стала розпаду, яка характеризує ймовірність розпаду даного виду радіонукліда, N_0 – початкове число атомів радіонуклідів.

Рішенням диференційного рівняння служить функція:

$$N = N_0 \cdot e^{-\lambda \cdot t}$$

де N – число радіонуклідів, які не розпались за час радіоактивного розпаду t . Така функція називається експоненціальною.

Таким чином, закон радіоактивного розпаду свідчить, що число радіонуклідів зменшується в часі за експоненціальним законом.. З цього слідує, що за рівні проміжки часу розпадається однакова частка наявних радіонуклідів.

Швидкість радіоактивного розпаду зручно характеризувати *періодом напіврозпаду*, який представляє собою проміжок часу, необхідний для розпаду половини початкової кількості радіонуклідів. Тривалість періодів напіврозпаду різних радіонуклідів сильно відрізняється. Наприклад, вона становить для U_{238} - 4,5 млрд. років, для Th_{230} - 8 тис. років, для Po_{218} - 3 хвилини. В медицині застосовують короткоживучі і ультракороткоживучі ізотопи радіонуклідів.

Іонізуючі випромінювання

Іонізуючими називають такі випромінювання, які викликають іонізацію речовини, тобто перетворюють атоми і молекули в іони. Радіоактивний розпад ядер призводить до утворення кількох видів іонізуючих випромінювання. Їх можна розділити на дві категорії: 1. *корпускулярні випромінювання* (α -частинки, β -частинки, протони, нейтрони і ін.); 2. *хвильові випромінювання* - γ - і рентгенівські промені.

Взаємодія іонізуючого випромінювання з речовиною

Дія різних видів іонізуючих випромінювань на речовину має свої особливості. У процесі радіоактивного розпаду α -частинки залишають материнські ядра з великою швидкістю, маючи значну кінетичну енергію.

При проходженні через речовину α -частинки часто стикаються з електронними оболонками атомів, сповільнюючи свій рух. При цьому α -частинки передають електронам деяку енергію, а також діють на них своїм електричним полем. В результаті відбувається перехід електронів з основних орбіталей на більш високі (збудження атомів і молекул – утворення *вільних радикалів*), а також вивільнення електронів з атомів. При цьому атоми перетворюються в позитивні іони. Вільні електрони поглинаються нейтральними атомами, в результаті чого утворюються негативні іони.

При одиночному зіткненні з атомом α -частинка передає йому тільки невелику частину своєї енергії. Її передача відбувається до тих пір, поки швидкість α -частинки не впаде до нуля. До цього моменту відбувається багато зіткнень. При цьому маса α -частинки відносно велика, і вона мало відхиляється атомами - її траєкторія представляє собою майже пряму лінію. Іонізуюча здатність α -частинки дуже значна. Після її проходження у речовині залишається слід, який складається з багатьох тисяч пар іонів. У зв'язку з цим α -частинка дуже швидко витрачає свою енергію, і її шлях короткий. При значному зменшенні кінетичної енергії α -частинка приєднує два електрони і перетворюється в нейтральний атом гелію. Середня відстань, пройдена α -частинками до зупинки, залежить від густини середовища. В повітрі їх шлях не перевищує декількох сантиметрів. Звичайний лист паперу затримує α -частинки. Вони не проникають глибше поверхневих шарів шкіри. Таким чином, проникаюча здатність α -частинок невелика.

Електрони і позитрони (β -частинки) вилітають з материнських ядер з більшими швидкостями, ніж α -частинки. Однак, на відміну від них, швидкості окремих β -частинок значно різняться. Вони проникають набагато глибше в речовину. Тут вони взаємодіють з електронами атомів і втрачають енергію, збуджуючи і іонізуючи атоми. При зіткненні позитронів з електронами відбувається їхня анігіляція з випромінюванням γ -квантів. Кінетична енергія електрона значно менша, ніж у α -частинки. Її величина достатня, щоб іонізувати тільки кілька десятків атомів. Через свою невелику масу β -частинки сильно відхиляються при кожному зіткненні. Тому вони поширюються в речовині не по прямій лінії, а в різних напрямках. Довжина пробігу електронів в повітрі становить кілька десятків сантиметрів (в залежності від енергії). У тіло людини β -частинки проникають до внутрішніх органів.

γ -промені також іонізують речовину, передаючи свою енергію атомам речовини. Будучи електромагнітною хвилею, γ -кванти мають високу проникаючу здатність. Тіло людини вони здатні пронизувати наскрізь. Для захисту від γ -випромінювання в залежності від його енергії потрібно товстий свинцевий екран.

Іонізуюча дія γ -променів відбувається в результаті трьох основних процесів:

1. *Фотоелектричний ефект* проявляється тоді, коли γ -кванти мають порівняно невелику енергію. Квант поглинається атомом, в результаті чого один з його електронів як би піднімається на більш високу орбіталь і може покинути атом. Останній стає позитивним іоном. Поглинання вільного електрона іншим нейтральним атомом призводить до утворення негативного іона.

