

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ,
МОЛОДІ ТА СПОРТУ УКРАЇНИ

МІЖНАРОДНИЙ ЕКОНОМІКО-ГУМАНІТАРНИЙ
УНІВЕРСИТЕТ ІМЕНІ АКАДЕМІКА
СТЕПАНА ДЕМ'ЯНЧУКА

Р.М.Літнарівч

БІОФІЗИКА

Медична фізика , теоретична і прикладна фізика
Курс лекцій



Рівне, 2011



Літнарівч Руслан Миколайович
кандидат технічних наук, доцент

Літнарвич Р.М. Біофізика. Медична фізика, теоретична і прикладна фізика. МЕНУ, Рівне, 2011, - с.

Рецензенти:

В.Г.Бурачек, доктор технічних наук, професор

Є.С.Парняков, доктор технічних наук, професор

В.О.Боровий, доктор технічних наук, професор

Відповідальний за випуск: Й.В. Джунь, доктор фізико-математичних наук, професор

Біофізика — галузь науки, яка вивчає фізичні та фізико-хімічні явища зародження, формування, життєдіяльність, відтворення життя на всіх рівнях, починаючи з [молекул](#), [клітин](#), органів та тканин, закінчуючи [організмами](#) та біосфери в цілому.

Биофизика - область науки, которая изучает физические и физико-химические явления зарождения, формирования, жизнедеятельность, воссоздание жизни, на всех уровнях, начиная с [молекул](#), клеток, органов и тканей, заканчивая [организмами](#) биосферы в целом

Biophysics is an area of science, which studies the physical and physical and chemical phenomena of origin, formings, vital functions, recreation of life, on all of levels, since [molecules](#), cages, organs and fabrics, concluding [the organisms](#) of biosphere on the whole

© Літнарвич Р.М.

<i>Передмова</i>	5
1. Лекція №1. Механічні коливання і хвилі	12
Лекція №2. Ультразвук. Еходоплерографія	22
Лекція №3. Основи гідродинаміки и гемодинаміки	31
Лекція №4. Термодинаміка біологічних систем	43
Лекція №5. Структура і властивості біологічних мембран. Транспорт речовин в біологічних мембранах	57
Лекція №6. Електричний потенціал в біологічних системах	71
Лекція №7. Фізичні основи електрографії. Електрокардіографія	85
Лекція №8. Електричне поле. Постійний і змінний електричний струм. Фізичні основи реографії.....	95
Лекція №9. Електронне медичне устаткування....	106
Лекція №10. Фізичні основи медичних приладів.	121
Лекція №11. Біофізика зору	135
Лекція №12. Рентгенівське випромінювання і його застосування в медицині.....	145
Лекція №13. Радіоактивність. Іонізуючі випромінювання	153
Лекція №14. Дозиметрія випромінювань. Шкідлива дія випромінювань. Випромінювання в медицині	162
Лекція №15. Люмінесценція. Оптичні квантові генератори і їх використання в медицині. Радіоспектроскопія. ЕПР і ЯМР	171
Лекція №16. Теплове випромінювання	188
Літературні джерела.....	2004

Передмова

Історія

Спочатку біофізика розвивалася як частина [фізіології](#), і тільки в ХХ столітті, завдяки досягненням фізики і фізичної хімії, з одного боку, і фізіології, з іншого, вона виділилась в самостійну науку.

У ХVІІ столітті [М. В. Ломоносов](#), виходячи з уявлень про хімічний зв'язок подразних молекул матерії з молекулярними й ефірними структурами нервів, описав механізм подразнень в чутливих [нервах](#) і поширення збудження в нервах, а також пояснив, як виникає відчуття [смаку](#) і [нюху](#).

Італійський фізіолог [Л. Гальвані](#) (1791) поклав початок [електробиології](#), довівши, що в живих тканинах є електрика.

В ХІХ столітті німецький фізіолог [Г. Гельмгольц](#) визначив швидкість поширення процесів збудження вздовж нерва і заклав основи сучас. фізіологічної оптики і фізіологічної акустики.

Фізіологи [І. М. Сеченов](#), О. Ф. Веріго, О. Ф. Самойлов, М. Є. Введенський, О. О. Ухтомський, Д. С. Воронцов розробили біофізику м'язів і нервів.

К. А. Тімірязев, спираючись на закон збереження енергії, вперше встановив (1875) кількісну залежність між швидкістю фотосинтезу і вбиранням хлорофілом світлових хвиль різної довжини.

Український фізіолог [В. Ю. Чаговець](#), виходячи з теорії електролітичної дисоціації, вперше (1896) висунув фізико-хімічну теорію електричних явищ у живих тканинах, яку він докладно розвинув у своїх наступних працях.

Радянський фізіолог та біофізик П. П. Лазарев вперше розробив точні фізичні методи обліку поглинутої енергії, встановив зв'язок між поглинанням енергії і фотохімічною дією, розвинув іонну теорію збудження В. Нернста і розробив теорію адаптації стосовно до всіх органів чуття і центральної нервової системи.

Анохін П. К. (1898—1974), учень Бехтерева та Павлова сформулював в пятидесятих теорію функціональних систем, запровадивши поняття системогенезу, як механізм формування живих систем, показавши детермінізм явищ, формування та розвитку систем і критерії їх визначення. Чижевський О. Л. (1897—1964), творець геліобіофізики та поняття космічної погоди. Вперше встановив механізми впливу на біосферу і соціум Сонячної активності. Ключовими в роботах були встановлені механізми електричних явищ в гемодинаміці.

В останнє десятиріччя найбільш інтенсивно розвивається радіобіологія — розділ Б., що вивчає вплив іонізуючих випромінювань на живий організм. Відкриття Фредеріком та Ірен Жоліо-Кюрі (1932) штучної радіоактивності збагатило біологічну науку новими точними методами дослідження (мічені атоми, авторадіографія, гісторадіографія та ін.), які дали можливість глибоко вивчати обмінні процеси в організмі. Застосування штучних радіоактивних ізотопів у медицині розширило можливості діагностики і лікування окремих хвороб, зокрема деяких форм рака. В наш час, коли людина опанувала ядерну енергію, перед Б. постають нові

актуальні проблеми: захист від шкідливих ядерних випромінювань, вивчення впливу на організм умов міжпланетних подорожей тощо.

Метод

Біофізичне дослідження характеризує фізична постановка завдання, котре стосується живої природи, та застосування фізичних понять і термінів щодо опису біологічних явищ. Біофізика вивчає також дію фізичних факторів навколишнього середовища на живу матерію. Великою перевагою біофізики є можливість використання непрямих, опосередкованих методів дослідження об'єктів пізнання (безпосереднє вивчення яких з певних причин неможливе) шляхом дослідження їх моделей. Для розуміння перебігу фізико-хімічних процесів у клітинах вищих організмів використовуються як моделі більш прості організми, ізольовані клітини або культури клітин, де механізми, що вивчаються, влаштовані простіше. Застосовуються також чисто фізико-хімічні моделі, призначення яких полягає у виділенні явища в «чистому» вигляді з метою показу його сутності.

Сучасна біофізика використовує найновіші методи кількісного дослідження, що дає змогу одержувати кількісні залежності між змінами різних фізико-хімічних параметрів живої системи.

Удосконалення й розроблення в цьому напрямку методів з вимірювання електричних потенціалів, іонних струмів, діелектричних властивостей, електропровідності, спектральних характеристик, хемолюмінесценції та інших є важливим джерелом при розв'язанні багатьох проблем сучасної біології. Біофізика з'ясовує важливі практичні

завдання і разом з іншими науками є теоретичною основою біології та медицини.

Напрямки досліджень

Основні напрямки досліджень:

Сучасна біофізика поділяється за спеціалізацією за рівнем організації об'єктів чи явищ та методів:

- Молекулярна біофізика вивчає фізико-хімічні властивості й функціональну роль біологічних макромолекул (біополімерів) та молекулярних комплексів (ультраструктур) живих організмів, які створюють функціональні одиниці клітин, характер взаємодії їх з іонами, молекулами і радикалами, їх просторової будови й енергетики процесів, що в них відбуваються.
- Біофізика клітини вивчає фізико-хімічні основи функціонування клітини, будову й основні функції біологічних мембран (поверхневої плазматичної мембрани та мембран внутрішньоклітинних органодів) — їх проникності, адгезивності, каталітичної активності, електро- та хімізбудливості, — енергетичні процеси клітини, її механічні та електричні властивості.
- Біофізика органів чуття з'ясовує молекулярні фізико-хімічні механізми рецепції, вивчає процеси трансформації енергії зовнішніх стимулів у специфічні реакції нервових клітин і механізмів кодування інформації в органах чуття.

- **Біофізика складних систем** досліджує явища та механізми системогенезу (еволюція, індивідуальний розвиток) та функціонування живих організмів чи біоценозів (соціуму), проблеми регулювання й **саморегулювання** рівні клітин, органів, організмів та біоценозів і біосфери в цілому.
- **Теоретична і математична біофізика** розглядає теоретичні основи біофізики, зокрема питання **кінетики** і **термодинаміки**, здійснює **математичне моделювання** біологічних процесів, структури та властивостей окремих макромолекул і субклітинних утворень (макромолекулярних комплексів).
- **Прикладна біофізика** цільові дослідження питань прикладного характеру та використання знань, методів, контролю чи керування явищами задля прикладних розробок та їх застосування: медична, екологічна, розвитку, та технічні (біотехнічні) чи технологічні їх напрямки:

- інформатика, хоч не є ґрунтовним розділом біофізики, та дуже тісно пов'язана з нею в сфері біонічного підходу (інженеринг, нейронні мережі, моделювання);

- біоінформатика, саме з позиції комунікацій, програм та читання, запису, трансляції, сприйняття, обробки сигналів в природних біосистемах є ґрунтовним розділом біофізики сенсорних систем - психофізика, комунікативна та ергономічна біофізика;

- біометрія - метрологічна, медична, ергономічна, біотехнічна, екологічна;

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

- біофізика еволюційних процесів та індивідуальний розвиток - системогенез, гомеостаз, формоутворення, ведучі чинники норми розвитку та життєдіяльності та патогенезу і їх оздоровчий чи реабілітаційний, біомедичний, психофізичний аспекти);

- біофізика періодичних (циклічних) процесів - біоритмологія та хрономедицина, адаптаційні механізми, періодичні процеси, фізичні умови та стимули для компенсації чи посилення дії періодичних умов природніх чи штучних джерел впливу;

- екологічна гео-біофізика - дослідження, класифікація біофізичних аномалій геофізичного та антропогенного походження, контроль та запобігання і профілактики їх негативного впливу;

- біофізичні продуктивні технології - біонічний, нанотехнологічний, фармакологічний, харчовий чи біопродуктивний напрямки(променеві, магнітні, та інші чинники, отримуючи біогаз, рідке біопальне чи технічні розчинники та масла, селективні та конструкційні матеріали, тощо).

Біофізика в СРСР

Проблеми Б. широко опрацьовувалися в СРСР. В Україні дослідження в галузі Б. провадяться зокрема в Інституті фізіології ім. О. О. Богомольця Національної академії наук України, Дніпропетровському національному університеті ім. Олеся Гончара, Київському національному університеті

ім. Т. Г. Шевченка, Харківському національному університеті ім. В. Н. Каразіна.

Літературні джерела

- [ВАН України](#). Паспорт спеціальності.
- [Українська радянська енциклопедія](#). У 12-ти томах. / За ред. [М. Бажана](#). — 2-ге вид. — К., 1974—1985.
- *Андреев Ю. Н., Дзюбенко М. С.* Физика в современной медицине. Л., 1953;
- *Воронцов Д. С.* Раздражительность и возбуждение как общие свойства живых образований. «Научные записки научно-исследовательского института физиологии тварин КДУ», 1947, т. 2, в. 2:
- *Лазарев П. П.* Современные проблемы биофизики. М.—Л., 1945;
- *Чаговец В. Ю.* Избранные труды. К., 1957.
- *Биофизика. Медицинская физика. Теоретическая и прикладная биофизика.* www.all-fizika.com/article/index.ph...
- *Литнарвич Р.М.* Фізика з основами геофізики. Курс лекцій. МЕНУ, Рівне, 2007.-78 с. <http://essuir.sumdu.edu.ua/handle/123456789/2877>.
- *Литнарвич Р.М.* Фізика з основами геофізики. Лабораторний практикум. Частина 1. МЕНУ, Рівне, 2007.-44с. <http://essuir.sumdu.edu.ua/handle/123456789/2881>
- *Литнарвич Р.М.* Фізика з основами геофізики. Лабораторний практикум. Частина 2. МЕНУ, Рівне, 2008.-48с. <http://essuir.sumdu.edu.ua/handle/123456789/2884>

Лекція №1. Механічні коливання і хвилі

Коливання - це рух тіла, в ході якого воно багаторазово рухається по одній і тій же траєкторії і проходить при цьому одні й ті ж точки простору. Прикладами коливання об'єктів можуть служити - маятник годинника, струна скрипки або фортепіано, вібрації автомобіля.

Коливання грають важливу роль в багатьох фізичних явищах за межами області механіки. Наприклад, напруга й сила струму в електричних ланцюгах можуть коливатися. Біологічними прикладами коливань можуть служити серцеві скорочення, артеріальний пульс і вироблення звуку голосовими зв'язками.

Хоча фізична природа коливальних систем може істотно відрізнятися, різноманітні типи коливань можуть бути охарактеризовані кількісно подібним чином. Фізична величина, яка змінюється з часом при коливальному русі, називається **зсувом**. **Амплітуда** є максимальне усунення коливного об'єкту від положення рівноваги. **Повне коливання, або цикл** - це рух, при якому тіло, виведене з положення рівноваги на деяку амплітуду, повертається в це положення, відхиляється до максимального зміщення в протилежний бік і повертається у своє початкове положення. **Період коливання T** - час, необхідний для здійснення одного повного циклу. Число коливань за одиницю часу - це **частота коливань**.

Просте гармонійне коливання

В деяких тілах при їх розтягуванні або стисканні виникають сили, які протидіють цим процесам. Ці сили прямо пропорційні довжині розтягування або стиснення. Такою властивістю володіють пружини. Коли тіло, підвішене до пружини, відхиляють від положення рівноваги, а потім відпускають, його рух являє собою просте гармонійне коливання.

Розглянемо тіло масою m , підвішене на пружині в положенні рівноваги. Зміщуючи тіло вниз, можна викликати коливання тіла. Якщо буде зміщення тіла від положення рівноваги, то в пружині виникає сила F (сила пружності), спрямована в протилежну зсуву сторону. Відповідно до закону Гука, сила пружності пропорційна зміщенню $F_{\text{пр}} = -k \cdot S$, де k - константа, яка залежить від пружних властивостей пружини. Сила є негативною, оскільки вона прагне повернути тіло в положення рівноваги.

Діючи на тіло масою m , сила пружності надає йому прискорення вздовж напрямку зсуву. Відповідно до закону Ньютона $F = ma$, де $a = d^2S/dt^2$. Для спрощення подальших міркувань знехтуємо тертям і в'язкістю в коливальній системі. У такому випадку амплітуда коливань не буде змінюватися з часом.

Якщо не діють ніякі зовнішні сили (навіть опір середовища) на тіло, що коливається, то коливання здійснюються з певною частотою. Ці коливання називаються вільними. Амплітуда таких коливань залишається постійною.

Таким чином, $m d^2S/dt^2 = -kS$ (1.1). Переміщуючи всі члени рівності і ділячи їх на m , одержимо рівняння $d^2S/dt^2 + (k/m) \cdot S = 0$,

а потім $d^2S/dt^2 + \omega_0^2 S = 0$ (1.2), де $k/m = \omega_0^2$

Рівняння (1.2) є диференціальним рівнянням простого гармонійного коливання.

Рішення рівняння (1.2) дає дві функції:

$$S = A \sin(\omega_0 t + \varphi_0) \quad (1.3)$$

$$i \quad S = A \cos(\omega_0 t + \varphi_0) \quad (1.4)$$

Таким чином, якщо тіло масою m здійснює прості гармонійні коливання, зміна зсуву цього тіла від точки рівноваги в часі здійснюється за законом синуса або косинуса.

$(\omega_0 t + \varphi_0)$ -фаза коливання з початковою фазою φ_0 .

Фаза є властивістю коливального руху, який характеризує величину зміщення тіла в будь-який момент часу. Вимірюється фаза в радіанах.

Величина ω_0 називається кутовою, або круговою, частотою. Вимірюється в радіанах, ділених за секунду

$$\omega_0 = 2\pi\nu \text{ або } \omega_0 = 2\pi / T \quad (1.5)$$

Графік рівняння простого гармонійного коливання представлений на Рис. 1.1. Тіло, спочатку зміщено на відстань A - амплітуди коливання, а потім відпущено, продовжує коливатися від $-A$ і до A за час T - період коливання.

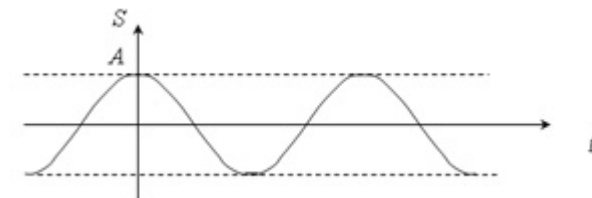


Рис.1.1

Таким чином, в ході простого гармонійного коливання величина зміщення тіла змінюється в часі вздовж синусоїди або косинусоїди. Тому просте гармонійне коливання часто називають синусоїдальним коливанням.

Просте гармонійне коливання має такі основні характеристики:

- а) рухоме тіло поперемінно знаходиться по обидві сторони від положення рівноваги;
- б) тіло повторює свій рух за певний інтервал часу;
- с) прискорення тіла завжди пропорційно зміщенню і направлено протилежно йому;
- д) графічно цей тип коливання описує синусоїда.

Загасаюче коливання

Просте гармонійне коливання не може тривати як завгодно довго при постійній амплітуді. У реальних умовах через деякий час гармонійні коливання припиняються. Такі гармонійні коливання в реальних системах називаються затухаючими коливаннями (рис.2). До зниження амплітуди коливань з подальшим їх припиненням призводить дія зовнішніх сил, наприклад, тертя і в'язкості. Ці сили зменшують енергію коливань. Вони називаються **дисипативними силами**, оскільки сприяють розсіюванню потенційної і кінетичної енергії макроскопічних тіл в енергію теплового руху атомів і молекул тіла.

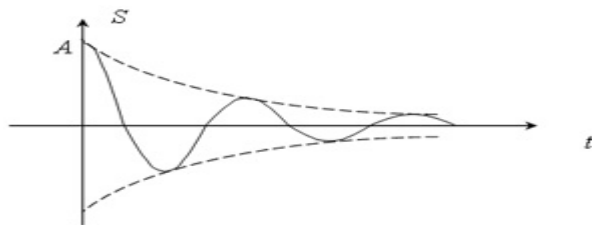


Рис 1.2.

Величина дисипативних сил залежить від швидкості тіла. Якщо швидкість v порівняно мала, то дисипативна сила F прямо пропорційна цій швидкості $F_{тр} = -rv = -r \cdot dS / dt$ (1.6)

Тут r - постійний коефіцієнт, незалежний від швидкості або частоти коливань. Знак мінус вказує на те, що гальмує сила спрямована проти вектора швидкості руху.

Беручи до уваги дію дисипативних сил, диференціальне рівняння гармонійного затухаючого коливання має вигляд: $m d^2S/dt^2 = -kS - rdS/dt$.

Перенісши всі члени рівності в одну сторону, розділивши кожен член на m і замінюючи $k/m = \omega^2$, $r/m = 2\beta$, отримуємо **диференціальне рівняння вільних гармонічних затухаючих коливань**

$$\frac{d^2S}{dt^2} + \omega^2 \cdot S + 2 \cdot \beta \cdot \frac{dS}{dt} = 0 \quad (7)$$

де β - коефіцієнт загасання, що характеризує загасання коливань за одиницю часу.

Рішенням рівняння є функція

$$S = A_0 e^{-\beta t} \sin(\omega t + \varphi_0) \quad (1.8)$$

Рівняння (1.8) показує, що амплітуда гармонійного коливання зменшується експоненціально в часі. Частота затухаючих коливань визначається рівнянням

$$\omega = \sqrt{(\omega_0^2 - \beta^2)} \quad (1.9)$$

Якщо коливання не може відбуватися внаслідок великого F , то система повертається в своє

становище рівноваги за експоненціальним шляхом без коливання.

Вимушене коливання і резонанс

Якщо не подавати коливальній системі зовнішню енергію, то амплітуда гармонійного коливання зменшується в часі через дисипативні ефекти. Періодична дія сили може збільшити амплітуду коливань. Тепер коливання не будуть затухати з часом, оскільки втрачена енергія заповнюється протягом кожного циклу дією зовнішньої сили. Якщо буде досягнутий баланс цих двох енергій, то амплітуда коливань буде залишатися постійною. Ефект залежить від співвідношення частот змушуючої сили ω і власної частоти коливання системи ω_0 .

Якщо тіло коливається під дією зовнішньої періодичної сили із частотою цієї зовнішньої сили, то коливання тіла називається **вимушеним**.

Енергія зовнішньої сили має найбільший вплив на коливання системи, якщо зовнішня сила має певну частоту. Ця частота повинна бути такою ж, як і частота власних коливань системи, які б ця система здійснювала за відсутності зовнішніх сил. У такому випадку відбувається **резонанс** - явище різкого зростання амплітуди коливань при збігу частоти змушуючої сили з частотою власних коливань системи.

Механічні хвилі

Поширення коливань з одного місця в інше називається хвильовим рухом, або просто хвилею.

Механічні хвилі утворюються внаслідок простих гармонійних коливань частинок середовища від їх середнього положення. Речовина середовища не переміщається при цьому з одного місця в інше. Але частинки середовища, передають один одному енергію, необхідну для розповсюдження механічних хвиль.

Таким чином, механічна хвиля є збуренням матеріального середовища, яка проходить це середовище з певною швидкістю, не змінюючи своєї форми.

Якщо у воду кинути камінь, від місця збурення середовища побіжить одиночна хвиля. Однак хвилі іноді можуть бути періодичними. Наприклад, вібруючий камертон виробляє поперемінне стиснення і розрідження навколишнього повітря.

Ці збурення, що сприймаються як звук, відбуваються періодично з частотою коливань камертона.

Існують механічні хвилі двох видів.

(1) **Поперечна хвиля**. Цей вид хвиль характеризується вібрацією частинок середовища під прямим кутом до напрямку поширення хвилі. Поперечні механічні хвилі можуть виникати тільки в твердих речовинах і на поверхні рідин.

У поперечної хвилі всі частинки середовища здійснюють просте гармонійне коливання біля своїх

середніх положень. Положення максимального зміщення вгору називається "**піком**", а положення максимального зміщення вниз - "**западиною**". Відстань між двома наступними піками або западинами називається **довжиною хвилі λ поперечної**.

(2) **Поздовжня хвиля**. Цей вид хвиль характеризується коливаннями часток середовища вздовж напрямку поширення хвилі. Поздовжні хвилі можуть поширюватися в рідинах, газах і твердих тілах.

У поздовжньої хвилі всі частинки середовища також здійснюють просте гармонійне коливання біля їх середнього положення. У деяких місцях частки середовища розташовані ближче, а в інших місцях - далі, ніж у нормальному стані.

Місця, де частинки розташовані близько, називаються областями **стиснення**, а місця де вони знаходяться далеко один від одного - областями **розрідження**. Відстань між двома послідовними стисками або розрідженнями називається **довжиною поздовжньої хвилі**.

Виділяють наступні характеристики хвиль.

(1) **Амплітуда** - максимальне зміщення частинки, середовища, що коливається від її положення рівноваги (A).

(2) **Період** - час, необхідний частинці для одного повного коливання (T).

(3) **Частота** - кількість коливань, вироблених часткою середовища, за одиницю часу (ν). Між частотою хвилі і її періодом існує зворотна залежність: $\nu = 1 / T$.

(4) **Фаза** частинки, що коливається в будь-який момент визначає її положення і напрям руху в даний момент. Фаза являє собою частину довжини хвилі або періоду часу.

(5) **Швидкість хвилі** є швидкістю розповсюдження в просторі піку хвилі (v).

Сукупність частинок середовища, що коливаються в однаковій фазі, формує **фронт хвилі**. З цієї точки зору, хвилі поділяються на два види.

(1) Якщо джерело хвилі є точкою, з якої вона поширюється на всіх напрямках, то утворюється **сферична хвиля**.

(2) Якщо джерело хвилі плоска поверхня, що коливається, то утворюється **плоска хвиля**.

Зсув частинок плоскої хвилі можна описати загальним рівнянням для всіх типів хвильового руху:

$$S = A \sin \omega(t - x / v) \quad (1.10)$$

Це означає, що величина зміщення (S) для кожного значення часу (t) і відстані від джерела хвилі (x) залежить від амплітуди коливання (A), кутової частоти (ω) і швидкості хвилі (v).

Ефект Доплера

Ефект Доплера - зміна частоти хвилі, сприймаємої спостерігачем (приймачем) завдяки відносному руху джерела хвиль і спостерігача. Якщо джерело хвиль наближається до спостерігача, то число хвиль, що прибувають до спостерігача хвиль, кожну секунду перевищує число хвиль, що випускається джерелом хвиль. Якщо джерело хвиль віддаляється від спостерігача, то число хвиль, що випускаються, більше, ніж число хвиль, що прибувають до спостерігача.

Аналогічний ефект буде у випадку, якщо спостерігач переміщається щодо нерухомого джерела.

Прикладом ефекту Доплера є зміна частоти гудка поїзда при його наближенні і віддаленні від спостерігача.

Загальне рівняння для ефекту Доплера має вигляд

$$v_{\text{приемн}} = \frac{v_0 \pm v_{\text{приемн}}}{v_0 \mp v_{\text{источн}}} \cdot v_{\text{источн}} \quad (11)$$

Тут $v_{\text{источн}}$ - частота хвиль, що випускаються джерелом, і $v_{\text{приемн}}$ - частота хвиль, сприйнята спостерігачем. v_0 - швидкість хвиль в нерухомому середовищі, $v_{\text{приемн}}$ і $v_{\text{источн}}$ - швидкості спостерігача і джерела хвиль відповідно. Верхні знаки у формулі відносяться до випадку, коли джерело і спостерігач переміщуються один до одного. Нижні знаки ставляться до випадку віддалення один від одного джерела і спостерігача хвиль.

Зміну частоти хвиль внаслідок ефекту Доплера називають **доплерівським зсувом частоти**. Цей феномен використовується для вимірювання швидкості переміщення різних тіл, включаючи еритроцити в кровоносних судинах.
Дивіться завдання на тему "механічні коливання"

Лекція №2. Ультразвук. Еходоплерографія

Ультразвук - пружна механічна поздовжня хвиля, частота якої перевищує 20000Гц. У медицині застосовується УЗ частотою 1-1,5 МГц.

Ультразвукова хвиля внаслідок високої її частоти поширюється у вигляді променів (через малу довжини УЗ-хвилі можна знехтувати її хвильовими властивостями). Такі промені можна сфокусувати за допомогою спеціальних акустичних лінз і досягти, таким чином, великої інтенсивності УЗ-хвилі. Крім того, оскільки інтенсивність хвилі пропорційна квадрату частоти і амплітуди коливань, то висока частота УЗ-хвилі навіть при малих її амплітудах зумовлює можливість отримання УЗ-хвиль великої інтенсивності.

Способи отримання ультразвуку:

1. **Магніострикційний** (отримують ультразвук до 200кГц). **Магніострикція** - це зміна форми та об'єму ферромагнетика (залізо, його сплави з нікелем) при поміщенні його в змінне магнітне поле. Змінне магнітне поле - це поле, вектор магнітної індукції якого змінюється в часі за гармонійним законом, тобто зміна зазначеного

параметра характеризується певною частотою. Це поле діє як змушуюча сила, яка змушує стрижень із заліза стискуватися і розтягуватися в залежності від зміни величини магнітної індукції в часі. Частота стиснень і розтягувань буде визначатися частотою змінного магнітного поля. При цьому в повітрі у кінців стрижня виникають деформації стиснення які розповсюджуються у вигляді УЗ - хвиль.

Збільшення амплітуди УЗ-хвиль домагаються шляхом підбору такої частоти змінного магнітного поля, при якій спостерігається резонанс між власними і вимушеними коливаннями стрижня.

2. Зворотний п'єзоелектричний ефект (отримують ультразвук більше 200кГц). П'єзоелектрики - речовини кристалічної будови, що мають п'єзоелектричну вісь, тобто напрям, в якому вони легко деформуються (кварц, сегнетова сіль, титанат барію і ін) Коли такі речовини поміщають в змінне електричне поле (по гармонійному закону коливається напруженість електричного поля), п'єзоелектрики починають стискуватися і розтягуватися вздовж п'єзоелектричної осі з частотою змінного електричного поля. При цьому навколо кристала виникають механічні обурення - деформації стиснення і розрядження, які розповсюджуються у вигляді УЗ-хвиль. У досягненні потрібної амплітуди грають роль резонансні явища.

Ефект названий зворотним, оскільки історично раніше був відкритий **прямий п'єзоелектричний ефект** - явище виникнення змінного електричного поля при деформації п'єзоелектриків.

Наявність прямого та зворотного п'єзоелектричного ефекту дуже важливо для роботи УЗ-діагностичних

приладів. Для того щоб направити УЗ-хвилю на тіло пацієнта, необхідно отримати її, що роблять з допомогою зворотного п'єзоелектричного ефекту. Для того щоб зареєструвати і візуалізувати відображену УЗ-хвилю, треба її перетворити на електричне поле, чого досягають за допомогою прямого п'єзоелектричного ефекту.

Особливості поширення УЗ-хвиль

1) У однорідному середовищі.

При проходженні УЗ-хвилі інтенсивністю I через шар речовини шириною d її інтенсивність зменшується і стає рівною $I = I_0 e^{-\alpha d}$, де I_0 - початкова інтенсивність УЗ-хвилі; I - інтенсивність хвилі після проходження через шар речовини, d - ширина шару речовини, - α коефіцієнт згасання хвилі.

Згасання УЗ-хвилі викликано двома процесами: розсіюванням енергії в тканинах (пов'язано з **клітинною неоднорідністю органів**) і її поглинанням (пов'язано з **макромолекулярною структурою тканин**). Значення коефіцієнта згасання - важлива діагностична ознака. Так, печінка має малий коефіцієнт згасання УЗ-хвиль внаслідок малого коефіцієнта розсіювання. При цирозі ця величина різко зростає.

Поглинання тканинами УЗ-хвиль - основа діагностики стану внутрішніх органів за принципом трансмісії - аналізу інтенсивності хвилі, що пройшла через тіло пацієнта, та застосування УЗ в терапії та хірургії.

2) На кордоні двох середовищ.

При попаданні УЗ-хвилі інтенсивністю I на межу розділу середовищ відбувається відображення хвилі і поглинання хвилі.

Частина енергії, яка буде укладена у відбитій хвилі, залежить від співвідношення акустичних опорів середовищ. Так на кордоні тіло пацієнта-повітря відбивається майже 100% енергії. Тому, щоб УЗ-хвиля потрапила в тіло пацієнта застосовують спеціальні гелі (мета - зменшити перепад акустичного опору середовищ).

Відображення УЗ хвилі від неоднорідностей і меж внутрішніх органів - основа діагностики їх стану за принципом **ехолокації - аналізу інтенсивності відбитої УЗ - хвилі**. УЗ - хвиля, спрямована на тіло пацієнта, називається **зондуючим** сигналом, а відображена УЗ-хвиля - **ехосигналом**.

Відображення УЗ-хвиль також залежить від розміру відображаючих структур:

- Якщо розмір відображаючих структур зіставимо з довжиною УЗ-хвилі, то буде відбуватися дифракція хвиль, тобто обгинання хвилею структури з подальшим розсіюванням енергії в тканинах і формуванням УЗ-тіні.
Це обмежує роздільну здатність УЗ-діагностики;

- Якщо розмір відображаючих структур більше довжини УЗ-хвилі, то остання буде відображатися, причому інтенсивність ехосигналу буде залежати від напрямку зондуючого сигналу, форми і розміру відображаючих структур. Існують так звані дзеркальні структури, амплітуда ехосигналів від яких має найбільші значення (кровоносні судини, порожнини, межі органів і тканин).

В цілому, однак, інтенсивність ехосигналів дуже невелика, що вимагає для їх реєстрації дуже чутливої апаратури, але,

з іншого боку, визначає проникнення УЗ-хвиль в більш глибоколежачі внутрішні структури і сприяє їх візуалізації.

Застосування ультразвуку в діагностиці

З діагностичною метою застосовують УЗ-хвилі малої інтенсивності, які не викликають біологічних ефектів в тканинах, - до 0,1 Вт на кв.см.

За допомогою УЗ-датчика на основі зворотного п'єзоелектричного ефекту отримують УЗ зондуючий сигнал і приймають ехосигнал. Останній в датчику в результаті прямого п'єзоелектричного ефекту перетворюється на змінне електричне поле, що дозволяє зареєструвати, посилити і візуалізувати ехосигнали за допомогою електронної апаратури.

За способом реєстрації та відображення на екрані електронних приладів ехосигналів розрізняють такі режими УЗ-сканування:

- **А-режим** (amplitude mode). Ехосигнали, перетворені в датчику в електричне поле, викликають вертикальне відхилення променя розгортки у формі піків, амплітуда яких залежатиме від інтенсивності відбитої УЗ-хвилі, а місце розташування на екрані осцилографа - глибину залягання відбиває структури в масштабі вимірювального пристрою. Прикладом використання А-режиму в медицині є **ехоенцефалоскопія** - методика УЗ-сканування, використовувана в неврології та нейрохірургії для діагностики об'ємних уражень головного мозку (гематом, пухлинних процесів і т.і.). Основні **ехосигнали** (максимальні по амплітуді) формуються при відбитті від черепної коробки в місці розташування датчика, серединних структур, черепної коробки протилежної сторони. Зсув центрального піку в праву або ліву сторону

може вказувати на наявність патології відповідно лівого чи правого півкуль мозку.

- **В-режим** (brightness mode). Ехосигнали, перетворені в датчику в електричне поле, викликають на екрані світіння точок різної яскравості: чим більше коливання напруженості електричного поля (що, в свою чергу, залежить від інтенсивності ехосигналу), тим більш яскрава і об'ємна пляма утворюється на екрані вимірювального приладу. Для реалізації режиму використовують датчики складних пристроїв УЗ-хвиль, які містять безліч елементів, випромінюючих зондувальні стимули і перетворюючих ехосигнали. Напрямок зондуючих сигналів також змінюється. Електронна апаратура накопичує дані дослідження однієї і тієї ж ділянки тіла, отриманих за допомогою всіх елементів датчика і в різних напрямках, і, інтегруючи їх, формує зображення досліджуваного органу в реальному режимі часу в масштабі вимірювального пристрою. Таким чином можна отримати двовимірні **ехотомографи**.

- **М-режим** (motion mode). Дозволяє отримувати ехограми рухомих структур організму. Як і при здійсненні А-режиму, напрямок зондуючих сигналів залишається незмінним протягом усього часу дослідження, однак зондування здійснюється багаторазово так, щоб період формування М-ехограми перевищував період руху досліджуваних структур і період формування А-ехограми. Реєструється зміна глибини залягання рухомої структури в часі (переміщення променя вимірювального пристрою уздовж осі x). Амплітуда ехосигналів відображається у вигляді плям різної яскравості (як в режимі В). При кожному наступному зондуванні поздовжня ехограма зміщується на малу величину в напрямку, перпендикулярному осі зображення глибини (часу). Найчастіше в клініці використовується **ехокардіографія**.

Взаємодія ультразвуку з речовиною.

Застосування ультразвуку в терапії та хірургії.

УЗ характеризується наступними видами дії на речовину:

- **Механічна дія.** Вона пов'язана з деформацією мікроструктури речовини внаслідок періодичного зближення і віддалення складових речовин мікрочастинок. Наприклад, в рідині УЗ-хвиля викликає розриви її цілісності з утворенням порожнин - **кавітації**. Це енергетично не вигідний стан рідини, тому порожнини швидко закриваються з виділенням великої кількості енергії.

- **Теплова дія.** Пов'язано з тим, що енергія, заключена в УЗ-хвилі і виділяється при закритті кавітації, частково розсіюється в тканинах у вигляді тепла, що призводить до їх нагрівання.

- **Фізико-хімічна дія.** Виявляється в іонізації та дисоціації молекул речовин, прискорення хімічних реакцій (наприклад, окислення і відновлення) і т.і.

На комплексній дії механічних, теплових та фізико-хімічних факторів засновано біологічну дію УЗ. Ця дія буде визначатися інтенсивністю УЗ-хвилі.

УЗ-хвилі малої і середньої інтенсивності (відповідно 1,5 Вт на кв. см. та 3 Вт на кв. см) викликають в живих організмах позитивні ефекти, стимулюють перебіг нормальних фізіологічних процесів. Це основа використання УЗ у **фізіотерапії**. УЗ поліпшує проникність клітинних мембран, активізує всі види транспорту через мембрану, впливає на швидкість протікання біохімічних реакцій.

Збільшення інтенсивності УЗ-хвилі призводить до руйнуючої його дії на клітини. Це використовується для стерилізації медичних приміщень шляхом знищення ультразвуком вірусів і клітин бактерій і грибків.

УЗ високої інтенсивності широко використовується у хірургії. Деякі операції проводяться за допомогою ультразвукового скальпеля. Вони безболісні, супроводжуються малими кровотечами, рани швидше загоюються, у тому числі внаслідок стерилізації рани УЗ.

Широке використання має УЗ в ортопедії: для проведення деяких операцій на кістках застосовується УЗ-пилка, УЗ застосовується для з'єднання кісток між собою і скріплення з ними кісткових імплантатів.

Літотрипсія - методика руйнування каменів в нирках і жовчному міхурі за допомогою спрямованої дії УЗ хвиль великої інтенсивності.

Еходоплерографія

Ефект Доплера - зміна частоти хвиль, які сприймаються приймачем внаслідок відносного руху джерела хвиль і приймача. Для обчислення частоти хвиль, які сприймаються приймачем, користуються формулою:

$$v_{\text{приёмн.}} = v_{\text{ист.}} \cdot \frac{v_{(0)} \pm v_{\text{приёмн.}}}{v_0 \mp v_{\text{источн.}}}$$

, Де $v_{\text{приёмн.}}$ - частота хвиль, які сприймаються приймачем, $v_{\text{ист.}}$ - частота хвиль, що випускаються джерелом, v_0 - швидкість хвилі, u_0 - швидкість руху приймача хвиль, $u_{\text{источн.}}$ - швидкість руху джерела хвиль.

Верхні знаки в чисельнику і знаменнику характеризують випадки наближення одне до одного джерела і приймача

УЗ-хвиль, а нижні знаки - випадки віддалення джерела і приймача УЗ-хвиль.

Еходоплерографія - методика дослідження швидкості кровотоку та утворення рухомих структур організму (серце і судини), заснована на застосуванні ефекту Доплера.

У м'які тканини за допомогою нерухомого датчика випромінюється УЗ-хвиля певної частоти v , після чого реєструють ехосигнали, відбиті від рухомих елементів (головним чином, від еритроцитів крові) і мають внаслідок ефекту Доплера частоту v'' .

Доплеровский ефект спостерігається двічі:

- Спочатку датчик є джерелом хвиль частотою v , а еритроцит - приймачем. Внаслідок руху еритроцит сприйме хвилю частотою v' .

- Еритроцит відбиває УЗ-хвилю, що потрапила на нього частотою v' , але датчик, до якого повернеться ехосигнал, внаслідок рухливості еритроциту сприйме його частотою v'' .

Діагностичною ознакою є різниця $\Delta v = v - v''$, яка називається **доплерівським зсувом частоти**. Ця різниця залежить від швидкості руху еритроцитів, і швидкості кровотоку в цілому.

Доплерівський зсув частот перебуває в звуковому діапазоні і може бути почутий досвідченим лікарем за допомогою спеціальних пристосувань. Існують і більш сучасні методи візуалізації доплерівського зсуву частот.

Лекція №3. Основи гідродинаміки и гемодинаміки

Гідродинаміка - розділ фізики, в якому на основі законів механіки вивчають рух рідин.

Гемодинаміка вивчає рух крові в кровоносній системі. Розглянемо деякі принципи гідродинаміки.

Опис потоку рідини

Для опису течії рідини необхідно розглянути рух невеликого її обсягу. Лінії, вздовж яких переміщуються частинки рідини, називаються лініями **току**. Якщо кожна наступна частка рідини проходить через дану точку, слідуючи за тим же шляхом, що і попередня частка рідини, **течія рідини називається стаціонарною**. Лінії току при стаціонарному перебігу рідини відображають напрям течії, який може бути прямим або зігнутим. Дотична, проведена в будь-якій точці до лінії току, **вказує напрям вектора швидкості в даній точці**.

Рівняння нерозривності

Розглянемо рух нестисливої рідини через трубку змінного перерізу. Якщо певний об'єм рідини надходить в один кінець трубки, то рівний йому об'єм повинен вийти через інший кінець трубки.

