

В. Д. Дідух, Ю. А. Рудяк, О. А. Багрій-Заяць

Біологічна фізика з фізичними методами аналізу

**В. Д. Дідух,
Ю. А. Рудяк,
О. А. Багрій-Заяць**

Біологічна фізика з фізичними методами аналізу

Навчальний посібник

Тернопіль
2021

УДК
ББК
Д

Рекомендовано до друку

*Кафедрою медичної фізики діагностичного та лікувального обладнання
Тернопільського національного медичного університету імені І.Я.Горбачевського МОЗ України
(протокол № 9 від 24 вересня 2021 р.)*

Рецензенти:

Малежик Михайло Павлович – доктор фізико-математичних наук, професор, завідувач кафедри комп'ютерної інженерії та освітніх вимірювань Національного педагогічного університету імені М.П.Драгоманова;

Підгурський Микола Іванович - доктор фізико-математичних наук, професор кафедри будівельної механіки Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя

Дідух В. Д. **Біологічна фізика з фізичними методами аналізу** : навч. пос. / В. Д. Дідух, Ю. А. Рудяк, О. А. Багрій-Заяць. — Тернопіль, 2021.—305 с.

У посібнику подано теоретичні засади фізичних, фізико-хімічних та фізіологічних процесів, що відбуваються в біологічному середовищі, дослідженні особливостей зміни стану як об'єкта впливу, так і параметрів живого організму та систематизовані матеріали з реакції біологічного об'єкта на фізичні поля та сигнали. Розглянуто біомеханіку, біоакустику, гемодинаміку та біофізику мембран, термодинаміку та електромагнетизм, квантову біофізику, оптичні, іонізуючі та теплові випромінювання людини.

Посібник призначений, перш за все, для студентів Тернопільського національного медичного університету ім. І.Я. Горбачевського МОЗ України, а також може бути корисним для студентів вищих медичних закладів освіти III-IV рівнів акредитації.

УДК _____
ББК _____

ISBN

В.Д. Дідух, Ю.А. Рудяк, О. А. Багрій-Заяць, 2021

ПЕРЕДМОВА

„Ми повинні прийняти, що власне біологічні закономірності представляють закони природи, доповнювальні до тих, які придатні для пояснення властивостей неживих тіл.”
Нільс Бор – лауреат Нобелівської премії з фізики.

Біофізика – розділ фізики і сучасної біології, що вивчає фізичні і фізико-хімічні процеси, які протікають на всіх рівнях біологічних систем, починаючи від молекул та клітин і закінчуючи біосферою в цілому.

Біофізичним дослідженням сприяє тісна взаємодія із суміжними науками – фізикою, хімією, математикою і фізичною хімією. Саме цим визначається вклад біофізики у вирішенні актуальних біологічних проблем.

Суттєвий вплив на розвиток біофізики і молекулярної біології мала книжка лауреата Нобелівської премії з фізики Е. Шрєдінгера „Що таке життя з точки зору фізики?“, яка була опублікована у 1945 році. У книзі автор ставить і дає відповідь на запитання: „Як можуть фізика і хімія пояснити ті явища у просторі і часі, які властиві для живого організму?”

Після Чорнобильської катастрофи, найбільш інтенсивно розвивається радіобіологія – розділ біофізики, що вивчає вплив іонізуючого випромінювання на живий організм. Відкриття Фредеріком та Ірен Жоліо-Кюрі штучної радіоактивності, праці Д. Хевеші збагатили біологічну науку новими точними методами дослідження (мічені атоми, авторадіографія та інші), які сприяли поглибленому дослідженню обмінних процесів в організмі.

У посібнику викладені теоретичні засади фізичних, фізико-хімічних та фізіологічних процесів, що відбуваються в біологічному середовищі, розглянуто вплив на біоб'єкти різноманітних фізичних чинників і полів.

При написанні даного навчального посібника використаний досвід викладання медичної та біологічної фізики у медичних національних університетах України.

Посібник призначений, перш за все, для студентів Тернопільського національного медичного університету ім. І.Я. Горбачевського МОЗ України, а також може бути корисним для студентів вищих медичних закладів освіти III-IV рівнів акредитації.

Автори висловлюють щирю вдячність ветерану кафедри доценту Ладиці Р.Б., доцентам: Горкуненку А.Б., Паласюку Б.М., Майхрук З.В. та старшому лаборанту Чернецькій Г. Р. за сприяння у написанні даного посібника.

Зміст

Передмова	4
Розділ 1 Біомеханіка і біоакустика.....	9
<i>Глава 1.1. Біомеханіка. Фізичні основи функціонування дихальної та опорно-рухової системи людини</i>	<i>9</i>
1.1.1. Біофізика зовнішнього дихання.....	10
1.1.2. Опорна система людини.....	12
1.1.3. Види деформацій.....	14
1.1.4. Деформація біологічних тканин	16
Приклади розв'язку задач.....	19
<i>Глава 1.2. Біореологія та гемодинаміка</i>	<i>22</i>
1.2.1. Основи реології	22
1.2.2. Швидкість осідання еритроцитів (ШОЕ).....	24
1.2.3. Система кровообігу людини	27
1.2.3. Електрична модель серцево-судинної системи	28
Приклади розв'язку задач.....	29
<i>Глава 1.3. Звукові методи дослідження в клініці. Вивчення роботи аудіометра</i>	<i>31</i>
1.3.1. Механічні коливання	31
1.3.2. Механічні хвилі.	34
1.3.3. Звук та його характеристики.....	36
1.3.4. Звукові методи діагностики	39
Приклади розв'язку задач.....	43
<i>Глава 1.4. Використання ультразвуку в медицині. Будова і принципи роботи ультразвукових апаратів.....</i>	<i>44</i>
1.4.1. Ультразвук	44
1.4.2. Ефект Доплера	47
1.4.3. Ультразвукова діагностика	49
1.4.4. Механізм фізіологічної і лікувальної дії ультразвуку.....	58
Приклади розв'язку задач.....	61
<i>Тестові завдання</i>	<i>61</i>
Розділ 2 Термодинаміка біологічних систем.....	66
<i>Глава 2.1. Рівноважна термодинаміка.....</i>	<i>66</i>
2.1.1. Типи і параметри термодинамічних систем	66
2.1.2. Закони термодинаміки	66
2.1.3. Статистичний зміст ентропії і другого закону термодинаміки....	71
2.1.4. Термодинамічна тотожність	73
2.1.5. Характеристичні функції.....	74
<i>Глава 2.2. Термодинаміка відкритих систем поблизу рівноваги</i>	<i>77</i>
2.2.1. Стаціонарний стан, виробництво ентропії	77
2.2.2. Лінійний закон. Принцип симетрії кінетичних коефіцієнтів Онзагера	78

2.2.3. Спряженість потоків. Теорема Пригожина	79
Приклади розв'язку задач.....	80
Тестові завдання.....	80
Розділ 3 Фізичні основи функціонування біологічних мембран.....	84
Глава 3.1. Структура, властивості і функції мембран.....	84
3.1.1. Молекулярна організація мембран	84
3.1.2. Основні види взаємодій, які формують мембрани. Моделі мембран	86
Глава 3.2. Транспорт речовин через мембрани	88
3.2.1. Пасивний транспорт речовин через мембрани.....	88
3.2.2. Активний транспорт речовин.....	91
Приклади розв'язку задач.....	93
Глава 3.3. Мембранні потенціали спокою і дії.....	94
3.3.1. Дифузійні і мембранні потенціали. Потенціал Нернста	94
3.3.2. Рівновага Доннана і потенціал Доннана	96
3.3.3. Стаціонарний потенціал Гольдмана-Ходжкіна-Катца	97
Приклади розв'язку задач.....	97
Тестові завдання.....	98
Розділ 4. Електромагнітне медичне обладнання.....	102
Глава 4.1. Медичне обладнання для лікування електричним струмом.....	102
4.1.1. Електропровідність тканин організму.....	102
4.1.2. Гальванізація та лікувальний електрофорез.....	103
4.1.3. Електротерапія струмами низької частоти.	111
4.1.4. Імпеданс тканин організму. Основи реографії.....	111
4.1.5. Імпульсний струм та його характеристики.....	112
4.1.6. Використання імпульсного та змінного струму для терапії.	117
Глава 4.2. Медичне обладнання для лікування електромагнітним полем	122
4.2.1. Магнітне поле, його характеристики	122
4.2.2. Магнітотерапевтичні апарати	125
4.2.3. Взаємодія електромагнітного поля з речовиною	128
4.2.4. Індуктотермія.....	131
4.2.5. УВЧ і мікрохвильова терапія	134
4.2.6. Електрохірургія	140
Приклади розв'язку задач.....	140
Тестові завдання.....	142
Розділ 5. Оптичні методи дослідження.....	147
Глава 5.1. Основи геометричної оптики.....	147
5.1.1. Поширення світла.....	147
5.1.2. Дисперсія світла	149
5.1.3. Волоконна оптика.....	150