2. *Ефект Комптона* виникає тоді, коли енергія γ -кванта перевищує енергію, необхідну для іонізації атома речовини. У цьому випадку лише частина енергії фотона витрачається на іонізацію. Інша частина - утворює новий γ -квант з меншою енергією. Він може іонізувати наступний атом або в результаті когерентного розсіяння покинути речовину.

3. *Створення пари електрон-позитрон* відбувається у випадку, коли енергія γ -кванта найбільша. Він поглинається одним з атомних ядер з утворенням пари частинок: електрона і позитрона.

Виявлення і вимір іонізуючого випромінювання

Існують різні типи приладів, які використовуються для виявлення іонізуючого випромінювання. Одним з них є *лічильник Гейгера-Мюллера* (рис. 22.3). Прилад представляє собою металевий циліндр, стінки якого використовуються в якості катода. Тонкий дріт уздовж осі циліндра служить анодом. Між анодом і катодом створюється різниця електричних потенціалів. Циліндр заповнений інертним газом аргоном. За відсутності в середовищі іонізуючих випромінювань між анодом і катодом електричний струм не проходить, оскільки молекули аргону електронейтральні.

Під дією випромінювань відбувається іонізація атомів аргону. Між катодом і анодом проходить короточасний електричний струм. При досить великій напрузі між електродами кожен вільний електрон, утворений дією іонізуючих випромінювань на аргон, викликає появу кількох вторинних електронів, які, в свою чергу, сприяють утворенню наступних електронів. В

результаті електричний імпульс посилюється і може бути візуалізований або записаний. Такий лічильник компактний і зручний у використанні.

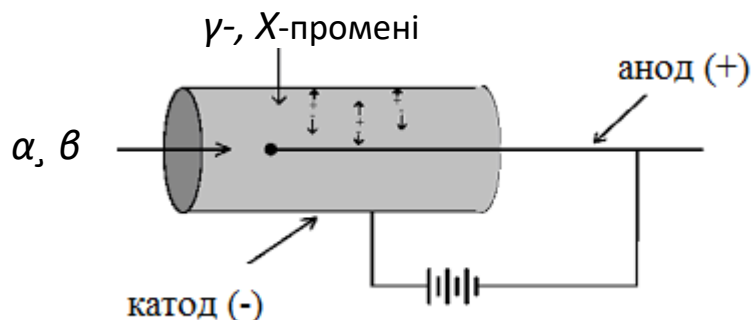


Рис.22.3 Схема лічильника Гейгера-Мюллера

Є також інші типи лічильників випромінювання, наприклад *сцинтиляційні лічильники*. Вони мають порівняно високу ефективність виявлення різних видів випромінювання і широко використовуються в рішенні біомедичних задач. Сцинтиляційний лічильник складається з кристала, який здатний до радіолюмінесценції, тобто створює спалахи видимого світла, коли його атоми поглинають енергію іонізуючих випромінювань. Ці спалахи рахує чутливий електронний пристрій. Сцинтиляційні лічильники вимірюють інтенсивність іонізуючого випромінювання і допомагають ідентифікувати його природу.

Контрольні питання:

1. Охарактеризуйте явище радіоактивності. Чим природна радіоактивність відрізняється від штучної.
2. Охарактеризуйте будову атомного ядра і ядерні сили.
3. Приведіть правила зміщення для основних видів радіоактивного розпаду.
4. Яким чином утворюються гамма-промені?
5. Приведіть осиновий закон радіоактивного розпаду.
6. Що таке період напіврозпаду радіоактивного елементу?
7. Охарактеризуйте різні види іонізуючих випромінювань за проникаючою і іонізуючою здатністю.

Оберіть правильну відповідь:

1. Проаналізуйте, яке походження терміну "іонізуюче випромінювання":
 - А. воно виникає внаслідок іонізації речовини
 - Б. воно представляє собою потік іонів
 - В. воно викликає утворення іонів у речовині
 - Г. воно поглинається іонами речовини
 - Д. воно утворюється іонами речовини

2. Проаналізуйте, що таке радіоактивний розпад:
 - А. розпад складних молекул на більш прості
 - Б. розпад молекул на атоми
 - В. розпад електронних оболонок атомів
 - Г. розпад атомних ядер
 - Д. розпад вільних радикалів

3. Проаналізуйте, коли виникає випромінювання у вигляді ядер гелію:
 - А. при електронному розпаді
 - Б. при позитронному розпаді
 - В. при альфа-розпаді
 - Г. при усіх видах бета-розпаду
 - Д. при гама-розпаді

4. Визначте, що представляють собою гама-промені:
 - А. потоки заряджених частинок
 - Б. електромагнітні хвилі
 - В. потоки нейтронів
 - Г. потоки ядер гелію
 - Д. потоки електронів