Основним показником течії рідини в трубці є **Q** - об'ємна швидкість течії рідини - об'єм рідини (**V**), що переміщується за одиницю часу через поперечний переріз трубки. Якщо об'ємна швидкість рідини, яка надходить через один кінець трубки, становить **Q1**, то об'ємна швидкість рідини, яка витікає з іншого кінця трубки, буде

Q2, і вона буде дорівнює **Q1**. Цей принцип називається **рівнянням нерозривності**. Таким чином, рівняння нерозривності можна записати:

$$Q1 = Q2 \text{ (1).}$$

Об'ємна швидкість рідини дорівнює добутку лінійної швидкості рідини **v** (**м / с**) на площу поперечного перерізу трубки **S**:

$$Q = v * S \text{ (2)}$$

Для трубки зі змінним поперечним перерізом (**S1**, **S2** і т.д.) маємо іншу форму рівняння нерозривності:

$$V_1 S_1 = v_2 S_2 = \dots = V_n S_n \text{ (3).}$$

Таким чином, добуток лінійної швидкості руху рідини на площу поперечного перерізу однаковий у всіх перетинах. Звідси, якщо зменшується **S**, то **v** при цьому збільшується, і навпаки.

Зазвичай лінійна швидкість течії не однакова в кожній точці поперечного перерізу. Рівняння нерозривності відображає середню швидкість течії.

В'язкість

В'язкість - властивість рідин, обумовлене рухом частинок рідини відносно одна одні, що зумовлює виникнення опору течії рідини в цілому. В'язкість виникає через внутрішнє тертя між молекулами рідини. Таке тертя обумовлює виникнення відмінності швидкостей руху частинок в потоці рідини.

Зворотною величиною в'язкості є **плинність**. Різні рідини відрізняються за в'язкістю. Наприклад, в'язкість нафти більше, ніж в'язкість води.

В'язкість є основним показником у визначенні сил, які долають рідини при переміщенні в трубках і посудинах. В'язкість крові істотно впливає на потік крові в серцево-судинній системі.

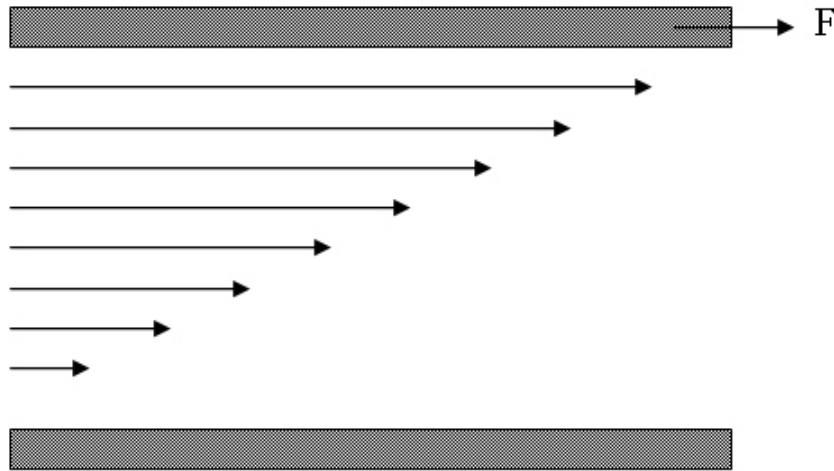


Рис. 3.1. Профіль векторів швидкостей при ламінарному плині рідини між двома листами металу. Поняття в'язкості було запропоноване Ньютоном. Уявімо простий експеримент, показаний на Рис. 3.1. Між двома плоскими металевими пластинами помістили тонкий шар рідини. Нижня пластина встановлена нерухомо, а верхня пластина під дією певної сили переміщається з постійною швидкістю. Ця сила необхідна для подолання в'язких властивостей рідини. Вона повинна мати великі значення для більш в'язкої рідини, ніж для менш в'язкої рідини.

Якщо верхня пластина переміщається, рідина приходить в так званий **ламінарний рух**. Кожен шар рідини рухається з деякою швидкістю **v**. Кожен шар робить силову дію на нижні пластини і відчуває дію рівної сили в зворотному

напрямку. В результаті, швидкості різних шарів рідини виявляються не однаковими. Профіль векторів швидкостей різних шарів рідини показаний на Рис. 3.1. Так формується **градієнт швидкості dv / dx** .

Ньютон довів, що сила внутрішнього тертя **F** пропорційна площі дотичних шарів рідини **S** і градієнту швидкості dv / dx :

$$F = -\eta \cdot \frac{dv}{dx} \cdot S \quad (4).$$

Константа прямої пропорційності (η -"ета"), називається **абсолютною в'язкістю рідини** (або **динамічною в'язкістю**). Вона дорівнює силі внутрішнього тертя, що виникає між двома шарами загальною площею, що дорівнює одиниці, при градієнті швидкості між ними, що дорівнює 1. Одиницею виміру в'язкості є $[Н \cdot с / м^2]$ або $[Па \cdot с]$. Величина в'язкості залежить від природи рідини і її температури. **В'язкість рідин зменшується із збільшенням температури і навпаки.**

У деяких випадках зручніше застосовувати **відносну в'язкість, а не абсолютну**. **Відносна в'язкість рідини** - це абсолютна в'язкість цієї рідини, поділена на в'язкість води.

Ньютонівські і неньютонівські рідини

Рідини, в'язкість яких може бути описана рівнянням Ньютона, називаються **ньютонівськими**. Це **гомогенні рідини** (вода, парфуми, розчини електролітів і т.п.) Існують також більш складні різномірні рідини, для опису яких рівняння Ньютона неадекватне. В'язкість таких рідин, які називаються **неньютонівськими** рідинами, залежить

від швидкості течії (при високих їх значеннях). Ця категорія включає **суспензії, емульсії і розчини макромолекул (наприклад, білків)**. Довгі ланцюжки макромолекул в розчинах можуть заплутуватися один з одним, і це переплетіння перешкоджає їх здатності реагувати на зміни швидкості течії розчинника. Величина в'язкості неньютонівських рідин більша, ніж у неньютонівських рідинах.

Ламінарний і турбулентний плин

Перебіг рідини, показаний на Рис. 1, називається **ламінарним**. Шар рідини, що контактує з рухомою металевією пластиною, має ту ж швидкість, що і ця пластина. Шар рідини, розташований нижче, переміщується трохи повільніше, і швидкість кожного наступного шару трохи менша, ніж попереднього. При цьому кожен шар рідини ковзає по іншому, і різні шари не перемішуються.

У ламінарному потоці кожна частка рідини слідує по шляху своєї попередньої частки. Швидкість течії в будь-якій точці рідини залишається постійною. Лінії течії не перетинаються між собою. Енергія, передана рідині для підтримки її течії, використовується, головним чином, на подолання в'язких сил між шарами рідини.

Інший тип течії називається **турбулентним**. Турбулентний плин нестійкий. Пошаровий характер перебігу рідини порушується. У потоці утворюються місцеві завихрення, частки переміщуються не тільки паралельно, а й перпендикулярно осі трубки, безперервно перемішуючись. Лінії течії стають викривленими. Швидкість частинок, що перетинають конкретну точку рідини, не є постійною за напрямком і величиною: вона змінюється з часом. Опис

турбулентного потоку має бути статистичним: з точки зору середніх величин. Для турбулентного плин необхідна велика енергія, ніж для ламінарного, оскільки при турбулентному плин істотно зростає внутрішнє тертя між частинками рідини.

Англійський фізик **Рейнольдс** досліджував умови, при яких течія є ламінарною або турбулентною. Перехід з ламінарної течії в турбулентну залежить від значення безрозмірної величини, званої **числом Рейнольдса**. Число Рейнольдса для рідини, що тече в циліндричній трубці визначається рівнянням:

$$Re = vD\rho / \eta \quad (5),$$

де v - середня швидкість потоку, D - діаметр трубки, η - в'язкість, і ρ - щільність рідини.

Критична величина числа Рейнольдса для циліндричних трубок, при якому ламінарна течія стає турбулентною - 2000 - 2400.

Критична швидкість - швидкість рідини, при перевищенні якої ламінарна течія переходить в турбулентну. Перебіг крові в судинах є ламінарним (за винятком аорти). В аорті спостерігається турбулентний плин крові під час фізичної роботи, яка призводить до істотного збільшення швидкості течії крові. Потік крові також може стати турбулентним в артеріях при зменшенні площі їх поперечного перерізу внаслідок патологічних процесів. Причиною цього явища є підвищення швидкості течії крові.

Закон Пуазейля

Закон Пуазейля являє собою формулу для об'ємної швидкості течії рідини. Він був відкритий

експериментально французьким фізіологом **Пуазейля**, який досліджував плин крові в кровоносних судинах. **Закон Пуазейля часто називають головним законом гідродинаміки.**

Закон Пуазейля пов'язує об'ємну швидкість течії рідини з різницею тиску на початку і кінці трубки як рушійної сили потоку, в'язкістю рідини, радіусом і довжиною трубки. Закон Пуазейля використовують у випадку, якщо плин рідини ламінарний. Формула закону Пуазейля:

$$Q = \frac{(P_1 - P_2) \cdot \pi \cdot r^4}{8 \cdot \eta \cdot l} \quad (6)$$

де Q - об'ємна швидкість рідини (м³ / с), (P₁ - P₂) - відмінність тиску через кінці трубки (Па), r - внутрішній радіус трубки (м), l - довжина трубки (м), η - в'язкість рідини (Па с).

Закон Пуазейля показує, що величина Q пропорційна різниці тиску P₁ - P₂ на початку і кінці трубки. Якщо P₁ дорівнює P₂, потік рідини припиняється. Формула закону Пуазейля також показує, що висока в'язкість рідини призводить до зниження об'ємної швидкості течії рідини. Вона також показує, що об'ємна швидкість рідини надзвичайно залежна від радіуса трубки. Мається на увазі, що помірні зміни радіуса кровоносних судин можуть забезпечувати великі відмінності об'ємної швидкості рідини, що протікає через судину.

Формула закону Пуазейля спрощується і стає більш універсальною при введенні допоміжної величини - **гідродинамічного опору R**, яка для циліндричної трубки може бути визначено за формулою:

$$R = \frac{8 \cdot \eta \cdot l}{\pi \cdot r^4} \quad (7)$$

Закон Пуазейля, таким чином, показує, що **об'ємна швидкість рідини прямо пропорційна різниці тиску на початку і кінці трубки і обернено пропорційна гідродинамічному опору:**

$$Q = \frac{P_1 - P_2}{R} \quad (8)$$

В'язкість крові

Кров є **суспензією клітин крові** в рідині складного складу, званої **плазмою**. Розрізняють червоні клітини крові (**еритроцити**), білі клітини крові (**лейкоцити**) і **тромбоцити**. Плазма - водний розчин електролітів, білків, поживних речовин, продуктів метаболізму і т.п. Об'єм крові в організмі становить майже 7% обсягу людського тіла. Еритроцити займають близько 45% об'єму крові, а інші клітини крові - менш ніж 1%. Відносний обсяг клітин крові і плазми визначають за допомогою приладу **гематокриту**. Цю ж назву використовують для визначення результатів аналізу.

Кров є більш щільною і в'язкою, ніж вода. У середньому відносна в'язкість крові становить майже 4,5 (3,5-5,4). Відносна в'язкість плазми - 2,2 (1,9 - 2,6). В'язкість крові вимірюється в лабораторії за допомогою спеціального приладу - медичного **віскозиметра**. Кров є неньютонівською рідиною. Але при такій швидкості течії, яка підтримується в судинах кровоносної системи, в'язкі

властивості крові можна розглядати, як для ньютонівських рідин.

В'язкість крові залежить, головним чином, від концентрації еритроцитів і менше - від концентрації білків плазми. Вона залежить також від швидкості течії крові. Якщо швидкість течії крові зменшується, еритроцити збираються в специфічні скупчення, так звані "**монетні стовпчики**". Це призводить до підвищення в'язкості крові. Такий феномен можна спостерігати в дрібних кровоносних судинах, де швидкість течії крові невелика.

Однак існує фізіологічний механізм, який сприяє зменшенню в'язкості крові в невеликих посудинах, який називається ефектом **Фареуса-Ліндквіста**. Цей ефект пояснюється орієнтацією еритроцитів вздовж осі судини. Еритроцити, формуючи циліндричну осьову течію, ковзають по шару навколишньої плазми крові.

Структура і деякі біофізичні властивості серцево-судинної системи

Серцево-судинна система складається з серця і розгалуженої замкнутої системи кровоносних судин, які переміщують кров у всі частини тіла і в серце. Судинна система *складається з системної циркуляції і легеневої циркуляції*. Кровоносні судини включають **артерії, капіляри і вени**. По артеріях кров надходить в органи і тканини. Через вени переміщається зворотний потік крові. Кожна велика артерія, що починає з **аорти**, галузиться, формуючи менші артерії, які, в свою чергу, розгалужуються далі. Найменші артерії називаються **артериолами**. Кров, зрештою, досягає капілярів, де відбувається обмін речовин з навколишніми тканинами.

Потім капіляри збираються у **венули і вени**, які збираються в **порожністі вени**, звідки кров з тканин надходить в серце.

Основні параметри циркуляції крові

У клініці найбільш часто досліджують **тиск і швидкість течії крові**.

Тиск крові в артеріях коливається від максимального під час скорочення серця (**систоли**) до мінімального під час розслаблення (**діастоли**). При кожному серцевитті тиск крові піднімається до **систолічного** рівня, а між ударами падає до **діастолічного** рівня. Тому артеріальний тиск визначають як максимальне / мінімальне значення (систолічний / діастолічний). Зазвичай його вимірюють в міліметрах ртутного стовпчика. Середнє значення артеріального тиску для здорових дорослих людей в стані спокою становить 120/60 мм.рт.ст.

Сфігмоманометр - найбільш часто використовуваний прилад для вимірювання тиску крові. Сфігмоманометр складається з надувної манжети, в яку за допомогою гумової груші нагнітають повітря, збільшуючи в ній тиск. Ця система пов'язана з манометром, за шкалою якого визначають артеріальний тиск пацієнта. Манжету фіксують на плечі, **фонендоскоп** встановлюють в ліктьовому згині.

Тиск у манжеті збільшують до тих пір, поки в артерії не припиниться потік крові. Потім тиск в манжеті повільно зменшують. Коли воно досягне максимального (систолічного) значення, артерія частково відкривається. Оскільки перетин артерії в цей момент менше, ніж зазвичай, в ній створюється висока швидкість течії крові, і ця течія є турбулентною. Тому фонендоскопом можна почути звуки - **тони Короткова**.

Якщо продовжувати зменшувати тиск в манжеті, артерія протягом деякого періоду залишається ще досить стислою, в порівнянні з нормальним станом. Отже, **тони Короткова** чути до тих пір, поки тиск в манжеті не досягне мінімального (діастолічного) значення. У цей момент кров починає вільно проходити через артерію. В артерії відновлюється ламінарний плин крові, і тони Короткова зникають. Таким чином, вимірюють максимальний і мінімальний тиск крові.

Швидкість течії крові вимірюють, використовуючи ефект **еходоплерографії**. Як тиск крові, так і швидкість її течії є важливими діагностичними показниками.

Тиск і швидкість течії крові в різних відділах кровоносної системи

Найвищий тиск у кровоносній системі в серці. За законом Пуазейля: $P_1 - P_2 = QR$. Припустимо, що P_1 - тиск крові в аорті і P_2 - тиск крові в порожнистій вені, що становить близько нуля мм.рт.ст. Отже, тиск крові в аорті визначається двома змінними.

- (1) **Перша з них - об'ємна швидкість рідини (Q) в аорті**, величина якої залежить від частоти, потужності серцевих скорочень і об'єму в кровоносній системі.
- (2) **Друга - загальний опір (R) кровоносної системи.**

Тиск крові зменшується з відстанню від серця через тертя в кровоносних судинах. **Тиск крові є мірою енергії, яку повідомляє крові серце.** Ця енергія розсіюється при подоланні опору кровоносних судин.

Гідродинамічний опір різних частин кровоносної системи не однаковий. Опір аорти і великих артерій становить лише близько 19% загальної величини опору в системі.

Найбільша частка опору належить артеріолам (50%) і капілярам (25%). Таким чином, на судини, довжина яких складає не декілька міліметрів, припадає більше половини загального опору **циркуляторного** русла. Опір вени становить близько 7% загальної величини опору в кровоносній системі.

Величина гідродинамічного опору визначає падіння тиску крові по ходу судинного русла (Рис.. 2). Середній тиск крові трохи знижується в артеріях (по відношенню до тиску в аорті), але різке його падіння спостерігається в артеріолах і капілярах. Опір артеріол є одним з основних факторів, що визначають величину артеріального тиску. Зміни тиску крові у венах дуже невеликі.

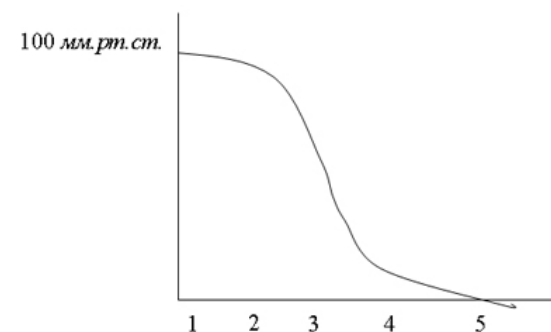


Рис. 2. Середній тиск крові в різних відділах кровоносної системи. 1. Аорта. 2. Артерії. 3. Артеріоли. 4. Капіляри. 5. Вени.

Середні величини тиску крові (мм.рт.ст.): 100 - в невеликих артеріях, 95 - при переході з артерій в артеріоли, 35-70 - при вступі крові з артеріол в капіляри, 20-35 - у великих венах, 10 і менше - в дрібних венах.

Швидкість течії крові також значно відрізняється в різних відділах кровоносної системи (Рис. 3). Середня величина швидкості течії крові визначається рівнянням нерозривності: вона обернено пропорційна загальній площі поперечного перерізу паралельно з'єднаних судин. Наприклад, площа поперечного перерізу аорти становить близько 3,5-4,5, тоді як сумарна площа поперечного перерізу капілярів - в 600 разів більша. Тому середня швидкість крові становить 0,2 в аорті і тільки 0,0003 в капілярах. Невелика швидкість течії крові в капілярах має велике значення для обміну речовин між кров'ю і оточуючими тканинами.

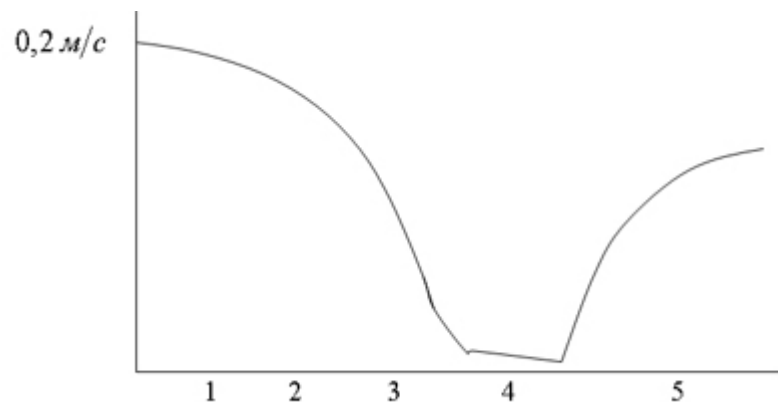


Рис.3. Середня швидкість течії крові в різних відділах кровоносної системи.

1. Аорта. 2. Артерії. 3. Артеріоли. 4. Капіляри. 5. Вени.

Лекція №4. Термодинаміка біологічних систем

Основні визначення

Термодинаміка є розділом фізики, в якому вивчають енергію, її передачу з одного місця в інше і перетворення з однієї форми в іншу. Термодинаміка заснована на найбільш загальних принципах, які є універсальними і базуються на дослідних даних багатьох наук

Одним з основних специфічних властивостей живих істот є їх здатність перетворювати і зберігати енергію в різних формах. Усі біологічні об'єкти для підтримки життя вимагають надходження енергії. Всі біологічні процеси пов'язані з передачею енергії. Рослини здатні одержувати енергію сонця накопичувати в процесі фотосинтезу у формі енергії хімічних зв'язків органічних речовин. Тварини використовують енергію хімічних зв'язків органічних речовин, що отримуються з їжею. Всі процеси перетворення енергії в рослинах і в тварин відбуваються в межах обмежень термодинамічних принципів. **Основні принципи термодинаміки універсальні для живої та неживої природи.** До речі, якщо ваш вихованець захворів - не забудьте звести його до ветеринарної клініки.

Термодинаміка використовує **поняття системи**. Будь яка сукупність досліджуваних об'єктів може бути названа **термодинамічною системою**. Прикладами систем можуть служити клітина, серце, організм, біосфера і т. і.

Існує три види термодинамічних систем в залежності від їх взаємодії з навколишнім середовищем:

Ізольовані системи не обмінюються із зовнішнім середовищем ні енергією, ні речовиною. Таких систем у реальних умовах не існує, але поняття ізольованої системи використовують для розуміння головних термодинамічних принципів.

Закриті системи обмінюються із середовищем енергією, але не речовиною. Прикладом такої системи може служити закритий термос з налитим в нього чаєм.

Відкриті системи обмінюються із зовнішнім середовищем як енергією, так і речовиною. Всі живі істоти відносяться до відкритих термодинамічних систем.

Класична термодинаміка не розглядає поведінку окремих атомів і молекул, а прагне описати стан термодинамічних систем за допомогою **макроскопічних змінних величин**, які називаються **параметрами стану**. Такими параметрами є **температура, об'єм, тиск, хімічний склад, концентрація** і т.п., тобто такі фізичні величини, за допомогою яких можна описати стан конкретної термодинамічної системи в даний час.

Термодинамічна рівновага

Термодинамічна рівновага є станом системи, в якому параметри стану не змінюються в часі. Це повністю стабільний стан, в якому система може перебувати протягом необмеженого періоду часу. Якщо ізольована система виведена з рівноваги, вона прагне повернутися до цього стану мимовільно.

Наприклад, якщо в термос, заповнений гарячою водою, температура якої в кожній точці однакова, кинути шматочок льоду, то температура рівноваги порушиться і з'явиться відмінність температур в об'ємі рідини. Відомо, що передача тепла буде відбуватися з області з більш високої температури в область з більш низькою температурою, поки поступово в усьому об'ємі рідини не встановиться однакова температура. Таким чином, різниця температур зникне, і рівновага відновиться.

Іншим прикладом є **концентраційна рівновага**. Припустимо, що в ізольованій системі існує відмінність концентрації деякої речовини. Вона викликає переміщення речовини, яке продовжується до тих пір, поки не встановиться стан рівноваги, при якому концентрація речовини в межах всієї системи буде однаковою.

Внутрішня енергія, робота і тепло

Для розуміння термодинамічних принципів дуже важливими є поняття енергії, роботи і теплоти.

Енергія в широкому значенні - здатність системи виконувати деяку роботу. Існує механічна, електрична, хімічна енергія і т.і.

Внутрішня енергія системи - сума кінетичної і потенційної енергії всіх молекул, що складають систему. Величина внутрішньої енергії газу залежить від його температури і кількості атомів в молекулі газу. У одноатомних газах (наприклад, гелії) внутрішня енергія є справді сумою кінетичної енергії молекул. У поліатомних газових молекулах атоми можуть обертатися і вібрувати. Така молекула буде володіти додатковою кінетичною енергією.

У твердих речовинах і рідинах взаємодія між молекулами також сприяє збільшенню внутрішньої енергії. **Загальна енергія системи складається з її внутрішньої енергії кінетичної і потенційної енергії системи, взятої в цілому.** Величина внутрішньої енергії залежить від параметрів стану термодинамічної системи. Абсолютна величина внутрішньої енергії не може бути визначена, але

фізичний сенс має зміна внутрішньої енергії, яка може бути виміряна.

Енергія може накопичуватися і віддаватися системою. Вона може передаватися від однієї системи до іншої. Є дві форми передачі енергії: **робота і теплота**. Ці величини не є параметрами стану системи, оскільки залежать від шляху процесу, в ході якого змінюється енергія системи.

Теплота є енергією, переданої від однієї системи іншою через різницю їх температур. Є кілька шляхів теплопередачі: **теплопровідність, конвекція і випромінювання**.

Теплопровідність - процес теплопередачі між об'єктами при їх безпосередньому контакті. Процес відбувається через зіткнення молекул, внаслідок чого вони передають надлишкову енергію один одному.

Конвекція - це процес теплопередачі з одного об'єкта на інший рухом рідини чи газу. Як електропровідність, так і конвекція вимагають присутності деякої речовини.

Однак теплота може передаватися і через **вакуум**. Прикладом цього є передача сонячної енергії через космічний простір до Землі. Цей процес називається **випромінюванням**, при якому теплота передається електромагнітними хвилями різної довжини хвилі.

Іншою формою передачі енергії від однієї термодинамічної системи до іншої є **робота**, яка здійснюється над системою при дії певних сил або в самій системі. Шлях здійснення роботи може бути різним. Наприклад, газ у циліндрі може бути стиснутий поршнем або здійснювати розширення

проти сил тиску поршня; рідина може бути приведена в рух, а по твердому тілу можна бити молотом.

У біологічних системах відбуваються різні форми роботи: **механічна робота**, виконувана проти механічних сил; **осмотична робота**, яка полягає у транспорті різних речовин завдяки різниці їх концентрацій; **електрична робота**, полягає в іонному транспорті в електричному полі і т.і.

Перший закон термодинаміки

Перший закон термодинаміки є законом збереження енергії. Він вказує, що загальна енергія в ізольованій системі - величина постійна і не змінюється в часі, а лише переходить з однієї форми іншу. Коли в системі відбувається певний процес, сума всієї енергії, переданої через кордон системи (теплотою або роботою), дорівнює загальній зміні енергії цієї системи.

Перший закон термодинаміки пов'язує зміну внутрішньої енергії системи dU , теплоту ΔQ , передану системі, і роботу ΔA , здійснену системою:

$$\Delta Q = \Delta U + \Delta A \quad (1)$$

Це рівняння є математичним виразом першого закону термодинаміки. При передачі теплоти в систему ΔQ позитивно (при передачі теплоти системою ΔQ негативно). Робота, здійснена системою вважається **позитивною** (робота, здійснена над системою - **негативною**).

Сенс першого закону термодинаміки можна зрозуміти, використовуючи в якості простого прикладу газ, закритий в циліндрі з встановленим рухомих поршнем. Якщо ми додаємо теплоту до газу, але не допускаємо переміщення

поршня, внутрішня енергія і, отже, температура газу зростає. Внутрішня енергія газу може бути підвищена при його стисненні поршнем. Якщо при нагріванні газу ми дозволяємо йому розширюватися (не утримуємо поршень), теплота, яку ми надаємо газу, частково витрачається на збільшення внутрішньої енергії, а частково - на здійснення зовнішньої роботи, в результаті якої поршень буде підніматися.

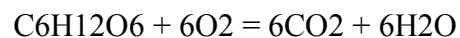
Перший закон термодинаміки живих організмів

У 19 столітті було доведено експериментально, що перший закон термодинаміки застосовний до процесів, які відбуваються в біологічних системах.

Надходження їжі забезпечує енергію, яка використовується для виконання різних функцій організму або зберігається для подальшого використання. Енергія вивільняється з харчових продуктів у процесі їх біологічного окислення, яке є багатоступеневим процесом.

Енергія харчових продуктів використовується в клітинах спочатку для синтезу **макроергічних** сполук - наприклад, **аденозинтрифосфорної кислоти (АТФ)**. АТФ, в свою чергу, може використовуватися як джерело енергії майже для всіх процесів в клітині.

Харчові речовини окислюються аж до кінцевих продуктів, які виділяються з організму. Наприклад, вуглеводи окислюються в організмі до вуглекислого газу і води. Такі ж кінцеві продукти утворюються при спалюванні вуглеводів в калориметрі:



Величина енергії, що вивільняється з кожного грама глюкози в цій реакції, становить 4,1 кілокалорії (ккал). Стільки ж енергії, утворюється при окисленні глюкози в живих клітинах, незважаючи на те, що процес окислення в них є багатоступеневим процесом і відбувається в кілька стадій. Цей висновок ґрунтується на принципі **Гесса**, який є наслідком першого закону термодинаміки: **тепловий ефект багатоступінчастого хімічного процесу не залежить від його проміжних етапів, а визначається лише початковим і кінцевим станами системи.**

Таким чином, дослідження за допомогою **калориметра** показали середню величину фізіологічно доступної енергії, яка міститься в 1грамі трьох харчових продуктів (у кілокалоріях): вуглеводи - 4,1; білки - 4,1; жири - 9,3.

З іншого боку, в кінцевому підсумку вся енергія, що надійшла в організм, перетворюється в теплоту. Також при утворенні АТФ лише частина енергії запасується, велика - розсіюється у формі тепла. При використанні енергії АТФ функціональними системами організму більша частина цієї енергії також переходить в теплову.

Частина енергії в клітинах йде на виконання ними функцій, однак, у кінцевому рахунку, перетворюється в теплоту. Наприклад, енергія, використовувана м'язовими клітинами, витрачається на подолання в'язкості м'язів та інших тканин. В'язке переміщення викликає тертя, що призводить до утворення тепла.

Іншим прикладом є витрата енергії, переданої скоро чуваним серцем крові. При перебігу крові по судинах вся енергія перетворюється в тепло внаслідок тертя між шарами крові і між кров'ю і стінками судин.

Отже, по суті вся енергія, витрачена організмом, в кінцевому рахунку, перетворюється в теплоту. З цього принципу існує лише єдиний виняток: у разі, коли м'язи виконують роботу над зовнішніми тілами.

Якщо людина не виконує зовнішньої роботи, то рівень вивільнення організмом енергії можна визначити за величиною загальної кількості теплоти, виділеної тілом. Для цього застосовують метод прямої калориметрії, для реалізації якого використовують великий, спеціально обладнаний калориметр. Організм поміщають в спеціальну камеру, яка добре ізольована від середовища, тобто не відбувається обміну енергією з навколишнім середовищем і камерою. Кількість теплоти, виділеної досліджуваним організмом, можна точно виміряти. Експерименти, виконані цим методом, показали, що кількість енергії, що надходить в організм, дорівнює енергії, що виділяється при проведенні калориметрії.

Пряма калориметрія в проведенні трудомістка, тому в даний час використовують метод непрямой калориметрії, який заснований на обчисленні енергетичного виходу організму з використанням ним кисню.

Другий закон термодинаміки

Перший закон термодинаміки стверджує лише про збереження енергії, але не вказує напрямки, в якому можуть здійснюватися термодинамічні процеси. Можливий напрям термодинамічних процесів є предметом другого закону термодинаміки.

Другий закон термодинаміки вказує, що всі реальні процеси (у тому числі в біологічних системах), супроводжуються розсіюванням частини енергії в теплоту.

Всі форми енергії (механічна, хімічна, електрична і т.п.) можуть бути перетворені в теплоту без залишку. Але сама теплота не може перетворюватися повністю в інші форми енергії. Не існує двигуна або процесу, який би перетворював теплоту в іншу форму енергії з 100% ефективністю. Як відомо, розсіювання теплоти означає енергетичне розкладання. Теплота - деградована форма енергії, оскільки **термічний рух молекул безладний і імовірнісний процес**. Таким чином, **енергетичне розсіювання у формі теплоти є незворотнім**.

Згідно з другим законом термодинаміки, кожен реальний процес, що відбувається в термодинамічній системі, може здійснюватися тільки в одному напрямку.

Протилежний процес, при якому як система, так і навколишнє середовище поверталися б в їх первинний стан, неможливий.

Одне з формулювань другого закону термодинаміки (Клазіуса) вказує, що теплота не може передаватися мимовільно від тіла, що володіє більш низькою температурою, до тіла з високою температурою.

Будь-який реальний процес є в тій чи іншій мірі незворотним.

Ентропія

Напрямок спонтанних процесів в ізольованих системах характеризується параметром стану, який називається **ентропією** (з грец. "**Перетворення**"). Зміна ентропії системи **dS** визначається відношенням теплоти **dQ**, введеної в систему або виведеної з системи, до абсолютної температури **T** системи, при якій цей процес відбувається:

$$dS = dQ / T \quad (2)$$

Ентропія ізольованої системи зростає, якщо система прагне до стану рівноваги, і досягає своєї максимальної величини в цьому стані. Ентропія зростає у всіх реальних термодинамічних процесах.

Ентропія системи має тісне ставлення до **показника впорядкованості** або **безладдя складових системи**. Згідно з принципом **Больцмана**, ентропія системи **S** у даному стані пропорційна термодинамічній ймовірності **W** цього стану:

$$S = k \ln W \quad (3), \text{ де } k - \text{ константа Больцмана.}$$

Термодинамічна ймовірність є числом **мікростанів** системи, за допомогою яких реалізується даний **макростан** системи. Чим більш можливих мікростанів (варіантів розташування частинок), тим більше неупорядкована система, тим більші - величини **W** і **S**.

Кожна система прагне до переходу з менш вірогідного високопорядкованого стану в статистично більш ймовірні стани, що характеризуються безладним розташуванням молекул. Можна сказати, що кожна система характеризується тенденцією самовільного переходу до стану максимального молекулярного безладу або хаосу.

Термодинамічний потенціал

Стан кожної термодинамічної системи може повністю визначатися за допомогою термодинамічних потенціалів. Кожному з них приписується певний набір незалежних параметрів стану. Крім згаданої вище внутрішньої енергії **U**, до термодинамічних потенціалів відносять: **ентальпію Н**, **вільну енергію Гельмгольца F**, **вільну енергію Гіббса G**. Вони можуть бути визначені за допомогою формул, де **P** - тиск, **V** - об'єм, **S** - ентропія і **T** - температура.

$$H = U + PV \quad (4)$$

$$F = U - ST \quad (5)$$

$$G = U + PV - ST \quad (6)$$

Вільна енергія Гіббса відповідає стану системи, при якому тиск і температура є постійними. Тому цей термодинамічний потенціал вживають для опису біологічних систем. Корисна робота в таких системах виконується за рахунок зменшення потенціалу Гіббса.

Величина вільної енергії Гіббса, що припадає на один іон речовини, називається електрохімічним потенціалом, який включає хімічну, осмотичну та електричну складові енергії:

$$\mu \sim = \mu_0 + RT \ln C + zF\phi \quad (7)$$

тут μ_0 - стандартний електрохімічний потенціал, що залежить від хімічної природи речовини; **C** - концентрація речовини, **R** - універсальна газова стала, **T** - термодинамічна температура, **z** - електричний заряд частинки, **F** - константа Фарадея, ϕ - електричний потенціал.

Електрохімічний потенціал натрію, калію та деяких інших речовин відіграє вирішальну роль у такому важливому процесі як перенесення речовин в мембранах клітин.

Термодинаміка нерівноважних процесів

Термодинаміка **рівноважних** систем заснована на принципах, які певною мірою ідеалізуються. Біологічні об'єкти не знаходяться в стані рівноваги. Процеси, що проходять в таких системах, є незворотніми. **Термодинаміка нерівноважних процесів** заснована на таких принципах і поняттях як лінійні співвідношення, виробництво ентропії, стаціонарний стан, теорема Пригожина.

Лінійні співвідношення

Закон лінійних співвідношень визначає залежність між термодинамічними силами і змінами (потоками) в термодинамічних системах. **Термодинамічні сили** представляють собою різні градієнти (концентрації, електричні, температурні і т.і.) Закон лінійних співвідношень вказує, що зміна фізичної величини **J** є лінійною функцією відповідної термодинамічної сили **X**, де **L** є коефіцієнтом прямої пропорційності:

$$J = LX \quad (8)$$

Лінійний закон узагальнює багато емпіричних принципів, наприклад, **закон Фіка** (залежність перенесення речовин від концентраційного градієнта), **закон Ома** (залежність перенесення електричного заряду від градієнта електричного потенціалу) і т.і.

Кожна окрема зміна в системі може викликати тільки зменшення її вільної енергії та підвищення ентропії. Але інші зміни в цій же системі можуть відбуватися так, що підвищення ентропії при одній зміні компенсується її зменшенням через інші зміни.

Наприклад, деякі частинки можуть переміщатися через мембрану клітини в напрямку їх більш високої концентрації. При цьому відбувається зменшення ентропії системи, що компенсується гідролізом АТФ, в результаті якого ентропія системи збільшується.

Виробництво ентропії у відкритій системі

Зміна ентропії у відкритій системі **dS** складається з двох компонентів. Один з них - **dSi** - виробництво ентропії в системі в результаті незворотності процесів. Другий компонент **dSe** - відображає взаємодію між системою і навколишнім середовищем.

$$ds = dSi + dSe \quad (9)$$

Термодинаміка незворотніх процесів розглядає також показник виробництва ентропії у відкритих системах:

$$ds / dt = dSi / dt + dSe / dt \quad (10)$$

Як видно, два компоненти відіграють роль в процесі виробництва ентропії у відкритій системі: **показник виробництва ентропії в системі** і **показник зміни ентропії** через енергообмін з навколишнім середовищем. Згідно з другим законом термодинаміки, перший компонент завжди позитивний. Другий компонент може бути як позитивним, так і негативним залежно від напрямку енергетичного обміну через кордон системи.

Стаціонарний стан відкритої системи

Стан системи називається стаціонарним, якщо величина ентропії не змінюється в часі, тобто **dS = 0**. Це можливо, коли виробництво ентропії в системі повністю компенсується ентропією, що виходить із системи (**dSi = -dSe**).

Стаціонарний стан відкритої системи має схожість з термодинамічною рівновагою, оскільки обидва стани характеризуються **стійкістю їх параметрів стану**. Але **стаціонарний стан** істотно відрізняється від **стану рівноваги**, оскільки обмінюється енергією з навколишнім середовищем: кількість вільної енергії в системі необхідно підтримувати. Ентропія системи в стаціонарному стані - стабільна, але не максимальна. **Градієнти та потоки зберігаються в системі.**

Основна характеристика стаціонарного стану визначена теоремою Пригожина, згідно з якою **виробництво ентропії в стаціонарному стані мінімальне ($dS = \min$)**. Це означає, що система розсіює мінімальну енергію в середовище і потребує мінімального надходження вільної енергії для підтримки свого стану.

Теорема Пригожина пояснює стійкість стаціонарних станів у відкритих системах. Якщо система виходить з цього стану мимоволі, відбувається збільшення ентропії. У результаті в системі виникають процеси, які прагнуть повернути її в стаціонарний стан.

Багато фізіологічних параметрів є досить стабільними. Їх стаціонарний рівень регулюють спеціальні фізіологічні механізми. Як приклад підтримки стаціонарного стану можна привести **терморегуляцію** організму. **Постійність температури забезпечується підтримкою балансу теплопродукції і тепловіддачі**. В результаті температура тіла підтримується незмінною, незважаючи на коливання зовнішньої температури. Механізми, за допомогою яких живі організми підтримують **гомеостаз, тобто статичні умови** свого внутрішнього середовища, вивчає **фізіологія**.

Лекція №5. Структура і властивості біологічних мембран. Транспорт речовин в біологічних мембранах

Біологічна мембрана - це структура, що складається з органічних молекул, яка має товщину близько 7-10Нм і видима тільки за допомогою електронного мікроскопа. У

кожній клітці є **плазматична мембрана**, яка обмежує вміст клітини від зовнішнього середовища, і **внутрішні мембрани**, які формують різні **органели** клітини (мітохондрії, органели, лізосоми тощо)

Плазматична мембрана виконує кілька важливих функцій.

1) Утворює виборчий бар'єр, який відокремлює вміст клітини від навколишнього середовища, що дозволяє підтримувати постійний хімічний склад **цитоплазми** і її фізичні властивості.

2) Регулює транспорт речовин між вмістом клітини і оточуючим клітку розчином.

3) Бере участь в інформаційних процесах в живій клітині.

Хімічний склад і структура плазматичної мембрани

До складу **плазматичної мембрани** входять **ліпіди, білки і вуглеводи**. Співвідношення між ліпідами і білками може значно варіювати в різних клітинах.

Ліпіди мембрани бувають трьох видів:

гліцерофосфоліпіди, сфінгофосфоліпіди і стероїди (холестерол).

Молекула гліцерофосфоліпідів складається з залишку **трьохатомного спирту гліцерола, атоми водню двох гідроксильних груп якого заміщені на два довгі ланцюги жирних кислот**. Третій атом водню гідроксильної групи гліцерину заміщений залишком **фосфорної кислоти**, до якого, в свою чергу, приєднаний залишок одного з азотистих основ (**холін, етаноламін, серин, інозитол**).

У молекулі гліцерофосфоліпідів можна виділити дві частини, які називаються **головка** (залишок гліцерину, залишок фосфорної кислоти і азотистих основ) і **хвостики** (залишки жирних кислот). Головка і хвостики сильно відрізняються за своїм фізичним властивостям. Головка

молекули фосфоліпиду **гідрофільна** ("любить воду"). Вона добре розчиняється у воді. Хвостики - **гідрофобні** ("бояться води"). Вони легко розчиняються в **ліпідах** і органічних розчинниках, але водою відштовхуються. Таким чином, в цілому молекула фосфоліпиду, що містить як водорозчинні, так і **ліпідорозчинні** області, має **амфіфільні** властивості.

Молекули **сфінгофосфоліпідів** також складаються з голівки і хвостиків. Вони відрізняються з фосфоліпідів тим, що замість залишку гліцерину містять залишок спирту **сфингозина**.

Якщо сухі фосфоліпиди занурюють у воду, вони спонтанно формують залежно від їх концентрації різні структури (Рис. 1).

Одна з них - сферична структура, звана міцели. Молекули фосфоліпідів впорядковані так, що гідрофільні голівки спрямовані у водне середовище, а гідрофобні хвости - всередину структури.