5.1.4. Медичні прилади, які функціонують на основі геометричної оптики	155
<i>Глава 5.2. Основи хвильової оптики</i>	165
5.2.1. Хвильові властивості світла	165
5.2.2. Медичні прилади, які функціонують на основі хвильової оптики	182
Приклади розв'язку задач.....	193
<i>Глава 5.3. Лазерне обладнання в терапії та хірургії</i>	197
5.3.1. Оптичні квантові генератори	197
5.3.2. Використання лазерів	202
5.3.3. Різновидності лазерів.....	205
5.3.4. Лазерні дослідження	206
Приклади розв'язку задач.....	210
<i>Глава 5.4. Прилади для дослідження та корекції ока людини</i>	211
5.4.1. Око як оптичний інструмент.....	211
5.4.2. Аберация	215
Приклади розв'язку задач.....	219
<i>Тестові завдання</i>	220
Розділ 6. Квантова біофізика. Фізика атомів і молекул	224
<i>Глава 6.1. Теплове випромінювання тіл</i>	224
6.1.1. Закони теплового випромінювання.....	224
6.1.2. Термографія	227
<i>Глава 6.2. Основні положення квантової механіки</i>	229
6.2.1. Хвильові властивості частинок.....	229
6.2.2. Особливості випромінювання і поглинання енергії атомами і молекулами	239
<i>Тестові завдання</i>	241
<i>Глава 6.3. Явище люмінесценції</i>	244
6.3.1. Фізичні основи люмінесценції.....	244
6.3.2. Люмінесцентний аналіз	246
<i>Глава 6.4. Резонансні методи квантової механіки</i>	248
6.4.1. Електронний парамагнітний резонанс	248
6.4.2. Ядерний магнітний резонанс	250
6.4.3. Магнітно-резонансна томографія (МРТ).....	253
<i>Тестові завдання</i>	258
Розділ 7. Іонізуюче випромінювання	262
<i>Глава 7.1. Іонізуюче випромінювання</i>	262
7.1.1. Природа іонізуючого випромінювання	262
7.1.2. Види і основні властивості іонізуючого випромінювання	270
7.1.3. Використання радіоактивного випромінювання в медицині	272
<i>Глава 7.2. Дозиметрія іонізуючих випромінювань</i>	275

7.2.1. Суть методу дозиметрії.....	275
7.2.2. Біологічна дія іонізуючого випромінювання. Еквівалентна доза.....	277
7.2.3. Механізм взаємодії іонізуючого випромінювання з речовиною.....	279
<i>Тестові завдання.....</i>	<i>282</i>
Розділ 8. Фізичні методи аналізу	286
<i>Глава 8.1. Спектральний аналіз</i>	<i>286</i>
<i>Глава 8.2. Хроматографія</i>	<i>287</i>
8.2.1. Газорідинні хроматографи	287
8.2.2. Автоматичний хімічний аналізатор.....	290
8.2.3. Автоматичний клінічний аналізатор	292
Приклади розв'язку задач.....	293
<i>Тестові завдання.....</i>	<i>294</i>
Література	298
Додатки	300

РОЗДІЛ 1

БІОМЕХАНІКА І БІОАКУСТИКА

ГЛАВА 1.1. БІОМЕХАНІКА. ФІЗИЧНІ ОСНОВИ ФУНКЦІОНУВАННЯ ДИХАЛЬНОЇ ТА ОПОРНО-РУХОВОЇ СИСТЕМИ ЛЮДИНИ

Біомеханіка – галузь природничих знань, що на основі законів механіки вивчає фізичні властивості біологічних об'єктів, закономірність їх до адаптації до навколишнього середовища, поведінку та механічні рухи у них на всіх рівнях організації і у різних станах життєдіяльності.

Термін „біомеханіка” утворений грецькими словами: „bios” – життя та „mechanē” – знаряддя (механічне життя).

Серед тих, які стояли біля витоків біомеханіки були: Клавдій Гелен (131–210 рр. до н. е.), Асклепід Віфінський (124–56 рр. до н. е.), французький фізик, математик і філософ Рене Декарт (1596–1650 рр.), Неаполітанець Джованні Бореллі (1608–1679 рр.),

Клавдій Гелен, який створив теорію кровообігу, експериментально довів, що кров рухається серцем і артеріями, як і венами, описав близько трьохсот людських м'язів, будову стінок шлунку, кровоносних судин і матки. Він вважав, що організм людини являє собою сукупність частин, органів чи рідких середовищ, які беруть свій початок із чотирьох складових стихій – води, повітря, вогню і землі. Відкриття та хибність думок Гелена визначили розвиток західної медицини на наступні 15 століть.

Асклепід Віфінський виходячи з ідей Демокріта та Епікура, вважав, що захворювання зумовлені відхиленням частинок тіла від положення рівноваги. При надлишку частинок виникають гострі захворювання, при їх нестачі – хронічні. Щоб повернути їх до попереднього стану, Асклепід рекомендував використовувати дієту, масаж, купання, фізичні вправи, блювотні засоби, кровопускання.

У XVI–XVIII ст. в медицині виник ятромеханічний (метафізичний) напрям, прихильники якого намагалися пояснити всі фізіологічні явища та процеси законами механіки. Італійський лікар Сантаріо (1561–1636 рр.), професор медицини Університету Падуї, вважав, що кожна хвороба є наслідком порушень закономірностей руху окремих найдрібніших частинок організму.

Рене Декарт (1596–1650 рр.) вважав, що тіло людини (тварини) – це всього лише механізм, побудований із матеріальних елементів, який здатний здійснювати складні рухи під впливом сил, що діють на нього. Центральним місцем у вченні Декарта було положення про автоматизм тварин, який він застосовував – із певними обмеженнями – й щодо людини. Він вважав, що серце – рухомий центр живої машини, і після його утворення частинками матерії виникають кровоносні судини, система кровообігу, кістки, органи, чуття, мозок та нервова система.

Джованні Бореллі у монументальній праці «Про рух тварин» (1680 р.) розглядав дію м'язів на кістки скелета на основі теорії важеля, пояснював рухи ніг і корпусу людини при вставанні із положень сидячи і лежачи, розраховував сили, які розвивають м'язи рук і ніг. Руку він порівнював з важелем, грудну клітку – з міхами у кузні, а серце – з гідравлічним насосом.

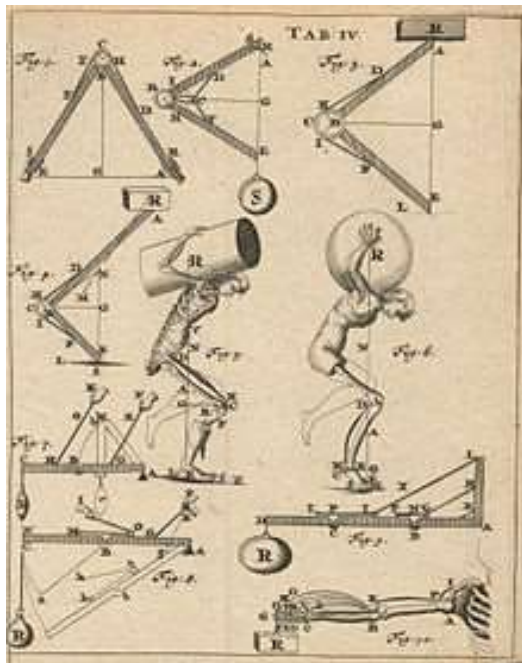


Рис.1.1. Скелетно-м'язова схема із книги Бореллі.

Німецький лікар, фізіолог і хімік Фрідріх Гофман (1660–1742 рр.) оприлюднив свій погляд на ятрофізику, згідно з яким життя – це рух, а механіка – причина та закон для всіх явищ. Гофман розглядав життя як механічний процес, у ході якого рух нервів, по яких переміщується у мозку «тваринний дух», керує скороченням м'язів, циркуляцією крові та роботою серця. Внаслідок цих процесів організм, як своєрідна механічна машина, приводиться у рух.