5. Проаналізуйте, скільки радіоактивних ядер залишиться від їх початкової кількості через три роки, якщо за рік їх кількість зменшилась у два рази:
 - А. $\frac{1}{8}$ частина
 - Б. $\frac{1}{6}$ частина
 - В. $\frac{1}{4}$ частина
 - Г. $\frac{1}{3}$ частина
 - Д. не залишиться нічого

6. Визначте, при якому виді радіоактивного розпаду із атомного ядра вилітають нейтрино:

- А. при альфа розпаді
- Б. при альфа і гама-розпаді
- В. при при одном из них
- Г. при позитронному розпаді
- Д. при електронному розпаді

7. Визначте, протягом якого виду розпаду зарядове число дочірнього ядра здвигається на +1 у порівнянні з материнським ядром:

- А. електронний розпад
- Б. позитронний розпад
- В. альфа-розпад
- Г. електронний захват
- Д. гамма-розпад

8. Найбільшу проникну здатність має:

- А. альфа-випромінювання
- Б. електронне випромінювання
- В. позитронне випромінювання
- Г. гама-випромінювання
- Д. усі випромінювання однаково

9. Найбільшу іонізуючу здатність при рівній поглиненій дозі має:

- А. електронне випромінювання
- Б. позитронне випромінювання
- В. альфа-випромінювання
- Г. гама-випромінювання
- Д. усі випромінювання однаково

10. В основі такого розпаду лежить перетворення нейтронів ядра у протони:

- | | |
|----------------------------|------------------------------|
| А. альфа-розпад | Б. гама-розпад |
| В. електронний бета-розпад | Г. позитронний бета - розпад |
| Д. нейтронний розпад | |

23. ДОЗИМЕТРІЯ ІОНІЗУЮЧИХ ВИПРОМІНЮВАНЬ. ЇХ БІОЛОГІЧНА ДІЯ І ЗАСТОСУВАННЯ В МЕДИЦИНІ

Дози випромінювання

Доза іонізуючого випромінювання - це величина, яка використовується для оцінки ступеню його впливу на речовину (радіаційного ефекту). Вимірювання або розрахунок дози випромінювання засновані на визначенні тих змін, які виникають під його впливом в живих або неживих об'єктах. Для цього застосовуються різні прилади: іонізаційні камери, кристали, здатні до люмінесценції, напівпровідникові прилади та ін. Дозиметрія іонізуючого випромінювання використовує кілька видів доз, основними з яких є поглинута доза, експозиційна доза і біологічна (еквівалентна) доза.

Поглинута доза випромінювання. В основі всіх радіаційних ефектів полягає поглинання речовиною енергії випромінювання. *Поглинута доза* - це кількість енергії, поглинена одиницею маси речовини. Така доза залежить від природи випромінювання і від властивостей речовини. Одиницею вимірювання поглинутої дози є *Грей (Гр)*. 1 Грей - це така доза, коли 1 кілограм речовини поглинає 1 Джоуль енергії випромінювання. Позасистемною одиницею поглинутої дози служить *рад*. $1\text{Гр} = 100\text{Рад}$

Експозиційна доза випромінювання. Виміряти безпосередньо енергію випромінювання, поглинуту речовиною, можна лише в спеціальних лабораторних умовах. Значно простіше судити про дозу випромінювання по ступені іонізації повітря.

Експозиційна доза - сумарний електричний заряд, який виникає в одиниці маси повітря, під дією іонізуючого випромінювання. Одиницею експозиційної дози в системі СІ є *Кл/кг*, тобто доза, коли в 1 кг повітря виникає електричний заряд, що дорівнює 1 Кулону.

Більш зручною одиницею експозиційної дози є *рентген (Р)*. Це така доза випромінювання, коли в 1 см^3 сухого повітря при температурі 0°C і атмосферному тиску 760 мм. рт. ст. виникає близько двох мільярдів пар іонів. 1 рентген дорівнює $2,58 \cdot 10^{-4}\text{Кл/кг}$.

Один рентген експозиційної дози відповідає приблизно 100 Рад поглинутої дози для м'яких тканин тіла людини. Експозиційна доза залежить не від виду речовини, на яке діє випромінювання, а від його характеристик. Рентген - відносно велика доза. У звичайних умовах експозиційна доза вимірюється в мілірентгенах і мікрорентгенах.

Потужність дози. Радіаційний ефект залежить також від тривалості впливу певної дози випромінювання на об'єкт. *Потужність дози* – це її величина за одиницю часу.

Біологічна (еквівалентна) доза. Поглинута і експозиційна дози характеризують, в основному, фізичну сторону дії випромінювання. Його біологічний ефект сильно залежить від виду випромінювання. Зокрема, позитивно заряджені частинки з великою масою (протони, α -частинки) створюють більш високу густину іонізації, ніж β -частинки і γ -промені.