При більш високій концентрації фосфоліпідів, їх молекули формують біслоїніе пластинчасті структури. Німецькі вчені Gorter і Grendel довели, що така біслоїная фосфоліпидная структура є основою мембрани клітини.

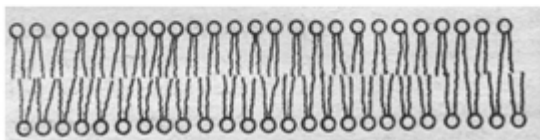
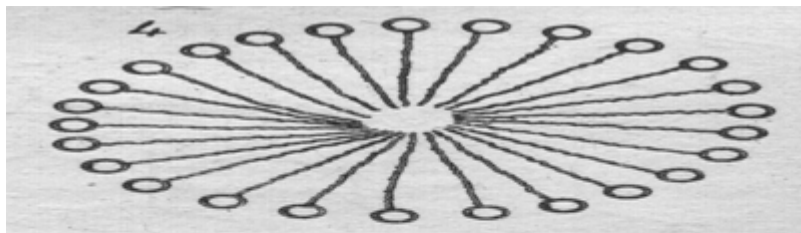


Рис. 1. Міцела і бішарова пластинка у водному розчині

Фізичний стан фосфоліпідного бішару залежить від температури. Якщо температура перевищує критичну точку, **бішар** являє собою рідину. При цьому кожна молекула має можливість переміщатися ..

Існує кілька видів руху молекул ліпідів: **коливання, обертання, латеральна дифузія (переміщення молекул в межах свого шару), фліп-флоп (переміщення молекул з одного шару ліпідів в інший, відбувається рідко)**. Якщо температура падає нижче критичної точки, мембранні фосфоліпиди стають твердими. Мембрана втрачає текучість, і рух молекул в ній обмежується.

Відповідно до сучасної **рідинно-мозаїчної моделі** мембрани (**модель Сінгера і Ніколсона**), ліпідний бішар є основою мембрани. Молекули фосфоліпідів розташовані в ньому так, що їх довгі осі паралельні і орієнтовані перпендикулярно до поверхні мембрани. Мембрана зберігається в рідкому стані завдяки температурі клітини і хімічному складу жирних кислот.

Білки мембрани поділені на два види. Молекули першого типу є гідрофільними. Ці білки, звані **периферичними**, з'єднані з поверхнею мембрани порівняно слабкими електростатичними силами. **Білки другого виду** мають як гідрофільні, так і гідрофобні групи. Їх молекули більш-менш занурені в мембрану, і утримуються в ній більш міцними гідрофобними силами. Деякі білки пронизують мембрану від її внутрішньої до зовнішньої поверхонь - **інтегральні білки** (Мал. 2).

Численні білки мембрани виконують різні функції (метаболичну, транспортну, рецепторну і т.п.). Функції білків мембрани істотно залежать від будови їх молекул.

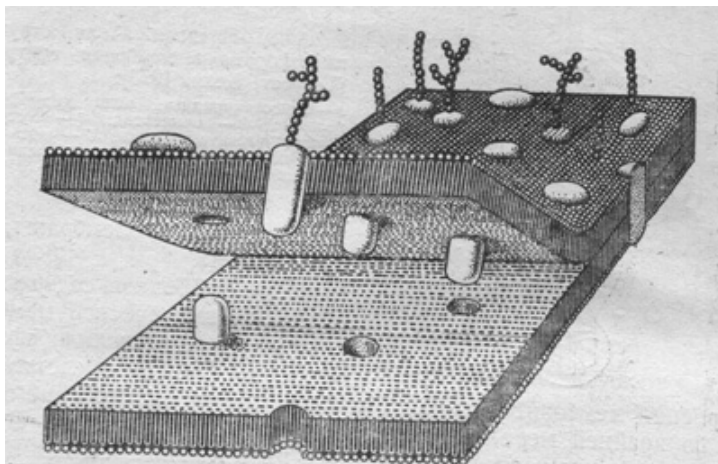


Рис. 2. Рідинно-мозаїчна модель мембрани: фосфоліпідний бішар; периферичні та інтегральні білки.

Класифікація процесів транспорту у біологічних мембранах

Мембрана клітини є виборчим бар'єром для різних речовин, що знаходяться всередині і зовні клітини. Існує кілька специфічних механізмів транспорту в мембранах. Всі вони можуть бути поділені на два типи: **пасивний і активний транспорт**.

Усі види **пасивного транспорту** засновані на принципі дифузії. Невелика частка, розчинена в рідині, постійно піддається ударам з боку оточуючих її молекул рідини. Результатом цього є хаотичний рух частинки, який називається **броунівським рухом**. **Дифузія** є результатом хаотичних незалежних рухів багатьох частинок. Якщо концентрація речовини однакова в кожній частині розчину,

то рух частинок хаотичний. При цьому існує **дрейф частинок** з областей, де вони розташовані більш щільно, в області, де частинок менше.

Дифузія незаряджених частинок викликається їх концентраційним градієнтом і направлена у бік зменшення цього градієнта. Частинки речовини переміщуються з області більш високої концентрації речовини в області, де концентрація цієї речовини низька. Дифузія поступово зменшує градієнт концентрації до тих пір, поки не наступить стан рівноваги. При цьому в кожній точці встановиться рівна концентрація, і дифузія в обох напрямках буде здійснюватися в рівній мірі. Дифузія є пасивним транспортом, оскільки не вимагає витрат зовнішньої енергії.

Існує кілька видів дифузії в плазматичній мембрані:

- 1) Вільна дифузія.
- 2) Полегшена дифузія неелектролітів.
- 3) Електродифузія (полегшена дифузія іонів).

Розчин речовини високої концентрації володіє вищою вільною енергією, ніж розчин речовини більш низької концентрації. В процесі дифузії енергія розсіюється. Навпаки, речовина не може переміститися з області низької її концентрації в область високої концентрації за рахунок внутрішньої енергії. Для цього необхідна додаткова енергія із зовнішнього джерела.

Для того, щоб переміщати речовини проти їх концентраційного або електрохімічного градієнтів, мембрана використовує **енергію метаболізму**. Такий тип транспорту називається **активним транспортом**. Є два основних види активного транспорту:

- 1) Первинно-активний транспорт.

2) Вдруге-активний транспорт.

Більш складні механізми транспорту - **екзоцитоз** і **ендоцитоз**, в ході яких макромолекули надходять в клітину або виділяються з неї через невеликі, оточені мембраною **везикули**.

Вільна дифузія

Речовини, що переміщуються через мембрану шляхом вільної дифузії, не утворюють будь-яких хімічних зв'язків з іншими речовинами.

Для кількісної характеристики дифузії використовують фізичну величину - потік речовини (**J**):

$$J = dn / dt \cdot 1 / S \quad (1),$$

де **n** - кількість речовини в молях, що переміщуються за допомогою дифузії через поверхню **S**, перпендикулярну потоку речовини, за одиницю часу.

Перший закон Фіка вказує, що потік речовини, переміщуваної шляхом дифузії, пропорційний рушійній силі дифузії - градієнту концентрації речовини:

$$J = - D \cdot dC / dx \quad (2).$$

Негативний знак означає, що потік направлений з області високої концентрації речовини в область з більш його низькою концентрацією, в результаті чого градієнт концентрації зменшується. **D** - коефіцієнт дифузії, який залежить від природи речовини і температури:

$$D = U \cdot R \cdot T \quad (3),$$

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

Якщо дифузія здійснюється через мембрану, рівняння (2) може бути представлено як

$$J = -P \cdot (C1 - C2) \quad (4),$$

де **C1** і **C2** - концентрація розчину всередині і поза клітиною, **P** - коефіцієнт проникності мембрани для даної речовини. Коефіцієнт проникності визначається коефіцієнтом дифузії **D** речовини, товщиною мембрани **d** і коефіцієнтом розподілу речовини **K**, залежних від розчинності речовини в органічних розчинниках, але не воді.

$$P = Dk / d \quad (5)$$

Проникність мембрани для неелектролітів істотно залежить від їх здатності розчинятися в біліпідному шарі мембрани. Проникність мембрани для різних речовин визначають за розчинністю в оливковій олії, яку можна розглядати як **модель мембранних ліпідів**. Таким чином, мембрана добре проникна для ліпідорозчинних речовин (спирти, ефіри), не мають біологічного значення. Але такі гідрофільні речовини як цукор, амінокислоти не здатні проникати через біологічну мембрану за допомогою вільної дифузії. Для цього потрібні спеціальні системи транспорту (дивись нижче).

Проникність мембрани залежить також від розміру молекул. Дрібні молекули можуть проникати через мембрану шляхом вільної дифузії. Наприклад, вода не розчинна у ліпідах і органічних розчинниках. Але вона проникає через плазматичну мембрану завдяки невеликому розміру молекул. Проникність мембрани для води дуже висока. Припускають, що вона проникає в мембрану через тимчасові структурні дефекти, які формуються при

теплових коливаннях хвостиків з жирних кислот. Ці дефекти (**Кінки**) дозволяють переміщатися через мембрану не тільки молекулам води, але також іншим невеликим гідрофільним молекулам (кисень, вуглекислий газ).

Полегшена дифузія

Великі гідрофільні молекули (цукру, амінокислоти) переміщуються через мембрани за допомогою спеціальних молекул - мембранних переносників. **Мембранні переносники є інтегральні білки**, які мають центри зв'язування транспортованих молекул. Утворений зв'язок білка і переносника є зворотнім і має високий ступінь специфічності. Транспортована молекула проходить через мембрану внаслідок зміни конформації білка-переносника при хімічній взаємодії центрів зв'язування обох молекул.

Транспорт речовин через мембрану, в якому використовуються транспортні молекули, називається **полегшеною дифузією**. Цей тип транспорту мембрани є одним з видів дифузії, оскільки транспортована речовина переміщається по градієнту концентрації. Ніяка додаткова енергія не потрібна для цього процесу. Але полегшена дифузія відрізняється від вільної дифузії своєю **високою специфічністю**. Переносники мембрани можуть впізнавати навіть оптичні ізомери однієї і тієї ж речовини.

Іншою особливістю полегшеної дифузії є **феномен насичення**. Потік речовини, що транспортується шляхом полегшеної дифузії, зростає в залежності від концентрації речовини тільки до певної величини. Потім зростання потоку припиняється, оскільки транспортна система повністю зайнята. Таким чином, дія транспортної системи **подібна** каталізу ферментами, проте переносник не

прискорює хімічну реакцію, а переміщує речовину через мембрану.

Існують деякі системи переносників, які здатні транспортувати більше однієї речовини. Процес називається **симпортом** (або **котранспортом**), якщо речовини переміщуються в одному і тому ж напрямку, і **антипортом** (зустрічним транспортом), якщо напрямки переміщення речовин протилежні.

Прикладом полегшеної дифузії є дія системи транспорту глюкози через мембрани еритроцитів і м'язових клітин. Інший приклад - антипорт бікарбонату та іонів гідроксилу в плазматичній мембрані еритроцитів.

Електродифузія

Електродифузія - дифузія електрично заряджених частинок (іонів) під впливом концентраційних та електричних градієнтів. Іони - атоми або групи атомів, які набувають електричний заряд, втрачаючи або здобуваючи електрони. Ліпідний бішар мембрани непроникний для іонів. Вони можуть проникнути через плазматичну мембрану тільки за допомогою спеціальних структур - іонних каналів, які утворені інтегральними білками.

Рухомою силою дифузії є не тільки різниця концентрації іонів всередині і поза клітиною, але також різниця електричних потенціалів, що створюються цими іонами по обидві сторони мембрани. Отже, дифузійний потік іонів визначається градієнтом електрохімічного потенціалу (електрохімічний градієнт).

Електрохімічний потенціал є енергією іонів:

$$\bar{\mu} = \mu_0 + R \cdot T \cdot \ln C + z \cdot F \cdot \varphi \quad (6)$$

μ_0 -стандартний хімічний потенціал, який залежить від хімічної природи речовини і температури, R - універсальна газова стала, T - температура, C - концентрація іона, z - електричний заряд, F - константа Фарадея, φ - електричний потенціал.

Залежність потоку іонів J від електрохімічного градієнта визначається **рівнянням Теорелля**:

$$J = -U \cdot C \cdot \frac{d\bar{\mu}}{dx} \quad (7)$$

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

Підставляючи (6) в (7), можна отримати рівняння **Нернста-Планка** з урахуванням двох градієнтів, які обумовлюють дифузію іонів:

$$J = -U \cdot R \cdot T \cdot \frac{dC}{dx} - U \cdot C \cdot F \cdot z \cdot \frac{d\varphi}{dx} \quad (8)$$

Іонні канали мембрани являють собою інтегральні білки мембрани, які утворюють отвори в мембрані, заповнені водою. У плазматичній мембрані виявлений ряд іонних каналів, які характеризуються високою специфічністю, що допускає переміщення тільки одного виду іонів. Існують натрієві, калієві, кальцієві і хлорні канали. Кожен з них має так званий селективний фільтр, який здатний пропускати тільки певні іони. Існує декілька теорій, що пояснюють вибірковість іонних каналів плазматичної мембрани.

Проникність іонних каналів може змінюватися завдяки наявності воріт, певних груп атомів у складі білків, які

формують канал. Конформаційні зміни воріт переводять канал з відкритого стану в закритий і навпаки. Механізми регуляції положення воріт можуть відрізнятися в різних каналах. Деякі з них відкриваються при змінах електричного потенціалу мембрани. Інші відкриваються під дією специфічних хімічних речовин, що виконують сигнальні функції.

Первинно-активний транспорт

Дія пасивного транспорту через мембрану, в ході якого іони переміщуються по їх електрохімічному градієнту, повинна бути збалансована їх активним транспортом проти відповідних градієнтів. В іншому випадку, іонні градієнти зникли б повністю, і концентрації іонів по обидві сторони мембрани прийшли б в рівновагу. Це дійсно відбувається, коли активний транспорт через мембрану блокують охолодженням або шляхом використання деяких отрут.

Існує кілька систем активного транспорту іонів у плазматичній мембрані (іонні насоси):

- 1) Натрій-калієвий насос.
- 2) Кальцієвий насос.
- 3) Водневий насос.

Активний транспорт - перенесення іонів проти їх електрохімічних градієнтів з використанням енергії метаболізму:

Натрій-калієвий насос існує в плазматичних мембранах всіх тваринних і рослинних клітин. Він викачує іони натрію з клітин і загнітає в клітини іони калію. В результаті концентрація калію в клітинах істотно перевищує концентрацію іонів натрію.

Натрій-калієвий насос - один з інтегральних білків мембрани. Він має **ензимні властивості** і здатен гідролізувати **аденозинтрифосфорну кислоту (АТФ)**, що є основним джерелом і сховищем енергії метаболізму в клітині. Завдяки цьому зазначений інтегральний білок називається **натрій-калієвою АТФазою**. Молекула АТФ розпадається на молекулу **аденозиндифосфоруної кислоти (АДФ)** і **неорганічний фосфат**.

Таким чином, натрій-калієвий насос виконує трансмембранний антипорт іонів натрію і калію. Молекула насоса існує в двох основних конформаціях, взаємне перетворення яких стимулюється гідролізом АТФ. Ці конформації виконують функції переносників натрію і калію. При розщепленні натрій-калієвої АТФази молекули АТФ, неорганічний фосфат приєднується до білка. У цьому стані натрій-калієва АТФаза зв'язує три іона натрію, які викачуються з клітки. Потім молекула неорганічного фосфату від'єднується від насоса-білка, і насос перетворюється на переносник калію. В результаті два іони калію потрапляють в клітину. Таким чином, при розщепленні кожної молекули АТФ, викачуються три іони натрію з клітини і два іони калію закачуються в клітину. Один натрій-калієвий насос може перенести через мембрану 150 - 600 іонів натрію в секунду. Наслідком його роботи є підтримка трансмембранних градієнтів натрію і калію.

Через мембрани деяких клітин тварини (наприклад, м'язових) здійснюється первинно-активний транспорт іонів кальцію з клітини (кальцієвий насос), що призводить до наявності трансмембранного градієнта зазначених іонів.

Водневий іонний насос діє в мембрані бактеріальних клітин і в **мітохондріях**, а також у клітинах шлунка, що переміщує водневі іони з крові в його порожнину.

Вторинно-активний транспорт

Існують системи транспорту через мембрани, які переносять речовини з області їх низької концентрації в область високої концентрації без безпосередньої витрати енергії метаболізму клітини (як у випадку первинно-активного транспорту). Такий вид транспорту називається **вторинно-активним транспортом**.

Вторинно-активний транспорт деякої речовини можливий тільки тоді, коли він пов'язаний з транспортом іншої речовини за його концентраційного або електрохімічного градієнту. Це **симпортне** або **антипортне** перенесення речовин.

При **симпорті** двох речовин іон і інша молекула (або іон) зв'язуються одночасно з одним переносником перш, ніж відбудеться конформаційна зміна цього переносника. Так як провідна речовина переміщується по градієнту концентрації або електрохімічного градієнту, керована речовина змушена переміщатися проти свого градієнта.

Іони натрію є зазвичай провідними речовинами в системах симпорта клітин тварини. Високий електрохімічний градієнт цих іонів створюється натрій-калієвим насосом. Керованими речовинами є цукор, амінокислоти і деякі інші іони. Наприклад, при всмоктуванні поживних речовин в шлунково-кишковому тракту глюкоза і амінокислоти надходять з клітин тонкої кишки в кров шляхом симпорта з іонами натрію. Після фільтрації первинної сечі в ниркових

гломерулах, ці речовини повертаються в кров тієї ж системою вторинно-активного транспорту.

Ендоцитоз і екзоцитоз

Макромолекули - білки і нуклеїнові кислоти - не можуть проникнути через плазматичну мембрану за допомогою механізмів транспорту, розглянутих вище, із-за своїх великих розмірів. При трансмембранному транспорті великих молекул сама плазматична мембрана піддається узгодженим переміщенням, внаслідок яких частина рідкої позаклітинної поглинається (**ендоцитоз**) або частина внутрішнього середовища клітини виділяється (**екзоцитоз**).

У процесі **ендоцитозу** плазматична мембрана оточує частину зовнішнього середовища, формуючи навколо нього оболонку, в результаті чого утворюється **везикул**, який надходить всередину клітини. При **екзоцитозі** утворюються невеликі, заповнені рідиною везикули. У процесі **фагоцитозу** формуються великі везикули, які містять твердий матеріал, наприклад, клітини бактерій.

При екзоцитозі транспортована речовина синтезується в клітині, зв'язується мембраною в везикули і експортується з клітини. Таким чином транспортуються з клітини специфічні білки, нуклеїнові кислоти, нейромедіатори і т.і.

Корисно буде дізнатись про систематичне положення людини в царстві тварин.

Лекція №6. Електричний потенціал в біологічних системах

Електричний заряд

Електричний заряд, подібно масі, є фундаментальною властивістю речовин. Існує два типи зарядів, умовно позначені як позитивний і негативний.

Кожна речовина має електричний заряд, величина якого може бути позитивною, негативною або дорівнювати нулю. Наприклад, електрони заряджені негативно, а протони - позитивно. Оскільки кожен атом містить один або більше електронів і рівну кількість протонів, загальне число зарядів в макроскопічному об'єкті - надзвичайно велика, але в цілому такий об'єкт не заряджений або має невеликий заряд.

Заряд електрона є по абсолютній величині найменшим.

Електричне поле. Закон Кулона

Кожен заряджений об'єкт утворює в навколишньому просторі електричне поле. **Електричне поле** є видом матерії, з якої заряджені об'єкти взаємодіють один з одним. Пробний заряд, внесений в електричне поле іншого заряду "відчуває" присутність цього поля. Він буде притягатися до заряду, що створює електричне поле, або відштовхуватися від нього.

Закон Кулона визначає електричну силу **F**, що діє між двома точковими зарядами **q1** і **q2**:

$$J = -U \cdot R \cdot T \cdot \frac{dC}{dx} - U \cdot C \cdot F \cdot z \cdot \frac{d\phi}{dx} \quad (8)$$

k - константа, обумовлена обраними умовами; **r** - відстань між зарядами.

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

Електричне поле можна представити у вигляді силових ліній, що показують напрям електричних сил. Ці сили спрямовані від заряду, коли він позитивний, і до заряду, якщо він негативний. Якщо позитивний заряд помістити в електричне поле, він піддається дії сили в напрямку поля. Негативний заряд піддається силі, спрямованій протилежно напрямку поля.

Характеристики електричного поля

1) **Напруженість електричного поля.** Кожен електричний заряд виробляє навколо себе електричне поле. Якщо інший заряд q внести в це поле, то на нього буде діяти сила F , пропорційна q і напруженості електричного поля E :

$$\vec{F} = q \cdot \vec{E} \quad (2)$$

Напруженість електричного поля E (або просто напруженість) в будь-якій точці визначається як електрична сила F , яка діє на позитивний заряд q , поміщений в цю точку:

$$\vec{E} = \frac{\vec{F}}{q} \quad (3)$$

E - векторна величина, тобто має як величину, так і напрям. Одиницею виміру напруженості є вольт на метр [В / м].

Принцип накладення (суперпозиції) вказує, що якщо електричне поле створюють безліч зарядів, сумарна напруженість визначиться складанням напруженостей,

створених кожним зарядом, за правилами додавання векторів.

2) **Електричний потенціал.** Щоб перемістити заряд проти діючої на нього електричної сили необхідно виконати роботу. Ця робота не залежить від шляху переміщення заряду в електричному полі, але залежить від початкового і кінцевого положення заряду.

Якщо заряд переміщається з однієї точки в іншу проти електричної сили, його потенційна електростатична енергія збільшується. Електричний потенціал в будь-якій точці дорівнює електростатичній потенційній енергії W_p , яку має позитивний заряд q в цій точці: $\phi = W_p / q$ (4). Можна також сказати, що *електричний потенціал в точці дорівнює роботі, яку необхідно здійснити проти електричних сил, щоб перемістити позитивний заряд з даної точки на велику відстань, де потенціал електричного поля дорівнює нулю*. Електричний потенціал є скалярною величиною і вимірюється в вольтах (В).

Напруженість електричного поля є негативним градієнтом електричного потенціалу - показника зміни потенціалу з відстанню x : $E \rightarrow = - d\phi / dx$. За допомогою приладів можна виміряти різницю потенціалів, але не напруженість поля. Остання може бути обчислена, якщо використовувати залежність між $E \rightarrow$ і $\Delta\phi$: де $\Delta\phi = E \cdot l$ - відстань між двома струмами електричного поля.

Мембранний потенціал спокою

Кожна клітина перетворює частину своєї метаболічної енергії в електростатичну енергію. Джерелом електричного поля клітини є плазматична мембрана. Існує різниця потенціалів між внутрішньою і зовнішньою поверхнями

плазматичної мембрани. Ця різниця потенціалів називається **мембранним потенціалом**.

Різниця потенціалів між внутрішнім і зовнішнім середовищами клітини може вимірюватися безпосередньо і досить точно. Для цього використовують **мікроелектрод**, що представляє собою скляну мікропіпетку з діаметром кінчика до 1мкм, заповнену концентрованим розчином **KCl**. Мікроелектрод підключають до підсилювача напруги реєструючого пристрою. Можна вимірювати мембранний потенціал м'язових, нервових клітин або клітин інших тканин. Інший електрод (референтний) встановлений на поверхні тканини.

Коли кінчик мікроелектроду знаходиться поза клітини, його потенціал по відношенню до референтного електроду дорівнює нулю. Якщо кінець електроду занурюють в клітку, проколюючи плазматичну мембрану, різниця потенціалів різко стає негативною. На шкалі вимірювального пристрою реєструється різниця потенціалів між внутрішнім і зовнішнім середовищами клітини. Ця різниця потенціалів називається **трансмембранним**, або **мембранним** потенціалом.

Якщо клітина знаходиться в стані спокою, її мембранний потенціал має від'ємне значення і стійку величину. Зазвичай його називають **мембранним потенціалом спокою**. Мембранний потенціал спокою клітин різних тканин становить від - 55 мілівольт (мВ) до -100 мВ.

За певних фізіологічних умов можуть відбуватися зміни мембранного потенціалу. Зміни його в позитивному напрямку називаються **деполяризацією плазматичної мембрани**. Зсув мембранного потенціалу в негативному напрямку називається **гіперполяризацією**.

Біофізичні основи мембранного потенціалу спокою

Електричні явища в плазматичній мембрані визначаються розподілом іонів між внутрішньою і зовнішньою сторонами мембрани. З хімічного аналізу відомо, що концентрація іонів внутрішньоклітинної рідини сильно відрізняється від концентрації іонів в позаклітинній рідині. Термін "**позаклітинна рідина**" має відношення до всіх рідин поза клітинами (міжклітинну речовину, кров, лімфу тощо). У таблиці представлені концентрації основних іонів у м'язових клітинах ссавців і позаклітинної рідини (мілімолей на літр).

Вид іонів		Внутриклеточная концентрация	Внеклеточная концентрация
Катионы	Натрий (Na^+)	12	145
	Калій (K^+)	155	4
	Другие	-	5
Анионы	Хлор (Cl^-)	4	120
	Бикарбонат (HCO_3^-)	8	27
	Другие (A^-)	155	7

Існують значні відмінності між концентрацією основних іонів всередині і поза клітиною. Позаклітинна рідина має високу концентрацію іонів натрію і хлору. Внутрішньоклітинна рідина має високу концентрацію калію і різних органічних аніонів (A^-) (заряджені групи білків).

Різниця між концентраціями натрію і калію в позаклітинній і внутрішньоклітинній рідинах обумовлені діяльністю натрій-калієвого насоса, який викачує за один цикл 3 іони натрію з клітки і закачує 2 іони калію в клітину проти електрохімічного градієнта зазначених іонів. Основна функція натрій-калію насоса - підтримка відмінності концентрацій іонів натрію і калію по обидві сторони плазматичної мембрани.

У стані спокою проникність плазматичної мембрани для іонів калію значно перевищує проникність мембрани для іонів натрію. У нервових клітинах співвідношення проникності відповідних іонів становить 1:0,04.

Цей факт дає можливість пояснювати існування мембранного потенціалу спокою.

Іони калію прагнуть покинути клітку із-за їх високої внутрішньої концентрації. При цьому переміщення через мембрану внутрішньоклітинних аніонів через їх великі розміри не відбувається. Незначне надходження іонів натрію всередину клітини також не компенсує вихід іонів калію назовні, тому що проникність мембрани у спокої для іонів натрію мала.

Отже, зовні клітина набуває додатково позитивний заряд і всередині залишається надлишок негативного заряду.

Дифузія калію через мембрану - процес обмежений. Іони калію, що проникають через мембрану, створюють електричне поле, яке затримує дифузію інших іонів калію. У міру виходу з клітини калію електричне поле наростає і, в кінцевому підсумку, напруженість досягає такого значення, коли потік калію через мембрану припиняється. Стан, при якому потік іонів по їх концентраційному градієнту врівноважується мембранним потенціалом, називається станом електрохімічної рівноваги іонів. Величина такого мембранного потенціалу рівноваги визначається **рівнянням Нернста** (при цьому вважають, що мембрана проникна тільки для одного виду іонів):

$$\varphi_m = -\frac{R \cdot T}{z \cdot F} \cdot \ln \frac{[K^+]_i}{[K^+]_o} \quad (5)$$

R - універсальна газова стала, **T** - термодинамічна температура, **z** - електричний заряд іона, **F** - стала Фарадея, **[K⁺]_i** і **[K⁺]_o** - внутрішньоклітинна і позаклітинна концентрації іонів калію відповідно.

Обчислення, засновані на рівнянні Нернста, вказують, що внутрішня і зовнішня концентрація іона хлору також відповідає стану електрохімічної рівноваги, але концентрація натрію далека від рівноваги з мембранним потенціалом мембрани.

Рівняння Нернста показує, що концентраційний градієнт іонів калію визначає величину мембранного потенціалу спокою тільки в першому наближенні. Розраховані величини мембранного потенціалу збігаються з експериментально отриманими тільки при високій концентрації калію поза клітини.

Більш точна величина мембранного потенціалу спокою може бути обчислена з **рівняння Гольдмана-Ходжкіна**, в якому враховуються концентрації і проникність мембрани для трьох основних іонів внутрішньої-і позаклітинної рідин:

$$\varphi_m = -\frac{R \cdot T}{z \cdot F} \cdot \ln \frac{P_{Na^+} \cdot [Na^+]_i + P_{K^+} \cdot [K^+]_i + P_{Cl^-} \cdot [Cl^-]_o}{P_{Na^+} \cdot [Na^+]_o + P_{K^+} \cdot [K^+]_o + P_{Cl^-} \cdot [Cl^-]_i} \quad (6)$$

Також у підтримці мембранного потенціалу спокою бере участь безпосередньо натрій-калієвий насос, викачуючи три іони натрію з клітини і закачуючи лише два іони калію. В результаті мембранний потенціал спокою стає більш негативним, ніж був би, якби створювався лише пасивним переміщенням іонів через мембрану.

Потенціал дії

Якщо через мембрану нервової або м'язової клітини проходить короткочасний електричний струм, то мембранний потенціал піддається послідовним змінам, які специфічні і унікальні для збудливих клітин. Збудливі тканини можна стимулювати також механічними чи хімічними засобами, але в експериментальній роботі, як правило, використовуються електричні стимули.

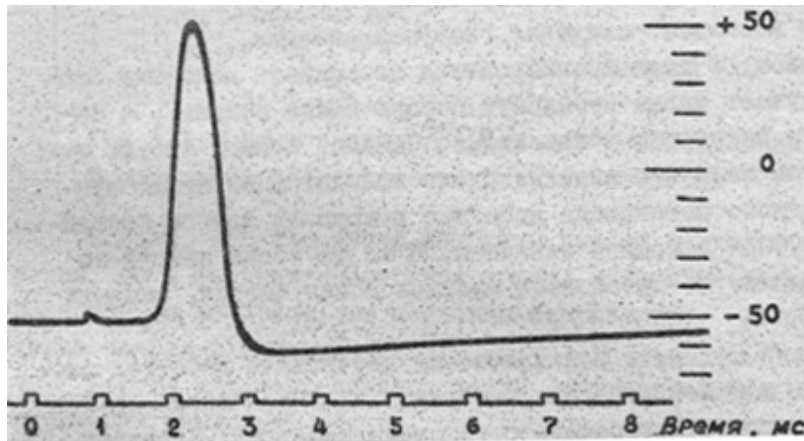


Рис. 1. Потенціал дії нервової клітини.

Потенціал дії - швидке коливання величини мембранного потенціалу, викликане дією на збудливу клітину електричного або іншого подразників.

На рис. 1 показаний потенціал дії нервової клітини, записаний за допомогою мікроелектроду. Якщо до клітини прикладають короткочасний електричний стимул, мембранний потенціал зменшується швидко до нуля. Це відхилення характеризується як **фаза еполяризації**. Протягом короткого часу внутрішнє середовище клітини стає електропозитивним по відношенню до зовнішньої

(фаза реверсії мембранного потенціалу, або овершут). Потім мембранний потенціал повертається до рівня мембранного потенціалу спокою (етап реполяризації) (рис.2.).

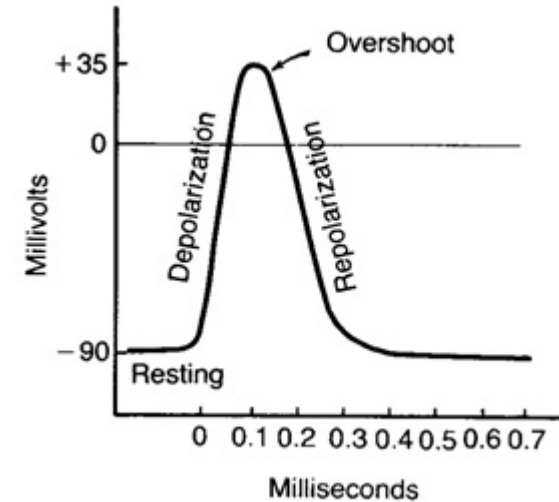


Рис. 2. Фази потенціалу дії

Тривалість потенціалу дії становить від 0,5 до 1 мілісекунди у великих нервових клітинах і кілька мілісекунд в клітинах скелетних м'язів. Загальна амплітуда - майже 100 - 120 мВ, відхилення від нульової лінії - близько 30-50 мВ.

Потенціал дії відіграє провідну роль в обробці інформації в нервовій системі. Він має постійну амплітуду, яка не є ймовірнісною величиною. Це має велике значення в обробці інформації нервовою системою. **Кодування інтенсивності роздратування здійснюється числом потенціалів дії і частотою, з якою потенціали дії слідують один за одним.**

Біофізичні основи потенціалу дії

Потенціал дії виникає через специфічні зміни іонної проникливості в плазматичній мембрані. Англійський фізіолог Ходжкін показав, що основний механізм потенціалу дії полягає в короткочасній і дуже специфічній зміні проникності мембрани для іонів натрію. Іони натрію при цьому надходять в клітину до моменту, поки мембранний потенціал не досягне потенціалу електрохімічної рівноваги іонів натрію.

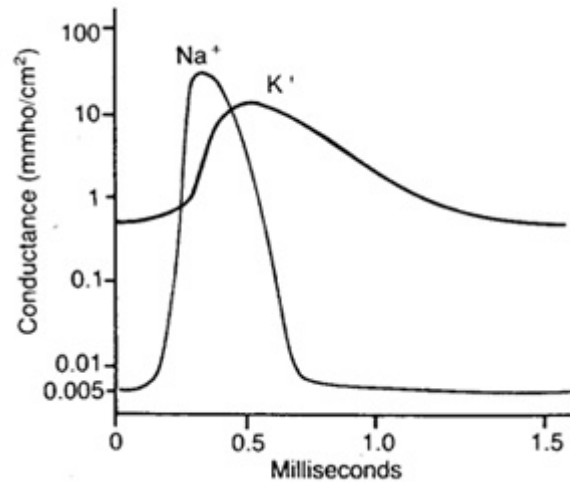


Рис. 3. Зміна проникності мембрани для іонів натрію і калію під час потенціалу дії

Проникність мембрани для натрію при дії на клітину електричного стимулу зростає приблизно в 500 разів і стає значно більше, ніж проникність мембрани для іонів калію. У клітці різко підвищується концентрація іонів натрію. В результаті мембранний потенціал приймає позитивне значення, і потік іонів натрію в клітину сповільнюється.

Під час виникнення потенціалу дії відбувається деполяризація плазматичної мембрани. Швидка деполяризація мембрани під дією електричного стимулу викликає збільшення її проникності для іонів натрію. Зростання надходження іонів натрію в клітину посилює

деполяризацію мембрани, що, в свою чергу, викликає подальше збільшення проникності мембрани для натрію і т.і.

Але величина мембранного потенціалу при деполяризації не досягає рівня потенціалу електрохімічної рівноваги іонів натрію. Причиною цього є зниження проникності мембрани для іонів натрію через **інактивацію натрієвого трансмембранного переносу**. Цей процес різко зменшує проникність мембрани для іонів натрію і зупиняє наплив натрію в клітку.

У цей момент відбувається збільшення проникності мембрани для іонів калію, що призводить до швидкого зниження величини мембранного потенціалу до рівня потенціалу спокою. Проникність мембрани для іонів калію також знижується до свого нормального значення. Таким чином, інактивація вхідного натрієвого току і підвищення проникності мембрани для іонів калію (виходить ток) обмежують тривалість потенціалу дії і призводять до **реполяризації мембрани**.

Таким чином, протягом потенціалу дії деяка кількість іонів натрію надходить в клітину. Але ця кількість досить невелика. Зміна концентрації іонів у великих нервових клітинах становить лише близько 1 / 300000 початкової величини.

Основний механізм змін проникності мембрани обумовлений подіями в натрієвих і калієвих каналах мембрани. Стан їх воріт управляється величиною мембранного потенціалу. Натрієві канали мають два типи воріт. Одні з них, так звані активаційні ворота закриті в стані спокою і відкриваються при деполяризації мембрани. Надходження іонів натрію в клітину викликає відкриття все більшого числа активаційних воріт. Другий тип воріт натрієвих каналів - інактиваційних при посиленні деполяризації мембрани поступово закриваються, що зупиняє приплив натрію в клітку. Деполяризація мембрани також

служить причиною відкриття додаткового числа калієвих каналів, внаслідок чого збільшується проникність мембрани для іонів калію і відбувається реполяризація мембрани.

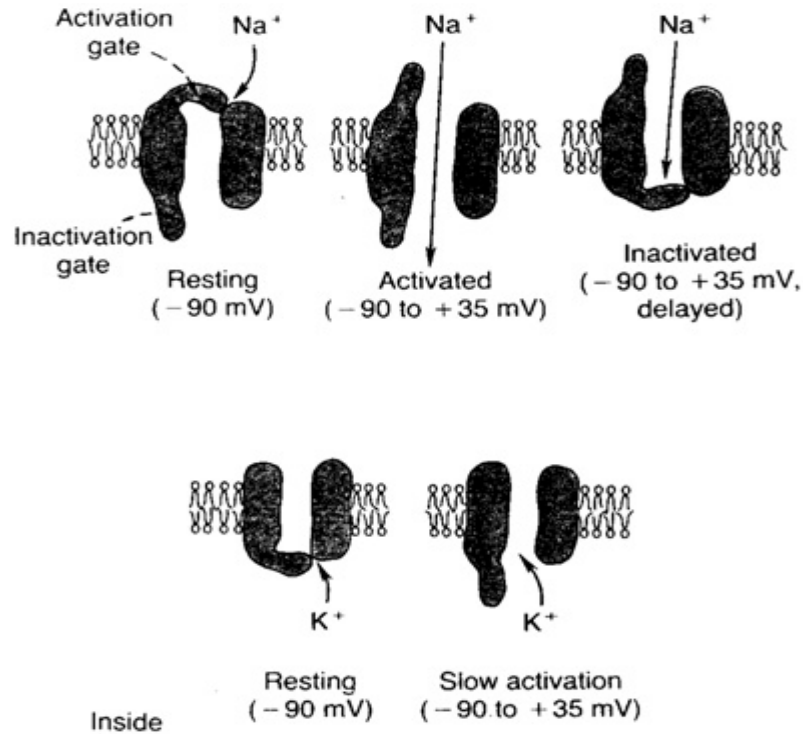


Рис. 4. Зміна стану натрієвих і калієвих каналів мембрани в залежності від величини мембранного потенціалу

Поширення потенціалу дії

Потенціал дії поширюється уздовж мембрани нервової та м'язової клітин без зменшення амплітуди з відстанню. Цей процес обумовлений **кабельними властивостями плазматичної мембрани, тобто здатністю проводити електричний струм на невеликі відстані**. Локальний електричний струм тече в клітку в активній області (де виникає потенціал дії) і з клітки - в суміжній неактивній

зоні. Ці іонні струми викликають деякі зміни мембранного потенціалу в зоні, прилеглий до місця виникнення потенціалу дії.

Циклічний локальний струм знижує заряд мембрани в неактивній зоні і деполаризує її. Якщо деполаризація досягає порогового рівня, то зростає проникність мембрани для іонів натрію і виникає потенціал дії. Таким чином потенціал дії поширюється уздовж нервових і м'язових волокон з постійною швидкістю.

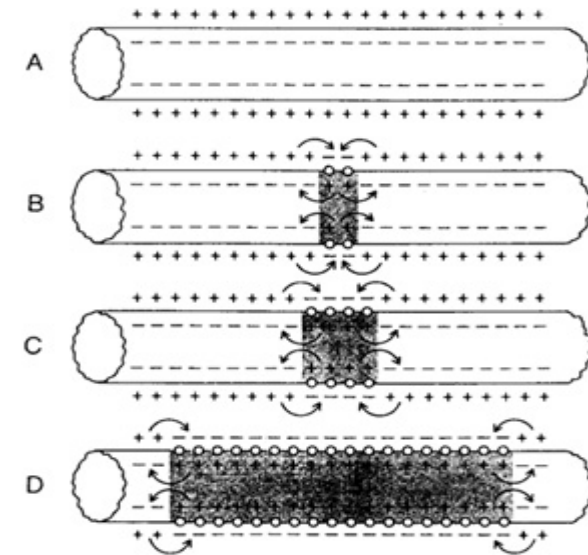


Рис. 5. Поширення потенціалу дії вздовж мембрани нервового волокна

Швидкість поширення потенціалу дії в нервових волокнах залежить від їх діаметра. Вона максимальна в найбільш товстих волокнах, досягаючи близько 100 метрів в секунду.

Лекція №7. Фізичні основи електрографії.

Електрокардіографія

Багато органів повністю або частково складаються з збудливих клітин. Порушення цих клітин є причиною виникнення електричного поля в організмі. Дослідження цього поля має велике значення в клінічній і теоретичній медицині. Електричні поля різних органів досить докладно вивчені, і існує ряд методів дослідження, заснованих на реєстрації електричних полів певних органів:

електрокардіографія (серце), електроміографія (м'язи), електроенцефалографія (мозок), електронейрографія (нервові волокна), електрогастрографія (шлунок) і т.і. Основа **електрографії** органів і тканин є деякі поняття електростатики і електродинаміки.

Провідники й ізолятори

Більшість речовин в природі по електропровідності можна розділити на **провідники й ізолятори**. *Провідник* - це речовина, в якій є певна кількість порівняно вільних зарядів, здатних переміщатися під дією електричного поля (метали, розчини електролітів). В ізоляторі (папір, скло) усі заряди порівняно нерухомі.