У 1628 році англійський фізіолог, анатом і лікар Вільям Гарвей (1578–1657 рр.) опублікував працю «Анатомічне дослідження про рух серця і крові у тварин», в якій вперше в історії медицини експериментально довів, що кров рухається від шлуночків серця артеріями, а повертається до передсердя венами. Гарвей обґрунтував сучасну схему кровообігу людини й інших ссавців, що включає два кола. Гарвей був першим, хто кількісно оцінив серцевий викид у людини, хоча й зі значною неточністю (1020,6 г/хв, тобто близько 1 л/хв замість 5 л/хв).

Значний крок до розуміння течії рідини (крові) зробив знаменитий швейцарський вчений Даніель Бернуллі (1700–1782 рр.). У його праці «Гідродинаміка» закладені фізичні основи механіки рідини.

Бернуллі довів, що сила скорочення м'яза за рівних умов пропорційна довжині його м'язових волокон.

Саме вони, наступним дослідникам біомеханіки, передали наукову естафету.

1.1.1. Біофізика зовнішнього дихання

Життєдіяльність людини пов'язана із споживанням кисню і виділенням вуглекислого газу. Під системою дихання розуміють комплекс структур, які беруть участь у газообміні, а також механізми їх регуляції. Одним із показників активності дихальної системи є кількість спожитого нею кисню (СК) за 1 хв. У дорослої людини у стані спокою СК становить близько від 2 до 5 мл/хв. Зовнішне

дихання – це процес обміну газів між альвеолами легень і зовнішнім середовищем (повітрям).

Легені покриті особливою плівкою – плеврою, яка однією частиною прикріплена до легені, іншою – до м'язової тканини грудної клітки. Вона утворює непроникну для повітря порожнину. Завдяки тому, що легеням властива еластичність, тиск у плевральній порожнині менший ніж в альвеолах. В стані рівноваги тиск в альвеолах зрівноважується тиском плевральної порожнини і тиском, який створює еластична тяга легень. Усередині плевральної порожнини міститься невелика кількість газу. Коли тиск цього газу стає рівним тиску повітря в легенях тоді, коли стінки плеври віддаляє невеликий проміжок.

Вдих відбувається у результаті збільшення об'єму грудної порожнини, завдяки піднімання ребер і опускання діафрагми. Діафрагма – найбільший м'яз вдиху, який забезпечує близько 2/3 вентиляції легень. У процесу вдихання об'єм порожнини зростає, а тиск спадає, що приводить до розширення легень.

Завдяки роботі дихальних м'язів відбувається зміна об'єму грудної клітки, легень і відбувається рух повітря. Механічна робота дихання дорівнює добуткові тиску на об'єм повітря, що надходить у легені і видаляється з них.

Спокійний видих відбувається пасивно, без участі м'язів. Під дією сили тяжіння, завдяки еластичності реберних хрящів, зв'язкового апарату, ребра опускаються і нижній кінець грудини відходить назад. Розслаблення м'язових волокон діафрагми веде до підняття її купола під тиском нутрощів. Об'єм грудної клітки зменшується і настає видих.

Тиск у плевральній порожнині є нижчим від атмосферного під час спокійного вдиху на 4-9 мм рт.ст., а під час спокійного видиху – на 2-4 мм рт. ст. Негативний тиск плевральної щілини діє на стінки вен, які розташовані у грудній порожнині, що полегшує притоку крові до серця.

Зміна об'єму грудної клітки залежить від величини м'язового зусилля. Дія м'язів, зумовлена їх скороченням, спрямована на подолання сил опору. До них належать:

- Сила для подолання опору еластичних тканин грудної клітки і легенів;
- Сила, для подолання тертя в нееластичних тканинах, яка зумовлена зміщенням ребер під час вдиху, а також діафрагми, органів черевної порожнини. Її величина залежить від швидкості дихання; на початку і наприкінці вдиху вона дорівнює нулеві.
- Сила, для подолання тертя повітряного струменя під час вдиху і тертя, що виникає між стінками повітряних шляхів, зумовлена різницею атмосферного і альвеолярного тисків.

Життєва ємність легень (ЖЄЛ) визначається за формулою:

$$DO + PO_{\text{вдих}} + PO_{\text{видих}} = \text{ЖЄЛ}, \quad (1.1)$$

Тут DO – дихальний об'єм, $PO_{\text{вдих}}$ – об'єм, який можна видихнути після спокійного вдиху, а $PO_{\text{видих}}$ – видихаємий об'єм, після найглибшого видиху.

Механічна робота дихання у стані спокою протягом хвилини сягає 0,5 Дж. Із збільшенням частоти дихання зростатиме робота м'язів. Для того, щоб утворилися оксигемоглобін, кисень повинен пройти через альвеолярну мембрану, міжклітинну рідину, ендотелій капілярів, плазму і мембрани еритроцитів. Цей перехід відбувається завдяки явищу дифузії.

Дифузійна здатність легень залежить від поверхні дифузії, тобто від кількості відкритих функціонуючих капілярів, які контактують з альвеолами. У людини площа поверхні, через яку здійснюється газообмін, становить близько 90 м² тобто перевищує площу поверхні тіла людини (2 м²) більш ніж у 40 разів.

Кількість газу поглинутого мембраною, пропорційна тисковій дифундуючого газу.

Згідно закону Фіка, швидкість дифузії газу dQ/dt через мембрану дорівнює:

$$\frac{dQ}{dt} = D\alpha(c_1 - c_2) \frac{S}{x}, \quad (1.2)$$

де dQ/dt – швидкість дифузії; D – коефіцієнт дифузії; α – коефіцієнт поглинання газу; $(c_1 - c_2)$ – різниця концентрацій речовин з обох боків мембрани; S – площа мембрани; x – її товщина.

Дифузія через альвеолярну мембрану відбувається вдвічі швидше ніж у воді, бо до її складу входять ліпіди.

Дифузійна здатність вуглекислого газу майже у 20 разів більша, ніж кисню. Це зумовлено тим, що розчинність вуглекислого газу у сольовому розчині, який входить до складу альвеолярної мембрани, істотно вища, ніж розчинність газу у мембрані.

У нормі дифузійна здатність у стані спокою становить приблизно 15 мл O_2 /хв, а за фізичних навантажень може сягати 68 мл. O_2 /хв. Із віком вона зменшується.

1.1.2. Опорна система людини

Важелем називається тверде тіло (як правило стержень), що має нерухому вісь обертання, до якої прикладені сили, які створюють моменти відносно цієї осі. Розглядають три види важелів у залежності від взаємного розташування діючих сил.

1. Сили прикладені з двох боків від точки опори (рис.1.2, а). Приклад – утримання голови м'язами шії та спини, F – сила, яку розвиває м'яз, R – сила тяжіння голови.

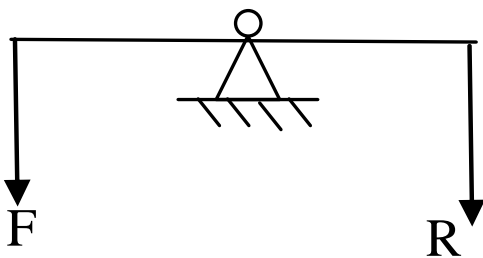


Рис. 1.2, а

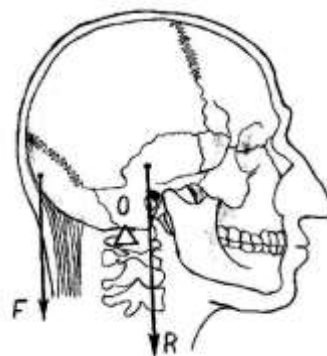


Рис. 1.2, б

2. Сила F прикладена до кінця важеля, сила R ближче до точки опори (рис.1.3, а). Приклад – дія зведення стопи при підйомі на півпальці (рис.1.3, б).