Еквівалентна доза характеризує особливості впливу різних видів випромінювання на біологічні об'єкти. Її розраховують шляхом множення поглинутої дози на коефіцієнт відносної біологічної ефективності (ВБЕ) випромінювання. Величина цього коефіцієнту визначалася експериментально шляхом порівняння впливу різних видів випромінювання на тест-об'єкти з дією стандартних доз рентгенівського випромінювання. Одним з тест-об'єктів було око піддослідної тварини, в якому іонізуюче випромінювання викликає утворення катаракти. Було встановлено, що при ОБЕ=1 для γ - і рентгенівських променів, 3-10 – для нейтронів і бета-частинок (в залежності від їх енергії), і 20 – для α - частинок.

Одиницею вимірювання біологічної дози є *Зіверт (Зв)*, який відповідає 1 Гр поглинутої дози рентгенівського випромінювання. Позасистемною одиницею біологічної дози є *Бер*. Він відповідає 100 Рад поглиненої дози рентгенівського випромінювання.

Уражаюча дія іонізуючого випромінювання

Відносно великі дози іонізуючих випромінювань здатні викликати *променеву хворобу*. Особливо несприятливим є короточасний вплив значної дози, коли її потужність більша, ніж потужність такої самої дози, але отриманої за більш тривалий проміжок часу.

Походження променевої хвороби детально вивчено. Основним первинним ефектом випромінювання в живих клітинах є іонізація молекул води. Поглинаючи енергію випромінювання, вони втрачають електрони і утворюють позитивні іони. Вільні електрони приєднуються до інших молекул води з утворенням негативних іонів.

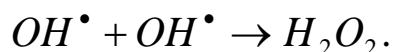


Іони води нестійкі і швидко розпадаються, утворюючи *вільні радикали* (водень і гідроксил):



Вільні радикали характеризуються дуже великою хімічною активністю. Вони вступають в реакцію з іншими хімічними речовинами, утворюючи з них нові вільні радикали. Таким чином, первинний ефект дії іонізуючого випромінювання посилюється.

Вільні радикали гідроксилу, взаємодіючи, утворюють перекис водню. Ця речовина відома як сильний окиснювач:



В клітині вільні радикали впливають на білки, нуклеїнові кислоти і інші біологічні молекули. Крім того, вони безпосередньо можуть поглинати енергію іонізуючих випромінювань. Все це може викликати розриви ланцюгів білків і нуклеїнових кислот або утворення в їх молекулах аномальних ковалентних зв'язків. В результаті функція цих життєво важливих молекул порушується. Процеси променевого ушкодження нарастають.

Дія іонізуючих випромінювань на молекули води в біологічних об'єктах називається *непрямою*, а дія безпосередньо на біологічно важливі молекули – *прямою*. Вважають, що комбінація непрямої і прямої дії іонізуючих випромінювань на живі організми служить причиною *радіобіологічного парадоксу*, який полягає в тому, летальні дози опромінення є дуже незначними в перерахунку на тепловий вплив.

Встановлено, що ядро клітини більш чутливо до іонізуючих випромінювань, ніж цитоплазма. Це було доведено, зокрема, в експериментах на амебах. Одну групу амеб опромінювали летальною дозою випромінювання. Після цього їх ядра були вилучені і замінені ядрами здорових амеб, що складала другу групу. Останні, навпаки, отримали ядра опромінених амеб. Амеби першої групи залишилися живими, тоді як амеби другої групи загинули. Висока чутливість ядер до випромінювання пояснюється локалізацією в них генетичного апарату.

Дія випромінювання є найбільш шкідливим в період поділу клітини. Тому, як правило, найбільш чутливі до нього ті клітини, які часто діляться (*принцип Трибондо-Бергоньє*). Це стосується незрілих клітин крові, кишкового епітелію, статевих клітин та ін. Ембріони і діти більше чутливі до шкідливої дії випромінювання, ніж дорослі люди.

Гостра променева хвороба виникає при одноразовому опроміненні дозами понад 1 Зв. Вони викликають променеву хворобу різного ступеня тяжкості з ураженням органів кровотворення або кишечника. Дози однократного опромінення понад 10 Зв вважаються абсолютно смертельними.

Висока чутливість до іонізуючого випромінювання властива людям і деяким тваринам (мавпи, коні, собаки). Гризуни менш чутливі і можуть залишатися живими після отримання дози 7-8 Зв. Риби і амфібії можуть витримувати дози опромінення в декілька десятків Зіверт.

Існує досить небезпечні *віддалені ефекти* дії іонізуючих випромінювань. До них відносять виникнення злоякісних пухлин через багато років після опромінення. Ймовірність онкологічних захворювань пропорційна отриманій дозі.

Віддаленими наслідками дії випромінювання є також генетичні дефекти, або мутації. Збільшення їх частоти призводить до підвищення рівня передпологової смертності та збільшення числа дітей, що народилися з серйозними вадами розвитку. Встановлено, що частота мутацій також пропорційна дозі опромінення.

Тривала дія невеликих доз іонізуючого випромінювання

На всіх людей постійно впливають низькі дози іонізуючого випромінювання, яке виникає внаслідок природної і штучної радіоактивності. Рівень природної радіоактивності в залежності від регіону Землі становить 5-20 мікрорентген на годину. Вважають, що такий рівень радіації є безпечним для людини, хоча ця точка зору неоднозначна.