Провідники мають важливу особливість - відсутність різниці потенціалів в об'єкті, якщо заряди не рухаються. Отже, електричний потенціал при цьому однаковий у всіх точках.

Біологічні тканини досить різноманітні за електропровідністю. Електричний опір мембран клітини досить великий. Вони подібні ізоляторам. Навпаки, внутрішньоклітинна рідина є провідником 2 роду, завдяки наявності в ній позитивних і негативних іонів.

Електричний диполь

Електричне поле, що утворюється системами з декількох позитивних і негативних зарядів, має певні специфічні

особливості. найпростіша із таких систем - **електричний диполь** - два рівних по величині і протилежні за знаком електричні заряди, розташовані на деякій відстані один від одного, за так званим плечем диполя.

Багато атомів і молекул є електричні диполі.

Наприклад, молекула. У неї надлишок негативного заряду близько кисневого атома і позитивного - близько водневих атомів. Молекула, в якій центри негативного і позитивного заряду ядер не збігаються, є електричним диполем.

Характеристики диполя *Дипольний момент \vec{P}* →: якщо \vec{l} → - векторна відстань з - q , і + q , тоді дипольний момент \vec{P} → визначається за формулою:

$$\vec{P} = \vec{l} \cdot q \quad (1)$$

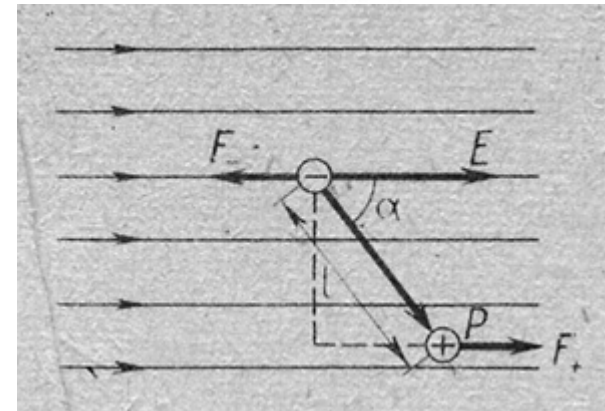


Рис. 1. Обертаючий момент диполя в електричному полі
Дипольний момент є векторною величиною, оскільки він має напрям.

1) Якщо диполь поміщений в однорідне електричне поле з напруженістю, то на позитивний заряд буде діяти сила $q \cdot E \rightarrow$, а на негативний заряд сила $-q \cdot E \rightarrow$. Їх сума дорівнює нулю, тому загальна сила, що діє на електричний диполь в однорідному електричному полі, теж дорівнює нулю. Тим не менш, загальний обертаючий момент на

диполь не буде рівним нулю, оскільки ці сили протилежно направлені (Рис. 1). Вони прагнуть повернути диполь так, щоб електрична вісь диполя збіглася з напрямком силових ліній поля.

Величина обертаючого моменту $\vec{M} \rightarrow$ залежить від напруженості поля $\vec{E} \rightarrow$, дипольного моменту $\vec{P} \rightarrow$ і кута між їх векторами α :

$$\vec{M} = \vec{P} \cdot \vec{E} \cdot \sin \alpha \quad (2)$$

2) Електричне поле, створене диполем, відрізняється від того, яке створюється поодиноким зарядом. Якщо електричне поле створене позитивним зарядом, силові лінії починаються на заряді і направлені в нескінченність. Силові лінії диполя починаються на позитивному заряді і завершуються на негативному заряді (Рис. 2А).

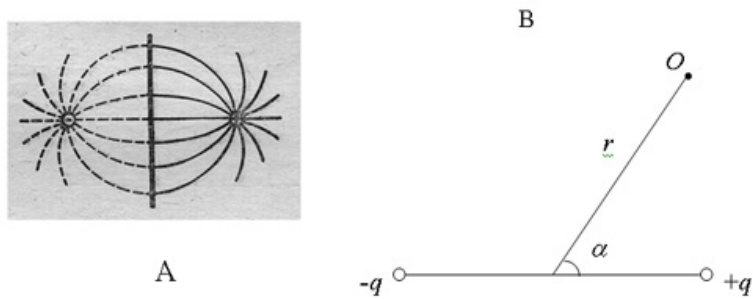


Рис. 2. Електричне поле диполя

Розглянемо точку O в електричному полі диполя на відстані r від диполя (Рис. 2В). Електричний потенціал у цій точці визначається за рівнянням:

$$\varphi = \frac{1}{4 \cdot \pi \cdot \epsilon_0 \cdot \epsilon} \cdot \frac{\vec{P} \cdot \cos \alpha}{r^2} \quad (3)$$

де φ -потенціал у точці O, ϵ_0 - діелектрична постійна, ϵ - діелектрична проникність середовища, в якому

створюється поле, $\vec{P} \rightarrow$ - дипольний момент; α - кут між вектором радіусом O і вектором диполя.

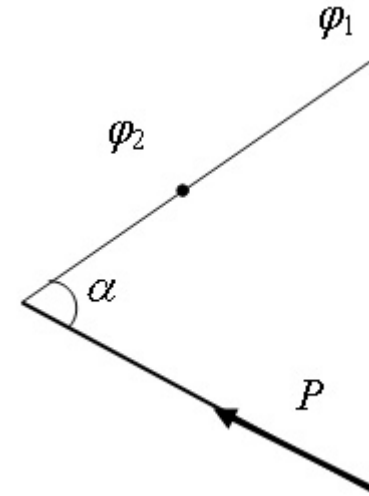


Рис. 3.Різниця потенціалів між двома точками в електричному полі, створеному диполем.

Таким чином, електричний потенціал в даній точці

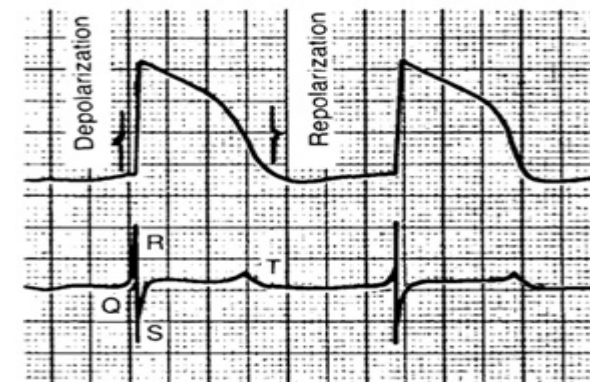


Рис. 4. Потенціал дії серцевої клітини і відповідні зміни електричного поля серця

поля залежить не тільки від відстані від цієї точки до диполя, але також орієнтації щодо напрямку вектора диполя. Розглянемо дві точки, розташовані на певній відстані один одного. Різниця потенціалів між ними буде максимальною, якщо вони розташовані на лінії, яка співпадає з вектором диполя. Ця різниця потенціалів дорівнює нулю, якщо точки розташовані на лінії, перпендикулярній вектору диполя.

Різниця потенціалів між двома точками в електричному полі, створеному диполем, пропорційна в підсумку $P \rightarrow \bullet \cos \alpha$ (Рис.3):

Електрокардіографія

Кожна клітина серцевого м'яза створює електричне поле, яке має характеристики, подібні у загальних рисах характеристикам електричного поля інших типів м'язових клітин. Але потенціал дії (ПД) серцевих клітин відрізняється від ПД клітин поперечносмугастих м'язів своєю формою і тривалістю. Електричне поле серця в цілому утворюється накладенням електричних полів окремих клітин. Зміни електричного поля серця відбуваються при деполяризації і реполяризації мембрани клітин серця (Рис.4). Ці зміни достатні, щоб створити зміни різниці потенціалів між різними точками поверхні тіла і щоб виявити зазначені зміни на великій відстані від їхнього джерела.

Графічний запис електричного потенціалу, створеного збудженням клітин серця, називається електрокардіограмою (ЕКГ). Таким чином, ЕКГ характеризує збудження серця, але не його скорочення. Вперше електрокардіограма була записана голландським фізіологом **Ейнтховеном** за допомогою порівняно простого інструменту - струнного гальванометра. В даний час для запису ЕКГ використовують спеціальні електронні прилади, які називаються **електрокардіографами**.

Амплітуда електричного потенціалу записаного з поверхні тіла може бути менша 1мВ. Отже, перед записом потенціал повинен бути посилений за допомогою пристрою, так званого підсилювача. **Електрокардіограф** включає також високочастотне сито, не пропускає повільні зміни електричного потенціалу, і калібратор, який генерує електричні імпульси 1мВ, що необхідно для розрахунку амплітуди зубців електрокардіограми.

Форма нормальної електрокардіограми

На рис.5 показана нормальна електрокардіограма, записана протягом одного циклу порушення серця. Видно кілька

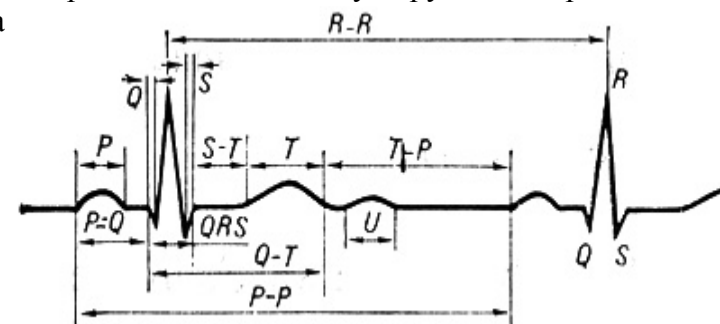


Рис. 5. Форма нормальної електрокардіограми відхилень від нульової лінії, які називаються зубцями ЕКГ і позначаються латинськими буквами **P, Q, R, S, T**. Зубці можуть бути позитивними (спрямованими вгору) або негативними. Позитивне відхилення комплексу **QRS** називають **R-зубцем**. Негативні відхилення, що передують **R-зубця** і наступне за ним, названі відповідно **Q** і **S-зубцями**. Відхилення **P** і **T** в нормі позитивні, але можуть бути негативними при патологічних станах. Відстань між двома відхиленнями називається сегментом. Наприклад, сегмент **PQ**-є відстанню між кінцем **P-зубця** і початком **Q-зубця**.

Нормальна електрокардіограма

Причинами зубців і сегментів ЕКГ є **деполяризація і реполяризації серцевих клітин**. Зубець **P** відображає

деполяризацію передсердь серця. Їх реполяризація збігається з комплексом **QRS** і не видно на ЕКГ. Комплекс **QRS - T**-зубець являє поступове поширення деполяризації по шлуночкам серця та їх реполяризацію. Сегмент **S - T** відповідає збудженню лівих і правих шлуночків.

Відведення електрокардіограми

Форма і розмір зубців електрокардіограми залежить від положення електродів на поверхні тіла. Існують біполярні і уніполярні відведення.

Ейнтховен запропонував використовувати стандартні біполярні відведення: відведення I - між правою і лівою руками; відведення II - між правою рукою і лівою ногою; відведення III - між лівою рукою і лівою ногою.

При запису ЕКГ в стандартних відведеннях кінцівки розглядаються як провідники електричного струму. Отже, можна сказати, що потенціали записуються в точках прикріплення кінцівок. Ці точки формують вершини рівностороннього трикутника (трикутника Ейнтховена), сторони якого є осями відповідних відведень (рис.6).

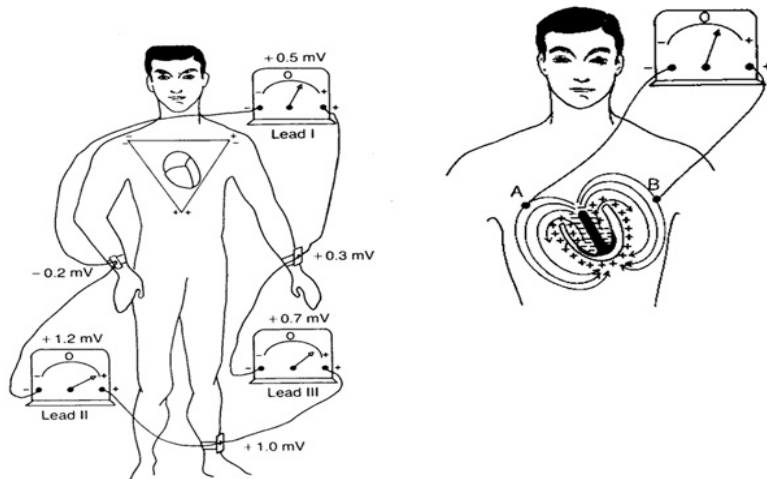


Рис. 6. Біполярні відведення ЕКГ, за Ейнтховеном.

Для того щоб отримати уніполярні відведення, 1 активний електрод встановлюється в певній точці поверхні тіла. Є кілька систем уніполярних відведень, які вивчаються в деталях в ході фізіології.

Дипольна теорія електрокардіограми

Щоб зрозуміти походження електрокардіограми потрібно взяти до уваги, що електричне поле серця є результатом накладення електричних полів безлічі серцевих клітин.

Мембранний потенціал клітини, що покоїться не викликає появи потенціалу в будь-якій точці тіла. Клітка, що несе імпульс, може бути поділена на дві частини: в спокої і активну. Спочиваюча частина має незмінний мембранний потенціал. Активна частина має потенціал, рівний величині потенціалу дії. Перехід між двома частинами відбувається у будь-якій точці.

На рис.8 показана діаграма осевого перерізу клітини з хвилею деполяризації біля центру (А). Електричний потенціал в будь-якій зовнішній точці такий, який міг би бути отриманий, якби заряди мембрани розташовувалися в поперечному перерізі (Б). Таким чином, кожна з порушених серцевих клітин є диполь, який має елементарний дипольний момент певної величини і напрямку.

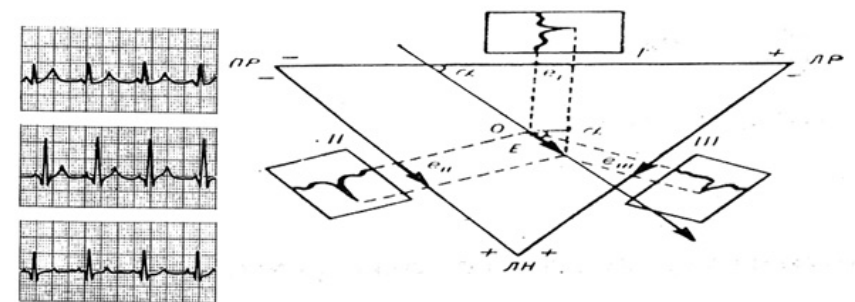


Рис. 7. Трикутник Ейнтховена та ЕКГ, записані у відповідних відведеннях

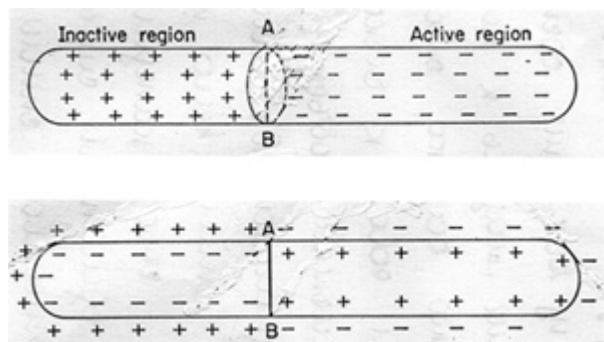


Рис. 8. Діаграма збудженої серцевої клітини.

У будь-який момент збудження, дипольні моменти окремих клітин підсумовуються, формуючи сумарний дипольний момент усього серця. Сумарний дипольний момент серця є результатом накладення дипольних моментів клітин. Ось чому серце можна розглядати як дипольний електричний генератор.

Напрямок сумарного дипольного моменту серця часто називають електричною віссю серця. Цей дипольний момент визначає величину різниці електричних потенціалів, записану на поверхні тіла. Електричний потенціал, який вимірюється в будь-якій точці, віддаленій від джерела, залежить головним чином від величини сумарного дипольного моменту серця і кута між його напрямком і віссю відведення ЕКГ (Рис. 7).

Однією із значущих проблем в електрокардіографії є визначення напрямку електричної осі серця. Його визначають, вимірюючи амплітуду (напругу) відхилень ЕКГ в стандартних відведеннях Ейнтховена. Стандартні відведення дають можливість вивчати проєкції електричної осі серця на фронтальну площину.

Щоб визначити напрямок електричної осі серця необхідно ввести деякі спрощення:

- Нехтувати електричним опором кінцівок;
- Розглядати трикутник Ейнтховена як рівносторонній;
- Вважати, що серце розташоване в центрі рівностороннього трикутника.

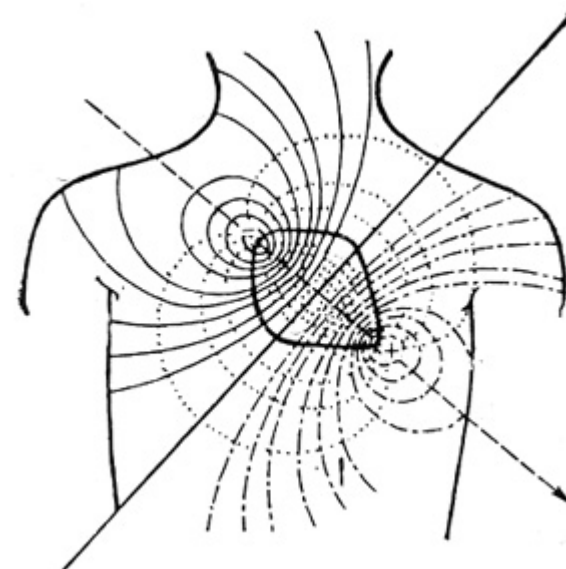


Рис. 9. Електрична вісь серця

Амплітуда (напруга) кожного відхилення ЕКГ дорівнює сумарному дипольному моменту серця, помноженому на косинус кута між електричною віссю серця і віссю відповідного відведення (3). Ці амплітуди можна також визначити як проєкції сумарного дипольного моменту серця на відповідні осі відведень, які є сторонами трикутника Ейнтховена.

Напрямок електричної осі серця не є постійним, але змінюється в кожний момент часу. Його зручно визначити для комплексу **QRS**. Для цього необхідно виміряти амплітуду відхилень **Q, R і S в I і III** стандартних відведеннях і обчислити алгебраїчну суму величин позитивного і негативного відхилень. Отримані різниці

відкласти в довільному масштабі на відповідних сторонах трикутника Ейтховена, починаючи від центру (в позитивному або негативному напрямі, залежно від того, позитивна чи негативна різниця). З отриманих таким чином точок на осях відведень опустити перпендикуляри. Точка їх перетину вкаже кінець вектора електричної осі серця (початок - в центрі трикутника).

Щоб визначити напрямок електричної осі, необхідно виміряти кут між отриманим вектором і горизонтальною лінією. У нормі він становить від 0 до +90 градусів. Існують такі варіанти напрямку електричної осі серця: нормограми (від 0° до +90°): горизонтальне положення (від 0° до 40°), нормальне (від 40° до 70°) та вертикальне (від 70° до 90°); правограма (від 90° до 180°), лівограма (від 0° до -90°).

Лекція №8. Електричне поле. Постійний і змінний електричний струм. Фізичні основи реографії

1. Поняття про електричне поле. Силова і енергетична характеристики електричного поля

Електричне поле - це вид матерії, що утворюється навколо заряджених тіл, за допомогою якого вони взаємодіють один з одним. Сила взаємодії двох точкових зарядів визначається законом Кулона:

$$F = kq_1 q_2 / r^2. (1)$$

При цьому, якщо заряджені тіла мають однакові заряди, то вони відштовхуються один від одного, а різнойменні - притягуються. Заряджені тіла взаємодіють один з одним за допомогою їх електричних полів. Виділяють наступні характеристики електричного поля: **1. Силова характеристика** - напруженість електричного поля - це сила, яка діє на одиницю заряду, поміщеного в дане

електричного поле: $E = F / q$. Вимірюється в [В / м] Якщо певний точковий заряд Q утворює електричне поле, то напруженість цього поля в точці, що знаходиться на відстані r від заряду обчислюється за формулою:

$$E = Q / (4\pi\epsilon_0\epsilon r^2) (2)$$

де Q -заряд, що створює дане електричне поле; $\epsilon_0 = 8,84 * 10^{-12}$ Ф/м- електрична постійна; ϵ -електрична проникність середовища, в якому утворюється поле; r -віддаль від точкового заряду до точки, в якій досліджується напруженість. За напрямком напруженості приймають напрямок сили, що діє на позитивний заряд. Величина напруженості електричного поля графічно зображається у вигляді **силових ліній** - тих ліній, напрям дотичних до яких в будь-якій точці збігаються з напрямом напруженості електричного поля. Чим більше ліній - тим більша напруженість.

2. енергетична характеристика електричного поля - потенціал.

У кожній точці електричного поля на внесений до цього поля заряд діє певна сила. При переміщенні заряду в електричному полі I здійснюватиметься робота. При цьому кожна точка електричного поля характеризуватиметься потенціалом.

Потенціал поля в даній точці - це потенційна енергія електричного поля в цій точці, що приходить на одиницю поміщеного в цю точку заряду:

$$\phi = W_p / q [В]$$

Потенціал поля характеризує можливу роботу, яку здійснює електричне поле або яка здійснюється над електричним полем при переміщенні цього заряду в точку з іншим потенціалом: $\Delta \phi = A / q$.

Так як робота здійснюватиметься тільки при переміщенні заряду між точками з неодинаковими потенціалами, то фізичний сенс має лише різниця потенціалів, або напруга між двома точками електричного

поля. Тому, коли використовують термін **потенціал**, мають на увазі різницю потенціалів між даною точкою, потенціал якої вимірюють, і нескінченно віддаленою точкою простору, потенціал якої можна вважати рівний 0. При цьому потенціал в даній точці поля, створеного точковим зарядом **Q**, Рівний:

$$\phi = Q / (4\pi\epsilon_0\epsilon r^2) \quad (3)$$

І, якщо потенціал створюється великим числом зарядів, то $\phi = \Sigma\phi$. Тільки різницю потенціалів можна зміряти за допомогою вольтметра. Вважають, що **напруженість електричного поля - негативний градієнт потенціалу**.

2. Дія електричного поля на речовину

Дія електричного поля на різні речовини неоднакова і залежить від їх внутрішньої будови. За цією дією всі речовини ділять на:

- провідники електричного струму
- напівпровідники
- ізолятори, або діелектрики.

Провідники характеризуються тим, що в них під дією електричного поля утворюється електричний струм - напрямлений рух заряджених частинок. Це відбувається завдяки тому, що в провідниках є вільні заряди. Існують провідники 1 роду (метали, в яких є вільні електрони) і 2 роду (Розчини електролітів, в яких вільними зарядами є позитивно заряджені іони, - **катіони** і негативно заряджені іони - **аніони**).

Напівпровідники при звичайній температурі мають мало вільних зарядів. Причому коли електрони в напівпровідниках стають вільними, то на їх місці утворюється **дірка - надлишок позитивного заряду**. Тому носіями заряду в напівпровідниках є електрони і дірки.

У **діелектриках** немає вільних носіїв зарядів, тому під дією електричного поля в них не виникає електричний струм, але виникає явище, **поляризації діелектрика**, - придбання діелектриком полярності за рахунок розділення в ньому позитивних і негативних зарядів під дією

електричного поля. Поляризація існує в 3 варіантах: **орієнтаційна, електронна і іонна**.

Вказані відмінності добре описуються **зонною теорією твердих тіл, або квантовою теорією енергетичного спектру електронів в кристалі**. Згідно теорії в кристалі існують заборонені і дозволені енергетичні зони для електронів. Нижні зони заповнені повністю електронами. Фізичні властивості кристалів визначаються верхніми зонами, що містять електрони. Якщо між верхньою зоною і наступною дозволеною зоною заборонена зона вузька (**енергетичний інтервал невеликий**), то речовина є провідником, а якщо заборонена зона велика - то діелектриком.

3. Електричний струм. Основною характеристикою електричного струму є **сила струму** - кількість заряду, що перетинає поперечний перетин провідника за одиницю часу. $I_{cp} = \Delta q / \Delta t$ або для миттєвої сили струму: $I = dq / dt$. Одиницею вимірювання сили струму є **ампер (А)**. 1 ампер - сила струму, коли заряд в 1 кулон проходить через поперечний перетин провідника за 1 секунду. Часто використовуються міліампер (ма). 1 ма = 0,001 А. Зазвичай за напрямком електричного струму в провіднику приймають напрямком руху позитивних зарядів. Другою величиною, що характеризує електричний струм, є **щільність струму** - сила струму, що припадає на одиницю площі провідника. Вимірюється в амперах на квадратний метр:

$$J = I / S. \quad (4)$$

Розрізняють: - *Постійний струм* - електричний струм, параметри якого (сила і напрямок) не змінюються в часі. Джерелами постійного струму є генератори, які підтримують постійну різницю потенціалів на кінцях провідника. - *Змінний струм* - електричний струм, параметри якого змінюються в часі за законом синуса або

косинуса. Електричний струм, що передається в споживчій електромережі, є синусоїдальним коливанням частотою 50 Гц: $I = I_{\max} \cos(\omega t + \phi_0)$. (5)

Основним законом, що описує постійний електричний струм, є закон Ома: сила струму в провіднику прямо пропорційна різниці потенціалів між його кінцями, або **електричній напрузі (U)**: $I = U / R$. (6) Величина **R** називається **електричних опором**. Опір є властивістю провідників перешкоджати проходженню через нього електричного струму, при цьому електрична енергія перетворюється на теплову енергію. Опір виникає із-за зіткнення заряджених частинок (носіїв струму) з внутрішніми структурами провідника - атомами і молекулами. Одиницею вимірювання опору є **Ом**. Зворотна величина опору називається електричною електропровідністю (D). Для багатьох речовин опір є постійною величиною, незалежно від сили струму. Опір провідника є функцією його розміру, форми, будови і температури. Величина опору дроту: $R = \rho (l / S)$ (7) де l - довжина провідника, S - площа поперечного перетин провідника. Константа прямої пропорційності з називається **питомим опором** [ом м]. Вона залежить тільки від властивостей речовини і температури. Зворотною величиною **питому опору** є **питома електропровідність** (σ) [ом⁻¹ м⁻¹].

На основі питомої електропровідності характеризують властивість речовин проводити електричний струм. Хороші провідники струму мають високу питому електропровідність. Ізолятори, або діелектрики, мають низьку питому електропровідність. Напівпровідники мають проміжну питому електропровідність. Використовуючи питому електропровідність, як характеристику речовини, можна представити закон Ома в іншій формі: $J = \sigma E$. (8)

З формули видно, що щільність струму в провіднику прямо пропорційна напруженості електричного поля (**E**), що створює цей струм, і питомої електропровідності речовини провідника (**σ**).

Питома електропровідність електролітів і біологічних тканин

Щільність струму в розчині електролітів визначається електричним зарядом позитивних і негативних іонів, їх концентраціями і швидкістю руху в електричному полі: ..

$$J = q_+ n_+ v_+ + q_- n_- v_- \quad (9)$$

Якщо прийняти, що концентрація і величина електричного заряду позитивних і негативних іонів рівні, то

$$J = qn (v_+ + v_-) \quad (10)$$

Швидкість **v** іонів пропорційна напруженості електричного поля **E** і залежить від рухомості іонів **u**, яка, у свою чергу, є функцією розміру, ступеня гідратації іонів, в'язкості розчинника:

$$v = uE \quad (11)$$

Тоді $J = qn (u_+ + u_-) E$ (12).

Цей вираз і є **законом Ома для розчинів електролітів**.

Хоча опір біологічних тканин постійному електричному струму великий, і по питомій електропровідності біологічні тканини близькі до діелектриків, для пояснення відмінностей в електропровідності різних тканин, їх розглядають як **провідники 2 роду**, носіями заряду в яких служать іони. Біологічні тканини не розрізняються істотно по їх іонному складу, але відрізняються умови іонного переміщення. Тому тканини різномірні з точки зору їх електричних властивостей. Мембрани кліток

перешкоджають переміщенню іонів. Їх електричний опір є найбільшим. Кров, лімфа, цереброспінальна рідина характеризується низьким опором електричному струму. Внутрішні органи, що містять багато води (м'язи, печінка, нирки, і тому подібне), також мають порівняно низький опір. Але опір таких тканин, як шкіра і кістки, дуже високий. Постійний електричний струм погано проникає через суху шкіру. Він розповсюджується в тілі людини, головним чином, уздовж кровоносних і лімфатичних судин та через м'язи.

Причиною високого опору біологічних тканин постійному електричному струму - наявність статичної ємкості внаслідок ізоляційних властивостей мембран і явища поляризації, що відбувається в клітинах, в результаті яких виникає зустрічна ЕРС, перешкоджаючи проходженню через тканини струму. Причому при малих значеннях сили струму він не проходить через тканини внаслідок впливу цієї ЕРС, а при великих - відбувається дезінтеграція (руйнування) клітинних структур, внаслідок чого опір падає, але подальші дослідження не мають сенсу.

Поляризація - розділення позитивних і негативних зарядів. Багато хто вважає, що явище поляризації пов'язане з наявністю **напівпроникних мембран**. Під дією електричного поля іони починають переміщатися, але не можуть проникнути через мембрану, в результаті біля внутрішньої поверхні мембрани виникає розділення зарядів. В середині клітини утворюється поляризаційне поле. Як тільки його напруженість компенсує зовнішнє поле, переміщення іонів зупиняється. Відповідно цьому на зовнішній стороні мембрани концентруються протилежно заряджені частинки. Інші, розглядаючи клітини як шаруватий діелектрик, розглядають явище поляризації як результат **гетерогенності** клітинних елементів по електропровідності, а також поляризацію пов'язують з дипольними молекулами (орієнтація діполів уздовж

силових ліній поля). Постійний струм використовують в медичній практиці, для реалізації двох методів - гальванізації і лікарського електрофорезу.

Гальванізація

Гальванізація - метод терапії, заснований на застосуванні постійного електричного струму. Метод названий на честь італійського лікаря і вченого **Луїджі Гальвані** - основоположника вивчення електричних струмів, що генеруються біологічними тканинами.

Метод гальванізації полягає в пропусканні постійного струму через певні області тіла людини. Величина напруги повинна складати не більше 50-80 Вольт. Під електроди, виготовлені з металу, поміщають зволожені фланелеві прокладки. Величина сили струму може складати від декількох міліампер до 50 міліампер. Але щільність струму не повинна перевищувати 0,1 міліампер на квадратний сантиметр. Струм не повинен турбувати пацієнта.

Неорганічні іони і іони води переміщуються під дією електричного поля. Рухливість органічних іонів однозначно менша, ніж неорганічних іонів. Найбільші зміни при гальванізації відбуваються в мембранах кліток. Вони полягають в здійсненні електрохімічних процесів, які змінюють поляризацію мембран і впливають на проникність мембран і величину **трансмембранного потенціалу**. Ці процеси стимулюють рецептори, викликають різні фізіологічні реакції і зміни метаболізму. Гальванізація використовується здебільшого для лікування системних хвороб нервової системи.

Лікарський електрофорез

Гальванізація зазвичай супроводиться лікарським електрофорезом. У цьому методі постійний електричний струм використовують для введення ліків в тканини тіла з терапевтичними цілями. Велике число лікарських препаратів здатне диссоціювати у водних розчинах на позитивні і негативні іони. Серед таких ліків: солі, антибіотики, місцеві анестетики, алкалоїди і багато інших. Електричне поле примушує їх переміщатися: позитивні іони (катіони) до негативного електроду (катода) і навпаки. Під впливом електричного поля ліки можуть проникати через непошкоджену шкіру. Основними шляхами іонів, проникаючих через шкіру, є канали потових залоз. Найбільша частина іонів проникає через міжклітинний простір, менша - через клітини. Ліки концентруються, головним чином, в шкірі і підшкірній тканині і формують **депо**. Локальна концентрація ліків в такому депо може бути порівно висока. Звідти ліки поволі поглинаються в кров, що сприяє продовженню лікувального ефекту.

Змінний струм. Повний Опір

Електричні ланцюги змінного струму включають такі основні електричні компоненти як резистори, конденсатори і індуктори. Їх специфічні властивості - опір, ємність і індуктивність.

Ємність. Якщо два провідники (пластини металу) розділено посередині ізоляцією, вони здатні накопичувати деяку кількість електричного заряду. Величина, рівна відношенню сумарного заряду, накопиченого на пластинках, до різниці потенціалів між пластинами називається ємністю (вимірюється у Фарадах (**F**)):

$$C = q / u \quad (13).$$

Індуктивність. Індуктивність **L** пов'язана з наявністю магнітного поля навколо дроту або котушки, через які

проходить електричний струм. Змінне магнітне поле породжує ЕРС (електрорушійну силу) самоіндукції, яка перешкоджає зміні сили струму в провіднику:

$$\varepsilon = -L \, dl / dt \quad (14),$$

де ε - електрорушійна сила, dl / dt - миттєва швидкість зміни сили струму, **L** - індуктивність, яка залежить від геометрії ланцюга і від магнітних властивостей речовини провідника і середовища. Індуктивність вимірюється в **Генрі (Г)**.

Реактанс (або реактивний опір). Раніше згадувалось, що опір є властивістю електричного ланцюга перешкоджати проходженню через нього електричного струму і що електрична енергія при цьому перетворюється на теплову. **Реактанс - міра опору змінному електричному струму.** Реактанс пов'язаний з ємністю і індуктивністю деяких частин ланцюга. Він не перетворює електричну енергію на енергію тепла. Реактанс присутній додатково до опору, якщо через провідники протікає змінний струм. Коли в ланцюзі тече постійний електричний струм, то він піддається тільки **активному опору**, але не реактансу. Реактанс буває двох типів: індуктивний і ємнісний.

Ємнісний реактанс X_c є зворотньою величиною добутку кутової (циклічної) частоти струму і ємності цієї частини ланцюга: $X_c = 1 / (\omega c) \quad (15)$.

Індуктивний реактанс X_L дорівнює добутку кутової частоти змінного струму на індуктивність провідника:

$$X_L = \omega L \quad (16).$$

Доведено, що індуктивний реактанс приводить до того, що зміни напруги в електричному ланцюзі випереджають зміни сили струму на чверть періоду ($\pi / 2$). Це можна пояснити тим, що ЕРС самоіндукції перешкоджає наростанню сили струму в ланцюзі. Навпаки, ємнісний реактанс приводить до того, що зміни напруги в електричному ланцюзі відстають від зміни сили струму на

чверть циклу ($\pi / 2$). Тому загальний реактанс X є різницею індуктивного і ємкісного реактансів: $X = X_L - X_C$. (17)

Якщо підсумовувати активний опір і загальний реактанс, який перешкоджає проходженню змінного струму в електричному ланцюзі, отримуємо величину, яка називається **повним опором Z - імпедансом**:

$$Z = \sqrt{R^2 + (X_L - X_C)^2} \quad (18)$$

Біофізичні основи реографії

Реографія - метод, який дозволяє вимірювати кровонаповнення кінцівок, мозку, серця і багатьох інших органів. Коли деякий об'єм крові протікає через судину будь-якого органу протягом систоли, об'єм цього органу збільшується. Такі зміни об'єму вивчали у минулому за допомогою, так званої, **плетізмографії**, яка була заснована на механічних вимірюваннях. Але можливості цього методу були обмежені. Він міг застосовуватися тільки для вивчення кровонаповнення верхніх кінцівок. Пізніше було виявлено, що при зміні кількості крові в судинах органів, змінюється їх електричний опір. Ця зміна визначається **формулою Кедрова**:

$$\frac{\Delta V}{V} = -k \cdot \frac{\Delta R}{R} \quad (19)$$

Тут V - об'єм органу и Δv - зміна об'єму в течії систоли, R - активний опір і ΔR зміна активного опору органу в течії систоли, k - коефіцієнт прямої пропорційності. ΔR має негативне значення, оскільки електричний опір крові менший, ніж опір м'язів, сполучної тканини, шкіра і т.і. Тому активний опір органів зменшується протягом систоли і зростає протягом діастоли.

Зміна активного електричного опору викликає зміну повного опору. За технічних причин зручніше вимірювати саме **зміни імпедансу, ніж зміни активного опору** постійного струму. У реографії **кінетика повного опору тіла людини відображає частоту і об'єм локального кровонаповнення органів**. Для вимірювання зміни повного опору біологічного об'єкту, через нього пропускають змінний струм високої частоти. Оптимальна частота, застосована в реографії, - 100 - 500кГц. При частотах вище 500 кГц згладжуються відмінності в питомій електропровідності між кров'ю і навколишніми тканинами. Зміни повного опору є дуже невеликими, їх величина складає: 0,08 ом для голілки і передпліччя, 0,1 ом для плеча і ступні.

Основна (інтегральна) реограма відбиває зміну імпедансу досліджуваного органу при кровонаповненні. Зростаюча частина кривої виникає внаслідок систоли, а низхідна - внаслідок діастоли. Зазвичай одночасно записується **диференціальна реограма**. Вона є похідною першого порядку за часом інтегральної реограми і описує швидкість Зміни кровонаповнення досліджуваного органу. Реографія застосовується для вивчення кінетики повного електричного опору різних органів: серця (реокардіографія), мозку (реоенцефалографія), печінки (реогепатографія), очі (реоофтальмографія) і тому подібне

Лекція №9. Електронне медичне устаткування

Класифікація медичного електронного обладнання

Електронне медичне обладнання інтенсивно використовується у всіх областях медицини. Прогрес у діагностиці та лікуванні залежить від ступеня використання різного роду спеціального обладнання. Медична електроніка є областю електричної технології, яка займається розробкою та експлуатацією медичного електронного обладнання.

Всі медичні електронні прилади можна класифікувати в загальних рисах в кілька груп:

- а) діагностичні прилади, призначені для отримання інформації щодо стану організму пацієнта;
- б) прилади, призначені для всіх видів лікування, включаючи фізіотерапевтичні прилади;
- с) комп'ютери, призначені для обробки та збереження медичної інформації.

Основи безпечного проектування

Кожен медичний прилад повинен бути безпечним по ряду критеріїв, що висуваються нормами безпеки. Безпека кожного приладу гарантована його правильною конструкцією. Існує декілька класів медичних пристроїв з безпеки, яка гарантує захист пацієнтів та медичного персоналу від електричної травми.

Клас 0 - безпека пристроїв гарантується тільки електричною ізоляцією. Це пристрої повсякденного використання, які не призначені спеціально для лікувальних цілей.

Клас I - безпека гарантується не тільки електричною ізоляцією, але також заземленням приладу. Роз'єм приладу повинен бути оснащений заземленням.

Клас 0I - заземлення досягається провідником, який повинен бути відведений на спеціальний термінал. **Клас II** - прилад має не тільки основну, але також додаткову

розширену електричну ізоляцію. Прилад цього класу не має заземлення.

Клас III - крім електричної ізоляції, безпека від електричної травми гарантується автономним низьковольтним блоком живлення (менше ніж 24 вольт).

Фізичні основи медичного проектування. Напівпровідники. Зонна теорія.

Найбільш часто медичне електронне устаткування включає різні напівпровідникові компоненти: напівпровідникові діоди, транзистори і т.і. Напівпровідники - речовини, що займають по електропровідності проміжне положення між провідниками і ізоляторами.

У металах валентна зона і зона електропровідності можуть перекриватися. Електрони валентної зони стають електронами електропровідності. В металів таких електронів багато, тому вони є хорошими провідниками електричного струму.

В ізоляторах енергетичні рівні валентної зони повністю заповнені електронами. Смуга електропровідності порожня. Дві смуги розділені широкою забороненою енергетичною смугою. При кімнатній температурі електрони не можуть придбати достатню енергію для переміщення із зони валентності в зону електропровідності.

У напівпровідниках (кремній, германій тощо) всі енергетичні рівні в зоні валентності також зайняті електронами. Але заборонена зона між зонами валентності і електропровідності досить вузька. При нормальній температурі енергія деяких електронів валентності достатня для того, щоб перетнути заборонену зону і досягти зони електропровідності, де вони можуть стати

електронами електропровідності. Таким чином, електрони можуть переміщатися як носії негативного заряду.

Коли електрон залишає атом, стаючи вільним, утворюється вакантне місце, або дірка. Електрон сусіднього атома може заповнювати цю дірку (рекомбінація). Таким чином, дірки "переміщуються" як носії позитивного заряду.

P-і n-напівпровідники. Pn-перехід

Чистий напівпровідник має рівне число носіїв заряду обох знаків: число електронів дорівнює числу дірок. Додаючи в напівпровідник невелику кількість домішок, можна створити переважання певних носіїв заряду.

Атом германію, наприклад, має чотири валентних електрони. Вони формують ковалентні зв'язки з чотирма сусідніми атомами кристалічної решітки. Атоми миш'яку мають п'ять валентних електронів. Якщо їх додати до кристалу германію, кожен з цих електронів формує зв'язок з чотирма електронами сусідніх атомів германію. П'ятий електрон залишається вільним, і може переміщатися через кристал. Це призводить до утворення деякого числа вільних електронів. Такий змішаний напівпровідник називається **n**-напівпровідником, де "**n**" означає негативний заряд електрона. Дірок в такому напівпровіднику менше, ніж електронів.

Зворотне виходить, якщо до кристалу германію додати тривалентні атоми, наприклад, індій. Кожен з атомів індію в решітці германію оточений чотирма електронами, з трьома з яких формує ковалентні зв'язки, а на місці четвертого зв'язку через відсутність у індію ще одного валентного електрона формується дірка. Таким чином, відбувається величезне збільшення числа дірок. Так формується **p**-напівпровідник, в якому основними носіями заряду є дірки, або позитивні заряди.