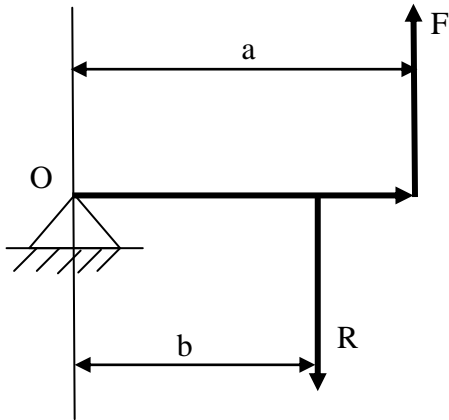


Рис. 1.3, а

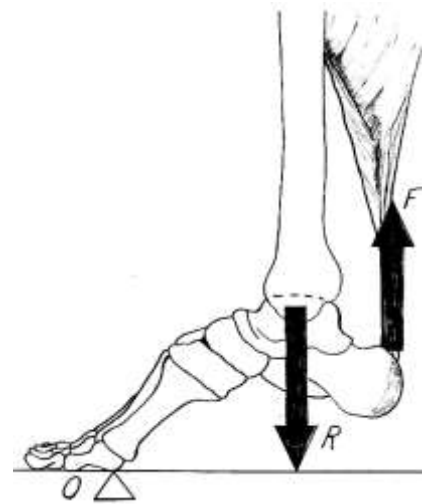


Рис. 1.3, б

3. Сила F прикладена ближче до точки опори, ніж сила R (рис.1.4. а). Приклад – кістки передпліччя. Точка опори знаходиться в ліктьовому суглобі (рис.1.4. б). Діюча сила F - сила м'язів, що згинають передпліччя, R величина навантаження. Для такого важеля сила, що розвиває м'яз, більша за величину навантаження у стільки разів, у скільки точка кріплення м'яза розміщена ближче до ліктьового суглоба, ніж утримуваний вантаж.

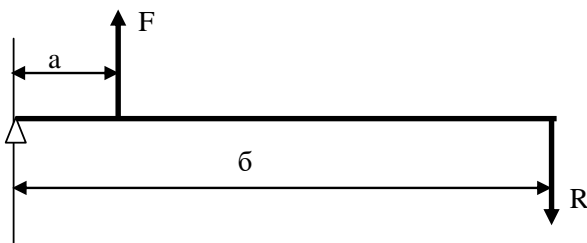


Рис. 1.4, а

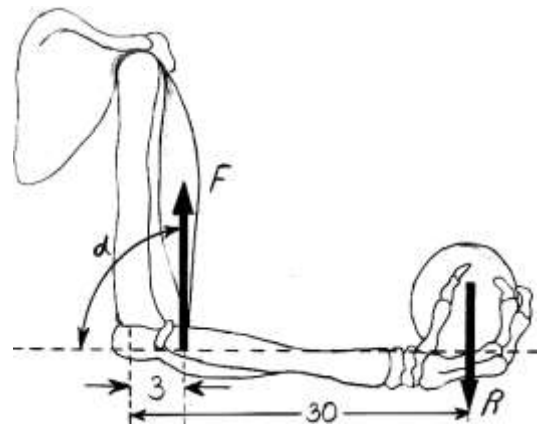


Рис. 1.4, б

Умову рівноваги важеля математично можна представити у вигляді:

$$Fr = PR \quad (1.3)$$

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

Важливими характеристиками роботи м'яза являються сила і швидкість скорочення. А. Хіллом було показано, що між швидкістю скорочення м'яза та м'язовою силою P існує гіперболічна залежність:

$$(P + a)(V + b) = (P_0 + a)b = a(V_{\max} + b) \quad (1.4)$$

тут, V_{\max} - максимальна швидкість скорочення м'яза ($V = V_{\max}$ при $P = 0$); P_0 - сила, яку розвиває м'яз в ізометричному режимі скорочення (коли не змінюється довжина м'яза); a і b - константи.

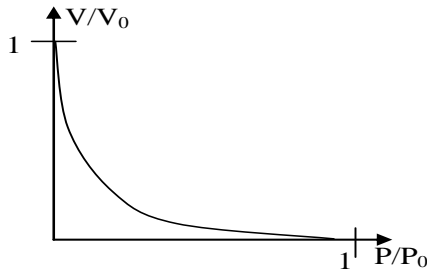


Рис. 1.5. Залежність відносної швидкості скорочення м'яза від відносної сили.

При скороченні протягом часу t м'яз виконує роботу:

$$A = PVt \quad (1.5)$$

Знайшовши V з рівняння (1.4) і підставивши у (1.5) отримаємо:

$$A = bP \frac{P_0 - P}{P + a} t \quad (1.6)$$

Робота, яку виконує організм при ходьбі, не змінюється, якщо людина рухається зі швидкістю близько до 90 м/хв, а при підвищенні швидкості вона зростає і вже при швидкості 130 м/хв виявляється більшою, ніж при бігу з швидкістю 150 м/хв. Таким чином, сповільнений біг енергетично вигідніший за швидку ходьбу.

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

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

1.1.3. Види деформацій

Тіло, під дією прикладеної сили, може змінювати свою форму або об'єм. Зміну форми або об'єму тіла під дією прикладених до нього сил називають деформацією (табл. 1.1).

Таблиця 1.1. Зміни, які виникають у тілах при дії зовнішніх сил.

Деформація	Зміна форми	Зміна об'єму
<i>Розтяг</i>	Відбувається	Відбувається
<i>Всестороннє стискування</i>	Не відбувається	Відбувається
<i>Зсув</i>	Відбувається	Не відбувається
<i>Кручення</i>	Відбувається	Не відбувається

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

Для дослідження деформації розтягу стержень розтягують за допомогою спеціальних пристроїв і вимірюють видовження зразка та напругу, що виникає в ньому. За результатами дослідів креслять графік залежності напруги σ від відносного видовження ε . Цей графік називають діаграмою розтягу (рис.1.14).

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

$$\sigma = E\varepsilon, \quad (1.7)$$

де E – модуль Юнга.

Цю залежність називають законом Гука.

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

Максимальна напруга σ_n , при якій ще справджується закон Гука, називається границею пропорційності. Максимальну напругу σ_{np} , за якої ще не виникають помітні залишкові деформації (не більше 0,1 %), називають межею пружності.

Зсувом називають таку деформацію тіла, коли його плоскі шари зміщуються паралельно один одному (рис.1. 6).

Закон Гука при зсуві:

$$\sigma_\tau = \frac{F}{S} = G\gamma, \quad (1.8)$$

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

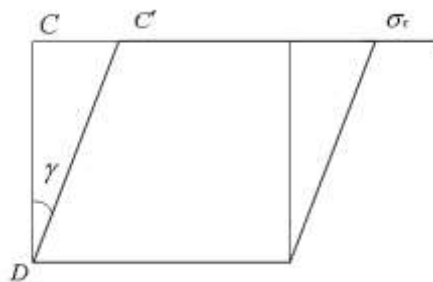


Рис. 1.6. Деформація тіла при зсуві.

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

$$\frac{\Delta d}{d} = -\mu \frac{\Delta l}{l} \quad (1.9)$$

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

$$G = \frac{E}{2(1 + \mu)} \quad (1.10)$$

Робота, яка виконується при деформації розтягу тіла,

$$A = \frac{k(\Delta l)^2}{2}, \quad (1.11)$$

Потенціальна енергія розтягнутого або стиснутого тіла

$$\Pi = \frac{k(\Delta l)^2}{2} = \frac{\sigma^2}{2E} V = \frac{E\varepsilon^2}{2} V, \quad (1.12)$$

де V – об'єм тіла.

1.1.4. Деформація біологічних тканин

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

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

Діаграма розтягу кісткової тканини показана на рисунку 1.7. Як бачимо, при малих деформаціях виконується закон Гука. Модуль Юнга кісткової тканини $E = 10 \text{ ГПа}$, межа міцності $\sigma_m = 100 \text{ МПа}$.

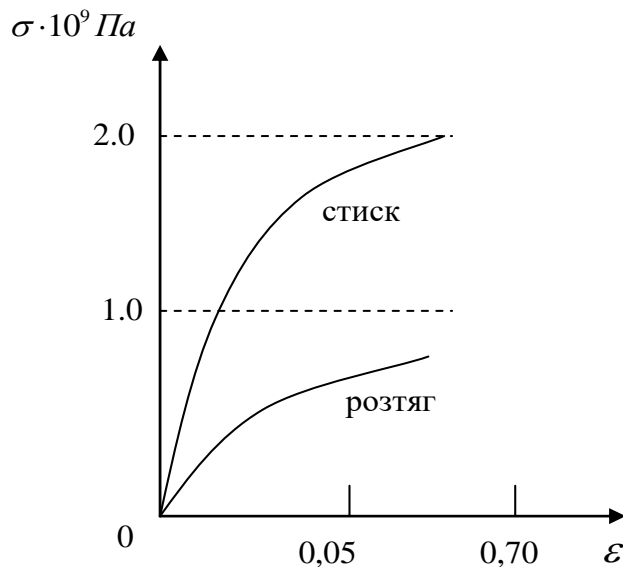


Рис. 1.7. Діаграма розтягу кісткової тканини.