Одним з джерел природної радіоактивності є *космічне випромінювання* і *сонячна радіація*. Космічні промені включають майже всі типи іонізуючих випромінювань і характеризуються великою проникаючою здатністю. Захистом від космічних променів є земна атмосфера. Їх дія залежить від висоти над рівнем моря і подвоюється з кожною тисячею метрів.

Джерелом іонізуючого випромінювання є деякі породи земної кори, що містять радіонукліди уран, торій, радій і ін. Відомі місцевості, в яких на поверхню виходять граніти, радіоактивний фон яких перевищує середню величину в десятки разів. Радіоактивні частинки потрапляють в будівельні матеріали. Встановлено, що рівень випромінювання в будинках з цегли або бетону вдвічі вищий, ніж в дерев'яних.

Крім того, джерелами іонізуючого випромінювання можуть бути добрива, і навіть продукти харчування.

Важливим джерелом іонізуючого випромінювання є радіоактивний *інертний газ радон*. Він важчий за повітря і накопичується в основному під землею. На поверхню він виходить при видобутку корисних копалин і через тріщини в земній корі. Радон міститься у воді, особливо у видобутих з глибоких свердловин. Він надходить в будинки з побутовим газом, водопровідною водою, просочується через мікротріщини ґрунту, накопичується в підвалах. Показано, що вміст радону в повітрі ванної кімнати може в десятки разів перевищувати його концентрацію в житлових кімнатах.

Загальну середню дозу, яку отримує людина від усього природного радіаційного фону, вважають близькою до 0,3 - 0,6 мЗв на рік. Деякі групи населення отримують 1,0 - 1,6 мЗв на рік. На Землі є деякі місцевості, де рівень природної радіації досить високий.

До природного радіоактивного фону додається іонізуюче випромінювання штучного походження, доза якого може досягати половини від одержуваної дози природного походження. Найбільш істотним джерелом штучного випромінювання є медична рентгенодіагностика.

Застосування радіонуклідів та іонізуючого випромінювання в медицині

Радіонуклідна діагностика

Радіоактивні ізотопи елементів, які використовуються в діагностиці, за хімічними властивостями не відрізняються від стабільних ізотопів того самого елемента. Радіоізотоп може бути легко впізнаний за своїм випромінюванням. У кров, дихальні шляхи або шлунково-кишковий тракт вводять відповідні радіоактивні ізотопи, включаючи їх до складу речовин, що накопичуються переважно в тому чи іншому органі і виконують певну функцію. Такі речовини випускаються промисловістю і називаються *радіофармпрепаратами*. Вони повинні швидко надходити в орган і виводитися з нього. Радіофармпрепарати мають короткий період напіврозпаду, що забезпечує безпеку дослідження. В медицині застосовують радіоізотопи йоду, талію, технецію, фосфору, індію та ін.

Радіоізотопи є свого роду мітками, що дозволяють судити про наявність того чи іншого препарату в органі. Кінцевим результатом

дослідження можуть бути дані про форму і розміри органу і про локалізацію в ньому патологічних вогнищ.

Розподіл радіофармпрепаратів в організмі залежить від кровоплину і обміну речовин. Тому методи ядерної медицини спрямовані більшою мірою на функціональне дослідження органів і систем, і в меншому ступені - на аналіз анатомо-морфологічних особливостей. Цим радіонуклідна діагностика принципово відрізняється від ультразвукових і рентгенологічних методів.

Радіонукліди використовують для дослідження стану серця, щитовидної і паращитовидних залоз, печінки, нирок, легенів, кісток, молочної залози і т.д. Візуалізація за допомогою застосування радіофармпрепаратів дозволяє отримувати зображення розподілу в організмі речовин, мічених радіонуклідами.

Вміст радіоізоотопу в організмі визначають *методом сканування* із застосуванням рухливих детекторів випромінювання (сканерів). Сканер автоматично повільно пересувається над областю або органом, що досліджуються, і реєструє радіоактивне випромінювання в окремих точках. Результатом є зображення органу - *сцинтиграма*. Воно представляє собою двомірне зображення на площині, яке показує рівень радіоактивності в окремих частинах органу. Наприклад, для діагностики захворювань серця широко застосовують його сканування. В якості радіофармпрепарату використовують радіоактивний ізотоп талію і жирні кислоти, мічені радіоактивним йодом, які мають велику спорідненість до серцевого м'язу. За накопиченням радіонуклідів в окремих його ділянках можна діагностувати порушення кровообігу, запальне захворювання серця та інші види його патології.

Щитовидна залоза накопичує йод в процесі життєдіяльності. Після введення його радіонукліда сканування залози дає можливість оцінювати її здатність захоплювати вказаний елемент з крові. На цьому ж ґрунтується отримання зображення залози, даних про її анатомічне розташування, наявність в ній вузлів, які можуть бути як доброякісними, так і злоякісними. Цей метод дозволяє спостерігати підвищення або пониження активності окремих ділянок залози (рис. 23.1).