За допомогою спеціального технологічного процесу **p-і n**-напівпровідники з'єднують між собою, при цьому утворюється **pn**-перехід. Це з'єднання дуже тонке - порядку 1 мікрметра. Висока концентрація електронів на одній стороні **pn**-переходу і дірок на іншій стороні змушує їх переміщатися через **pn**-перехід в протилежних напрямках.

Електрони, які перемістилися на бік **p**-напівпровідника, рекомбінують там з дірками. Ці дірки, отже, зникають, і на стороні **p**-напівпровідника з'являється надлишковий негативний заряд. Аналогічно в **n**-напівпровіднику створюється надлишковий позитивний заряд. Результатом цього є формування різниці потенціалів на кордоні напівпровідників обох типів, яка припиняє струм електричних зарядів через **pn**-перехід. Вузька область в **pn**-переході, що обмежує струм вільних носіїв заряду, називається **замикаючим шаром**. Він поводить себе як ізолятор.

pn-перехід має однобічну електричну провідність. Електричний струм може пройти через нього тільки в одному напрямку - з **p**-напівпровідника в **n**-напівпровідник. Якщо збільшити прикладену різницю потенціалів, струм проходитиме через **pn**-перехід. Таке підключення є пропусковим.

Коли напрямок електричного струму змінюється на протилежний, через **pn**-перехід тече мале число носіїв заряду. Це замикає підключення діода в ланцюг. Одностороння електропровідність **pn**-переходу використовується для випрямлення змінного електричного струму напівпровідниковими діодами.

Напівпровідниковий діод складається з кристала, частина якого **n**-типу і частина **p**-типу. Він дозволяє струму проходити тільки в одному напрямку і ефективно блокувати струм в іншому напрямку. Використовується для перетворення змінного електричного струму в постійний струм.

Транзистор

Транзистор використовується як підсилювач електричного струму. Біполярний транзистор зроблений з трьох шарів **p-i n**-напівпровідників. Вони називаються відповідно **емітер (E)**, **база (B)** і **колектор (C)**. Базу навмисне роблять дуже тонкою. Функцією емітера є впорскування великого числа носіїв заряду в базу. Колектор витягує їх з бази. Є два типи транзисторів: **pnp** і **npn**. У **pnp**-транзисторах, емітер **p**-типу, база - **n**-типу і колектор **p**-типу. У **npn**-транзисторах емітер - **n**-типу, база - **p**-типу і колектор є **n**-типу. Таким чином, транзистор можна розглядати як два **pn**-переходи. Транзистори широко використовуються для посилення сили, напруги та потужності електричного струму. Транзистор може бути розміщений в декількох режимах в ланцюгах підсилювача.

Емітер-база **pn**-перехід підключений в пропускну напрямку і має маленький електричний опір. Навпаки, база-колекто **p pn**-перехід підключений в замикаючому напрямку. Його характеризує високий опір, і тільки невеликий струм може протікати через таке з'єднання.

Напівпровідниковий лазер показано на рис 9.1:

а) енергетичні зони;

б) схематичний вигляд напівпровідникового лазера.

В фотодіодах використане явище внутрішнього фотоефекту, що заключається в перерозподілі електронів по енергетичних рівнях під дією світлового потоку.

Фотодіод – це напівпровідник з **p-n**-переходом. До нього прикладають напругу в заперному напрямку, при тому так, щоб не проходив струм через **p-n**-перехід. Коли світлодіод не освітлюється, то через опір **R** протікає дуже малий струм, який називається темновим.

При падінні світлового потоку на **p-n**-перехід в ньому виникають пари “електрон - дірка”, для яких в **p-n**-переході є дуже малий опір.

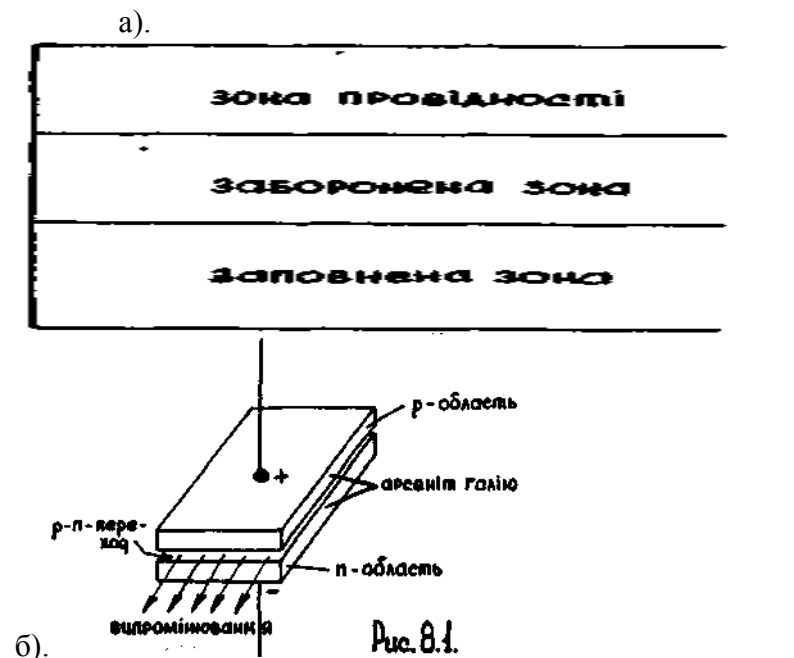


Рис9.1. Напівпровідниковий лазер

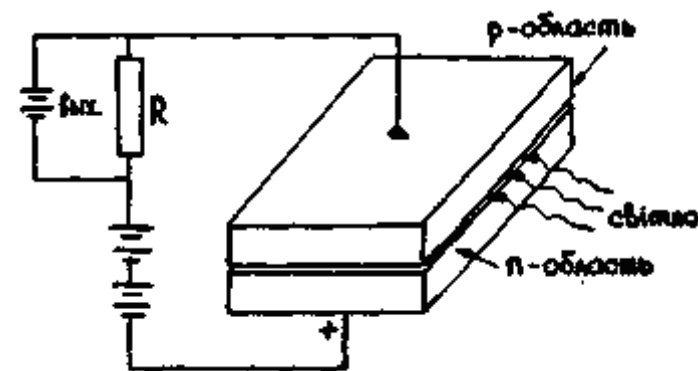


Рис. 9.2 Фотодіод
На рис.9.2. показано будову фотодіода

Внаслідок цього в зовнішньому полі фотодіода з'являється струм, сила якого є прямо пропорційною до падаючого на **p-n**-перехід світлового потоку.

Коли струм тече через вхідний ланцюг, більшість носіїв заряду (дірки) легко проникають в базу. Ширина бази достатньо мала, і найбільше число дірок, що надійшли з емітера, протікаючи через базу, досягає колектора. Результатом цього є те, що невеликі зміни вхідного струму в базу викликають набагато більші зміни сили струму у вихідному колі. У цьому випадку транзистор може служити як підсилювач сили струму. Змінюючи деякі компоненти ланцюга, можна збільшити напругу і потужність. В даний час широко використовують ланцюги, які включають багато транзисторів і інших компонентів.

Медичне обладнання, призначене для отримання інформації стану організму. Електроди і датчики

Електроди представляють собою спеціальні провідники, призначені для запису біопотенціалів серця, м'язів, мозку і т.і. Існують електроди різної форми і розміру. Електроди, застосовувані в клініці, повинні мати низький електричний опір і передавати електричні сигнали без спотворень. Датчики являють собою спеціальні пристрої, призначені для перетворення вхідних неелектричних величин (переміщення, тиску, температури, світла і т.і.) в електричні сигнали. Застосування датчиків необхідно для передачі, обробки і збереження інформації. Існує два основних типи датчиків: **активні (генераторні) і пасивні (параметричні)**. **Активні** датчики здатні генерувати електрорушійну силу під впливом різних видів неелектричної енергії. Наприклад, п'єзоелектричний датчик, зроблений з кварцу або деяких інших кристалів, може перетворювати механічний тиск в різницю

електричних потенціалів. Його можна використовувати для запису артеріального пульсу, кров'яного тиску і т.і. Термоелектричний датчик генерує електрорушійну силу під впливом зміни температури. **Пасивним** датчикам необхідний блок живлення. Вони являють собою електричний ланцюг, деякі параметри якого змінюються під впливом неелектричних сигналів. Існують **резистивні, ємнісні, індуктивні** датчики. Всі датчики характеризуються їх **чутливістю**, дозволяючою спроможністю, динамічним діапазоном.

Види підсилювачів і їх характеристики

Електронні підсилювачі широко застосовуються в медицині. Вони використовуються для запису невеликих за величиною електричних потенціалів серця, м'язів і мозку людини. Вони вживаються також для збільшення електричних сигналів від датчиків, керованих різними функціями організму. Електронні підсилювачі використовуються в таких багатоканальних комплексах як **електрографи і поліграфи** в діагностичних і науково-дослідних цілях. Основною характеристикою електронного підсилювача є **коефіцієнт підсилення**. Існує коефіцієнт підсилення сили струму і напруги. Ці коефіцієнти визначаються як відношення зміни сили струму **I** (або напруги **U**) на виході до зміни сили струму (або напруги) на вході:

$$K_i = \Delta I_o / \Delta I_i, \quad (9.1)$$

$$K_u = \Delta U_o / \Delta U_i. \quad (9.2)$$

Коефіцієнт підсилення підсилювача є безрозмірною величиною, але його часто виражають в **децибелах (логарифмічних одиницях)**.

Коефіцієнт підсилення одного транзистора, як правило, невеликий. Тому використовують так звані **багатокаскадні підсилювачі**. Вони являють собою кілька послідовно з'єднаних одиночних підсилювачів каскадів. У

медичних приладах найбільш часто застосовують **трьох і чотирьох каскадні підсилювачі** (в електрокардіографії, електроміографії, електроенцефалографії). **Коефіцієнт підсилення багатокаскадного підсилювача** дорівнює добутку коефіцієнтів підсилення окремих каскадів. Він може досягати декількох мільйонів.

Режим роботи підсилювача істотно залежить від типу міжкаскадного зв'язку. Найчастіше використовують підсилювачі постійного і змінного струму. Підсилювачі постійного струму здатні збільшувати силу струму і напруги як постійного, так і змінного струму. Підсилювачі змінного струму призначені для збільшення сили та напруги змінного струму. **Підсилювачі постійного струму** використовують для збільшення постійної напруги або електричних коливань низької частоти. Найчастіше застосовують підсилювачі змінного струму відповідно до параметрів підсилюваного електричного коливання, що передбачено характеристиками відповідних підсилювачів. Існують дві головні характеристики електронних підсилювачів: **частотна характеристика (підсилення-частоти) і амплітудна характеристика (вхідний сигнал-вихідний сигнал).**

Коефіцієнт підсилення підсилювача залежить від частоти вхідних електричних коливань. Частотна характеристика підсилювача може бути представлена графіком залежності коефіцієнта підсилення від частоти вхідних сигналів. **Підсилювач змінного струму має частотну смугу пропускання.** Записувані сигнали, частота яких знаходиться в межах цієї смуги, збільшується без спотворення. Криві, характерні як для підсилювачів постійного, так і для підсилювачів змінного струму, мають обмеження у підсиленні сигналів високої частоти через динамічний діапазон обмеження компонентів ланцюга підсилювача. В результаті найбільш високочастотні сигнали можуть спотворюватися.

Амплітудна характеристика підсилювача може бути представлена графіком залежності амплітуди вихідного сигналу від амплітуди вхідного сигналу. На графіку є лінійна частина кривої, що переходить в нелінійне насичення, яке є результатом обмеження величини блоку живлення. Для того, щоб уникнути спотворень необхідно, щоб амплітуда вхідних сигналів відповідала лінійній частині амплітудної характеристики підсилювача.

Медичне обладнання, призначене для лікування. Стимулятори та фізіотерапевтичні прилади. Генератори

Електричні імпульси різної форми і частоти широко використовуються в медичній практиці. Вони застосовуються в електронних стимуляторах, різних фізіотерапевтичних приладах і т.і. Найчастіше використовуються синусоїдальні і прямокутні імпульси.

Генератор синусоїдальних хвиль включає коливальний ланцюг, основною частиною якого є паралельно з'єднані катушка індуктивності і конденсатор. Вони налаштовані, так, щоб генератор виробляв синусоїдальні електричні коливання частотою, що залежить від величин індуктивності L і ємності C :

$$\omega = 1 / \sqrt{LC} \quad (9.3)$$

Електричні синусоїдальні коливання, підтримувані позитивним зворотним зв'язком через катушку, індуктивно пов'язану з коливальним контуром, надходять в транзистор, де посилюються за напругою. Для отримання прямокутних електричних імпульсів застосовують **мультивібратори, пилоподібних - генератори релаксаційних коливань.**

Електронні стимулятори
Електронні стимулятори застосовують для

нормалізації функцій деяких органів. Одним з таких органів є серце людини. Здорове серце має так звану провідну систему, здатну стимулювати скорочення серцевого м'яза. У нормі імпульси генеруються в синусно - передсердному вузлі в стінці правого передсердя. Збудження проводиться через передсердя в **атривентрикулярний вузол**, який розташований в перегородці між передсердями і шлуночками. Потім імпульси проходять через **пучок Гіса** і викликають скорочення обох шлуночків.

Електропровідність імпульсів може порушуватися в більшій чи меншій мірі при певних захворюваннях серця. Щоб нормалізувати серцевиття використовують штучні електронні серцеві водії ритму (стимулятори). Електрод, приєднаний до тонкого проводу, вводять в серце через вену плеча за допомогою катетера. Пристрій, що генерує прямокутні електричні імпульси відповідної амплітуди і тривалості, залишається за межами тіла і підтримує серцевиття.

При постійному режимі мініатюрний стимулятор встановлюється хірургічно під *musculus pectoralis major*. Електрод вводять в серце через вену або хірургічно імплантують на поверхню серця. Імплантовані стимулятори як джерело енергії використовують електричні батареї, які вимагають заміни з регулярним інтервалом, звичайно кожні чотири - п'ять років.

Перше покоління серцевих водіїв ритму були так званого синхронного типу. Вони генерували регулярні електричні імпульси більшої частоти, ніж пошкоджений природний водій ритму серця. Після установки стимулятори не змінювали своїх характеристик. Більш сучасні пристрої - **асинхронні водії ритму**. Вони збуджують серцеві скорочення тільки в разі порушення нормального ритму серця. Водії ритму цього типу починають генерувати імпульси, коли показники

природних серцевих скорочень падають нижче нормальної величини. Такі водії ритму мають електрод і спеціальний пристрій, який призначається для виявлення передсердних біопотенціалів. Існує багато типів стимуляторів, призначених для лікування нервових і м'язових хвороб. Вони обладнані зовнішніми електродами і генерують прямокутні або модульовані синусоїдальні імпульси. Ці стимулятори використовують для лікування різних типів паралічів м'язів і хворобливих станів.

Апарат **дефібрилятор** розроблений для усунення фібриляції шлуночків, яка є дуже небезпечним серцевим порушенням. Відомо, що нормальне серцевиття виникає, якщо м'язові клітини серця порушуються синхронно. **Фібриляція** є результатом нерегулярного і асинхронного збудження і скорочення **кардіоміоцитів**. У стані фібриляції, серце не може зробити систолу, і циркуляція крові припиняється.

Основною частиною такого **дефібрилятора** є конденсатор, який заряджають до високої напруги. Він розвантажується через електроди, що контактують з тілом пацієнта. Тривалість імпульсу становить майже 5-10 мілісекунд, і електричний струм досягає кілька ампер. Застосування цього методу допомагає, відновлюючи нормальні серцевиття, зберегти людині життя.

Електричні фізіотерапевтичні прилади

Змінний струм різних параметрів широко застосовується в **електрофізіотерапії**. Всі медичні прилади, що використовують цей фізичний фактор, можна підрозділити на дві групи: **низькочастотну і високочастотну апаратуру**.

Низькочастотна фізіотерапія здійснюється за допомогою таких апаратів як **діадинамік** і **ампліпульс**. Діадинамік виробляє модульовані напівхвилі або цілі хвилі синусоїдального струму частотою 50 або 100 Гц. Електричні імпульси подають серіями, протягом яких

амплітуда імпульсів підвищується і знижується у відповідності з глибиною модуляції. Ампліпульс генерує електричні коливання частотою п'ять кілогерц. Вони являють собою напівхвилі або повні хвилі синусоїдальних коливань, модульовані такими ж коливаннями низької частоти. Як діадинамік, так і ампліпульс впливають на мембрани клітин. Вони активізують метаболізм і мають болезаспокійливий ефект. Вони можуть застосовуватися для введення ліків за допомогою електрофорезу. Але найчастіше використовуються для лікування нейром'язових хвороб і больових синдромів. Діадинамік і ампліпульс збуджують нервові і м'язові клітини або нервові закінчення шкіри, зменшуючи біль. Величина сили струму повинна бути обмежена (пацієнт повинен лише трохи відчувати дію струму).

Медичне застосування високочастотних приладів істотно відрізняється. Частота електричних імпульсів, які генеруються всіма такими приладами, перевищує мегагерц, а тривалість одиночного імпульсу становить менше однієї мікросекунди. Такі імпульси є занадто короткими для ініціювання порушення нервових або м'язових клітин. Передача таких електричних імпульсів через тіло не сприймається пацієнтом, а інтенсивність струму може бути досить високою. Ефектом високочастотної фізіотерапії є нагрівання тканин тіла.

Найчастіше на практиці використовують такі методи високочастотної фізіотерапії - **діатермія**, **індуктотермія**, **вкрай високочастотна терапія** і **мікрохвильова терапія**.

Діатермія. Діатермія є методом фізіотерапії, в якому глибоке прогрівання тканин досягається використанням високочастотного електричного струму (1-1,5 МГц). Інтенсивність струму може досягати одного ампера. Для обмеження щільності струму необхідно використовувати великі електроди. Цей метод рідко застосовують в даний

час через небезпеку опіків.

Навпаки, методи **електрохірургії (діатермоектомія і діатермокоагуляція)**, широко використовуються в медичній практиці. Різниця між цим методом і діатермією складається у формі застосовуваних електродів. Один з електродів має досить велику площу, і служить в якості простого провідника струму. Інший - має форму скальпеля або петлі. Щільність струму на його поверхні може бути досить великою, що дозволяє розрізати і коагулювати тканини, які перестають кровоточити в той же самий час.

Індуктотермія. Цей метод має перевагу перед **діатермією**, оскільки є безконтактним. Електричний струм (10-15 МГц) проходить від генератора високих частот через спеціальну катушку, встановлену біля певної частини тіла. Локальний нагрів проводиться вихровими струмами (**струмами Фуко**), які утворюються в тканинах при дії високочастотного магнітного поля.

Вкрай високочастотна терапія. Цей метод також безконтактний. Частину тіла пацієнта встановлюють між двома плоскими електродами, підключеними до генератора вкрай високих частот (40,68 МГц). Дотримання спеціальних заходів дозволяє ізолювати пацієнта від блоку живлення. Нагрівання тканин виробляється, здебільшого, струмами зміщення (електричним полем). При такій частоті тканину, що є діелектриком, і нагрівається сильніше, ніж провідники. При цьому відбувається поляризація біологічних молекул. Вони коливаються на крайнє високій частоті, і енергія тепла розсіюється в навколишніх тканинах.

Мікрохвильова терапія. Електромагнітні мікрохвилі (2375 МГц) направляють на тіло пацієнта. Вони поглинаються тканинами і викликають швидкі зміни орієнтації дипольних молекул. Найбільш істотне значення в цьому процесі мають молекули води. Отже, м'язи та інші тканини, багаті водою, нагріваються більш істотно, ніж

кісткова або жирова тканини.
Лекція №10. Фізичні основи медичних приладів

Оптику зазвичай ділять на три частини. Двома з них є **хвильова** і **квантова** оптика. Цей поділ ґрунтується на дуалістичній природі світла, яке має властивості як хвиль, так і часток. Третя частина називається геометричною оптикою, в якій нехтують хвильовими властивостями світла і вважають, що воно поширюється вздовж прямих ліній у вигляді променів.

Промінь - це напрям, вздовж якого поширюється світлова енергія. Світлові промені зображуються на діаграмах прямими лініями.

Закони геометричної оптики

Закон відображення. Світлові промені відбиваються від дзеркал, сільнополірованих металів і т.і. (Рис. 1). Закон відображення вказує, що падаючий промінь, відбитий промінь і нормаль до дзеркала, опущена в точку падіння променя, лежать в одній площині; кут падіння дорівнює куту відбиття.

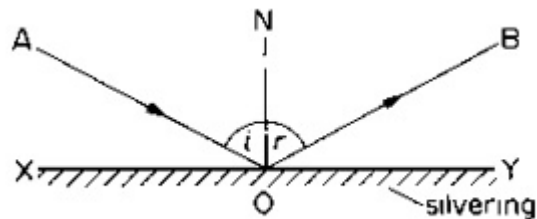


Рис. 1. Закон відображення

Закон заломлення. Коли світлові промені переходять з одного середовища в інше (наприклад, з повітря в скло), частина світлової енергії відбивається від площини, що

знаходиться у відповідності з законом відображення. Інша частина світла проходить в інше середовище вздовж нового напрямку (Рис.2)

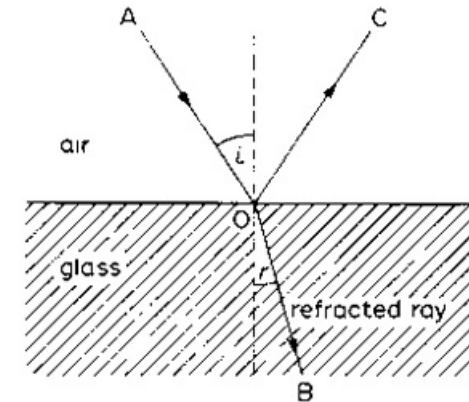


Рис.2. Заломлення на поверхні площини

Через зміни напрямку говорять, що світло заломлюється. Закон заломлення вказує, що промінь падаючий, заломлений промінь і нормаль до точки падіння променя лежать в одній площині; для двох даних середовищ (1 і 2) ставлення кута падіння до кута заломлення - є незмінною: $\sin i / \sin r = \text{const}$ (10.1), де i - кут падіння і r - кут заломлення. Ця постійна величина відома як відносний показник заломлення для двох даних середовищ n_{21} . Світло заломлюється, оскільки в різних середовищах він розповсюджується з різними швидкостями. Величину відносного показника заломлення n_{21} визначають також за формулою: $n_{21} = v_1 / v_2$, (10.2) де v_1 і v_2 - швидкості світла в середовищах 1 і 2.

Абсолютний показник заломлення середовища - відношення швидкостей світла у вакуумі C і даного середовища v : $n = C / v$. (10.3)

Середовище, що має більшу величину абсолютного показника заломлення в порівнянні з іншим, називають оптично більш щільним.

Повне внутрішнє віддзеркалення. Граничний кут.

Повне внутрішнє віддзеркалення відбувається в разі переходу світла з оптично більш щільного середовища в оптично менш щільне середовище, тобто при $n_1 > n_2$ (наприклад, зі скла в повітря).

Якщо промінь **АО** падає на межу скло-повітря під невеликим кутом, частина світла відбивається вздовж **ОЕ**, тоді як інша частина - переломлюється вздовж **OL** (Рис. 3). Причому кут заломлення в цьому випадку більший кута падіння. При збільшенні кута падіння відбувається одночасне наростання і кута заломлення. При деякому значенні кута падіння, заломлений промінь **OL** почне ковзати вздовж межі скло-повітря, при цьому кут заломлення складає 90° . Такий кут падіння називається **граничним кутом**. Якщо кут падіння стає трохи більшим критичного, заломлений повертається в середовище, звідки на межу розділу надходить падаючий промінь. Оскільки вся енергія світла в такому випадку відбивається, кажуть, що відбулося повне внутрішнє віддзеркалення.

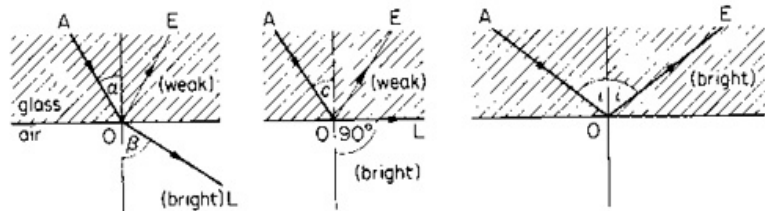


Рис. 3. Повне внутрішнє віддзеркалення

Волоконна оптика. Ендоскопія

Феномен повного внутрішнього відображення є фізичною основою волоконної оптики. У волоконній

оптики застосовують дуже тонкі гнучкі волокна, зроблені з пластмаси або скла. Їх поверхня покрита спеціальною речовиною, яка має менший показник заломлення, ніж матеріал волокна для того, щоб на кордоні скло-речовина відбувалося повне внутрішнє віддзеркалення. Світлові промені запускаються в волокно і можуть поширюватися уздовж нього на великі відстані з невеликим зменшенням інтенсивності. Пучок таких волокон формує **світловод**.

Волоконна оптика широко використовується в **медичній ендоскопії**. Різні **ендоскопи (гастроскоп, трахеобронхоскоп, цистоскоп, лапароскоп** тощо) дають можливість спостерігати внутрішні органи в діагностичних цілях і робити фотографії внутрішніх органів. Один пучок волокон використовується, щоб висвітлювати досліджувану область, а по іншому пучку зображення передається до людського ока або фотокамери.

Світловоди використовуються також в **ендоскопічній хірургії**. В даний час для багатьох хірургічних дій не потрібно широких розрізів. Операції можуть бути виконані за допомогою **дистанційних маніпуляторів** під управлінням **ендоскопів**. Ці методи менш травматичні, ніж здійснювані за допомогою звичайної хірургічної техніки. **Ектомія жовчного міхура** - один із прикладів застосування ендоскопів в хірургії.

Лінзи

Лінза - прозоре тіло, зроблене зі скляного або іншого матеріалу, показник заломлення якого відрізняється від показника заломлення середовища, обмежений однією або двома сферичними поверхнями.

Бувають **збираючі і розсіюючі лінзи**.

Головна вісь лінзи - лінія, що з'єднує центри кривизни обох сферичних поверхонь. **Оптичний центр** тонкої лінзи - точка, яка знаходиться в центрі лінзи на її головній

оптичної осі. Світлові промені, що проходять через оптичний центр, не заломлюються.

Паралельний пучок падаючих на тонку збираючу лінзу променів після проходження через лінзу збирається в одну точку на головній оптичній осі, яка називається **головним фокусом лінзи** (Рис. 4). Є два головних фокуси по обидві сторони лінзи - передній і задній.

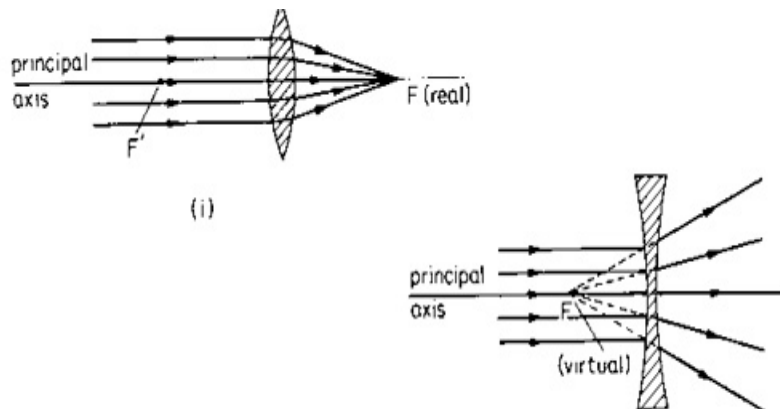


Рис. 4. Збираюча і розсіююча лінзи.

Відстань між оптичним центром лінзи і її головним фокусом, називається фокусною відстанню (**f**).

Величина, зворотна фокусній відстані лінзи, називається її **оптичною силою D**: $D = 1 / f$. (10.4)

Одиницею виміру оптичної сили лінзи є **діоптрій**.

1 діоптрій - оптична сила лінзи, фокусна відстань якої дорівнює одному метру.

Побудова зображення в лінзах

Припустимо, що об'єкт **OP** встановлений далі від переднього головного фокуса тонкої лінзи (Рис. 5). Промінь **PC** проходить через центр лінзи без заломлення. Промінь, паралельний головній осі, заломлюючись, проходить через задній головний фокус лінзи **F**. Таким

чином, зображенням точки **P** є точка **Q**, яка знаходиться нижче головної осі, і, отже, ціле зображення **IQ** - дійсне, перевернуте. Зображення, сформоване збираючою лінзою, завжди є дійсним і перевернутим, якщо об'єкт встановлений на відстані більшій, ніж фокусна відстань лінзи.

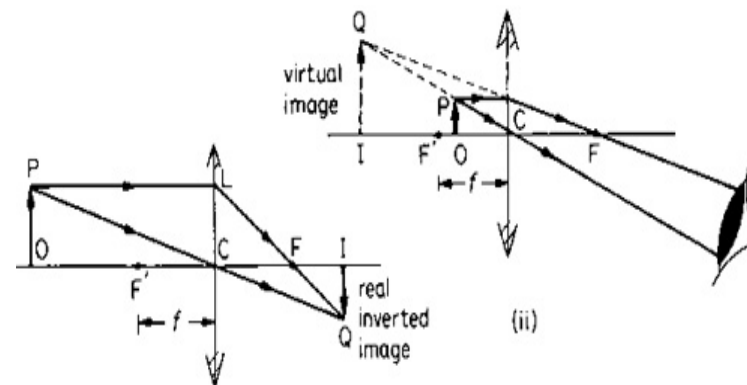


Рис. 5. Побудова зображення в збираючій лінзі

Якщо об'єкт встановлений попереду фокусної відстані збиральної лінзи (Рис.5), промені розходяться після заломлення в лінзі. Зображення **IQ** в такому випадку буде уявним, прямим і збільшеним. Отже, що збираючу лінзу можна використовувати як "збільшувальне скло".

Похибки (аберації) лінз

Аберації лінзи - дефекти лінзи, які можуть спотворити сформоване з її допомогою зображення об'єкта. Це може відбуватися по ряду причин.

Основний дефект лінз - **хроматична аберація**, тобто окрас зображення, яке вони виробляють. Експеримент показує, що після того, як паралельний промінь білого світла переломити у збираємій лінзі, червоні промені світла збираються в фокусі лінзи, а сині промені - поруч з фокусом через відмінності в заломленні світла різних

довжин хвиль. Таким чином, зображення предмета стає забарвленим. Хроматичну аберацию збираючої лінзи можна усунути підбором і розміщенням відповідної розсіюючої лінзи поруч з збираючої.

Крім того, центральна і периферична частини лінзи мають нерівну здатність заломлювати монохроматичні світлові промені. Це є причиною **сферичної аберации**. Суміжні монохроматичні промені більше заломлюються периферичними частинами лінзи, ніж її центральною частиною. Таким чином, зображення світної точки стає не точковим, а розмитим. Сферичну аберацию можна усунути компенсаційним методом або діафрагмуванням.

Астигматизм є найчастіше результатом недосконалості сферичності лінзи. Лінза може мати різну кривизну в різних напрямках. Якщо поверхня лінзи має не сферичну форму, а еліпсоїдальну, то зображення об'єкта може бути спотвореним і непропорційним.

Основні явища хвильової оптики

З робіт Максвелла про електромагнітне випромінювання, відомо, що світло є видом електромагнітних (ЕМ) хвиль.

ЕМ-хвиля - це поперечна хвиля, в якій коливання векторів напруженості електричного і магнітного полів відбувається перпендикулярно вектору напрямку руху. Електромагнітні хвилі поширюються у вакуумі зі швидкістю 300 000 кілометрів на секунду. Хвильові властивості світла проявляються в таких явищах як **інтерференція, дифракція і поляризація**.

Інтерференція світла. Інтерференція є результатом суперпозиції світлових хвиль. Накладення відбувається завжди, коли в середовище надсилаються дві хвилі і більше. Але інтерференція відбувається тільки за умови, що світло виходить від когерентних джерел. Хвилі

називаються **когерентними**, якщо між ними існує постійна різниця фаз. Два природних джерела світла не може бути когерентним, оскільки електромагнітні хвилі в них випускаються досить багатьма атомами й молекулами, і хвильові фази змінюються часто і безладно.

Когерентні світлові промені формуються, якщо вони породжуються одним джерелом і розділені за допомогою спеціальної призми. Світлові промені можуть стати когерентними також при їх відображенні від обох поверхонь тонкої плівки. Джерелами когерентного світла є лазери.

Якщо когерентні світлові промені падають на екран, вони формують стабільну комбінацію світлових максимумів і мінімумів (світлі і темні смуги). Світлові максимуми формуються в місцях, де когерентні промені від обох джерел знаходяться в однаковій фазі, мінімуми - де вони знаходяться в протифазі (протилежній фазі).

Дифракція світла. Дифракція хвиль відбувається при їхньому проходженні через щілину і навколо перешкод. Експеримент показує, що хвилі можуть оминати об'єкти досить малого розміру. Так, якщо довжина хвилі менше ширини щілини або перешкоди, то відбувається відображення і поглинання світла. А якщо довжина хвилі світла більша розміру перешкоди або щілини, то відбувається **дифракція хвиль**: проходячи через вузьку щілину, світловий промінь розділяється, а, зустрічаючи на шляху перешкоди, огинає їх.

Дифракційна решітка складається з багатьох щілин, розташованих паралельно одна одній. При проходженні через щілини дифракційної решітки світлові хвилі інтерферують, формуючи на екрані дифракційну картину. Проходження світлових хвиль через щілини решітки залежить від їх довжини. Випромінювання різних атомів і молекул, в свою чергу, характеризується певним

співвідношенням світлових хвиль різних довжин. Таким чином, спектр випромінювання атомів і молекул, отриманий розкладанням білого світла за допомогою дифракційної решітки, використовується для **спектрального аналізу** хімічного складу речовини.

Поляризація світла. Світло, подібно будь-якої іншої поперечної хвилі, можна поляризувати. При поширенні в середовищі поперечної хвилі, площина коливання вектора напруженості електричного поля може проходити через будь-яку лінію, перпендикулярну напрямку поширення хвилі.

Електромагнітні хвилі є коливання напруженостей електричного і магнітного полів у взаємно перпендикулярних площинах, перпендикулярних також напрямку руху хвилі. Якщо коливання вектора напруженості електричного поля здійснюється переважно в одній площині, то говорять, що хвиля лінійно поляризована вздовж цього напрямку. Випромінювання одиночного атома або молекули поляризоване. У зразку речовини атоми і молекули випромінюють довільно, тому світловий промінь неполяризований.

Поляризоване світло може бути отримане з неполяризованого декількома способами. Найбільш поширеним є поглинання світла поляроїдами, що представляють собою плівку з нанесеними на неї кристалічними речовинами, здатними пропускати світло переважно в одній конкретній площині.

Поляриметрія

Поляризація світла широко використовується у вимірах концентрацій **оптично активних речовин**. Прилади, призначені для цієї мети, називаються **поляриметрами**. Оптично активні речовини можуть обертати площину лінійно поляризованого світла, що проходить через їх

кристали або іони. Деякі з них обертають її за годинниковою стрілкою. Вони називаються правобертаючими речовинами (**D-ізомерами**). Інші речовини обертають площину поляризації проти годинникової стрілки. Це лівобертаючі речовини, або (**L-ізомери**).

Цукор і амінокислоти є оптично активними речовинами. Їх молекули можуть знаходитися в двох формах, які хімічно ідентичні, але відрізняються в просторовому розташуванні атомів. Вони можуть вважатися дзеркальним відображенням один одного. Такі форми молекул називаються **стереоізомерами (D-ізомери та L-ізомери)**. Можна відзначити, що в організмах речовини представлені тільки однією формою стереомерів. Наприклад, всі білки складаються з **L-амінокислот**.

Поляриметрія дозволяє відрізнити D-ізомери від L-ізомерів і вимірювати їх концентрацію. **Поляриметр** складається з двох поляроїдних фільтрів: **поляризатора і аналізатора**. Поляризатор перетворює промінь природного світла в плоскополяризоване світло. Аналізатор фізично ідентичний поляризатору. Якщо обидва поляроїдних фільтра зорієнтовані паралельно, аналізатор пропускає через себе поляризоване поляризатором світло. Якщо поляризатор і аналізатор розташовані у взаємно перпендикулярних напрямках, аналізатор не пропускає світло, що пройшло через поляризатор.

В поляриметрі між поляризатором і аналізатором встановлюють кювету з розчином цукру. Цукор повертає площину поляризації на певний кут, який залежить від концентрації цукру в розчині. Концентрацію цукру в розчині визначають по куту, на який необхідно повернути аналізатор, щоб відновити проходження через нього поляризованого світла.

Світловий мікроскоп. Мікроскоп є одним з

найбільш часто використовуваних в медицині фізичних приладів. Світловий мікроскоп є в кожній клінічній лабораторії. Для домашнього ж використання Ви можете придбати дитячий мікроскоп.

Мікроскоп застосовується для збільшення аналізованих об'єктів. Для цього в мікроскопі використовують дві лінзи. Одна з них розташована біля досліджуваного об'єкта і називається **об'єктивом**. Інша лінза - дозволяє розглянути кінцеве зображення об'єкта і називається **окуляром**, або **очною лінзою**. Об'єктив і окуляр - збирають лінзи з невеликою фокусною відстанню. Насправді обидві лінзи являють собою сукупність декількох лінз, які разом сприяють зменшенню хроматичної та сферичної аберації.

При використанні мікроскопа об'єкт (**AB**) встановлюють на трохи більшій відстані від об'єктива, ніж його фокусна відстань F_1 від центру лінзи об'єктива (Рис. 6). Він формує дійсне, перевернуте і збільшене зображення об'єкта (**A₁B₁**) в тубусі мікроскопа. Зображення, отримане за допомогою об'єктива, стає об'єктом для окуляра, який розташований так, щоб зображення об'єктива знаходилося попереду фокусу F_2 лінзи окуляра. Окуляр функціонує як просте збільшувальне скло, яке використовується для перегляду зображення, отриманого за допомогою об'єктива. В результаті формується уявне, перевернуте і збільшене зображення початкового об'єкта (або уявне, пряме, збільшене зображення- зображення, отриманого за допомогою об'єктива) – **A₂B₂**.

Загальне збільшення мікроскопа знаходять, помноживши збільшення об'єктива на збільшення окуляра. Величину збільшення кожної з лінз визначають відношенням відстані від даного об'єкту до фокусної відстані об'єктива і окуляра.

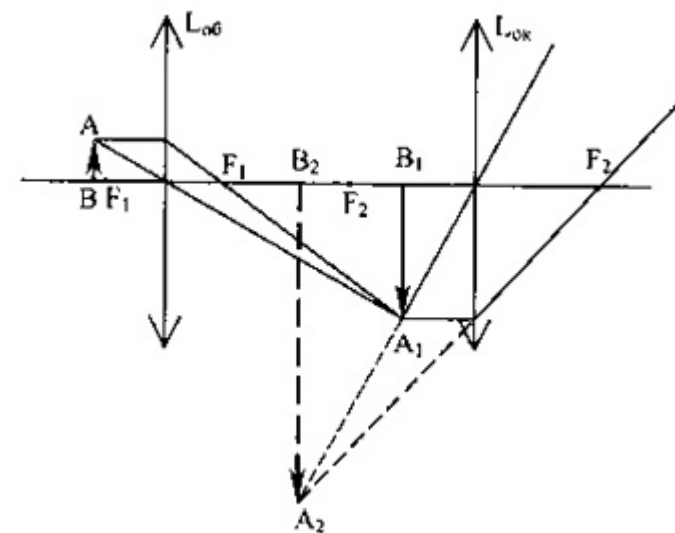


Рис. 6. Побудова зображення в світловому мікроскопі.

Дозволяюча здатність і корисне збільшення в мікроскопах

Якість зображення, отриманого за допомогою мікроскопа, залежить від дозволяючої здатності мікроскопа. **Дозволяюча здатність мікроскопа** - величина, зворотна мінімальній відстані між двома точками в **зразку**, при якому ці точки видно окремо. Коли ця відстань порівняна з довжиною хвилі світла, відбувається дифракція світла, і зображення стає тьмяним. Мінімальна відстань **d**, що може бути вирішена мікроскопом: $d = \lambda / (2 n \sin \theta)$, (10.5) де λ - довжина хвилі світла в повітрі, **n** - показник заломлення середовища між об'єктивом лінзи і досліджуваним об'єктом і θ - так званий апертурний кут (рис. 7).

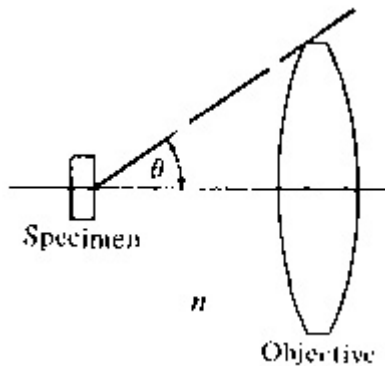


Рис. 7. Апертурний кут

Апертурний кут - кут між двома крайніми променями конічного світлового пучка, що виходить з точки розглянутого предмета та потрапляє в об'єктив. Апертура об'єктива, рівна $A = n \cdot \sin \theta / 2$, (10.6) позначена на інструменті. Якщо дві точки в зразку розділені менш ніж на d , їх дифракційні картини накладаються одна на одну, в результаті чого вони не можуть бути розрізнені окремо.