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

Наявність у кістках численних дрібних порожнин і каналів збільшує їхню міцність, адже руйнування будь-якого матеріалу починається з утворення

мікроскопічних тріщин, які зростають і поширюються лише до тих місць, де є порожнини.

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

Шкіра складається з волокон колагену та еластину, розташованих в основній матриці. Еластин є волокнистим високогнучким та розтяжним білком. Він розтягується до 200–300 %, приблизно як гума. Колаген може розтягуватись до 10%, тобто як капронове волокно. Модуль пружності колагену (10–100) МПа, еластину – (0,1–0,6) МПа, границя міцності, відповідно, 100 МПа і 5 МПа. Отже, шкіра є пружним матеріалом з високоеластичними властивостями. Вона добре розтягується та скорочується.

М'язи. До їх складу входить сполучна тканина, що складається з волокон колагену та еластину. Механічні властивості м'язів подібні до механічних властивостей полімерів. Між пружними властивостями полімерів і кристалічних мономерів існує принципова відмінність. В останніх сили пружності повністю визначаються зміною міжатомних відстаней. Полімери складаються з дуже довгих і гнучких молекул. Частини молекул перебувають у хаотичному тепловому русі, тому їх форма і довжина постійно змінюються. Під дією навантаження молекули випрямляються у відповідному напрямі і довжина зразка зростає. У полімерах випрямлення молекул при навантаженні матеріалу та ковзання макромолекул триває значно довше, ніж повзучість в металах. В певній мірі процеси повзучості в полімерах подібні до течії в'язкої рідини. Поєднання в'язкої плинності з високою еластичністю дозволяє називати деформацію, характерну для полімерів, в'язкопружною. Пружні та в'язкі властивості тіл зручно описувати відповідними моделями (табл. 1.2).

Таблиця 1.2. Моделі деформації та їх закони.

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

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

Моделлю в'язкого тіла може служити поршень з отворами, що рухається в циліндрі з в'язкою рідиною (рис. 1.8)

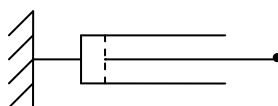


Рис. 1.8. Модель в'язкого тіла.

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

Модель Максвела – це послідовне з'єднання в'язкого і пружного елементів (рис. 1.9):

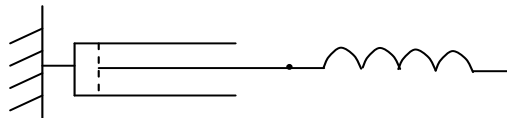


Рис. 1.9. Модель Максвела.

Модель Кельвіна–Фойгта являє собою паралельне з'єднання в'язкого і пружного елементів (рис. 1.10):

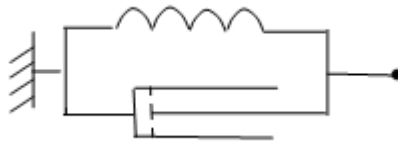


Рис. 1.10. Модель Кельвіна – Фойгта.

Механічні властивості гладких в'язів описує модель Максвела. Залежність $\sigma = f(\varepsilon)$ для скелетного м'яза показана на рис. 1.11. До певної міри механізм деформації зумовлений випрямленням молекул колагена. При $\varepsilon \geq 25\%$ зростають міжатомні відстані в молекулах.

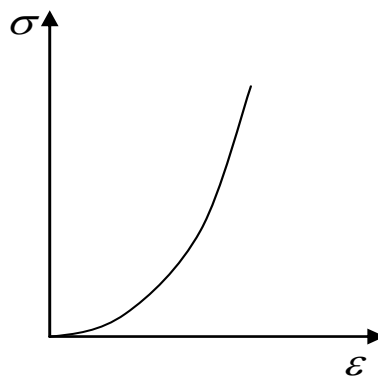


Рис. 1.11. Залежність напруги від відносного видовження для скелетного м'яза.

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

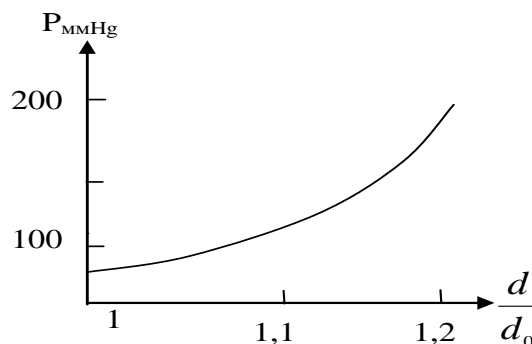


Рис. 1.12. Діаграма розтягу аорти під впливом трансмурального тиску Р.

На рисунку 1.12 наведено діаграму розтягу аорти під впливом трансмурального тиску p (різниці тисків всередині і зовні судини). При зростанні тиску жорсткість судин або їх тонус різко зростає. Біофізичний механізм цього явища досить складний і досі недостатньо вивчений.

Механічна напруга стінки судин визначається рівнянням Ламе

$$\sigma = \frac{pr}{h} \quad (1.13)$$

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

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

$$dp = \frac{Eh}{r^2} dr \quad (1.14)$$

На основі рівняння (1.13) отримують кількісні співвідношення, що характеризують процес поширення пульсової хвилі по судинах організму.

Приклади розв'язку задач

1.1. Визначити ефективність дихання людини ε , яка за один подих вдихає $V_t=500$ мл. повітря врахувавши зміну газового стану повітря в легенях людини в процесі дихання (див таб. 1)

Таблиця 1. Газовий склад повітря в процесі дихання

Тип повітря	Кисень O ₂ %	Вуглекислий газ CO ₂ %	Азот NO ₂ %
Вдихуване	0,85	0,03	78,62
Видихуване	15,5	4,37	74,6
Альвеолярне	13,5	5,3	74,9

Дано:

$$V_t = 500$$

$$F_a = 5,3\%$$

$$F_b = 0,03\%$$

$$F_d = 3,7\%$$

ε - ?

Розв'язок:

1. Ефективність дихання:

$$\varepsilon = (V_t - V) / V_t \cdot 100\%,$$

де V - об'єм повітря у „мертвому просторі” – частина простору дихальних шляхів, заповнених повітрям, яка не приймає участь у газообміні.

$$2. \text{ Об'єм повітря } V = (F_a - F_d) / F_a - F_b = (5,3 - 3,7 / 5,3 - 0,03)500 = 151,8 \text{ мл.}$$

$$3. \text{ Обчислення: } \varepsilon = (500 - 151,8 / 500)100\% = 69,6\%.$$

Відповідь: ефективність дихання людини становить 69,6%.

1.2. Загальна жорсткість декількох однакових пружин, з'єднаних паралельно, у 16 разів більша жорсткості цих пружин, з'єднаних послідовно. Яка кількість з'єднаних пружин?

Дано:

$$\frac{k_1}{k_2} = 16$$

n - ?

Розв'язок:

1. При паралельному з'єднанні пружин, їх жорсткість буде $k_1 = k_0 n$, де k_0 – жорсткість однієї пружини.

2. При послідовному з'єднанні пружин, їх жорсткість буде $k_2 = \frac{k_0}{n}$, де k_0 – жорсткість однієї пружини.

3. Отримуємо:
$$\frac{k_1}{k_2} = \frac{k_0 n}{\left(\frac{k_0}{n}\right)} = \frac{k_0 n^2}{k_0} = n^2$$

$$n = \sqrt{\frac{k_1}{k_2}}$$

4. Обчислення: $n = \sqrt{16} = 4$.

Відповідь: з'єднано 4 пружини.

1.3. Для деякого м'яза при навантаженні $P = 0,3$ Н швидкість скорочення складає $v = 24$ мм/с. Навантаження в ізометричному режимі скорочення (при ізометричному режимі скорочення $P = P_0$ при $v = 0$) $P_0 = 1,1$ Н. Постійна $a = 0,2$ Н. Обчислити максимальну швидкість скорочення.

Дано:
 $P = 0,3$ Н
 $v = 24$ мм/с
 $P_0 = 1,1$ Н
 $a = 0,2$ Н

$v_{\max} - ?$

Розв'язок:

1. Рівняння Хілла:

$$(P + a)(v + b) = (P_0 + a)b = a(v_{\max} + b).$$

2. Знаходимо максимальну швидкість скорочення

м'яза:
$$v_{\max} = \frac{P_0 b}{a}$$

3. Константа b :
$$b = \frac{v(P + a)}{P_0 - P}.$$

4. Отримуємо:
$$v_{\max} = \frac{P_0}{a} \frac{v(P + a)}{P_0 - P}.$$

5. Обчислення:
$$\{v_{\max}\} = \frac{1,1}{0,2} \frac{0,024(0,3 + 0,2)}{1,1 - 0,3} = 82.$$

$$v_{\max} = 82 \text{ мм/с}$$

Відповідь: максимальна швидкість скорочення м'яза 82 мм/с.