Позитронно-емісійна томографія

Позитронно-емісійна томографія (ПЕТ) - новітній діагностичний метод, заснований на застосуванні радіофармпрепаратів. Він



Рис. 23.1 Зображення щитовидної залози, отримане шляхом сканування після введення радіоізопа йода

використовується для оцінки функціональної активності органів і тканин. На практиці цей метод отримав найбільшу цінність і найбільшого поширення у діагностиці онкологічних захворювань. За допомогою ПЕТ можна діагностувати навіть невеликі пухлини, які ще не мають клінічних проявів, і відрізнити злоякісні пухлини від доброякісних. Однак ПЕТ використовують також при діагностиці інших захворювань, зокрема головного мозку, серця і інших органів.

В основі ПЕТ лежить фізичний феномен, який виникає при взаємодії електрона і його античастинки - позитрона. В результаті такої взаємодії відбувається їх взаємне знищення - анігіляція. При цьому народжуються два кванта гамма-випромінювання, які розлітаються під кутом 180° .

Для проведення ПЕТ використовують короткоживучі радіонукліди, які піддаються позитронному розпаду - найчастіше ізотопи фтору. Їх вводять в радіофармпрепарат, який представляє собою глюкозу або одне з її похідних, «мічені» радіонуклідом. Пацієнт отримує радіофармпрепарат, який включається в обмін речовин. Накопичення препарату в різних ділянках мозку (та інших органів) відбувається тим більше, чим інтенсивніше в них метаболізм. Відповідно тим сильніше з них виходить γ -випромінювання.

γ -промені реєструють шляхом сканування за допомогою спеціальних детекторів. У приладі детектори випромінювання розташовуються навколо об'єкта (рис. 23.2). Обробка інформації за допомогою комп'ютера показує, як розподіляється інтенсивність гамма-випромінювання в межах досліджуваного органу. Сканування дозволяє візуально визначати інтенсивність обмінних процесів, що протікають в різних ділянках і судити про їх функціональний стан. За допомогою комп'ютерної програми можна отримати тривимірне зображення об'єкта. Області значно підвищеної або зниженої радіоактивності можуть свідчити про відхилення від нормального



Рис. 23.2 Апарат для позитронної емісійної томографії

функціонування органу. Метод ПЕТ відрізняється дуже високою чутливістю при діагностиці злоякісних пухлин, обмін речовин в яких значно посилений порівняно зі здоровими тканинами і доброякісними пухлинами. В сучасних приладах ПЕТ комбінується з рентгенівською комп'ютерною томографією (РКТ). При цьому ПЕТ використовується для ідентифікації пухлин, а РКТ дозволяє визначити їх точну локалізацію.

Радіотерапія

Клітини мають найбільшу чутливість до дії іонізуючих випромінювань в процесі ділення. Клітини злоякісних пухлин діляться значно частіше, ніж клітини нормальних тканин. Тому ракові клітини і клітини саркоми дуже чутливі до іонізуючих випромінювань. Нормальні тканини мають більшу здатність відновлюватися від його ефектів, ніж клітини злоякісних пухлин. Таким чином, доза випромінювання достатня, щоб знищити ракові клітини, пошкоджує суміжні нормальні клітини в меншому ступені і тимчасово.

Чутливість злоякісних пухлин до опромінення є основою застосування радіотерапії (*променевої терапії*) для їх лікування. Зазвичай радіотерапію застосовують для лікування онкологічних хворих в рамках комбінованої терапії. Використовують зовнішнє опромінення за допомогою спеціальних приладів: рентгенівських апаратів і джерел γ -випромінювання («кобальтових гармат»), що містять радіоактивний кобальт. Поверхневе опромінення (здебільшого за допомогою рентгенівських променів) використовують при лікуванні злоякісних хвороб шкіри і очей. γ -промені, що випускаються радіоактивним кобальтом, забезпечують більшу ефективну дозу опромінення пухлин глибоких тканин тіла. Крім зовнішнього опромінення, в пухлину

можуть бути імплантовані заповнені радієм голки або невеликі капсули, що містять газ радон.

Радіохірургія

Радіохірургія - порівняно нова галузь медицини, яка застосовує одноразово відносно високі дози опромінення для усунення пухлин та інших патологічних утворень.

γ-скальпель - це апарат, призначений для локального впливу на патологічні утворення головного мозку за допомогою потоку γ -променів (рис. 23.3). Для точного наведення потоку випромінювання голова пацієнта закріплюється під місцевим знеболенням в спеціальній пристрої - стереотаксичній рамі. Вона забезпечує тривимірну систему координат, яка визначає локалізацію різних мозкових структур. Спираючись на цю систему, апарат забезпечує дуже точне попадання променів в ціль.