Обчислено, що межа дозволяючої властивості світлового мікроскопа складає близько 250 нанометрів, що дозволяє отримати **корисне збільшення (при якому око розрізняє всі елементи структури об'єкта, встановлені мікроскопом) рівне 400**. Ця величина є межею корисного збільшення звичайного світлового мікроскопа. Більше збільшення не сприятиме розгляду ніяких додаткових деталей об'єкта.

Є два шляхи поліпшити дозволяючу властивість мікроскопа: використовувати найбільш короткі довжини світлових хвиль і заповнювати простір між аналізованим об'єктом і об'єктивом рідиною з великими показниками

заломлення. Так, занурення об'єкта в масло кедра, яке має показник заломлення $n = 1,4$, дозволяє поліпшити зображення об'єкта. Ультрафіолетові промені мають меншу довжину хвилі, ніж видиме світло, і дозволяють збільшити дозволяючу властивість мікроскопа. Крім того, ультрафіолетові мікроскопи використовуються для вивчення структури біологічних макромолекул (наприклад, нуклеїнових кислот і білків), які сильно поглинають ультрафіолетове світло, що дозволяє отримувати хороший контраст.

Поляризаційний і інтерференційний мікроскопи. Електронний мікроскоп

В поляризаційних і інтерференційних мікроскопах використовують хвильові властивості світла для поліпшення контрасту розглянутих прозорих структур.

В поляризаційних мікроскопах об'єкт, що має довільну і нерегулярну структуру, висвітлюють поляризованим світлом. Після проходження через об'єкт, світло надходить в аналізатор, встановлений під кутом 90° до початкової площини поляризації. В такому положенні під час відсутності об'єкта або якщо об'єкт однорідний поляризоване світло не проходить через аналізатор.

Часто об'єкт містить структури, показники заломлення яких залежать від напрямку світлового променя і напрями напруженості електричного поля. Наприклад, А-диски в саркомерах поперечно-смугастих м'язів. При попаданні на них поляризованого світла площина його поляризації повертається, і світло частково проходить через аналізатор.

В інтерференційному мікроскопі, освітлюючий об'єкт, світло розділяється на два промені. Один промінь проходить через об'єкт, що має структури з різними показниками заломлення. Другий промінь не проходить через об'єкт, прямує в об'єктив. Після проходження

першого променя через об'єкт, виникає різниця фаз між двома променями. При з'єднанні променів в окулярній частині приладу між ними відбувається інтерференція, і формується інтерференційна картина, яка представляє собою області різних інтенсивностей світла. Таким чином, багато структур прозорого об'єкта, що володіють різними показниками заломлення, стають видимими.

Як було згадано вище, дозволяюча властивість світлового мікроскопа обмежена величиною довжини хвилі світла. Значно більшу дозволяючу властивість можна досягти заміною світла на потік електронів. Хоча електрони є частинками, вони також мають хвильові властивості. В **електронних мікроскопах** електрони, отримані термоемісією, направляються і прискорюються різницею електричних потенціалів і фокусуються магнітними лінзами. Довжина хвилі, отримана за допомогою електронів, прискорених різницею потенціалів 50кВ, в 5-10 раз менше довжини хвиль видимого світла. На практиці розширення електронного мікроскопа майже в 1000 разів перевищує граничну дозволяючу властивість світлового мікроскопа.

Лекція №11. Біофізика зору

Структура людського ока

Людське око - чудове досягнення еволюції і відмінний оптичний інструмент. Поріг чутливості ока близький до теоретичної межі, обумовленої квантовими властивостями світла, зокрема дифракцією світла. Діапазон сприймаємих

оком інтенсивностей становить , фокус може швидко переміщатися від дуже короткої відстані до нескінченності. Око є системою лінз, яка формує перевернуте дійсне зображення на світлочутливій поверхні. Очне яблуко має приблизно сферичну форму з діаметром близько 2,3 см. Зовнішня його оболонка є майже волокнистим непрозорим шаром, званим **склерою**. Світло надходить в око через рогівку, що представляє собою прозору оболонку на зовнішній стороні поверхні **очного яблука**. В центрі **рогівки** розташоване кольорове кільце - райдужкою (райдужна оболонка) із зіницею посередині. Вони діють подібно діафрагмі, здійснюючи регуляцію надходження світла в око.

Кришталик являє собою лінзу, що складається з волокнистого прозорого матеріалу. Його форма і, отже, фокусна відстань можуть змінюватися за допомогою **циліарних м'язів** очного яблука. Простір між рогівкою і лінзою заповнено водянистою рідиною і називається **передньою камерою**. За лінзою розташована прозора желеподібна речовина, яка називається **склоподібним тілом**.

Внутрішня поверхня **очного яблука** покрита сітківкою, яка містить численні нервові клітини - **зорові рецептори: палички і колбочки**, які відповідають на зорові подразнення, генеруючи біопотенціали. Найбільш чутливою областю сітківки є жовта пляма, де міститься найбільша кількість зорових рецепторів. Центральна частина сітківки містить тільки щільно упаковані колбочки. Око обертається, щоб розглянути об'єкт, що вивчається.

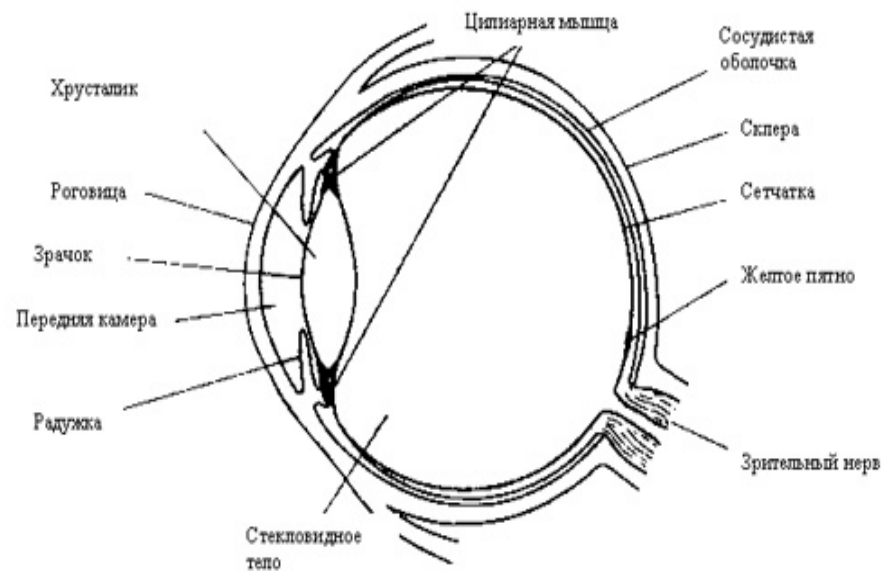


Рис. 1.Око людини

Заломлення в оці

Око є оптичним еквівалентом звичайної фотографічної камери. У ньому є система лінз, апертурна система (зіниця) і сітківка, на якій фіксується зображення. Система лінз ока сформована з чотирьох заломлюючих середовищ: **роговілки, водяної камери, кришталіка, скляного тіла**. Показники їх заломлення не мають значних відмінностей. Вони складають 1,38 для роговілки, 1,33 для водяний камери, 1,40 для кришталіка і 1,4 для склоподібного тіла (рис. 2).

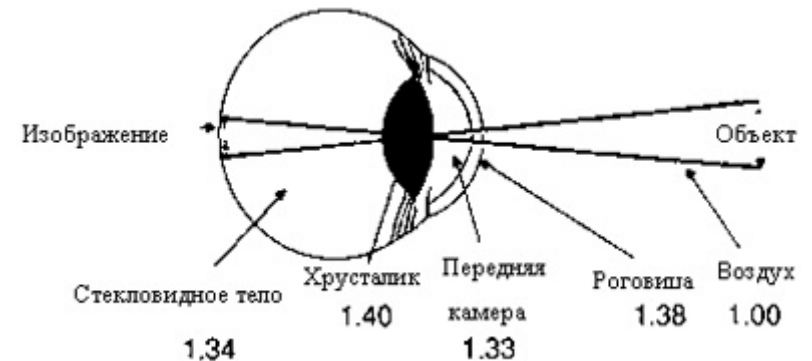


Рис. 2.Око як система заломлюючих середовищ (числа є показниками заломлення)

У цих чотирьох заломлюючих поверхнях відбувається заломлення світла: 1) між повітрям і передньою поверхнею роговілки, 2) між задньою поверхнею роговілки і водяний камерою; 3) між водяний камерою і передньою поверхнею кришталіка, 4) між задньою поверхнею кришталіка і склоподібним тілом. Найбільш сильне заломлення відбувається на передній поверхні роговілки. Роговілка має невеликий радіус кривизни, і показник заломлення роговілки найбільшою мірою відрізняється від показника заломлення повітря. Заломлююча здатність кришталіка менше, ніж у роговілки. Вона становить близько однієї третини загальної заломлюючої потужності системи очних лінз. Причина цієї відмінності в тому, що рідини, що оточують кришталік, мають показники заломлення, які суттєво не відрізняються від показника заломлення кришталіка. Якщо кришталік видалити з ока, оточений повітрям він має показник заломлення майже в шість разів більший, ніж в оці.

Кришталік виконує дуже важливу функцію. Його кривизна може змінюватися, що забезпечує тонке фокусування на об'єкти, розташовані на різних відстанях від ока.

Редуковане око

Редуковане око є спрощеною моделлю реального ока. Воно схематично представляє оптичну систему нормального ока людини. Редуковане око представлено єдиною лінзою (одним заломлюючим середовищем). У редукованому оці всі заломлюючі поверхні реального ока підсумовуються алгебраїчно, формуючи єдину заломлюючу поверхню.

Редукування очей дозволяє провести прості обчислення. Загальна заломлююча здатність середовищ становить майже 59 діоптрій, коли лінза акомодована на зір віддалених об'єктів. Центральна точка редукованого ока лежить попереду сітківки на 17 міліметрів. Промінь з будь-якої точки об'єкта приходить в редуковане око і проходить через центральну точку без заломлення. Так само, як скляна лінза формує зображення на аркуші паперу, система лінз ока утворює зображення на сітківці. Це зменшене, дійсне, перевернуте зображення об'єкта. Головний мозок формує сприйняття об'єкта в прямому положенні і в реальному розмірі.

Акомодація

Для ясного бачення об'єкта необхідно, щоб після заломлення променів, зображення формувалося на сітківці. Зміна заломлюючої сили ока для фокусування близьких і віддалених об'єктів називається **акомодацією**.

Найбільш віддалена точка, на яку фокусується око, називається **дальною точкою** бачення - нескінченність. У цьому випадку паралельні промені, що входять в око, фокусуються на сітківку. Об'єкт видно в деталях, коли він

встановлений якомога ближче до ока. Мінімальна відстань чіткого бачення - близько 7 см при нормальному зорі. У цьому випадку апарат акомодатії знаходиться в максимально напруженому стані. Точка, розташована на відстані 25см, називається **точкою найкращого бачення**, оскільки в даному випадку помітні всі деталі даного об'єкту без максимальної напруги апарату акомодатії, внаслідок чого око може тривалий час не стомлюватися.

Якщо око сфокусоване на об'єкт в ближній точці, він повинен відрегулювати свою фокусна відстань і збільшити заломлюючу силу. Цей процес відбувається шляхом змін форми кришталіка. Коли об'єкт підносять ближче до ока, форма кришталіка змінюється від форми помірно опуклої лінзи в форму опуклої лінзи.

Кришталік утворений волокнистою желеподібною речовиною. Він оточений міцною гнучкою капсулою і має спеціальні зв'язки, що йдуть від краю лінзи до зовнішньої поверхні очного яблука. Ці зв'язки постійно напружені. Форма кришталіка змінюється **циліарним м'язом**. Скорочення цього м'яза зменшує натяг капсули кришталіка, він стає більш опуклим і через природну еластичність капсули приймає сферичну форму. І навпаки, коли циліарний м'яз повністю розслаблений, заломлююча сила лінзи найбільш слабка. З іншого боку, коли циліарний м'яз знаходиться в максимально скороченому стані, заломлююча сила лінзи стає найбільшою. Цей процес керується центральною нервовою системою.

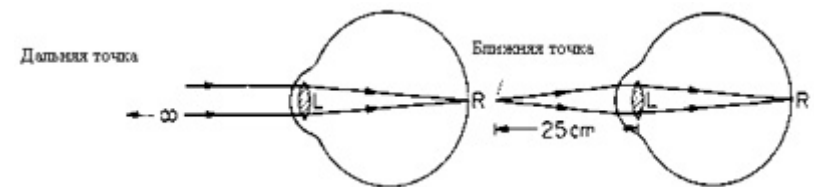


Рис. 3. Акомодація в нормальному оці

Стареча далекозорість

Заломлююча сила кришталика може збільшуватися від 20 діоптрій до 34 діоптрій у дітей. Середня акомодация становить 14 діоптрій. В результаті загальна заломлююча сила ока становить майже 59 діоптрій, коли око акомодувати для далекого зору, і 73 діоптрія - при максимальній акомодациі. При старінні людини кришталик стає більш товстим і менш еластичним. Отже, здатність лінзи змінювати свою форму зменшується з віком. Сила акомодациі зменшується від 14 діоптрій у дитини до менше 2 діоптрій у віці від 45 до 50 років і стає рівною 0 у віці 70 років. Тому лінза майже не акомодується. Це порушення акомодациі називається старечою далекозоркістю. Очі при цьому сфокусовані завжди на постійній відстані. Вони не можуть акомодувати як для ближнього, так і далекого зору. Отже, щоб бачити ясно на різних відстанях, стара людина повинна носити біфокальні окуляри з верхнім сегментом, сфокусованим для далекого бачення, і більш низьким сегментом, сфокусованим для ближнього бачення.

Помилки заломлення

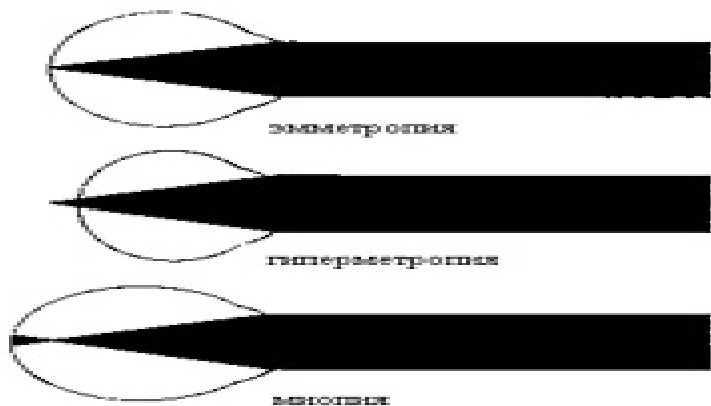


Рис. 4.Заломлення паралельних світлових променів в оці людини.

Емметропія. Вважається, що око буде нормальним (емметропічним), якщо паралельні світлові промені з віддалених об'єктів фокусуються в сітківку при повному розслабленні цилиарного м'яза. Таке око бачить ясно віддалені об'єкти, коли розслаблений цилиарний м'яз, тобто без акомодациі. При фокусуванні об'єктів ближнього діапазону відстаней в оці скорочується цилиарний м'яз, забезпечуючи відповідну ступінь акомодациі.

Гіперметропія (гіперопія). Гіперметропія також відома як далекозорість. Вона обумовлена або малим розміром очного яблука, або слабкою заломлюючою силою системи очних лінз. У таких умовах паралельні світлові промені не переломлюються системою очних лінз достатньою для того, щоб фокус (відповідно зображення) знаходився на сітківці. Для подолання цієї аномалії цилиарний м'яз повинен скоротитися, збільшивши оптичну силу ока. Отже, далекозора людина здатна фокусувати віддалені об'єкти на сітківці, використовуючи механізм акомодациі. Для бачення ближніх об'єктів потужності акомодациі не вистачає. При невеликому резерві акомодациі далекозора людина часто не здатна акомодувати достатньо очі для фокусування не тільки близьких, але навіть віддалених об'єктів. Для корекції далекозорості необхідно збільшити заломлюючу силу ока. При цьому використовують опуклі лінзи, які додають заломлюючу силу до сили оптичної системи ока.

Міопія. При міопії (або короткозорості) паралельні світлові промені з віддалених об'єктів фокусуються перед сітківкою, незважаючи на те, що цилиарний м'яз повністю розслаблений. Це буває через занадто довгого очного яблука, а також внаслідок занадто високої заломлюючої

сили оптичної системи ока. Немає механізму, за допомогою якого око могло б зменшити заломлюючу силу свого кришталіка менш, ніж можливо при повному розслабленні циліарного м'язу. Процес акомодатії призводить до погіршення бачення. Отже, людина з міопією не може фокусувати віддалені об'єкти на сітківку. Зображення може сфокусуватися тільки, якщо об'єкт знаходиться досить близько від ока. Тому, у людини з міопією обмежена далека точка ясного бачення.

Відомо, що промені, які проходять через увігнуту лінзу, переломлюються. Якщо заломлююча сила ока занадто велика, як при міопії, іноді вона може бути нейтралізована увігнутою лінзою. Використовуючи лазерну техніку, можна також відкоригувати занадто велику опуклість роговиці.

Астигматизм. У астигматичному оці заломлююча поверхня рогівки є не сферичної, а еліпсоїдальної форми. Це відбувається через занадто велику кривизну рогівки в одній зі своїх площин. В результаті світлові промені, що проходять через рогівку в одній площині, не заломлюються так само сильно, як промені, що проходять через неї в іншій площині. Вони не збираються в загальному фокусі. Астигматизм не може компенсуватися оком за допомогою акомодатії, але коригувати його можна за допомогою циліндричної лінзи, яка виправить помилку в одній з площин.

Корекція оптичних аномалій контактними лінзами

Нещодавно для корекції різних аномалій зору стали використовувати пластичні контактні лінзи. Вони встановлюються проти передньої поверхні рогівки і фіксуються тонким шаром сліз, який заповнює простір між

контактною лінзою і рогівкою. *Жорсткі контактні лінзи* роблять з жорсткої пластмаси. Їх розміри складають 1мм в товщину і 1см в діаметрі. Також існують *м'які контактні лінзи*. Контактні лінзи замінюють рогівку як зовнішню сторону ока і майже повністю анулюють частку заломлюючої здатності ока, яка відбивається в нормі на передній поверхні рогівки. При використанні контактних лінз передня поверхня рогівки не відіграє значущої ролі в заломленні ока. Основну роль починає виконувати передня поверхня контактної лінзи. Особливо важливо це в осіб з ненормально сформованою рогівкою. Іншою особливістю контактних лінз є те, що, повертаючись разом з оком, вони дають більш широку область ясного бачення, ніж це роблять звичайні окуляри. Вони є також більш зручними у використанні для художників, спортсменів і т.і.

Гострота зору

Здатність людського ока ясно бачити дрібні деталі обмежена. Нормальне око може розрізняти різні точкові джерела світла, розташовані на відстані 25 секунд дуги. Тобто, коли світлові промені з двох окремих точок потрапляють в око під кутом більше 25 секунд між ними, їх видно в якості двох точок. Промені з меншим кутовим розділенням не можуть бути видимі.

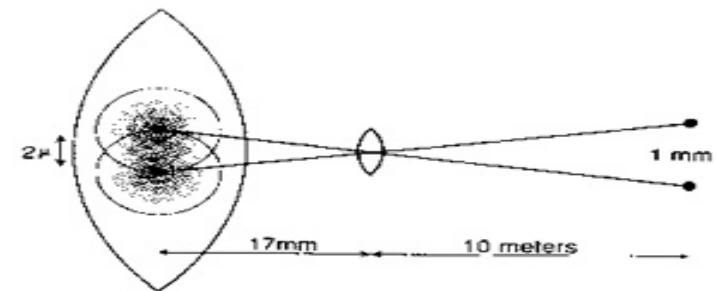


Рис. 7. Максимальна гострота зору для двох точкових джерел світла.

Це означає, що людина з нормальною гостротою зору може розрізнити дві точки світла на відстані 10 метрів, якщо вони один від одного знаходяться на відстані 2 міліметри.

Наявність цієї межі передбачено структурою сітківки. Середній діаметр рецепторів в сітківці становить майже 1,5 мікрометрів. Людина може нормально розрізнити дві окремі точки, якщо в сітківці відстань між ними становить 2 мікрометра. Таким чином, щоб розрізнити два невеликих об'єкти, вони повинні порушити дві різні колбочки. Принаймні, між ними буде знаходитись одна незбуджена колбочка.

Лекція №12. Рентгенівське випромінювання і його застосування в медицині

Природа рентгенівських променів

Рентгенівські промені були виявлені випадково в 1895 році знаменитим німецьким фізиком Вільгельмом Рентгеном. Він вивчав катодні промені в газорозрядній трубці низького тиску при високій напрузі між її електродами. Незважаючи на те, що трубка лежить у чорному ящику, Рентген звернув увагу, що флюоресцентний екран, випадково знаходився поруч, всякий раз світився, коли діяла трубка. Трубка виявилася джерелом випромінювання, яке могло проникати через папір, дерево, скло і навіть пластинку алюмінію товщиною в півтора сантиметра.

Рентген визначив, що газорозрядна трубка є джерелом нового виду невидимого випромінювання, що володіє великою проникаючою здатністю. Учений не міг визначити чи було це випромінювання потоком частинок або хвиль, і він вирішив дати йому назву X-промені. В наслідок їх назвали рентгенівськими променями. Тепер відомо, що **X-промені** - вид електромагнітного випромінювання, що має меншу довжину хвилі, ніж ультрафіолетові електромагнітні хвилі. Довжина хвилі X-променів коливається від 70 нм до 10-5нм. Чим коротше довжина хвилі X-променів, тим більша енергія їх фотонів і більша проникаюча здатність. X-промені з порівняно

великою довжиною хвилі (більше 10 нм), називаються **м'якими**. Довжина хвилі 1 - 10нм характеризує **жорсткі** X-промені. Вони мають величезну проникаючу здатність.

Отримання рентгенівського випромінювання

Рентгенівські промені виникають, коли швидкі електрони, або катодні промені, стикаються зі стінками або анодом газорозрядної трубки низького тиску. Сучасна рентгенівська трубка являє собою вакуумізований скляний балон з розташованими в ньому катодом і анодом. Різниця потенціалів між катодом і анодом (антикатод), досягає кілька сотень кіловольт. **Катод** являє собою вольфрамову нитку, підігріваємою електричним струмом. Це призводить до випускання катодом електронів в результаті термоелектронної емісії. Електрони прискорюються електричним полем в рентгенівській трубці. Оскільки в трубці дуже невелике число молекул газу, то електрони по шляху до аноду практично не втрачають своєї енергії. Вони досягають **анода** з дуже великою швидкістю.

Рентгенівські промені виникають завжди, коли електрони, що рухаються з високою швидкістю, гальмуються матеріалом анода. Велика частина енергії електронів розсіюється у вигляді тепла. Тому анод необхідно штучно охолоджувати. Анод в рентгенівській трубці повинен бути зроблений з металу, що має високу температуру плавлення, наприклад, з вольфраму.

Частина енергії, не розсіяна у формі тепла, перетворюється в енергію електромагнітних хвиль (**рентгенівські промені**). Таким чином, рентгенівські промені є результатом бомбардування електронами речовини анода. Є два типи рентгенівського випромінювання: **гальмівне і характеристичне**.

Гальмівне рентгенівське випромінювання

Гальмівне рентгенівське випромінювання виникає при гальмуванні електронів, що рухаються з великою швидкістю, електричними полями атомів анода. Умови гальмування

окремих електронів не однакові. У результаті в енергію рентгенівського випромінювання переходять різні частини їх кінетичної енергії. *Спектр гальмівного рентгенівського випромінювання* не залежить від природи речовини анода. Як відомо, енергія фотонів рентгенівських променів визначає їх частоту і довжину хвилі. Тому гальмівне рентгенівське випромінювання не є монохроматичним. Воно характеризується різноманітністю довжин хвиль, що може бути представлено суцільним (безперервним) спектром.

Рентгенівські промені не можуть мати енергію більшу, ніж кінетична енергія електронів, що їх утворює. Найменша довжина хвилі рентгенівського випромінювання відповідає максимальній кінетичній енергії електронів, що гальмуються. Чим більша різниця потенціалів у рентгенівській трубці, тим менші довжини хвилі рентгенівського випромінювання можна отримати.

Характеристичне рентгенівське випромінювання

Характеристичне рентгенівське випромінювання має не суцільний, а **лінійчатий спектр**. Цей тип випромінювання виникає, коли швидкий електрон, досягаючи анода, проникає у внутрішні **орбіти** атомів і вибиває один з їх електронів. В результаті з'являється вільне місце, яке може бути заповнено іншим електроном, що спускається із однієї з верхніх атомних орбіт. Такий перехід електрона з більш високого на нижчий енергетичний рівень викликає рентгенівське випромінювання певної дискретної довжини хвилі. Тому характеристичне рентгенівське випромінювання має лінійчатий спектр. Частота ліній характеристичного випромінювання повністю залежить від структури електронних орбіт атомів анода.

Лінії спектра характеристичного випромінювання різних хімічних елементів мають однаковий вигляд, оскільки структура їх внутрішніх електронних орбіт ідентична. Але довжина їх хвилі і частота, завдяки енергетичним відмінностям між внутрішніми орбітами важких і легких атомів.

Частота ліній спектра характеристичного рентгенівського випромінювання змінюється у відповідність з атомним номером металу і визначається **рівнянням Мозлі**:

$$\nu^{1/2} = A(Z - B), \quad (12.1)$$

де **Z** - атомний номер хімічного елемента, **A** і **B** – (константи. .)

Первинні фізичні механізми взаємодії рентгенівського випромінювання з речовиною

Для первинної взаємодії між рентгенівським випромінюванням і речовиною характерно три механізми:

1. Когерентне розсіювання. Ця форма взаємодії відбувається, коли фотони рентгенівських променів мають меншу енергію, ніж енергія зв'язку електронів з ядром атома. У такому випадку, енергія фотона виявляється недостатньою для звільнення електронів з атомів речовини. Фотон не поглинається атомом, але змінює напрям розповсюдження. При цьому довжина хвилі рентгенівського випромінювання залишається незмінною.

2. Фотоелектричний ефект (фотоелектр). Коли фотон рентгенівського випромінювання досягає атома речовини, він може вибити один з електронів. Це відбувається в тому випадку, якщо енергія фотона перевищує енергію зв'язку електрона з ядром. При цьому фотон поглинається, а електрон вивільняється з атома. Якщо фотон несе, більшу енергію, ніж необхідно для вивільнення електрона, він передасть залишок енергії звільненому електрону у формі кінетичної енергії. Цей феномен, називається **фотоелектричним ефектом**, відбувається при поглинанні відносно низькоенергетичного рентгенівського випромінювання. Атом, який втрачає один зі своїх електронів, стає позитивним іоном. Тривалість існування вільних електронів дуже коротка. Вони поглинаються нейтральними атомами, які перетворюються при цьому в негативні іони. Результатом фотоелектричного ефекту є інтенсивна іонізація речовини.

Якщо енергія фотона рентгенівського випромінювання менша, ніж енергія іонізації атомів, то **атоми переходять в збуджений стан, але не іонізуються.**

3. Некогерентне розсіяння (ефект Комптона). Цей ефект виявлений американським фізиком Комптоном. Він відбувається, якщо речовина поглинає рентгенівські промені малої довжини хвилі. Енергія фотонів таких рентгенівських променів завжди більше, ніж енергія іонізації атомів речовини. Ефект Комптона є результатом взаємодії високоенергетичного фотона рентгенівських променів з одним з електронів зовнішньої оболонки атома, який має порівняно слабкий зв'язок з атомним ядром. Високоенергетичний фотон передає електрону деяку частину своєї енергії. Збуджений електрон вивільняється з атома. Частина енергії первинного фотона випромінюється у вигляді фотона рентгенівського випромінювання більшої довжини хвилі під деяким кутом до напрямку руху первинного фотона. Вторинний фотон може іонізувати інший атом і т.і. Ці зміни напрямку і довжини хвилі рентгенівських променів відомі як **ефект Комптона.**

Деякі ефекти взаємодії рентгенівського випромінювання з речовиною

Як було згадано вище, рентгенівські промені здатні збуджувати атоми і молекули речовини. Це може викликати **флюоресценцію** певних речовин (наприклад, сульфату цинку). Якщо паралельний пучок рентгенівських променів направити на непрозорі об'єкти, то можна спостерігати як промені пройдуть крізь об'єкт, поставивши екран, покритий флюоресцируючою речовиною.

Флюоресцентний екран можна замінити фотографічною плівкою. Рентгенівські промені роблять на фотографічну емульсію таку ж дію, як і світло. Обидва методи використовуються в практичній медицині.

Іншим важливим ефектом рентгенівського випромінювання є їх **іонізуюча здатність.** Це залежить від їх довжини хвилі і енергії. Цей ефект забезпечує метод для

вимірювання інтенсивності рентгенівського випромінювання. Коли рентгенівські промені проходять через іонізаційні камеру, виникає електричний струм, величина якого пропорційна інтенсивності рентгенівського випромінювання.

Поглинання рентгенівського випромінювання речовиною

При проходженні рентгенівських променів через речовину їх енергія зменшується через поглинання і розсіяння.

Ослаблення інтенсивності паралельного пучка рентгенівських променів, що проходять через речовину, визначається **законом Бугера:**

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu d}, \quad (12.1)$$

-де I_0 - початкова інтенсивність рентгенівського випромінювання; I - інтенсивність рентгенівських променів, що пройшли через шар речовини, d - товщина поглинаючого шару, μ - лінійний коефіцієнт ослаблення. Він дорівнює сумі двох величин: τ - лінійного коефіцієнта поглинання і σ - лінійного коефіцієнта розсіювання: $\mu = \tau + \sigma$. (12.2)

В експериментах виявлено, що лінійний коефіцієнт поглинання залежить від атомного номера речовини та довжини хвилі рентгенівських променів: $\tau = k\rho Z^3\lambda^3$, (12.3) де k - коефіцієнт прямої пропорційності, ρ - щільність речовини, Z - атомний номер елемента, λ - довжина хвилі рентгенівських променів. Залежність від Z дуже важлива з практичної точки зору. Наприклад, коефіцієнт поглинання кісток, які складаються з фосфату кальцію, майже в 150 разів перевищує коефіцієнт поглинання м'яких тканин ($Z = 20$ для кальцію і $Z = 15$ для фосфору). При проходженні рентгенівських променів через тіло людини, кістки чітко виділяються на тлі м'язів, сполучної тканини і т.і.

Відомо, що травні органи мають таку ж величину коефіцієнта поглинання, як і інші м'які тканини. Але тілько стравоходу, шлунка і кишечника можна розрізнити, якщо пацієнт прийме всередину контрастну речовину - **сірчаноокислий барій ($Z = 56$ для барію).** Сірчаноокислий барій

дуже непрозорий для рентгенівських променів і часто використовується для рентгенологічного обстеження шлунково-кишкового тракту. Певні непрозорі суміші вводять у кров'яне русло для того, щоб дослідити стан кровоносних судин, нирок і т.і. Як контрастну речовину в цьому випадку використовують **йод, атомний номер якого становить 53.**

Залежність поглинання рентгенівських променів від **Z** використовують також для захисту від можливої шкідливої дії рентгенівського випромінювання. Для цієї мети застосовують свинець, величина **Z** для якого дорівнює 82.

Застосування рентгенівського випромінювання в медицині

Причиною застосування рентгенівського випромінювання в діагностиці послужила їхня **висока проникаюча здатність**. В перший час після відкриття, рентгенівське випромінювання використовувалося здебільшого, для дослідження переломів кісток і позиціонування чужорідних тіл (наприклад, куль) в тілі людини. В даний час застосовують декілька методів діагностики за допомогою рентгенівських променів (**рентгенодіагностика**).

Рентгеноскопія. Рентгенівський прилад складається з джерела рентгенівських променів (рентгенівської трубки) і флюоресціюючого екрану. Після проходження рентгенівських променів через тіло пацієнта лікар спостерігає тіньове його зображення. Між екраном і очима лікаря має бути встановлено свинцеве вікно для того, щоб захистити лікаря від шкідливої дії рентгенівських променів. Цей метод дає можливість вивчити **функціональний стан деяких органів**. Наприклад, лікар безпосередньо може спостерігати рухи легенів, проходження контрастної речовини по шлунково-кишковому тракту. Недоліки цього методу - недостатньо контрастні зображення і порівняно великі дози випромінювання, одержувані пацієнтом під час процедури.

Флюорографія. Цей метод полягає в отриманні фотографії із зображенням частини тіла пацієнта. Використовують, як правило, для попереднього дослідження стану внутрішніх

органів пацієнтів за допомогою малих доз рентгенівського випромінювання.

Рентгенографія. (Радіографія рентгенівських променів). Це метод дослідження за допомогою рентгенівських променів, в ході якого зображення записується на фотографічну плівку. Фотографії робляться зазвичай в двох перпендикулярних площинах. Цей метод має деякі переваги. Рентгенівські фотографії містять більше деталей, ніж зображення на флюоресцентному екрані, і тому вони є більш інформативними. Вони можуть бути збережені для подальшого аналізу. Загальна доза випромінювання менша, ніж застосовувана в рентгеноскопії.

Комп'ютерна рентгенівська томографія. Оснащений обчислювальною технікою осьовий томографічний сканер є найбільш сучасним **апаратом рентгенодіагностики**, який дозволяє отримати чітке зображення будь-якої частини людського тіла, включаючи м'які тканини органів.

Перше покоління **комп'ютерних томографів (КТ)** включає спеціальну рентгенівську трубку, яка прикріплена до циліндричної рами. На пацієнта направляють тонкий пучок рентгенівських променів. Два детектори рентгенівських променів прикріплені до протилежної сторони рами. Пацієнт перебуває в центрі рами, що може обертатися на 180 ° навколо його тіла.

Рентгенівський промінь проходить через нерухомий об'єкт. Детектори отримують і записують показники поглинання різних тканин. Записи роблять 160 раз, поки рентгенівська трубка переміщується лінійно вздовж скануємої площині. Потім рама повертається на 1 °, і процедура повторюється. Запис триває, поки рама не повернеться на 180 °. Кожен детектор записує 28800 кадрів (180x160) протягом дослідження. Інформація обробляється комп'ютером, і за допомогою спеціальної комп'ютерної програми формується зображення вибраного шару.

Друге покоління КТ використовує кілька пучків рентгенівських променів і до 30 їх детекторів. Це дає можливість прискорити процес дослідження до 18 секунд.

В третьому поколінні **КТ** використовується новий

принцип. Широкий пучок рентгенівських променів у формі віяла перекриває досліджуваний об'єкт, і рентгенівське випромінювання, що пройшло крізь тіло, записується кількома сотнями детекторів. Час, необхідний для дослідження, скорочується до 5-6 секунд.

КТ має безліч переваг в порівнянні з більш ранніми методами рентгенодіагностики. Вони характеризуються високою дозволяючою спроможністю, яка дає можливість розрізнити тонкі зміни м'яких тканин. КТ дозволяє виявити такі патологічні процеси, які не можуть бути виявлені іншими методами. Крім того, використання КТ дозволяє зменшити дозу рентгенівського випромінювання, одержуваного в процесі діагностики пацієнтами.

Лекція №13. Радіоактивність. Іонізуючі випромінювання

Атомне ядро

Відомо, що атомне ядро є невеликим утворенням, що складається з **нуклонів**, які включають два типи елементарних частинок: **протони і нейтрони**. Протон має позитивний електричний заряд, рівний по величині заряду електрона. Маса протона в 1840 разів перевищує масу електрона. **Нейтрон** майже на 0,1% більше, ніж протон, і не має електричного заряду.

Кожне ядро характеризується атомним числом (номером заряду) **Z** і масовим номером **A**. **Z** дорівнює кількості протонів і загальному числу нуклонів в атомному ядрі. Ядра, які мають одне і теж атомне число, але різні масові числа, називаються **ізотопами**. Ізотопи елемента є майже ідентичними в хімічному відношенні.

В атомному ядрі діють три види сил:

(1) **Міцні ядерні сили** притягання, що діють на близькій відстані, неелектричні за своєю природою. Вони діють між нуклонами, утримуючи їх разом.

(2) **Електричні сили**, які менші за величиною, є силами відштовхування між зближеними протонами, але відіграють важливу роль.

(3) **Слабкі взаємодії**, які значно слабкіше, ніж ядерні та електромагнітні сили. Вони відповідальні за **бета-розпад**.

В природі існує понад **100 ізотопів** природного походження і близько **300 штучно створених радіоактивних елементів**. Але є найбільш нестійкі нукліди, які мають тенденцію до спонтанного руйнування.

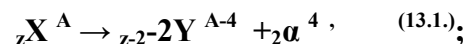
Радіоактивність

Радіоактивність - спонтанний розпад (дезінтеграція) атомного ядра з випромінюванням субатомних частинок і електромагнітних променів. Цей феномен був виявлений в 1896р французьким **фізиком Беккерелем**. Він виявив, що уран випускає невидимі промені, які могли проходити через непрозорий контейнер і діяти на фотографічну пластину. Незабаром **П'єр і Марія Кюрі** виявили інші радіоактивні елементи: **полоній і радій**. Радіоактивність скоро була визнана найбільш концентрованим джерелом енергії з тих, які були вже відомі.

Незабаром було виявлено, що уранове випромінювання створено трьома компонентами: **α -**, **β -і γ -** променями. **Резерфорд і Содді** показали, що радіоактивність є результатом розпаду атомного ядра. В процесі розпаду ядро одного хімічного елемента перетворюється на ядро іншого елемента. Існує два основних види спонтанного розпаду ядер.

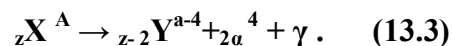
α -розпад. Цей тип розпаду зазвичай спостерігається у важких нестійких ядрах. При цьому руйнується атомне ядро X ("материнське ядро"), утворюється **α -частинка** і

нове ядро Y ("дочірнє ядро"). α -частинка є ядро гелію, що має два протони і два нейтрони:



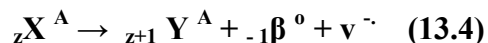
Таким чином, атомний номер дочірнього ядра зменшений на два і масовий номер на чотири по відношенню до материнського ядра. Кінетична енергія α -частинки дуже велика, і вона залишає материнське ядро з великою швидкістю.

При α -розпаді дочірнє ядро може переходити в збуджений стан. Електрони займають більш високі енергетичні рівні, які нестійкі. Тому протягом короткого часу, вони переміщуються на більш низький енергетичний рівень і надлишок енергії випромінюється у формі γ -променів, що представляють собою електромагнітні хвилі, або **фотони**. Вони повністю еквівалентні світловим хвилям і рентгенівським променям, які випускаються збудженими атомами, але мають велику енергію. Довжина хвилі-променів коротше, ніж довжина хвилі рентгенівських променів:

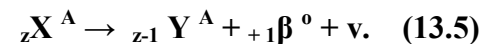


β -розпад спостерігається в нестійких **ізотопах** більш легких ядер (**гідроген, натрій, азот і т.п.**). **β -частинка** випускається материнським ядром і утворюється дочірнє ядро. Є три типи β -розпаду: **електронний β -розпад, позитронний β -розпад та електронне захоплення.**

а) електронний β -розпад: з материнського ядра утворюється електрон ($-\beta^0$ -частка). Атомний номер дочірнього ядра підвищується на одиницю в порівнянні з материнським ядром. Також утворюється **антинейтрино** - незаряджена частинка, практично не має маси - ν :



б) позитронний β -розпад з материнського ядра випускаються позитрон ($+\beta^0$ -частинка) і нейтрино (ν). Атомний номер дочірнього ядра зменшується на одиницю в порівнянні з материнським:



Позитрони - позитивно заряджені частинки з такою ж масою, як електрон. Вони є античастинками електронів.

Вважають, що всі елементарні частинки мають античастинки (**антипротони, антинейтрони і т.і.**). Вищезазначене **антинейтрино** є античастинкою нейтрино. **Коли деяка частинка взаємодіє зі своєю античастинкою, вони взаємознищуються з утворенням γ -променів.**

с) електронне захоплення. Один з атомних електронів взаємодіє з ядром (найчастіше з **K-рівня**, але може і з **L-, M-рівнів**) і захоплюється ним. В результаті **протон ядра перетворюється в нейтрон:**



Оскільки при цьому звільняються місця на внутрішніх оболонках і на них переходять електрони з вищих оболонок, то при цьому випромінюється характеристичне рентгенівське випромінювання.

В основі всіх типів розпадів лежать перетворення протона в нейтрон і нейтрона в протон. γ -промені випускаються в дочірніх ядрах при переході електронів з вищих енергетичних рівнів на нижчі.

Активність. Закон ядерного розпаду

Існує два види радіоактивності: **природна і штучна.** **Природна** радіоактивність відбувається спонтанно без будь-якого зовнішнього впливу. Вона є результатом нестабільності деяких ядер. Нестійкі ізомери перетворюються в ізомери інших хімічних елементів.

Штучна радіоактивність є розпадом штучно отриманих ізотопів в результаті ядерних реакцій.

Активність - показник дезінтеграції радіоактивних елементів, або показник зменшення кількості радіоактивних ядер в процесі їх розпаду. Одиницею виміру є **бекерель (Бк)**. Один **1Бк** дорівнює одному розпаду в секунду. Іноді застосовують іншу одиницю виміру - **кюрі (Кі)**. **1Кюрі** становить $3,7 \cdot 10^{10}$ розпадів за секунду. Наприклад, активність 1г радію становить $3,7 \cdot 10^{10}$ Бк, або **1Кі**.