1.4. Враховуючи модель в'язко-пружного середовища, розрахувати відносну деформацію $\varepsilon(t)$ скелетного м'яза за три хвилини, якщо модуль пружності м'яза $E = 1,2$ МПа, площа поперечного перерізу $S = 0,8 \cdot 10^{-6}$ м², а навантаження $F = 6,3$ Н. В'язкість речовини м'яза взяти $\eta = 0,125$ Па·с.

Розв'язок:

Дано:
 $E = 1,2$ МПа = $1,2 \cdot 10^6$ Па,
 $S = 0,8 \cdot 10^{-6}$ м²,
 $\eta = 0,125$ Па·с,
 $F = 6,3$ Н,
 $t = 3$ хв = 180 с.

$\varepsilon(t) - ?$

1. Відносна деформація скелетного м'яза:

$$\varepsilon(t) = \frac{\sigma}{E} (1 - e^{-t/\tau}), \text{ де } \tau = \eta / E \quad (1)$$

2. Напруженість:
$$\sigma = \frac{F}{S}. \quad (2)$$

3. Отримуємо:

$$\varepsilon(t) = \frac{F}{SE} (1 - e^{-\frac{Et}{\eta}}).$$

4. Обчислення:

$$\{\varepsilon\} = \frac{6.3}{0.8 \cdot 10^{-6} \cdot 1.2 \cdot 10^6} \left(1 - e^{-\frac{-1.2 \cdot 10^6 \cdot 180}{0.125}} \right) = 6.56$$

$$[\varepsilon] = \frac{H}{M^2 \cdot Pa} \left(1 - e^{-\frac{-Pa \cdot c}{Pa \cdot c}} \right) = \frac{Pa}{Pa} = 1.$$

Відповідь: $\varepsilon = 6.56$.

ГЛАВА 1.2. БІОРЕОЛОГІЯ ТА ГЕМОДИНАМІКА

...Питання про те, яким чином і в якій мірі рух крові судинами залежить від м'язових і пружних сил серця і артерій.
Томас Юнг

У 1628 році англійський фізіолог, анатом і лікар Вільям Гарвей (1578–1657 рр.) опублікував працю «Анатомічне дослідження про рух серця і крові у тварин», в якій вперше в історії медицини експериментально довів, що кров рухається від шлуночків серця артеріями, а повертається до передсердя венами. Гарвей обґрунтував сучасну схему кровообігу людини й інших ссавців, що включає два кола. Гарвей був першим, хто кількісно оцінив серцевий викид у людини, хоча й зі значною неточністю (1020,6 г/хв, тобто близько 1 л/хв замість 5 л/хв).

1.2.1. Основи реології

Реологія – наука, що вивчає плинність і деформацію речовини, біореологія займається плинністю біологічних середовищ, а гемореологія вивчає реологічні властивості крові. Реологічні питання, пов'язані з деформацією і плинністю, постають особливо гостро, коли рідина тече по судинах дуже малих діаметрів. Розглянемо просту модель лінійно в'язкої рідини. Для цієї мети розглянемо тонкий шар рідини, що знаходиться між двома паралельними пластинками, розміщеними на певній відстані (рис. 1.13):

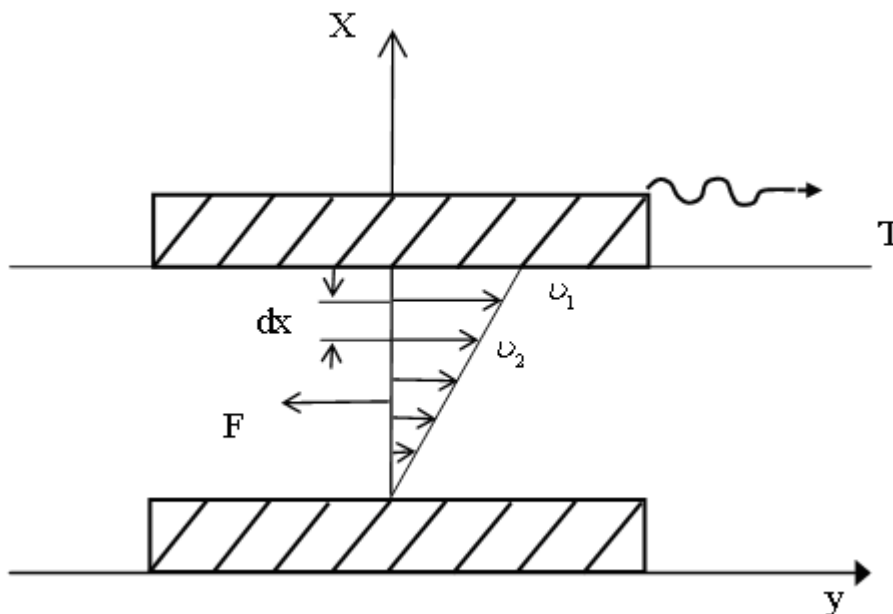


Рис. 1.13. Шар рідини, що знаходиться між двома паралельними пластинками.

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

$$F = \eta \cdot S \frac{dv}{dx}, \quad (1.15)$$

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

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

$$\tau = \eta \cdot \gamma \quad (1.16)$$

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

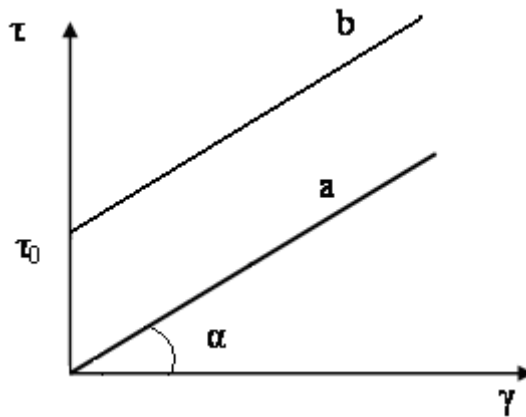


Рис. 1.14. Залежність напруги зсуву від швидкості зсуву.

Рух ньютонівської рідини (в'язкість якої постійна і не залежить від швидкості зсуву) можна описати законом Ньютона. До таких рідин належать легеневі гази, вода, сеча, низькомолекулярні рідини. Графік має вигляд прямої лінії, що проходить через початок координат (рис. 1.14). Тангенс кута нахилу прямої до осі абсцис рівний η і є єдиним реологічним параметром для ньютонівських рідин.

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

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

Коефіцієнт в'язкості крові в нормі лежить у межах (3,9-5,3) мПа·с, при патології він змінюється від $1,7 \cdot 10^{-3}$ до $22,9 \cdot 10^{-3}$ Па·с. У здорової людини при

37°C коефіцієнти в'язкості плазми і сироватки крові відповідно становлять $\eta_{пл} = 1,2 \cdot 10^{-3} \text{ Па} \cdot \text{с}$ і $\eta_{сир} = 1,1 \cdot 10^{-3} \text{ Па} \cdot \text{с}$.