А



Б

Рис. 23.3 Апарат γ -скальпель (А) і стереотаксична рама з півсферою з джерелами радіоактивного випромінювання (Б)

Попередньо проводиться комп'ютерна або магнітно-резонансна томографія головного мозку з метою точної локалізації і визначення розмірів пухлини. Отримані тривимірні координати пухлини прив'язуються до координат стереотаксичної рами. На підставі цих даних розробляється план лікування з урахуванням кількості цілей в мозку, їх розмірів і положення. Перед сеансом лікування кушетка з хворим вводиться в апарат так, щоб голова пацієнта виявилася в центрі великої півсфери, в якій встановлені джерела радіоактивного випромінювання - радіоактивний ізотоп кобальту. Кожне з таких джерел випускає спрямований пучок γ -випромінювання.

Окремо ці пучки занадто слабкі, щоб пошкодити тканини. Однак комп'ютер, спираючись на дані про становище, розміри і форму цілі, фокусує окремі пучки в точці в глибині мозку, де знаходиться пухлина. В результаті процедури тривалістю 20 - 30 хв відбувається ураження пухлинних клітин.

Поряд з лікуванням злоякісних пухлин, γ -скальпель застосовується і для лікування інших захворювань головного мозку, зокрема епілепсії. γ -скальпель має великі переваги перед традиційними хірургічними методами. Зокрема він не вимагає загального наркозу і трепанації черепа, відкриває доступ до глибинних структур, які при звичайних операціях недоступні.

Лінійні прискорювачі - апарати для радіохірургії, в яких для впливу на патологічні утворення використовується високоенергетичне іонізуюче випромінювання - потік рентгенівських променів або електронів (рис.23.4).



Рис. 23.4 Лінійний прискорювач

Джерелом вільних електронів в апараті є «електронна гармата», в якій відбувається термоелектронна емісія. Вони прискорюються в напрямку анода, а далі потрапляють в спеціальну порожню конструкцію – хвилевід, що прискорює. В ньому швидкість електронів значно збільшується під дією високочастотного електромагнітного поля. Вони потрапляють на металеву мішень, де виникає гальмівне рентгенівське випромінювання. Воно або сам потік електронів використовується для впливу на клітини пухлини.

Спочатку уражена пухлиною частина тіла сканується в режимі 3D за допомогою методів РКТ або МРТ. Дані відправляються в потужну комп'ютерну мережу, яка проводить індивідуальне планування майбутніх дій: описує контури патологічного вогнища, встановлює дозу випромінювання. За допомогою спеціального пристрою пучку

випромінювання надають певну форму відповідно до форми пухлини. До сеансу проводиться перевірка на фантомі.

Під час опромінення пацієнт залишається нерухомим. Положення його тіла контролюється за допомогою лазерних променів. Джерело випромінювання під управлінням комп'ютера обертається навколо пацієнта.

В процесі обертання пучок випромінювання, націлений на пухлину з усіх кутів, постійно змінюється і адаптується до її форми і розміру. Таким чином, забезпечується максимальна ефективність лікування при мінімальному впливі на здорові тканини.

Лінійний прискорювач є більш універсальним апаратом, ніж γ -скальпель, оскільки не тільки дозволяє руйнувати пухлини, розташовані в глибоких структурах головного мозку і мають маленький розмір, а також - пухлини спинного мозку, легенів, печінки і нирок.

Контрольні питання:

1. Охарактеризуйте первинний механізм дії іонізуючих випромінювань на біологічні тканини.
2. Які фактори визначають ступень уражуючої дії іонізуючих випромінювань на біологічні тканини?
3. Назвіть основні дози іонізуючих випромінювань і одиниці їх вимірювання.
4. Поясніть принцип використання іонізуючих випромінювань в терапії.
5. Що таке радіонуклідна діагностика? Які вона має переваги перед іншими методами інтроскопії органів тіла людини?

Оберіть правильну відповідь:

1. Для визначення цієї дози використовують відношення енергії, що передана речовині до її маси:

- | | |
|-----------------|---------------------------|
| А. еквівалентна | Б. поглинена |
| В. експозиційна | Г. ефективна еквівалентна |
| Д. біологічна | |

2. Ступень іонізації повітря іонізуючими випромінюваннями характеризує доза:

- | | |
|-----------------|---------------------------|
| А. еквівалентна | Б. поглинена |
| В. експозиційна | Г. ефективна еквівалентна |
| Д. біологічна | |

3. Коефіцієнт відносної біологічної ефективності випромінювань вимірюється в:

- А. рентген Б. зіверт В. грей
Г. рад Д. безрозмірний

4. Первинний механізм ушкоджуючої дії іонізуючих випромінювань на біологічні об'єкти полягає в:

- А. іонізації повітря, яким дихає людина
Б. ініціації ядерних реакцій у тілі людини
В. утворенні вільних радикалів у тілі людини
Г. заміщенні стабільних ядер у біооб'єктах радіоактивними
Д. прикріпленні радіоактивних частинок до біомолекул