Ядерний розпад є імовірнісним процесом. Неможливо точно передбачити, коли руйнуватиметься дане ядро. Але кількість ядер постійно зменшується. Зміна dN числа ядер від вихідного числа N_0 , що відбувається протягом короткого часу dt , пропорційно N_0 і λ :

$$dN / dt = -\lambda \cdot N_0 \quad (13.7)$$

Знак мінус вказує на те, що N_0 зменшується, і dN негативне. Константа λ залежить від типу ядер і називається константою радіоактивного розпаду. Рішенням рівняння (1) є функція

$$N = N_0 \cdot e^{-\lambda t} \quad (13.8)$$

Ця функція має на увазі, що якщо за час $t = 0$ є N_0 ядер, то через час t число ядер які залишилися буде N . Ця функція називається **експоненційною формулою розпаду**.

Зручно характеризувати ядерний розпад періодом напіврозпаду. **Період напіврозпаду** - це час, необхідний для розпаду половини вихідних ядер. Різні радіоактивні ядра мають період напіврозпаду в широкому діапазоні (наприклад, від 4,5 мільярдів років для урану до 10-4 сек для одного з ізотопів радію).

Іонізуючі випромінювання

Радіоактивний розпад ядер призводить до утворення

декількох типів **іонізуючих випромінювань**. Таке випромінювання, проходячи через речовини, **іонізує** їх атоми і молекули, тобто перетворює їх на електрично заряджені частинки - **іони**. Термін "**іонізуючі випромінювання**" включає не тільки радіоактивні випромінювання, але також рентгенівські промені.

Усі види іонізуючих випромінювань можуть бути поділені на два типи: **(1) атомне випромінювання**: α -частинки, β -частинки (електрони і позитрони), протони, нейтрони тощо; і **(2) хвильове випромінювання** - γ -промені і рентгенівські промені.

Взаємодія іонізуючих випромінювань з речовиною

α - частинки залишають материнські ядра з великою швидкістю. При проходженні через речовину, їх рух сповільнюється і припиняється через взаємодію з електронами атомів речовини. **β - частки і протони** піддаються також частим зіткненням з атомними електронами. Вони передають електронам деяку енергію, а також діють на електрони електричним полем. В результаті радіоактивні частинки збуджують і іонізують атоми речовини. При одиночному зіткненні α -частинка передає тільки невелику частину своєї енергії. Поки частка зупиниться, відбувається багато зіткнень. В результаті у речовині залишається слід, який складається з декількох десятків тисяч іонів. При зменшенні кінетичної енергії радіоактивної частинки вона набуває два електрони і стає **нейтральним атомом гелію**.

Оскільки α -частинка набагато більша, ніж електрон, вона практично не відхиляється при зіткненнях, і її шлях представляє собою майже пряму лінію. Цей шлях α -частинок і протонів в речовині дуже короткий. Середній діапазон відстані пройдені до зупинки змінюється обернено пропорційно щільності середовища. Проникаюча здатність α -частинок невелика. Вони проходять лише

близько 4см в повітрі і не проникають через лист паперу і верхні шари клітин шкіри людини.

β-частинки. Електрони й позитрони вилітають з материнських ядер із значно більшими швидкостями, ніж α-частинки. Однак, на відміну від α-частинок, швидкості α-частинок значно різняться. α-частинки проникають набагато глибше в речовину. Вони також вступають у конкуренцію з електронами атомів середовища і втрачають енергію, головним чином, порушуючи і іонізуючи атоми.

Кінетична енергія електрона значно менша, ніж у α-частинки. Її величина достатня, щоб іонізувати лише кілька десятків атомів. Через невеликої маси, β-частинки сильно відхиляються при кожному зіткненні з електронами атомів речовини. Отже, електрони розповсюджуються в речовині не по прямій лінії, а довільно. Діапазон пробігу електронів в повітрі становить кілька десятків сантиметрів. Вони можуть бути зупинені кількома сантиметрами дерева.

Діапазон пробігу позитронів є приблизно таким же, як і у електронів. В кінцевому рахунку **позитрон** сповільнюється, і взаємодіючи з електроном, знищується з випусканням **γ-променів**.

γ-промені іонізують речовину, втрачаючи енергію, передаючи її електронам атомів речовини. Вони мають широкий діапазон довжин пробігу в речовині і можуть пройти навіть через тіло людини. Для захисту від γ-променів, в залежності від їх енергії, потрібно товстий екран, зроблений з важкої речовини, наприклад, свинцю. γ-промені передають енергію електронам в ході трьох процесів:

а). Фотоелектричний ефект виявляється, якщо γ-промені мають порівняно невелику енергію, а також при взаємодії з речовиною рентгенівських променів. Фотон γ-променя поглинається атомом, в результаті чого звільняється

електрон. Цей процес найбільш вірогідний для атомів з великими зарядовими числами.

б). Якщо енергія фотонів γ-променів більше, ніж енергія іонізації атомів речовини, то домінує **ефект Комптона**. Фотон передає деяку (але не всю) енергію електрону атома і може іонізувати ще деяке число атомів.

с). **Створення пари електрон-позитрон.** Якщо енергія γ-фотона більша, ніж у вищезгаданих процесах, вона поглинається атомним ядром, і утворюється пара частинок (**електрон і позитрон**).

Ймовірність поглинання γ-променів зменшується при наростанні їх енергії, оскільки при збільшенні енергії γ-променів вони стають більш проникаючими.

Нейтрони

Нейтрони є незарядженими частками і виробляють іонізацію побічно, взаємодіючи спочатку з атомними ядрами, а не з електронами. Вони мають широкий діапазон довжини пробігу в речовині. Нейтрони містяться в ядрах всіх атомів, крім водню. Вільні нейтрони отримують в ядерних реакціях. Вони вилітають з атомного ядра з різними швидкостями і енергією. Нейтрони сповільнюються при зіткненнях з ядрами атомів речовини, при цьому відбувається передача енергії. Збуджене ядро речовини випускає протон і γ-промені. Коли енергія нейтрона зменшується, він захоплюється атомним ядром.

Виявлення і вимірювання випромінювань

Існує багато типів приладів, які використовуються для виявлення іонізуючих випромінювань. Найбільш часто застосовують **лічильники**, які є дуже чутливими детекторами α-частинок, але менше - для γ-променів. Типовий лічильник являє собою циліндр з металу, стінки якого використовуються як анод. Тонкий

дріт уздовж осі циліндра служить катодом. Циліндр заповнений інертним газом аргонном.

Якщо аргон знаходиться в молекулярному стані, між анодом і катодом електричний струм не проходить. Під дією випромінювань відбувається іонізація атомів аргону і проходить короточасний електричний струм. Якщо напруга між анодом і катодом досить велика, кожен електрон, утворений дією на газ випромінювання, виробляє кілька другорядних електронів, які, в свою чергу, виробляють інші. В результаті електричні імпульси посилюються і можуть бути візуалізовані або записані. Такий детектор називається **лічильником Гейгера-Мюллера**. Він компактний і зручний у використанні.

Є також інші види лічильників випромінювання, наприклад - **сцинтиляційний лічильник**. Такі лічильники мають порівняно високу ефективність виявлення випромінювання. Вони найбільш широко використовуються в рішенні біомедичних задач. Сцинтиляційний лічильник складається з кристала, який іскриться, тобто видає спалахи видимого світла, коли на його атоми потрапляє іонізуюче випромінювання.

Спалахи світла зчитують за допомогою фотоелектричного множника чутливого пристрою. Фотони видимого світла, входячи в цей пристрій, викликають в ньому генерування електричних імпульсів, які піддаються дуже сильному підсиленню. Загальне число імпульсів пропорційне сумарному випромінюванню. Сцинтиляційні лічильники не тільки вимірюють інтенсивність випромінювання, але допомагають також ідентифікувати його природу.

Лекція №14. Дозиметрія випромінювань. Шкідлива дія випромінювань. Випромінювання в медицині

Дозиметрія випромінювань

Для визначення інтенсивності випромінювань використовується **дозиметрія**, яку виконують різними способами. Основними дозами, використовуваними в дозиметрії, є: **поглинена доза, експозиційна доза і біологічна доза (еквівалентна)**.

Поглинена доза випромінювання - це енергія іонізуючого випромінювання, поглинена одиницею маси поглинаючої речовини. Поглинена доза визначається для всіх видів іонізуючого випромінювання. Вона залежить від природи випромінювання і властивостей речовини. Поглинена доза вимірюється в **Грєях (Гр)**. **1 Грей** - доза, яка характеризує поглинання 1 кілограмом речовини 1 Джоуля енергії.

Ефект іонізації речовини випромінювання залежить не тільки від величини поглиненої дози, але також від періоду часу, протягом якого випромінювання впливало на об'єкт. Отже, щоб оцінити ефект випромінювання, необхідно також визначити потужність поглиненої дози - величину, рівну відношенню поглиненої дози випромінювання до періоду його дії, або поглиненої дози за одиницю часу. **Вимірюється в [гр / с]**.

Експозиційна доза - це загальна кількість радіоактивного випромінювання, що досягає речовини. Ця доза не залежить від характеристик речовини, а визначається тільки характеристиками випромінювання. Експозиційна

доза визначається для гамма-і рентгенівського випромінювання як загальна кількість іонів, що утворюються в одиниці маси сухого повітря в стандартних умовах (0 °C, 760 мм.рт.ст.) при дії на нього зазначених видів випромінювання. Одиницею виміру експозиційної дози є **кулон на кілограм [кл / кг]**. Але більш зручною одиницею вимірювання експозиційної дози є **рентген (Р)**. 1 Рентген дорівнює **2,58 * 10⁻⁴ Кл / кг**, що становить приблизно **2 мільйони пар іонів на 1 см³ повітря**.

Один рентген експозиційної дози дорівнює приблизно **0,01 Грей** поглиненої дози в м'яких тканинах людини.

Потужність експозиційної дози - величина експозиційної дози, яка припадає на одиницю часу. Вимірюється в [Р / с], [Р / ч].

Біологічна доза (еквівалентна). Вищезазначені поглинена і експозиційна дози характеризують тільки фізичний ефект випромінювання. Біологічна доза використовується для оцінки біологічного ефекту випромінювання, який сильно залежить від виду випромінювання.

Щоб охарактеризувати залежність біологічного ефекту іонізуючих випромінювань від виду випромінювання використовують коефіцієнт відносної біологічної ефективності (**ВБЕ**) випромінювання. Величина вказаного коефіцієнта для різних видів випромінювання визначалася експериментально шляхом порівняння вироблених ними ефектів з ефектами, викликаними дією на біологічні об'єкти певних стандартних доз рентгенівського випромінювання. Одним з тестованих об'єктів було око тварини, в якому викликали катаракту дією різних видів випромінювання. Було встановлено, що при **ВБЕ = 1** для γ -частинок і рентгенівських променів, значення **ВБЕ** становить 2-10 для нейтронів, 10 для протонів і 20 для α -частинок.

Позитивні іони викликають велику іонізацію при

проходженні через одиницю довжини речовини, ніж електромагнітні хвилі при одній і тій же поглиненій дозі випромінювання. Проте їх ефекти більш обмежені, оскільки вони затримуються поверхневими тканинами через малий коефіцієнта поглинання.

Біологічна доза (еквівалентна) випромінювання розраховується множенням поглиненої дози на коефіцієнт ВБЕ. Одиницею виміру біологічної дози є **Зіверт (Зв)**, який дорівнює **1 Грею** поглиненої (і еквівалентної) дози рентгенівського і гамма випромінювань.

Шкідлива дія випромінювання

Енергія іонізуючих випромінювань значно відрізняється від теплової енергії. Смертельна експозиційна доза гамма-променів дуже незначно змінює температуру тіла. Випромінювання, проходячи через живі клітини, змінюють структуру важливих біологічних молекул. При цьому тривала дія невеликої дози випромінювання є більш сприятливою, за швидку дію тієї ж дози, оскільки при тривалій дії відбувається **виправлення (репарація)** деяких пошкоджень. Великі дози іонізуючого випромінювання викликають характерні пошкодження в організмі людини або тварини і приводять до виникнення променевої хвороби. Патогенез променевої хвороби вивчений в деталях. Головним чином, первинним ефектом випромінювання в живих клітинах є іонізація молекул води, концентрація яких більше, ніж інших молекул в цитоплазмі. Отримуючи енергію випромінювання, молекули води втрачають електрони і утворюють позитивні іони. Вільні електрони приєднуються іншими молекулами води з утворенням негативних іонів.

$\text{H}_2\text{O} \rightarrow \text{H}_2\text{O}^+ + \text{e}^-$; $\text{H}_2\text{O} + \text{e}^- \rightarrow \text{H}_2\text{O}^-$;
Такі іони води нестійкі і швидко розпадаються, утворюючи вільні радикали (водень і гідроксил).



Як відомо, вільні радикали характеризуються дуже великою хімічною активністю. Вони вступають в реакцію з іншими хімічними речовинами, створюючи все більше число вільних радикалів. Також утворюється перекис водню. Ця речовина відомо як сильний окислювач:



Вільні радикали впливають на білки, нуклеїнові кислоти та інші біологічні молекули. Ця дія може складатися в розриві ланцюгів білків і нуклеїнових кислот або утворенні в їх молекулах зв'язків з неправильною валентністю. В результаті, функція цих важливих біологічних молекул порушується. У живій клітині більш чутливе до іонізуючого випромінювання ядро, ніж цитоплазма. Це було доведено в експериментах на амебах. Першу групу тварин піддали дії летальної дози випромінювання. Згодом їх ядра були витягнуті і замінені ядрами здорових амеб, що становила другу експериментальну групу. Останні, навпаки, отримали ядра клітин опромінених амеб. Амеби першої групи залишилися живими, тоді як амеби другої групи загинули.

Дія випромінювання є найбільш шкідливою в період поділу клітини. Як правило, найбільш чутливі до опромінення клітини, які ростуть і діляться. Це стосується незрілих клітин крові, кишкового епітелію, статевих клітин і т.і. Зародки і немовлята більше схильні до шкідливого дії випромінювань, ніж дорослі люди.

Негайні ефекти, що викликаються в організмі людини

великими дозами випромінювання, досліджені на жертвах вибухів атомних бомб і аварій на атомних електростанціях. Загальна доза опромінення тіла менше **0,25 Зв (Зіверт)** не має помітної дії. Сумарна доза більш **13 Зв** викликає порушення кровотворення, а більше **8 Зв** - серйозні шлунково-кишкові порушення. Смерть зазвичай настає через кілька днів (тижнів), якщо доза становить більше ніж **5 Зв**, і пацієнт не отримав ніякої медичної допомоги.

Висока чутливість до іонізуючих випромінювань властива **людям і таким тваринам як мавпи, коні, собаки** і т.і. Гризуни менш чутливі і можуть залишатися в живих після отримання ними дози **7-8 Зв**. Риби та амфібії можуть витримувати дози випромінювання, рівні кільком десяткам зіверт, а комахи - сотням зіверт.

Існують небезпечні віддалені ефекти дії випромінювання. Короткострокові сублетальні дози і дози, придбані поступово протягом довгого періоду часу, можуть привести до раку після латентного періоду, що становить багато років. При опроміненні дозою від **1 Зв** до **5 Зв** шанс смерті від раку подвоюється. У різноманітних дослідженнях, що включають експерименти на тваринах і дані, отримані на людях, збільшення в показнику захворюваності раком прямо пропорційно загальній дозі опромінення. Інші віддалені наслідки дії випромінювання - **генетичні дефекти, або мутації**. Відомо, що частота мутацій підвищується під дією іонізуючих випромінювань, деяких хімічних речовин і т.і. Мутації, викликані випромінюванням, подібні тим, які відбувається природньо. Збільшення частоти мутації призводить до підвищення рівня передпологової смертності та збільшення числа дітей, що народилися з серйозними дефектами. Показано, що показник числа мутацій пропорційний дозі, незалежно від її величини.

Хронічна дія невеликих доз випромінювання

Всі люди схильні до хронічної дії низьких доз іонізуючого випромінювання, яке виникає від космічних променів і від радіонуклідів, що містяться в навколишньому середовищі. Космічні промені включають майже всі типи іонізуючих випромінювань і характеризуються великою проникаючою здатністю. Доза, що отримується організмами внаслідок дії космічних променів, становить майже **0,4 мЗв (Зіверта)** за рік на рівні моря (в горах більше). Природний фон випромінювання залежить також від концентрації радіонуклідів у ґрунті та скелях (**U, Th, Ra і т.п.**). Середня доза випромінювання від природних радіонуклідів в США складає **0,4 мЗв** за рік. Але в деяких місцях, наприклад у Бразилії та Індії, ґрунт має високий вміст **торію**, і дози випромінювання в цих місцях в кілька десятків разів перевищують нормальні середні значення. Велику увагу приділяють радіоактивному газу **радону**, який розчинений у підземній воді.

Середня доза випромінювання США від космічних променів і всіх зовнішніх радіонуклідів становить майже **0,7 мЗв** за рік.

До природного радіоактивного фону додається випромінювання штучного походження, доза якого майже дорівнює дозі, одержуваної від випромінювань природного походження. Найбільш істотним джерелом штучного випромінювання є медична рентгенодіагностика.

Дія навіть малих доз випромінювань пов'язана з невеликим, але реальним ризиком для здоров'я людини. Національна Рада США встановила максимальну допустиму дозу (**МДД**) для робітників, трудова діяльність яких пов'язана з використанням джерел випромінювання, і широких мас населення від усього штучного випромінювання (крім використовуваного в медичній діагностиці та лікуванні). **МДД** для персоналу, що працює

з джерелами випромінювань - **50 мЗв** за рік. Середня величина **МДД** для населення - **1,7 мЗв** за рік. Випромінювання виробничих приладів (наприклад, **ТВ, дисплеї комп'ютерів** тощо) не повинно піддавати населення дії доз, більших, ніж невелика частка **МДД**. Оцінено також, що медичне опромінення, що використовується в рентгенологічній діагностиці, може бути зменшено шляхом застосування сучасних, добре екранованих приладів.

Випромінювання в медицині

Медична радіологія є розділом медичної науки, в якому використовуються випромінювання в діагностиці та лікуванні хвороб. Незважаючи на ризик, використання іонізуючих випромінювань в медичних дослідженнях, діагностики та терапії неоціненне. Радіонукліди, що використовуються в медичній радіології, отримують в **реакторах і акселераторах**.

Радіонукліди в медичних дослідженнях

В даний час синтезується велика кількість різних біологічних сумішей, які містять радіонукліди водню, вуглецю, фосфору, сірки і т.і. Їх вводять в організм експериментальних тварин для того, щоб дослідити біохімічні та фізіологічні процеси. Радіоактивні ізотопи, що застосовуються для вивчення метаболізму нерадіоактивних речовин, називаються стежачими пристроями. Радіоактивний препарат готується нейтронним бомбардуванням стабільного елемента, який захоплює нейтрони з утворенням важких радіоактивних нестабільних ізотопів. Радіоактивність цих стежачих пристроїв дає можливість простежити їх магістралі й

метаболізм дуже точно якісно і кількісно. Активний і пасивний транспорт натрію і калію, метаболізм цукрів і ліпідів, синтез білків і нуклеїнових кислот є прикладами фундаментальних біологічних процесів, які вивчені за допомогою радіоактивних стежачих пристроїв.

Радіонукліди в діагностиці

Радіоактивні стежачі пристрої поглинаються досліджуванним органом. Детектор випромінювання знаходиться за межами органу протягом якогось часу і в різних положеннях. Для того щоб мінімізувати дозу, вибирають недовговічні радіонукліди. Ці радіонукліди випускають гамма-промені з енергією, яку виявляють за допомогою детектора. Для цього часто придатний недовговічний радіоактивний **технецій**, який руйнується до стабільного стану, випускаючи гамма-промені з періодом напіврозпаду, що дорівнює шість годин. У складі відповідних хімічних сумішей радіоактивний технецій може бути направлений в різні органи.

Введення радіоактивних стежачих пристроїв дозволяє вивчати швидкість поглинання і виведення певних речовин серцем, нирками, печінкою, мозком, щитовидною залозою та іншими органами. Наприклад, коли сечогінні засоби, що містять стежачий пристрій, надходять в нирки, про можливі аномалії нирок можуть сигналізувати зміни стандартних кількостей поглинання і виділення.

Сканування щитовидної залози проводять за допомогою стежачих пристроїв складного типу. Оскільки нефункціонуючі тканини щитовидної залози не поглинають таку речовину, вона утворює менш радіоактивну область в щитовидній залозі, що реєструють за допомогою поверхнево розташованих детекторів випромінювання.

Для формування зображення гамма-променів при

скануванні різних органів необхідний пристрій, що виявляє радіоактивність поглиненого стежачого пристрою.

Випромінювання з невеликих областей виявляють спеціальними лічильниками. Лічильник повільно переміщують або розташовують нерухомо над досліджуваною областю тіла, і генеровані імпульси записують на дисплеї або аркуші паперу.

Емісійна позитронна томографія - один з найбільш цінних методів діагностики, в якому використовують радіонукліди. Цей метод заснований на феномені **анігіляції**, що виникає при взаємодії позитрона з електроном, в результаті чого утворюються фотони гамма випромінювання. Короткоживучі радіонукліди виробляють за допомогою циклотрона або іншого типу акселераторів. Найчастіше використовують радіоактивні ізотопи кисню, вуглецю або азоту. Всі вони здатні до позитронного β - розпаду.

Певні хімічні складки, що містять радіонукліди, вводять в зацікавлений орган, наприклад, в мозок. Тут вони піддаються метаболізму і випускають позитрони. При взаємодії позитронів і атомних електронів відбувається їх взаємне знищення, що супроводжується гамма випромінюванням. Цей метод дає можливість отримувати точну інформацію щодо метаболізму клітини в нормальному та патологічному станах.

Терапевтична радіологія

Клітини, що діляться, найбільш чутливі до дії іонізуючого випромінювання. Клітини злоякісних пухлин діляться більш часто, ніж клітини нормальних тканин. Швидко діляться ракові клітини і клітини саркоми дуже чутливі до іонізуючих випромінювань. Нормальні тканини мають велику здатність відновлюватися від ефектів іонізуючих випромінювань, ніж клітини злоякісних пухлин. Таким

чином, доза випромінювання достатня, щоб знищити ракові клітини, тільки трохи і тимчасово пошкоджує суміжні нормальні клітини.

Найбільш часто випромінювання застосовують для лікування ракових пацієнтів спільно з хірургічним втручанням і лікуванням протираковими препаратами. Використовують **зовнішнє опромінення** за допомогою спеціальних приладів - рентгенівських апаратів; пристроїв, що містять **радіоактивний кобальт**, або **електронних акселераторів**. Поверхнєве опромінення (здебільшого за допомогою рентгенівських променів) використовують при лікуванні злоякісних хвороб шкіри та очей. Гамма-промені, що випускаються радіоактивним кобальтом, забезпечують велику ефективну дозу опромінення пухлин глибоких тканин тіла. Крім того, в пухлину можуть бути імплантовані заповнені радієм голки, невеликі насіння, що містять газ радон, або проводу, що містять штучні радіонукліди. Також використовують промені акселератора, що представляють собою потік високоенергетичних електронів, які депонують більшість своєї енергії в невелику область біля місця їх впливу.

Лекція №15. Люмінесценція. Оптичні квантові генератори і їх використання в медицині. Радіоспектроскопія. ЕПР і ЯМР

1. Спонтанне і індукване випромінювання атомами й молекулами.

Атоми, молекули, іони являються собою квантові системи, в яких електрони перебувають на різних енергетичних рівнях. У відповідності до принципу мінімуму енергії електрони розміщуються, починаючи від

ближнього до ядра енергетичного рівня (**К-Рівень**). Такий рівень є нижнім енергетичним рівнем, а потім заповнюються інші рівні, більш далекі від ядра (вищі енергетичні рівні).

Основний енергетичний стан атома - це стан, при якому, електрони розташовані навколо ядра у відповідності до принципу мінімуму енергії. У такому стані атоми можуть перебувати тривалий час, тому в речовині більшість атомів знаходяться саме в основному стані (**розподіл Больцмана**).

Але можливий стрібноподібний перехід із одного рівня на інший і атом переходить у збуджений стан. Для такого переходу атому необхідно подати енергію, що дорівнює різниці енергій електронів на двох рівнях:

$$E = E_2 - E_1. (15.1)$$

Час перебування у збудженому стані дуже короткий - 10^{-8} с. Перехід атомів із збудженого стану в основний супроводжується випромінюванням фотона енергії (в ідеальному випадку $h\nu = E_2 - E_1$). (15.2)

Перехід атома із збудженого стану може носити мимовільний (спонтанний) і індукований характер. Випромінювання, яке при цьому виникає, відповідно називається спонтанним і індукованим. При мимовільному переході атома із збудженого стану в основний процес носить випадковий характер, тобто випадкові і час переходу і напрямком випромінювання фотона. Прикладом спонтанного випромінювання може служити люмінесценція.

2. Люмінесценція.

Люмінесценція - спонтанне випромінювання тіла, надмірне при даній температурі тіла над тепловим випромінюванням, тривалість якого однозначно перевищує період світлових хвиль. Період світлових хвиль становить 10^{-15} , а тривалість люмінесценції як мінімум – 10^{-10} с.

Речовини, які можуть люмінесцирувати, називають люмінофорами. Для цього необхідно за допомогою будь-якої енергії перевести їх атоми в збуджений стан. А потім вони деякий час світяться.

В залежності від способів збудження люмінесценції існує:

фотолюмінесценція, рентгенолюмінесценція, радіолюмінесценція, катодолюмінесценція, електролюмінесценція, хімілюмінесценція, триболюмінесценція.

За тривалістю свічення: флюоресценція (10^{-8}) і фосфоресценція (10^{-3} і більше).

Вперше люмінесценцію кількісно описав **Стокс**: довжина хвилі люмінесцентного випромінювання завжди більша, ніж довжина хвилі світла, яке викликає люмінесценцію. Спектр люмінесценції зміщений відносно спектру світла, що її викликає в сторону більших довжин хвиль.

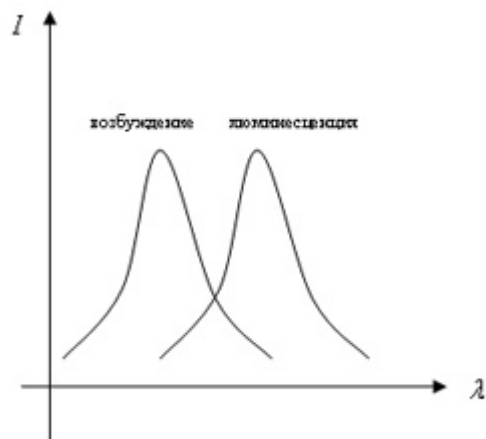


Рис. 15.1.

Пояснити закон Стокса можна на основі квантової теорії: енергія кванта, що викликає збудження, при поглинанні його речовиною, частково переходить в інші енергії

$$h\nu_0 = h\nu + \Delta E. \quad (15.3)$$

Тому $h\nu < h\nu_0$, а $\lambda > \lambda_0$.

Іноді виникає **антистоксівська люмінесценція**, при якій $\lambda < \lambda_0$. Це відбувається коли зовнішній квант поглинається вже збудженою молекулою.

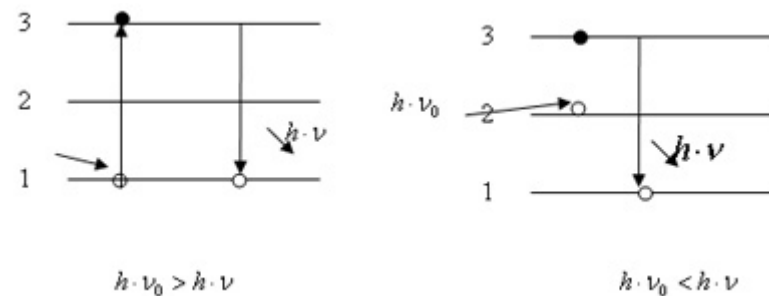


Рис. 15.2.

Основною енергетичною характеристикою люмінесценції є її **енергетичний вихід η** - відношення енергії, яка випромінюється люмінофором, до енергії, яку люмінофор поглинає:

$$\eta = E/E_0. \quad (15.4)$$

Відповідно до **закону Вавілова** енергетичний вихід люмінесценції спочатку зростає пропорційно зростанню довжини хвилі збуджуючого світла, а потім різко падає:



Рис. 15.3.

Це пояснюється так:

$$\eta = E/E_0 = h\nu / (h\nu_0) = \lambda/\lambda_0, \quad (15.5)$$

тобто *енергетичний вихід пропорційний довжині хвилі збуджуючого світла*. Різкий спад енергетичного виходу до нуля пояснюється дуже маленькою енергією фотонів при великих довжина хвиль.

Застосування люмінесценції. Існує два напрямки застосування люмінесценції:

1. Люмінесцентний аналіз - метод визначення різних речовин по характерному для них світінні. Дозволяє виявити речовини масою 10^{-10} г.

Існує **люмінесцентний макроаналіз** (дозволяє виявляти різні речовини в макрооб'єктах) і **мікроаналіз** (використовується люмінесцентний мікроскоп). У такому мікроскопі є 2 світлофільтри, **перший** - віділяє від джерела світла тільки синьо-фіолетове або **УФ** світло, яке змушує досліджувані об'єкти світитися, а **другий** - перед об'єктивом, пропускає лише люмінесцентне світіння, яке і бачить дослідник).

2. Створення освітлювальної та реєструючої апаратури (лампи денного світла, екран осцилографа).

3. Лазери. Прикладом індукованого випромінювання можуть служити лазерні випромінювання. (Нагадаємо, що індуковане випромінювання - таке випромінювання **ЕМ** хвиль, що виникає при вимушеному переході атома із збудженого стану в основний).

Якщо на атом, що знаходиться в збудженому стані, подіяти фотоном енергії, то він поглинутись атомом вже не зможе (немає рівнів, на які може перейти електрон). У такому випадку енергія зовнішнього фотона призводить до вимушеного переходу електрона на нижній енергетичний рівень, який для даного електрона буде основним. При такому переході утворюється 2 фотона. При цьому фотон, який з'явився внаслідок індукованого переходу, є точною копією фотона, який ініціював перехід атома із збудженого стану в основний. Він має ту ж енергію і той же напрямок, що і вторинний фотон. Враховуючи, що в речовині багато

атомів, за допомогою спеціальних прийомів можна отримати лавину однакових вторинних фотонів і цим процесом можна керувати.

Ці спеціальні прийоми такі: 1. Необхідно, щоб якомога більше атомів в речовини перебували у збудженому стані (тобто із заповненості переважно вищих енергетичних рівнів). Речовину, в якій більшість атомів знаходиться в збудженому стані, називають **речовиною з інверсною заселеністю енергетичних рівнів**. **Інверсія** в речовині досягається застосуванням 1. потужного зовнішнього джерела енергії.

2. Спеціальних речовин, для яких легше отримати інверсну заселеність енергетичних рівнів. У їх атомах є, так звані, **метастабільні енергетичні рівні**, які також є вищими по відношенню до основних рівнів, однак час перебування на них електронів відносно великий ($10^{-2} - 10^{-4}$ с). Можливість існування таких рівнів обумовлена тим, що перехід електрона з такого рівня в основний стан з випромінюванням фотона малоімовірний (заборонений правилами переходу).

3. Пристосування, які забезпечують багаторазове проходження фотонів через речовину з інверсною заселеністю енергетичних рівнів, викликаючи якомога більше індукованих переходів.

Всі ці спеціальні прийоми були об'єднані в пристрої, який носить назву **лазер**.

Лазер - прилад для отримання потужного електромагнітного випромінювання в оптичному діапазоні довжин хвиль шляхом індукованих переходів у квантовій системі.

Активне середовище - це речовини, в яких створена інверсна заселеність енергетичних рівнів атомів. У ролі активного середовища використовуються кристали діелектриків, напівпровідників, рідкі розчини органічних

барвників, газові суміші. Іноді їх називають робочою речовиною лазера.

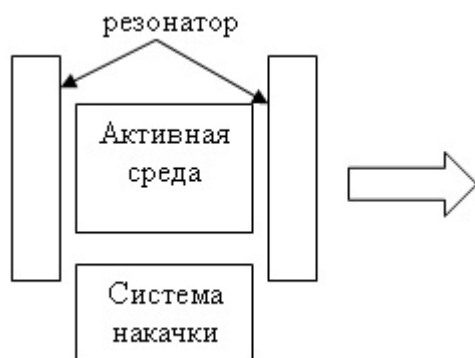


Рис.15.4.

Інверсний стан речовини активного середовища створюють 2 шляхами. **Перший** з них - використовуються речовини, атомам яких властиві метастабільні рівні (Це сприяє накопиченням електронів на даному рівні). **Другий** - за допомогою зовнішніх чинників забезпечення максимального переходу атомів на вищі енергетичні рівні.

Збудження активного середовища називають **накачуванням** (найчастіше оптичним накачуванням спеціальною газорозрядною лампою або за допомогою газового електричного розряду). Накачування забезпечує інверсну заселеність атомів і появу первинних фотонів. Внаслідок спонтанних переходів електронів на нижчі енергетичні рівні з'являються первинні фотони, під дією яких утворюють вторинні.

Оптичний резонатор - система з 2 дзеркал, що мають загальну оптичну вісь, що служить для фокусування вторинних фотонів. Для цього активно середовище поміщають між дзеркалами резонатора. Фотони рухаються уздовж його осі, багаторазово перетинаючи активне середовище внаслідок багаторазового відбиття від дзеркал. При цьому вони призводять до появи дедалі більшої кількості індукованих фотонів і утворенню інтенсивного,

вузько спрямованого потоку фотонів (світлового променя), який при певній потужності пучка виходить із резонатора. Шляхом зміни довжини резонатора і коефіцієнта відбиття дзеркал забезпечується отримання монохроматичного світлового випромінювання.

В залежності від природи активного середовища розрізняють такі типи лазерів: **кристалічні, рідинні, напівпровідникові, хімічні, газові.**

По режиму роботи: **імпульсні і безперервної дії.** Відрізняються також за формою, зовнішнім виглядом, розмірами, системою накачування і т.і.

Прототип першого лазера був створений в **1954** році радянським вченим **Прохоровим, Басовим** і американським вченим **Таунсом**. Активним середовищем був **аміак**. За це вони здобули в 1964 році **Нобелівську премію.**

У 1960 році запрацював **перший рубіновий оптичний квантовий генератор**. У ролі активного середовища використовувався **рубін**- оксид алюмінію з невеликими домішками хрому, які є активними елементами. Накачування здійснювалася за допомогою світла потужної **імпульсної ксенонової лампи**. Такий лазер випромінює червоне світло з $\lambda = 0,69$ мкм в імпульсному режимі.

Газові лазери використовуються найбільш часто. Активне середовище - газ або суміш газів. До цього типу відносяться кож лазери на парах металів - **Pb, Cu, Au, Cr, Mn**. Накачування здійснюється за допомогою електричного розряду і хімічних реакцій. Типовим представником газових лазерів є - **гелій-неоновий лазер**. (1960 р.)

Основний структурний елемент такого лазера-газорозрядна трубка з кварцу, заповнена гелієм і неонам в співвідношенні 10:1 і має 2 впаєних електроди, до яких приєднаний блок живлення. Резонатором служить

напівпрозоре плоске дзеркало і сферичне дзеркало. Накачування здійснюється електричним розрядом. Вибір суміші гелію і неону обумовлено тим, що збуджені енергетичні рівні атомів гелію (E^1_2, E^1_3) близькі до основних, але вищих енергетичних рівнів неону (E_4, E_5) і наявністю у неону метастабільних рівнів.

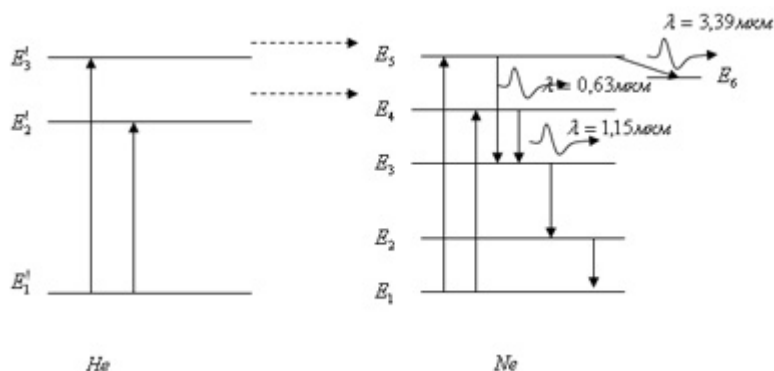


Рис. 15.5.

Співвідношення атомів гелію і неону підбрано так, щоб забезпечити інверсну заселеність атомів неону (активної речовини), тобто гелій є допоміжною речовиною. При включенні джерела харчування в лазері відбувається електричний розряд, і газова суміш іонізується. Електрони, які з'являються при цьому, прискорюються електричним полем. Коли на своєму шляху вони зустрічають нові молекули, то передають їм енергію в результаті електронного удару. В результаті цього електрони атомів гелію і неону переходять на високі енергетичні рівні. Крім того, електрони атомів неону переходять на вищі енергетичні рівні під дією непружних зіткнень з атомами гелію. Оскільки атоми гелію позбавляються енергії, то переходять в основний стан без випромінювання енергії. Цей процес називають **резонансною передачею енергії**, і він можливий внаслідок збігу енергетичних рівнів підібраних атомів.

Також необхідне постійне розвантаження рівня, що досягається підбором діаметра газорозрядної трубки, при якому електрони, розташовані на цьому рівні, передавали б енергію стінкам, а самі безвипромінювально переходили на нижчі енергетичні рівні.

В атомі неону існує три робочі переходи: з рівня 5 на 3 ($\lambda = 0,63$ мкм, з 5 на нестійкий проміжний (між 5 і 4) рівень 6 ($\lambda = 3,39$ мкм і з 4 на 3 ($\lambda = 1,15$ мкм)). Шляхом підбору резонаторів посилюють тільки червоний колір ($\lambda = 0,63$ мкм), а інфрачервоні промені розсіюють.

Основні властивості лазерного випромінювання:

когерентність, монохроматичність, поляризованість (кут Брюстера), висока потужність (при безперервній генерації - від 10^{-3} до 600кВт, при імпульсному режимі - від 10^8 до 10^{12} Вт), вузька спрямованість пучка.

4. Первинні механізми та біологічна дія лазерного випромінювання.

Під біологічною дією розуміють сукупність структурних, функціональних, біофізичних і біохімічних змін, які виникають в організмі під дією лазерних променів.

У відповідності із законом квантової оптики на атомно-молекулярному рівні відбуваються: поглинання світла; виникнення внутрішнього фотоэффекту, електрична дисоціація іонів, збудження атомів і молекул, міграція енергії збудження; поява первинних фотопродуктів.

На клітинному рівні: зміна активності клітинних мембран; активація ядерного апарату клітин і систем ДНК-РНК-білок; активація окислювально-відновних реакцій, процесів фотосинтезу і різних ферментативних систем, посилення утворення макроергів - АТФ, посилення мітотичної активності клітин та активація їх проліферації.

На тканинному (організмовому) рівні: зниження рецепторної чутливості, зниження тривалості фаз

запального процесу, набряк, і напруження тканин; посилення поглинання тканиною кисню, збільшення швидкості кровотоку, збільшення числа функціонуючих колатералей, активація транспорту речовин через судинну стінку.

Найбільш чутливими до дії ЛД (лазерного джерела) є мембрани клітин. Під впливом червоного кольору виявлені зміни проникності мембран для іонів потенціалотворених іонів, зміни ліпідного складу мембран, концентрації універсального регулятора клітинного метаболізму - цАМФ, числа рецепторів лімфоцитів и т.і.

Біологічна дія залежить від поглиненої дози лазерного випромінювання, яка, в свою чергу, залежить від 1). умов застосування (інтенсивності, частоти, спектрального складу, режиму - імпульсного або безперервного - імпульсний режим частіше характеризується механічною дією, а безперервний - тепловим, когерентності, монохроматичності, поляризованості) і 2). біофізичних особливостей тканини (відображаючої і поглинаючої здатності, теплоємності, акустичних і механічних властивостей). Найчастіше поглинається на глибині 2мм. Дія будь-якого випромінювання на організм в залежності від поглиненої дози можна подати так:

1. Високі дози- руйнівна дія; 2. Середні дози - гнітюча дія; 3. Малі дози - стимулююча дія, 4. Дуже маленькі - відсутність дії.

Тому застосування повинно базуватися на таких основних принципах: 1. Раціональний підбір потужності випромінювання в залежності від завдання (достатність дії). 2. Вибір раціонального способу впливу (застосовують такі способи: контактний, дистанційний, внутрішньосудинний, внутрішньопорожнинний, внутріорганный для органів з порожнинами і для патологічних порожнин). 3. Індивідуалізація (враховувати

особливості пацієнта, зокрема ступінь пігментації його шкіри).

Лазерна діагностика: для діагностики використовується ефект дуже слабкого лазерного випромінювання. Заснований на реєстрації слабких вторинних випромінювань, які виникають в тканинах під дією ЛД (лазерного джерела). Наприклад, якщо у вену ввести **гематопорфірін (фотосенсибілізатор)**, то через кілька днів здорові клітини від нього звільняються, а пухлинні - накопичують. Якщо на тканину подіяти синім ЛД (лазерним джерелом), то пухлина починає світитися.