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

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

1.2.2. Швидкість осідання еритроцитів (ШОЕ)

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

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

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

Формула Гагена–Пуазейля. Гідралічний опір

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

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

$$Re = \frac{\rho \cdot v \cdot d}{\eta}, \quad (1.17)$$

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

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

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

Гаген і Пуазейль дослідним шляхом встановили, що середня швидкість U_{cp} ламінарного руху рідини по трубці постійного перерізу прямо пропорційна

градієнту тиску: $\frac{\Delta p}{\Delta \ell} = \frac{p_1 - p_2}{\ell}$ (p_1 і p_2 – тиск на початку і в кінці труби довжиною ℓ), квадрату радіуса R труби і обернено пропорційна коефіцієнту в'язкості η рідини (закон Гагена–Пуазейля):

$$v_{cp} = \frac{p_1 - p_2}{\ell} \cdot \frac{R^2}{8 \cdot \eta}. \quad (1.18)$$

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

$$Q = v_{cp} \cdot S = \frac{p_1 - p_2}{\ell} \cdot \frac{\pi R^4}{8 \cdot \eta}. \quad (1.19)$$

Формулу (1.24), що встановлює зв'язок між об'ємною швидкістю рідини з різницею тисків на кінцях судини можна переписати так:

$$Q = \frac{P_1 - P_2}{W}. \quad (1.20)$$

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

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

$$Z = n z_i, \text{ та } Z = \frac{z_i}{n}. \quad (1.21)$$

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

$$Z = \frac{z_i}{n} = \frac{n}{K^2} z_0. \quad (1.22)$$

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

Знайдемо швидкість зсуву, шарів рідини, використовуючи (1.23):

$$\gamma = \frac{dv}{dR} = \frac{R \Delta P}{4 \cdot \eta \cdot \ell}. \quad (1.23)$$

Враховуючи (1.24) одержимо:

$$\gamma = \frac{2 \cdot Q}{\pi R^3}. \quad (1.24)$$

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

Рівняння Бернуллі

Якщо P_1, v_1 і P_2, v_2 – відповідно тиски і швидкості у перерізах 1 і 2 труби, h_1, h_2 – висоти її перерізів відносно деякого рівня, а ρ – густина рідини (рис. 1.15), то робота W , що витрачається на зміну швидкості v і висоти h рідини, рівна сумі зміни потенціальної енергії ΔW_n і зміни кінетичної енергії ΔW_k

$$W = \Delta W_n + \Delta W_k \quad (1.25)$$

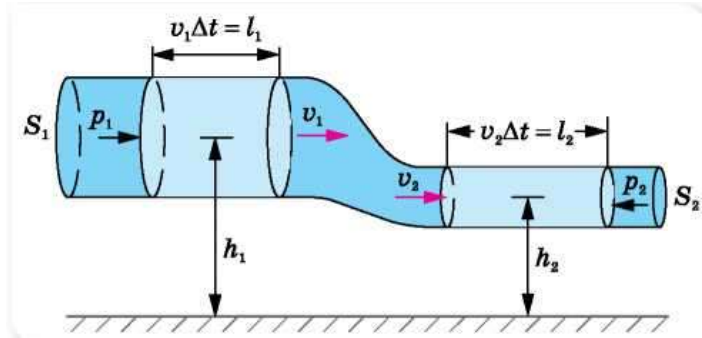


Рис. 1.15. Рух рідини у трубці різного перерізу.

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

Таким чином

$$(P_1 - P_2)\Delta V = mg(h_2 - h_1) + \frac{m}{2}(v_2^2 - v_1^2). \quad (1.26)$$

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

Розділивши на ΔV ліву і праву частини рівняння, отримаємо:

$$P_1 - P_2 = \rho gh_2 - \rho gh_1 + \frac{\rho}{2}v_2^2 - \frac{\rho}{2}v_1^2. \quad (1.27)$$

Згрупувавши доданки з однаковими індексами, отримаємо рівняння Бернуллі:

$$P_1 + \rho gh_1 + \frac{\rho}{2}v_1^2 = P_2 + \rho gh_2 + \frac{\rho}{2}v_2^2 \quad (1.28)$$

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

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

$$P + \frac{\rho v^2}{2} = const \quad (1.29)$$

Звідси випливає, що у місцях звуження (розширення) потоку рідини швидкість її зростає (зменшується), а тиск знижується (збільшується). Це пояснює випадки розриву аневризм (розширення ділянки судини), закупорювання певної ділянки судини (явище тромбозу), при якому кров починає текти поштовхами. За

допомогою стетоскопа можна прослухати шум, що свідчить про порушення циркуляції крові.

1.2.3. Система кровообігу людини

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

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

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

$$A_z = P \cdot V_y + \frac{\rho v^2}{2} V_y. \quad (1.30)$$

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

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

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

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

Кровоносна система людини – складна замкнута система еластичних трубок різного діаметра (аорта, артерії, артеріоли, капіляри, венули). Від серця кров рухається по аорті – еластичній трубці з м'язової тканини. Чим далі від серця, тим більше розгалужуються судини, відсилаючи у всі органи свої розгалуження – артерії. Діаметр судин зменшується по мірі віддалення від серця. У тканинах органів артерії розгалужуються і перетворюються у дрібні судини – артеріоли, які дають початок незчисленним волосняним судинам – капілярам (табл. 1.4).

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

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

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

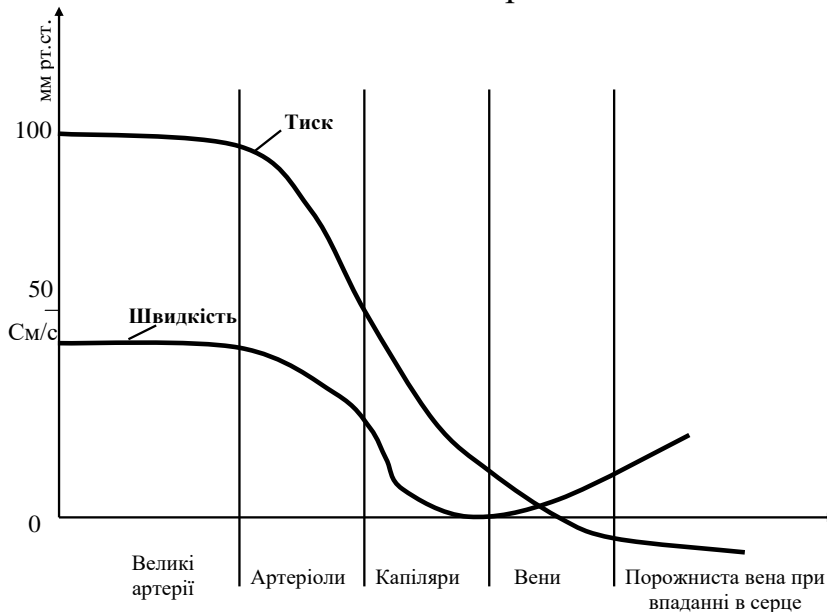


Рис. 1.16. Рівень кров'яного тиску в різних частинах судинного русла і лінійна швидкість кровотоку.

1.2.3. Електрична модель серцево-судинної системи

Еластичність судин можна змоделювати у вигляді ємності, увімкненої паралельно омичному опору в електричному колі змінного струму (рис. 1.17).

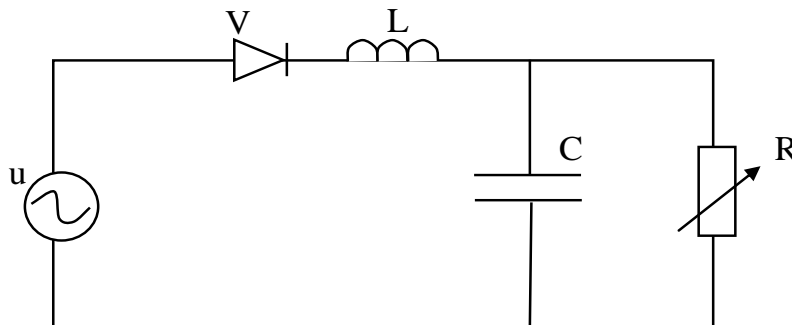


Рис. 1.17. Електрична модель серцево-судинної системи.

тут U – джерело змінного струму, моделює роботу серця;

V – випрямляч, моделює клапанний апарат серця;

L – індуктивність, моделює сили інерції;

R – опір, моделює гідравлічний опір судин;

C – ємність, моделює еластичні властивості судин.

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

Приклади розв'язку задач

1.5. Розрахувати величину значення тиску на одиницю довжини аорти ($l = 1\text{см}$), якщо об'ємна швидкість кровотоку $Q = 25\text{л/хв}$. Відомо, що радіус аорти $R = 1\text{см}$. Виразити відповідь у Паскалях та мм. рт. ст. ($1\text{мм.рт.ст.} = 133\text{Па}$).

Дано:

$$Q = 25\text{л/хв} = 25 \frac{10^{-3}}{60} \text{м}^3/\text{с}$$

$$l = 1\text{см} = 10^{-2}\text{м}$$

$$R = 1\text{см} = 10^{-2}\text{м}$$

$$\eta = 0.004\text{Па}\cdot\text{с}$$

ΔP - ?

$$\{\Delta P\} = \frac{8 \cdot 0.004 \cdot 25}{3.14 \cdot (10^{-2})^4} \cdot \frac{10^{-3}}{60} = 425; \Delta P = 425\text{Па}.$$

Оскільки $1\text{мм рт. ст.} = 133\text{Па}$, то

$$\Delta P = \frac{425}{133} = 3.2\text{мм. рт. ст.}$$

Відповідь: $\Delta P = 425\text{Па}$ або $\Delta P = 3,2\text{мм. рт. ст.}$

Розв'язок:

1. Об'ємна швидкість кровотоку:

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

2. Зміна тиску: $\Delta P = P_1 - P_2 = \frac{8\eta Q l}{\pi R^4}$.