5. Дія іонізуючих випромінювань в організмі дорослих людей найбільша на:

- А. нирки і сечові шляхи
Б. шкіру голови
В. кістки кінцівок
Г. епітелій кишечника
Д. головний мозок

6. Коефіцієнт якості випромінювання дорівнює одиниці для:

- А. електромагнітних випромінювань
Б. корпускулярних випромінювань
В. виключно альфа-частинок
Г. виключно бета-частинок
Д. усіх видів іонізуючих випромінювань

7. Позасистемною одиницею експозиційної дози служить:

- А. Грей Б. Рад В. Бєр
Г. Рентген Д. Зіверт

8. Для м'яких тканин доза, виміряна у рентгенах, дорівнює поглинутій дозі, вираженій у:

- А. Бєрах Б. Греях В. Радах
Г. Зівертах Д. Кл/м³

9. У позитронній емісійній томографії використовується:

- А. ефект Зеемана
- Б. ефект анігіляції
- В. принцип Трибондо
- Г. принцип Паулі
- Д. ефект іонізації

10. Принцип здійснення позитронної емісійної томографії заснований на взаємодії:

- А. альфа-частинок и електронів
- Б. гамма-променів і електронів
- В. бета-частинок і електронів
- Г. гамма-променів і бета-частинок
- Д. альфа-частинок і гама-променів

РЕКОМЕНДОВАНА ЛІТЕРАТУРА

Основна література

1. Ємчик, Л.Ф. Медична і біологічна фізика [Текст]: підручник / Л.Ф. Ємчик, Я.М. Кміт. - Л. : Світ, 2003. - 592 с.
2. Медична та біологічна фізика : підруч. для студ. вищ. мед. навч. закл. III-IV рівнів акредитації / О. В. Чалий [та ін.]; за ред.: О. В. Чалого; МОЗ України. - Вид. 2-ге. - Вінниця: Нова книга, 2017. - 528 с.
3. Тиманюк, В.А. Биофизика [Текст]: учеб. для студентов фармац. и мед. вузов / В.А. Тиманюк, Е.Н. Животова. - Х. : Золотые страницы, 2003. - 704 с.
4. Медична та біологічна фізика. Під ред.В.Г.Кнігавко.- Харків 2009.

Додаткова література

1. Альбертс Б., Брей Д., Льюис Дж. І ін. Молекулярная біологія клітини /у трьох т. - М., «Мир», 1994.
2. Бергельсон Л.Д. Мембрани, молекули, клітини. М., 1982.
3. Генніс Р. Біомембрани. Молекулярна структура та функції. М., «Світ», 1997.
4. Биофизика [Текст]: учеб. для биол. спец. вузов / П.Г. Костюк, Д.М. Гродзинский, В.Л.Зима и др.; Под ред. В.Ф. Антонова. - К.: Вища шк., 1988. - 503 с.
5. Біофізика. Під ред. П.Г.Костюка. - До.: 2008 «Київ .універ.»
6. Біофізика: учеб. для студ. высш. учеб. заведений. – М.:Гуманит. изд. Центр ВЛАДОС, 1999. – 288с.
7. Біофізика: Підручник / П.Г.Костюк, В.Л.Зима, І.С.Магура та ін.; За ред. П.Г.Костюка. – К.:Обереги, 2001. – 544с.
8. Биохимия человека, Т.2 Марри Р., Греннер Д., Мейес П., Родуэлл В. Биохимия человека: В 2-х томах. Т. 2. Пер. с англ.: — М.: Мир, 1993.— 415 с.
9. Биохимия: Учеб. для вузов, Под ред. Е.С. Северина., 2003. 779 с.
10. Зефиоров А. Сітдікова Л. Іонні канали мембрани (структура, функції, патологія), Казань, 2010 р.
11. Кагава Я. Біомембрани.- М. «Вища школа» .- 1985 .

12. Николлс, Дж. Г. От нейрона к мозгу / Дж. Г. Николлс, А. Р. Мартин, Б. Дж. Валлас, П. А. Фукс ; пер. с англ. П. М. Балабана, А. В. Галкина, Р. А. Гиниатуллина, Р. Н. Хазипова, Л. С. Хируга. — М. : Едиториал УРСС, 2003.)
13. Рубін А.Б. Біофізика: Т.2. Біофізика клітинних процесів. М. : Книжковий дім «Університет», 2000.
14. Фізіологія людини. Під ред. Р.Шмідта і Г.Тевса, М., «Мир», 1996.
15. Химическая структура молекулы фосфолипида клеточной мембраны (по Ипатовой О.М., 2005)
16. Ходжкин А. Импульс.- М. нервовий «Мир» 1965.

Інформаційні ресурси:

1. <http://www.library.biophys.msu.ru/rubin/>
2. <http://www.biophys.msu.ru/conferences/regulation/>
3. <http://www.molbiol.ru>
4. http://phys.protres.ru/lectures/protein_physics/
5. https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Схема_простой_диффузии.jpg?u_selang=ru