Ангіоскопія для діагностики атеросклеротичних уражень судин. Бляшки містять пофарбовані речовини - **каротіноїди**, Під дією ЛД вони флюорисціюють. У стоматології - для діагностики тріщин емалі зубів.

Отримання голографічних зображень внутрішніх органів, сформованих відображення лазерних променів з використання світловодів.

Терапія: Дуже цінні властивості ЛД для терапії та хірургії - дозуємої і локальної дії ЛД.

Використовуються низькоінтенсивне ЛД (0,1-1 Вт/см²). Таке ЛД має протизапальну дію, нормалізує мікроциркуляцію, протитекову, тромболітичну, аналгітичну, десенсибілізуючу дію. Також лазерні випромінювання сприяють збільшенню рівня кисню в тканинах, стимуляції регенерації тканин, посиленню метаболізму, імунологічних процесів.

Найчастіше застосовують у комплексі з іншими методами терапії. Наприклад, у поєднанні з лікарськими препаратами ЛД дозволяє знизити дози ліків, тому що саме дія стимуляції клітинних процесів концентрує ліки в хворобливій зоні (імовірно за рахунок поліпшення мікроциркуляції в органі). Вважають найбільш ефективну дію на **БАТ** (з урахування власної частоти коливань біологічних структур. Наприклад, для терапії органів

кровообігу необхідно використовувати імпульсний режим з частотою серцевих скорочень, а для купірування болю – 20000 Гц і т.і.)

Магнітолазеротерапія застосовується для лікування опіків, стенокардії.

Лазерна хірургія. При інтенсивності ЛД рівній 5-10 Вт/см² велика частина енергії ЛД перетворюється на тепло.

Нагрівання тканини від 37 до 60 ° не викликає структурних змін в тканині, від 60 ° до 100 ° – призводить до фотокоагуляції, закипання води, перехід її в пару і розриву клітин. Після перевищення температури 300-400 ° тканина чорніє, обуглюється і починає диміти. Понад 500 ° - тканина горить и випаровується (фотоабляція, фоторуйнування).

Нагрівання матеріалу відбувається швидко, тепло не передається на сусідні області і концентрується в зоні опромінення. Це дозволяє використовувати вибухову хвилю для руйнування пухлин. Найбільше руйнуються пігментовані клітини, оскільки вони характеризуються максимальним коефіцієнтом поглинання. Тому часто в патологічні тканини перед їх руйнуванням вводяться барвники, що збільшує поглинаючу здатність цих тканин.

Часто використовують світловоди, які дозволяють робити операції за допомогою лазерів без розрізу.

Лазерний скальпель:

1. Безкровний розріз через фотокоагуляцію;
2. Надійність у роботі (не зламається об кісточку).
3. Прозорі, що розширює поле зору хірурга,
4. Абсолютна стерильність (промінь вбиває мікроби внаслідок високої температури).
5. Локальність.
6. Аналгетичний ефект. Рана гоїться швидко. Особливо застосовують у офтальмології - лазерна мікрохірургія ока (приварюють сітківку, що відшарувалася, руйнують

внутрішньоочні пухлини, глаукому, забезпечуючи відтік внутрішньоочної рідини через мікроотвір).

5. Радіоспектроскопія. ЕПР. ЯМР. ЯМР-томографія.

Індуковані випромінювання також можуть виникати при переході електронів між енергетичними підрівнями, а також мікрочастинками ядер (протонами, нейтронами) між їх енергетичними рівнями. Для того щоб здійснити такі переходи, необхідно:

1. Створити в атомах ці енергетичні підрівні;
2. Викликати перехід мікрочастинок з нижніх енергетичних підрівнів на вищі підрівні. З вищих підрівнів мікрочастинки можуть переходити в основний стан мимовільно з випромінюванням енергії, кількість якої дорівнює різниці енергії між підрівнями. Однак індукований перехід буде супроводжуватися більш потужним випромінюванням, оскільки випромінювані фотони однаково спрямовані і їх випромінювання відбувається одночасно. Тому можливий наступний крок:
3. Викликати зворотній перехід мікрочастинок на основний енергетичний рівень.

Енергетичні підрівні електронів в атомах отримуються поміщенням їх у постійне магнітне поле. При цьому відбуваються, так звані, **розщеплення Зеємана**.

Розщеплюються на підрівні енергетичні рівні тільки таких електронів, які мають власні магнітні моменти. Різниця енергій між підрівнями

$$: \Delta E = g \mu_B B \rightarrow, \quad (15.6)$$

де g множник Ланде (для кожного виду атомів свій), μ_B - магнетон Бора

$$(\mu_B = eh / (4\pi m)), \quad (15.7)$$

$B \rightarrow$ - магнітна індукція зовнішнього магнітного поля. Перехід електронів з основного підрівня в звичайному стані малоімовірний. Для того щоб він відбувся, на атом з розщепленими підрівнями діють змінним електромагнітним полем радіодіапазону, спрямованим

перпендикулярно по відношенню до постійного магнітного поля. Такий діапазон частот обумовлений величиною різниці енергій між підрівнями. Він знаходиться в радіодіапазоні. Причому для кожного виду атомів ця частота має своє значення. Вона повинна співпадати з частотою енергії переходу і тому називається резонансною частотою. Таким чином: $\omega = gE$. (15.8)

Те ж, що було вище сказано про електрони характерно і для мікрочастинок ядра. Різниця полягає в тому, що саме мікрочастинки ядра повинні мати власний магнітний момент. (Це буває в ядрах з непарним числом протонів, нейтронів або протонів и нейтронів. Ядра з парним числом протонів і нейтронів магнітним моментом не володіють), різниця енергій між підрівнями обчислюється за формулою: $\Delta E = g\mu B \rightarrow$, ця різниця однозначно менша, ніж різниця для електронів, відповідно частота змінного електромагнітного поля, що буде викликати переходи між підрівнями, хоча і знаходиться в радіодіапазоні, але менша за величиною (для протонів близько 43 МГц).

Зазначені явища для електронів і ядер називаються відповідно:

Електронний парамагнітний резонанс - явище вибіркового (резонансного) поглинання атомами парамагнетиків, електрони яких мають власний магнітний момент і перебувають у постійному магнітному полі енергії змінного електромагнітного поля радіочастотного діапазону.

Ядерний магнітний резонанс - явище вибіркового (резонансного) поглинання атомами, ядра яких мають власний магнітний момент, що знаходяться в постійному магнітному полі енергії змінного електромагнітного поля радіочастотного діапазону.

Зазначені процеси (пов'язані з вимушеними переходами мікрочастинок між енергетичними рівнями, викликаними

електромагнітним випромінюванням радіодіапазону) розглядаються в галузі фізики, так званої **радіоспектроскопії**.

Для того щоб здійснити радіоспектроскопію використовують **радіоспектрометр**. Досліджувану речовину поміщають між полюсами постійного магніту (досягають розщеплення рівнів на підрівні). Потім діють змінним електромагнітним полем радіодіапазону, плавно змінюючи його частоту. Реєструють інтенсивність змінного електромагнітного випромінювання радіодіапазону, що пройшов через речовину. На резонансній частоті інтенсивність такого випромінювання падає, оскільки ці хвилі поглинаються, забезпечуючи перехід електрона на вищій підрівень.

Резонансна частота залежить, насамперед, від виду атомів, з яких складається речовина, а також від кількості та виду атомів, з якими даний атом зв'язаний у складне з'єднання, оскільки атоми в речовині взаємодіють між собою електричними магнітними полями. Тому за допомогою радіоспектроскопії за спектрами поглинання радіохвиль можна досліджувати якісно и кількісно хімічний склад речовин. Зокрема, метод електронного парамагнітного резонансу і ядерного магнітного резонансу відіграв велику роль у вивченні хімічного складу і біофізичних особливостей **нативних біомембран**, оскільки для цього мембрану не потрібно руйнувати, а досить ввести парамагнітну мітку до складу білків и ліпідів. За допомогою методу **ЕПР (електронного парамагнітного резонансу)** вперше були досліджені механізми дії іонізуючих (радіоактивних) випромінювань на живі організми. Вивчаючи магнітне поле, ми з вами з'ясували, що **живі організми складаються в основному, з діаманетиків**. Тобто речовини не будуть поглинати електромагнітне випромінювання радіодіапазону, використовуваного в **ЕПР**. Під дією радіації відбувається

утворення збуджених молекул, іонів і вільних радикалів, які мають парамагнітні властивості. В результаті для їх якісного та кількісного вивчення можливе застосування методу **ЕПР**.

Особливе значення набув метод **ЯМР (ядерного магнітного резонансу)** в медицині. У 1952 р. **Персел і Блох** отримали Нобелівську премію з медицини, створивши перший **ЯМР - томограф**. **ЯМР томографія** - це **неінвазивний** діагностичний метод дослідження внутрішнього стану організму, заснований на явищі **ядерного магнітного резонансу**. Основним сигналом при цьому є, в основному, **протонний резонанс молекул води**, вміст якої в організмі найбільш великий. Також діагностичною ознакою є час згасання сигналу в результаті процесів релаксації. В останні роки запропоновано метод називати просто **магнітно-резонансною томографією**, щоб не травмувати психіку пацієнта словом «ядерний». Суть методу така ж, як в **ЯМР-радіоспектроскопії**. Тіло пацієнта поміщають в постійне магнітне поле (розщеплення енергетичних підрівнів). Діють змінним електромагнітним випромінюванням (вимушений перехід протонів ядер на вищі енергетичні рівні). Але відмінність в тому, що аналізують спектри випромінювання, які виникають при переході з вищих енергетичних рівнів на нижчі, причому, щоб отримати потужний сигнал випромінювання напрямок постійного поля змінюють на протилежний. У такому випадку протонами синхронно випромінюється енергія переходу, що сприяє формуванню більш потужного сигналу.

У різних тканинах вміст води неоднаковий. Тому й сигнал, який буде реєструватися від них, буде різним за інтенсивністю. Так, повітря і тверді тканини не дають **ЯМР-сигналу** (тому, що кістки, легені, просвіт кишечника і ін будуть виглядати на томограмах темними), а м'які тканини в залежності від вмісту води - більш-менш

світлими. Це дозволяє отримувати контрастні зображення структури внутрішніх органів.

У **ЯМР** томографії одержують зображення поперечних перерізів тіла людини з заданим кроком вимірювань. Щоб сформувати зображення одного поперечного перерізу виробляють накопичення **ЯМР** сигналів від даного шару, отриманих під різними кутами по відношенню до випромінювача-приймач ЕМ хвиль. Потім відповідні комп'ютерні програми інтегрують їх, формуючи одне зображення. В результаті такий метод володіє високою роздільною здатністю.

Переваги:

- 1). Неінвазивний;
- 2). Безпечний тому що не застосовується радіоактивне випромінювання. Тому можна багаторазово досліджувати стан дітей та інших вікових груп, а також вагітних, спостерігаючи динаміку стану в часі або одужання в процесі терапії.
- 3). Висока роздільна здатність (особливо при використанні контрастних речовин).

Недоліки:

1. Не можна застосовуватися, якщо в організмі знаходяться ферромагнетики (в т.ч. кардіостимулятори, хірургічні зажими, металеві пломби), що може спотворити **ЯМР-сигнали** або викликати порушення стану пацієнта.

Лекція №16. Теплове випромінювання

1. Поняття теплового випромінювання і його характеристики

Теплове випромінювання - це електромагнітне випромінювання, яке виникає за рахунок енергії обертального і коливального руху атомів і молекул у складі

речовини. Теплове випромінювання характерне для всіх тіл, які мають температуру, що перевищує температуру абсолютного нуля. Теплове випромінювання тіла людини відноситься до **інфрачервоного діапазону електромагнітних хвиль**. Вперше таке випромінювання було відкрито англійським астрономом **Вільямом Гершелем**. У 1865 англійський фізик **Дж. Максвелл** довів, що **ІЧ** - випромінювання має електромагнітну природу і являє собою хвилі довжиною від 760нм до 1-2мм. Найчастіше весь діапазон **ІЧ** - випромінювання ділять на області: ближню (750нм-2.500нм), середню (2.500нм - 50.000нм) і далеку (50.000нм-2.000.000нм).

Розглянемо випадок, коли тіло А розташоване в порожнині Б, яка обмежена ідеальною відбиваючою непроникною для випромінювання оболонкою С (рис.1). У результаті багаторазового відбиття від внутрішньої поверхні оболонки випромінювання буде зберігатися в межах дзеркальної порожнини і частково поглинатися тілом А. За таких умов система порожнина Б - тіло А не буде втрачати енергію, а буде лише відбуватися безперервний обмін енергією між тілом А і випромінюванням, яке заповнює порожнину Б.

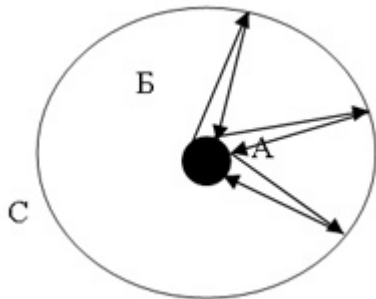


Рис.1. Багаторазове відбиття теплових хвиль від дзеркальних стінок порожнини Б

Якщо розподіл енергії залишається незмінним для кожної довжини хвилі, то стан такої системи буде рівноважним, і випромінювання також буде рівноважним. Єдиним видом рівноважного випромінювання є теплове. Якщо з якоїсь причини рівновага між випромінюванням і тілом зміститься, то починають протікати такі термодинамічні процеси, які повернуть систему в стан рівноваги. Якщо тіло А починає випромінювати більше, ніж поглинає, то тіло починає втрачати внутрішню енергію і температура тіла (як міра внутрішньої енергії) почне падати, що зменшить кількість випромінюваної енергії. Температура тіла падатиме до тих пір, поки кількість випромінюваної енергії не стане рівною кількості енергії, що поглинається тілом. Таким чином, настане рівноважний стан.

Рівноважне теплове випромінювання має такі властивості: однорідне (однакова щільність потоку енергії у всіх точках порожнини), ізотропне (можливі напрями поширення рівномірні), неполяризоване (напрямки і значення векторів напруженостей електричного і магнітного полів у всіх точках порожнини змінюються хаотично).

Основними кількісними характеристиками теплового випромінювання є:

- **Енергетична світність** - це кількість енергії електромагнітного випромінювання у всьому діапазоні довжин хвиль теплового випромінювання, яке випромінюється тілом у всіх напрямках з одиниці площі поверхні за одиницю часу: $R = E / (S \cdot t), [Дж / (м^2 \cdot с)] = [Вт/м^2]$ Енергетична світність залежить від природи тіла, температури тіла, стану поверхні тіла і довжини хвилі випромінювання.

- **Спектральна густина випромінювальної здатності** - енергетична світність тіла для даних довжин хвиль $(\lambda + d\lambda)$ при даній температурі $(T + dT)$: $R_{\lambda T} = f(\lambda, T)$.

Енергетична світність тіла в межах якихось довжин хвиль обчислюється інтегруванням $R_{\lambda T} = f(\lambda, T)$ для $T = \text{const}$:

$$R = \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} R_{\lambda T} d\lambda = S_{\lambda_1 \text{abl} \lambda_2}$$

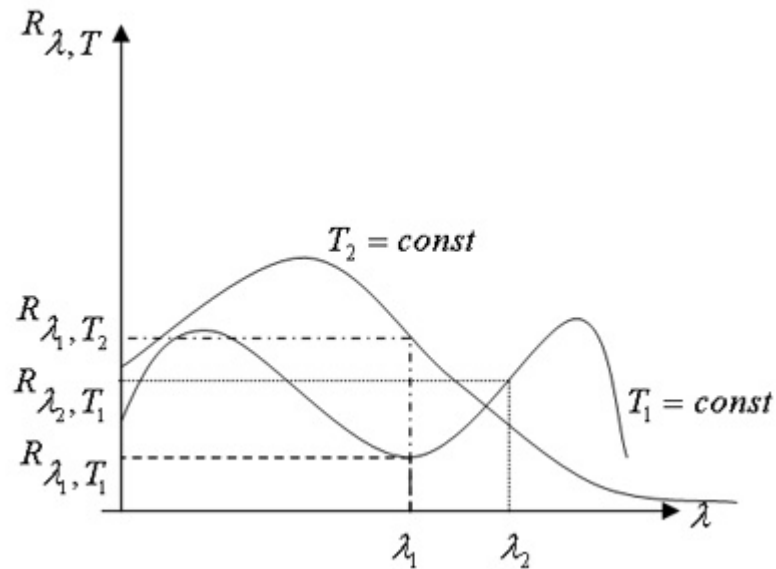


Рис.2.

- **Коефіцієнт поглинання** - відношення поглиненої тілом енергії до падаючої енергії. Так, якщо на тіло падає випромінювання потоку $d\Phi_{\text{пад}}$, то одна його частина відбивається від поверхні тіла - $d\Phi_{\text{отр}}$, інша частина проходить в тіло і частково перетворюється в теплоту $d\Phi_{\text{погл}}$, а третя частина після декількох внутрішніх віддзеркалень - проходить через тіло назовні $d\Phi_{\text{пр}}$: $\alpha = d\Phi_{\text{погл}} / d\Phi_{\text{пад}}$.

Коефіцієнт поглинання α залежить від природи поглинаючого тіла, довжини хвилі поглинаемого випромінювання, температури і стану поверхні тіла.

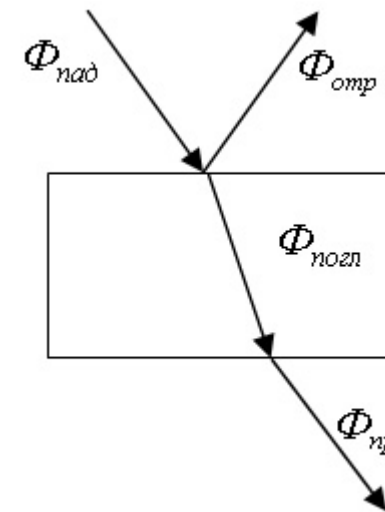


Рис.3.

- **Монохроматичний коефіцієнт поглинання** - коефіцієнт поглинання теплового випромінювання даної довжини хвилі при заданій температурі: $\alpha\lambda, T = f(\lambda, T)$ Серед тіл є такі тіла, які можуть поглинати все теплове випромінювання будь-яких довжин хвиль, яке падає на них. Такі ідеально поглинаючі тіла називаються абсолютно чорними тілами. Для них $\alpha = 1$.

Є також сірі тіла, для яких $\alpha < 1$, але однаковий для всіх довжин хвиль інфрачервоного діапазону.

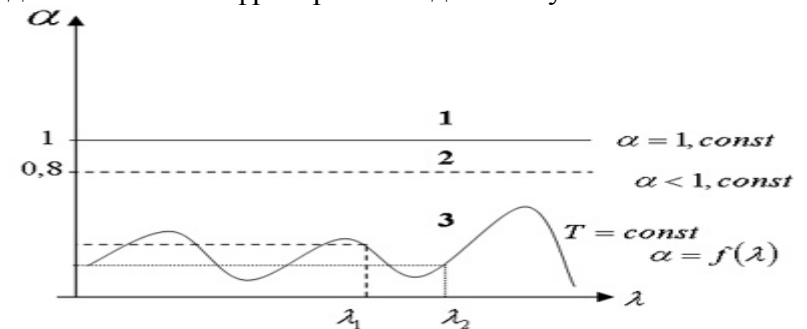


Рис.4.

Моделлю АЧТ (абсолютно чорного тіла) є малий отвір порожнини з теплонепроникною оболонкою. Діаметр отвору складає не більше 0,1 діаметра порожнини. При постійній температурі з отвору випромінюється деяка енергія, відповідна енергетичній світності абсолютно чорного тіла. Але **АЧТ** - це ідеалізація. Але закони теплового випромінювання **АЧТ** допомагають наблизитися до реальних закономірностей.

2. Закони теплового випромінювання

1. Закон Кірхгофа. Теплове випромінювання є рівноважним - скільки енергії випромінюється тілом, настільки її їм і поглинається. Для трьох тіл, що знаходяться у замкнутій порожнині можна записати:

$$\left(\frac{R_{\lambda T}}{\alpha_{\lambda T}}\right)_1 = \left(\frac{R_{\lambda T}}{\alpha_{\lambda T}}\right)_2 = \left(\frac{R_{\lambda T}}{\alpha_{\lambda T}}\right)_3 = const.$$

Зазначене співвідношення буде вірним і тоді, коли одне з тіл буде АЧ:

$$\left(\frac{R_{\lambda T}}{\alpha_{\lambda T}}\right)_1 = \left(\frac{R_{\lambda T}}{\alpha_{\lambda T}}\right)_2 = (R_{\lambda T})_{ачт} = \varepsilon(\lambda, T).$$

Так як для АЧТ $\alpha_{\lambda T}$.

Це закон Кірхгофа: *відношення спектральної щільності енергетичної світності тіла до його монохроматичного коефіцієнта поглинання (при певній температурі і для певної довжини хвилі) не залежить від природи тіла і дорівнює для всіх тіл спектральної щільності енергетичної світності при тій же самій температурі і довжині хвилі.*

Наслідки із закону Кірхгофа:

1. Спектральна енергетична світність АЧТ є універсальною функцією довжини хвилі і температури тіла.

2. Спектральна енергетична світність АЧТ найбільша.
3. Спектральна енергетична світність довільного тіла дорівнює добутку його коефіцієнта поглинання на спектральну енергетичну світність абсолютно чорного тіла.
4. Будь-яке тіло при даній температурі випромінює хвилі тієї ж довжини хвилі, яке воно випромінює при даній температурі.

Систематичне вивчення спектрів ряду елементів дозволило Кірхгофу і Бунзену встановити однозначний зв'язок між спектрами поглинання і випромінювання газів і індивідуальністю відповідних атомів. Так був запропонований спектральний аналіз, за допомогою якого можна виявити речовини, концентрація яких складає 0,1 нм.

Розподіл спектральної щільності енергетичної світності для абсолютно чорного тіла, сірого тіла, довільного тіла. Остання крива має декілька максимумів і мінімумів, що вказує на вибірковість випромінювання і поглинання таких тіл.

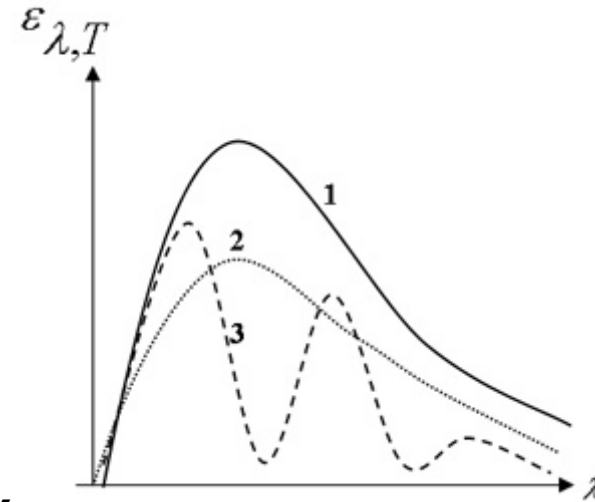


Рис.5

2. Закон Стефана-Больцмана. У 1879 році австрійський вчений **Йозеф Стефан** (експериментально для довільного

тіла) і **Людвіг Больцман** (теоретично для АЧТ) встановили, що загальна енергетична світність у всьому діапазоні довжин хвиль пропорційна четвертому ступеню абсолютної температури тіла:

$$R = \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} (R_{\lambda T}) \cdot d\lambda = \sigma \cdot T^4, \text{ где } \sigma = 5,7 \cdot 10^{-8} \frac{\text{Вт}}{\text{м}^2 \cdot \text{К}^4}$$

3. Закон Віна.

Німецький фізик **Вільгельм Він** в 1893 році сформулював закон, який визначає положення максимуму спектральної щільності енергетичної світності тіла в спектрі випромінювання АЧТ в залежності від температури. Відповідно до закону, довжина хвилі λ_{max} , на яку припадає максимум спектральної щільності енергетичної світності АЧТ, обернено пропорційна її абсолютній температурі T : $\lambda_{\text{max}} = b / T$, де $b = 2,9 \cdot 10^{-3} \text{ м} \cdot \text{К}$ -постійна Віна.

Таким чином, при збільшенні температури змінюється не тільки повна енергія випромінювання, але й сама форма кривої розподілу спектральної щільності енергетичної світності. Максимум спектральної щільності при збільшенні температури зміщується у бік більш коротких довжин хвиль. Тому **закон Віна називають законом зміщення**.

Закон Віна застосовується в **оптичній пірометрії** - методу визначення температури по спектру випромінювання сильно нагрітих тіл, які віддалені від спостерігача. Саме цим методом вперше була визначена температура Сонця (для 470нм $T = 6160\text{К}$).

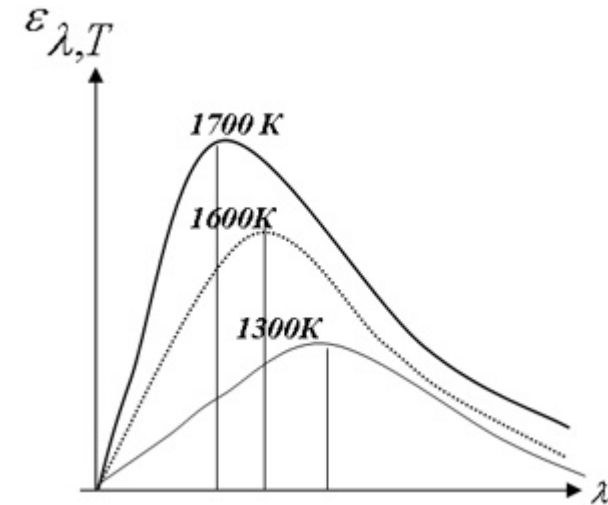


Рис.6.

Представлені закони не дозволяли теоретично знайти рівняння розподілу спектральної щільності енергетичної світності по довжинах хвиль. Праці **Релея і Джинса**, в яких вчені досліджували спектральний склад випромінювання АЧТ на основі законів класичної фізики, привели до принципових труднощів, названих ультрафіолетовою катастрофою. У діапазоні УФ-хвиль енергетична світність АЧТ повинна була досягати нескінченності, хоча в досліді вона зменшувалася до нуля. Ці результати

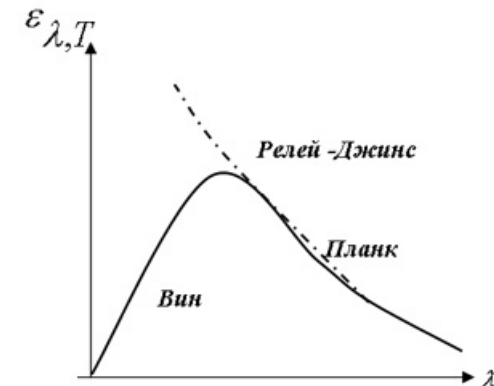


Рис.7.

суперечили закону збереження енергії.

4. Теорія Планка. Німецький учений в 1900 році висунув гіпотезу про те, що тіла випромінюють не безперервно, а окремими порціями - квантами. Енергія кванта пропорційна частоті випромінювання: $E = h\nu = h \cdot c / \lambda$, де $h = 6,63 \cdot 10^{-34}$ Дж • с - постійна Планка.

Керуючись уявленнями про квантове випромінювання АЧТ, він отримав рівняння для спектральної щільності енергетичної світності АЧТ:

$$R_{\lambda T} = \frac{2 \cdot \pi \cdot \nu}{c^2} \cdot \frac{h \cdot \nu}{e^{h\nu/kT} - 1} \quad \text{или} \quad R_{\lambda T} = \frac{2 \cdot \pi \cdot h \cdot c^2}{\lambda^5} \cdot \frac{1}{e^{hc/k\lambda T} - 1}$$

Ця формула знаходиться у відповідності з дослідними даними в усьому інтервалі довжин хвиль при всіх температурах.

Сонце - основне джерело теплового випромінювання в природі. Сонячне випромінювання займає широкий діапазон довжин хвиль: від 0,1 нм до 10м і більше. 99% сонячної енергії припадає на діапазон від 280 до 6000нм. На одиницю площі Земної поверхні припадає в горах від 800 до 1000 Вт/м².

.До земної поверхні доходить одна двохмільярдна частина тепла - 9,23 Дж/см².

. На діапазон теплового випромінювання від 6000 до 500000нм доводиться 0,4% енергії Сонця. В атмосфері Землі велика частина **ІЧ**-випромінювання поглинається молекулами води, кисню, азоту, діоксиду вуглецю. Радіодіапазон теж здебільшого поглинається атмосферою.

Кількість енергії, яку приносять сонячні промені за 1с на площу в 1 кв.м, розташовану за межами земної атмосфери на висоті 82 км перпендикулярно сонячним променям називається сонячною постійною. Вона дорівнює $1,4 \cdot 10^3$ Вт/м².

Спектральний розподіл нормальної щільності потоку сонячного випромінювання збігається з таким для АЧТ при температурі 6000 градусів. Тому Сонце щодо теплового випромінювання - АЧТ.

3. Випромінювання реальних тіл і тіла людини

Теплове випромінювання з поверхні тіла людини грає велику роль в тепловіддачі. Існують такі способи тепловіддачі: теплопровідність (кондукція), конвекція, випромінювання, випаровування. Залежно від умов, в яких виявиться людина, кожен із цих способів може мати домінуюче значення (так, наприклад, при дуже високих температурах середовища провідна роль належить випаровуванню, а в холодній воді - кондукція, причому температура води 15 градусів є смертельним середовищем для оголеної людини, і через 2-4 години настає непритомність і смерть внаслідок переохолодження мозку). Частка випромінювання в загальній тепловіддачі може становити від 75 до 25%. У нормальних умовах близько 50% при фізіологічному спокої.

Теплове випромінювання, що відіграє роль в житті живих організмів ділиться на короткохвильове (від 0,3 до 3 мкм) і довгохвильове (від 5 до 100мкм). Джерелом короткохвильового випромінювання служать Сонце і відкрите полум'я, а живі організми є виключно реципієнтами такого випромінювання. Довгохвильова радіація і випромінюється, і поглинається живими організмами.

Величина **коєфіцієнта поглинання** залежить від співвідношення температур середовища і тіла, площі їх взаємодії, орієнтації цих площ, а для короткохвильового випромінювання - від кольору поверхні. Так у негрів відбувається відображення лише 18% короткохвильового випромінювання, тоді як у людей білої раси близько 40% (швидше за все, колір шкіри негрів в еволюції не мав

відношення до теплообміну). Для довгохвильового випромінювання коефіцієнт поглинання наближений до 1. **Розрахунок теплообміну випромінюванням** - дуже важке завдання. Для реальних тіл використовувати закон **Стефана-Больцмана** не можна, оскільки у них більш складна залежність енергетичної світності від температури. Виявляється, вона залежить від температури, природи тіла, форми тіла і стану його поверхні. Зі зміною температури змінюється коефіцієнт σ і показник ступеня температури. Поверхня тіла людини має складну конфігурацію, людина носить одяг, який змінює випромінювання, на процес впливає поза, в якій знаходиться людина.

Для сірого тіла потужність випромінювання у всьому діапазоні визначається за формулою: $P = \alpha_{\text{с.т.}} \cdot \sigma \cdot T^4 \cdot S$. Вважаючи, з певними наближеннями, реальні тіла реальні тіла (шкіра людини, тканини одяг) близькими до сірих тіл, можна знайти формулу для обчислення потужності випромінювання реальними тілами при певній температурі: $P = \alpha \cdot \sigma \cdot T^4 \cdot S$.

В умовах різних температур випромінюючого тіла і навколишнього середовища: $P = \alpha \cdot \sigma \cdot (T_1^4 - T_2^4) \cdot S$. Існують особливості спектральної щільності енергетичної світності реальних тел: при 310К, що відповідає середній температурі тіла людини, максимум теплового випромінювання доводиться на 9700нм. Будь-яка зміна температури тіла призводить до зміни потужності теплового випромінювання з поверхні тіла (0,1 градус достатньо). Тому дослідження ділянок шкіри, через **ЦНС** пов'язаних з певними органами, сприяє виявленню захворювань, в результаті яких температура змінюється досить значно (**термографія зон Захар'їна-Геда**). Цікавий метод безконтактного масажу біополем людини (**Джуна Давіташвілі**). Потужність теплового випромінювання долоні 0,1 Вт, а теплова чутливість шкіри 0,0001 Вт/см².

Якщо діяти на вищезгадані зони, можна рефлекторно стимулювати роботу цих органів.

4. Біологічна і терапевтична дія тепла і холоду

Тіло людини постійно випромінює і поглинає теплове випромінювання. Цей процес залежить від температур тіла людини і навколишнього середовища. Максимум **ІЧ**-випромінювання тіла людини припадає на 9300нм.

При маленьких і середніх дозах опромінення **ІЧ**-променями посилюються метаболічні процеси і прискорюються ферментативні реакції, процеси регенерації і репарації. В результаті дії **ІЧ**-променів і видимого випромінювання в тканинах утворюються **БАВ** (брадикінін, калідін, гістамін, ацетилхолін, в основному вазомоторні речовини, які грають роль у здійсненні і регуляції місцевого кровотоку).

В результаті дії **ІК**-променів у шкірі активуються терморцептори, інформація від яких надходить в гіпоталамус, в результаті чого розширюються судини шкіри, збільшується обсяг циркулюючої в них крові, посилюється потовиділення.

Глибина проникнення **ІЧ**-променів залежить від довжини хвилі, вологості шкіри, наповнення її кров'ю ступеня пігментації і т.і.

На шкірі людини під дією **ІЧ**-променів виникає **червона еритема**.

Застосовується в клінічній практиці для впливу на місцеву і загальну гемодинаміку, посилення потовиділення, розслаблення м'язів, зниження больового відчуття, прискорення розсмоктування гематом, інфільтратів і т.і. В умовах гіпертермії посилюється протипухлинна дія променевої терапії - терморадіотерапії.

Основні показання застосування **ІК**-терапії: гострі негнійні запальні процеси, опіки та обмороження, хронічні запальні процеси, виразки, контрактури, спайки, травми суглобів, зв'язок і м'язів, міозити, міалгії, невралгії. Основні

протипоказання: пухлини, гнійні запалення, кровотечі, недостатність кровообігу.

Холод застосовується для зупинки кровотеч, знеболювання, лікування деяких захворювань шкіри.

Загартовування веде до довголіття.

Під дією холоду знижується частота серцевих скорочень, артеріальний тиск, пригнічуються рефлекторні реакції.

У певних дозах холод стимулює загоєння опіків, гнійних ран, трофічних виразок, ерозій, коньюктивитів.

Кріобіологія - вивчає процеси, які відбуваються в клітинах, тканинах, органах і організмі під дією низьких, нефізіологічних температур.

У медицині використовуються **кріотерапія і гіпертермія**.

Кріотерапія включає методи, засновані на дозованому охолодженні тканин, органів. **Кріохірургія** (частина кріотерапії) використовує локальне заморожування тканин з метою їх видалення (частина мигдалини. Якщо вся - **кріотонзілоектомія**. Можна видаляти пухлини, наприклад, шкіри, шийки матки і т.і.) **Кріоекстракція**, заснована на **кріоадгезії** (прилипанні вологих тіл до замороженого скальпелю) - виділення з органу частини.

При **гіпертермії** можна якийсь час зберегти функції органів. Гіпотермію за допомогою наркозу використовують для збереження функції органів при відсутності кровопостачання, оскільки сповільнюється обмін речовин у тканинах. Тканини стають стійкими до гіпоксії.

Застосовують холодний наркоз.

Здійснюють дію тепла за допомогою ламп розжарювання (лампа Мініна, сольокс, ванна світло теплова, лампа ІК-променів) з використанням фізичних середовищ, що мають високу теплоємність, погану теплопровідність і гарну теплозберігаючу здатність: грязі, парафін, озокерит, нафталін і т.і.

5. Фізичні основи термографії. Тепловізори

Термографія, або теплобачення - це метод функціональної діагностики, заснований на реєстрації ІЧ-випромінювання тіла людини.

Існує 2 різновиди термографії:

- **Контактна холестерична термографія**: в методі використовуються оптичні властивості холестеричних рідких кристалів (багатокомпонентні суміші складних ефірів та інших похідних холестерину). Такі речовини вибірково відображають різні довжини хвиль, що дає можливим отримувати на плівках цих речовин зображення теплового поля поверхні тіла людини. На плівку направляють потік білого світла. Різні довжини хвиль по-різному відбиваються від плівки залежно від температури поверхні, на яку нанесений **холестерік**.

Під дією температури холестеріки можуть змінювати колір від червоного до фіолетового. В результаті формується кольорове зображення теплового поля тіла людини, яке легко розшифрувати, знаючи залежність температура-колір. Існують холестеріки, що дозволяють фіксувати різницю температур 0,1 градуси. Так, можна визначити межі запального процесу, вогнища запальної інфільтрації на різних стадіях її розвитку.

В онкології термографія дозволяє виявити метастатичні вузли діаметром 1,5-2мм в молочній залозі, шкірі, щитовидній залозі; в ортопедії і травматології оцінити кровопостачання кожного сегмента кінцівки, наприклад, перед ампутацією, випередити глибину опіку і т.і.; в кардіології та ангіології виявити порушення нормального функціонування ССС, порушення кровообігу при вібраційній хворобі, запаленні і закупорки судин, розширення вен і т.і.; в нейрохірургії визначити розташування вогнищ пошкодження провідності нерва, підтвердити місце нейропараліча, викликаного апоплексією; в акушерстві та гінекології визначити

вагітність, локалізацію дитячого місця; діагностувати широкий спектр запальних процесів.

- **Телетермографія** - базується на перетворенні інфрачервоного випромінювання тіла людини в електричні сигнали, які реєструються на екрані тепловізора або іншому записуючому пристрої. Метод безконтактний. ІЧ-випромінювання сприймається системою дзеркал, після чого ІЧ-промені направляються на приймач ІЧ-хвиль, основну частину якого становить детектор (фотоопір, металевий або напівпровідниковий **болومتر**, термоелемент, фотохімічний індикатор, електронно-оптичний перетворювач, п'єзоелектричні детектори і т.і.).

Електричні сигнали від приймача передаються на підсилювач, а потім - на управляючий пристрій, що служить для переміщення дзеркал (сканування об'єкта), розігрівання точкового джерела світла ТДС (пропорційно тепловому випромінюванню), руху фотоплівки. Кожен раз плівка засвічується ТДС (точкове джерело світла) відповідно температурі тіла в місці дослідження.

Після керуючого пристрою сигнал може передаватися на комп'ютерну систему з дисплеєм. Це дозволяє запам'ятовувати термограми, обробляти їх за допомогою аналітичних програм. Додаткові можливості надають кольорові тепловізори (близькі по температурі кольору позначити контрастними кольорами), провести ізотерми.

ЛІТЕРАТУРНІ ДЖЕРЕЛА

- [ВАН України](#). Паспорт спеціальності.
- [Українська радянська енциклопедія](#). У 12-ти томах. / За ред. [М. Бажана](#). — 2-ге вид. — К., 1974—1985.
- *Андреев Ю. Н., Дзюбенко М. С.* Физика в современной медицине. Л., 1953;
- *Воронцов Д. С.* Раздражительность и возбуждение как общие свойства живых образований. «Научные записки научно-исследовательского института физиологии тварин КДУ», 1947, т. 2, в. 2:
- *Лазарев П. П.* Современные проблемы биофизики. М.—Л., 1945;
- *Чаговец В. Ю.* Избранные труды. К., 1957.
- *Биофизика. Медицинская физика. Теоретическая и прикладная биофизика.* www.all-fizika.com/article/index.ph...
- *Литнарвич Р.М.* Фізика з основами геофізики. Курс лекцій. МЕНУ, Рівне, 2007.-78 с. <http://essuir.sumdu.edu.ua/handle/123456789/2877>.
- *Литнарвич Р.М.* Фізика з основами геофізики. Лабораторний практикум. Частина 1. МЕНУ, Рівне, 2007.-44с. <http://essuir.sumdu.edu.ua/handle/123456789/2881>
- *Литнарвич Р.М.* Фізика з основами геофізики. Лабораторний практикум. Частина 2. МЕНУ, Рівне, 2008.-48с. <http://essuir.sumdu.edu.ua/handle/123456789/2884>

Руслан Миколайович Літнарівч
кандидат технічних наук, доцент

БІОФІЗИКА

Медична фізика , теоретична і прикладна фізика
Курс лекцій

ФАКУЛЬТЕТ КІБЕРНЕТИКИ

КАФЕДРА МАТЕМАТИЧНОГО МОДЕЛЮВАННЯ

**Комп'ютерний набір, верстка, редагування
і макетування та дизайн в редакторі
Microsoft® Office® Word 2003
Р.М.Літнарівч**

**Відповідальний редактор Й.В. Джунь
Підп.до друку 11. 12. 2010 р.**

**Формат 60x84/16. Папір офсетн.№1.
Гарнітура Times New Roman.**

Друк різнограф. Тираж 300 пр.

Редакційно-видавничий центр «Тетіс»

Міжнародного економіко-гуманітарного університету

Імені академіка Степана Дем'янчука

33027 Рівне , Україна

Вул..С.Дем'янчука, 4, корпус 1

Телефон : (+00380) 362 23 – 73 – 09

Факс :(+00380) 362 23 – 01 – 86

E-mail:mail@regi.rovno.ua