3. Одиниці, обрахунок:

$$[\Delta P] = 1 \frac{\text{Па}\cdot\text{с}\cdot\text{м}^3\cdot\text{м}}{\text{с}\cdot\text{м}^4} = 1\text{Па};$$

Дано:

$$v_k = 0,5\text{мм/с} = 0,5 \cdot 10^{-3}\text{м/с}$$

$$v_a = 40\text{см/с} = 40 \cdot 10^{-2}\text{м/с}$$

S_k/S_a - ?

Розв'язок:

1. Рівняння неперервності рідини:

$$v_k S_k = v_a S_a,$$

де S_k і S_a відповідно площі поперечного перерізу капілярів і артерії.

2. Знаходимо: $S_k/S_a = v_a/v_k$.

3. Обчислення:

$$S_k/S_a = 40 \cdot 10^{-2} / 0,5 \cdot 10^{-3} = 800.$$

Відповідь: сума поперечних перерізів усіх функціональних капілярів більша за поперечний переріз аорти у 800 разів.

1.7. Визначте різницю фаз $\Delta\varphi$ в пульсовій хвилі між двома точками артерії, розташованими на відстані $\Delta x = 20$ см одна від одної, вважаючи, що швидкість пульсової хвилі становить $v = 10$ м/с, коливання серця гармонічними з частотою $\nu = 1,2$ Гц.

Дано:

$$\Delta x = 20 \text{ см} = 0,2 \text{ м}$$

$$v = 10 \text{ м/с}$$

$$\nu = 1,2 \text{ Гц}$$

$$\Delta\varphi \text{ -?}$$

Розв'язок:

1. Фаза хвилі у точці, розташованій на відстані x у момент часу t :

$$\varphi_1 = \omega t - \frac{\omega}{g} \cdot X = 2\pi\nu t - \frac{2\pi\nu}{g} \cdot X$$

2. Для точки, розташованої на відстані $(x + \Delta x)$ в той же момент часу:

$$\varphi_2 = 2\pi\nu t - \frac{2\pi\nu}{g} \cdot (x + \Delta x)$$

3. Різниця фаз

$$\Delta\varphi = \varphi_1 - \varphi_2 = 2\pi\nu t - \frac{2\pi\nu}{g} \cdot X - 2\pi\nu t + \frac{2\pi\nu}{g} (x + \Delta x) = \frac{2\pi\nu}{g} \cdot \Delta x$$

4. Отримаємо

$$\Delta\varphi = \frac{2\pi \cdot 1,2}{10} \cdot 0,2 = 0,48\pi$$

Відповідь: Різниця фаз дорівнює $\Delta\varphi = 0,48\pi$.

ГЛАВА 1.3. ЗВУКОВІ МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ В КЛІНІЦІ. ВИВЧЕННЯ РОБОТИ АУДІОМЕТРА

1.3.1. Механічні коливання

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

$$s = A \sin(\omega_0 t + \varphi_0) \quad (1.31)$$

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

Швидкість v коливань тіла (точки):

$$v = \frac{ds}{dt} = \omega \cdot A \cos(\omega_0 t + \varphi_0) \quad (1.32)$$

$$v = \omega \cdot A \sin\left(\omega t + \varphi_0 + \frac{\pi}{2}\right) \quad (1.33)$$

З рівняння (1.33) випливає, що швидкість коливання змінюється з часом. Отже, коливальний рух відбувається з прискоренням:

$$a = \frac{d^2 s}{dt^2} = \frac{dv}{dt} = -\omega^2 A \sin(\omega_0 t + \varphi_0) = -\omega^2 \cdot s \quad (1.34)$$

$$a = \omega^2 A \sin(\omega t + \varphi_0 + \pi) \quad (1.35)$$

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

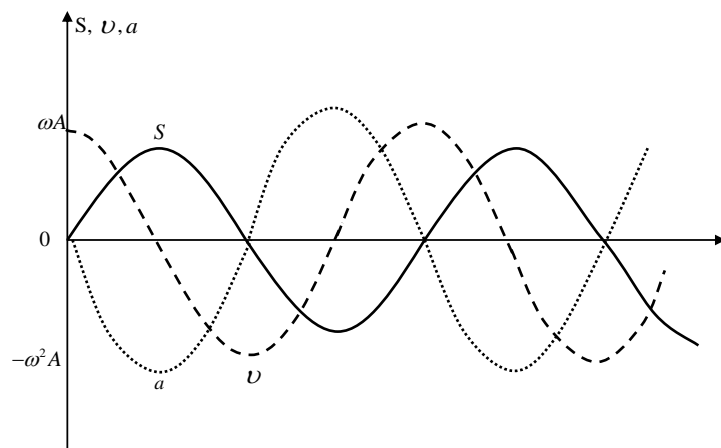


Рис.1.18. Зміна s, v, a з часом.

Для наочності, зміна s, v і a з часом (при гармонічному коливанні), розраховані за формулами (1.37–1.41) при $\varphi_0 = 0$ представлені на рисунку 1.18.

Коли на тіло діє лише сила пружності:

$$F_{mp} = -\kappa \cdot s, \quad (1.36)$$

де κ – коефіцієнт жорсткості, то згідно з другим законом Ньютона, враховуючи (6) одержимо:

$$m \frac{d^2 s}{dt^2} + \kappa \cdot s = 0 \quad (1.37)$$

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

$$\frac{d^2 s}{dt^2} + \omega_0^2 s = 0 \quad (1.38)$$

Розв'язком цього рівняння є функція $s = f(t)$ задана формулою (1.31).

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

$$F_{mp} = -r v = -r \frac{ds}{dt} \quad (1.39)$$

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

$$\frac{d^2 s}{dt^2} + \frac{r}{m} \cdot \frac{ds}{dt} + \frac{\kappa}{m} \cdot s = 0 \quad (1.40)$$

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

$$\frac{d^2 s}{dt^2} + 2\beta \frac{ds}{dt} + \omega_0^2 s = 0 \quad (1.41)$$

розв'язком якого є функція $s(t)$ (рис. 1.42):

$$s = A_0 e^{-\beta t} \sin(\omega t + \varphi_0) \quad (1.42)$$

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

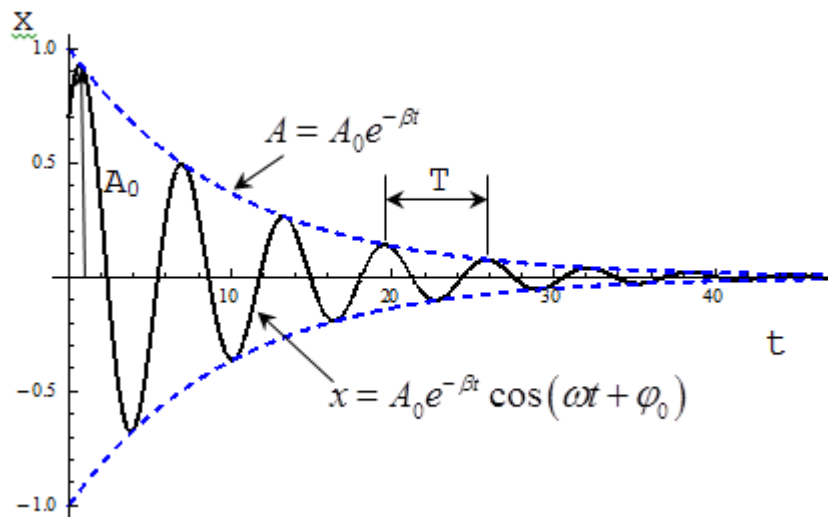


Рис.1.19. Затухаючі коливання.

Залежність зміни амплітуди з часом має вигляд:

$$A = A_0 e^{-\beta t} \quad (1.43)$$

і графічно показана на рисунку 1.19.

Період затухаючих коливань визначається за формулою:

$$T = \frac{2\pi}{\sqrt{\omega_0^2 - \beta^2}} \quad (1.44)$$

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

$$\delta = \frac{A(t)}{A(t+T)} \quad (1.45)$$

У практиці частіше використовують логарифмічний декремент λ :

$$\lambda = \ln \delta = \ln \frac{A(t)}{A(t+T)} = \beta \cdot T \quad (1.46)$$

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

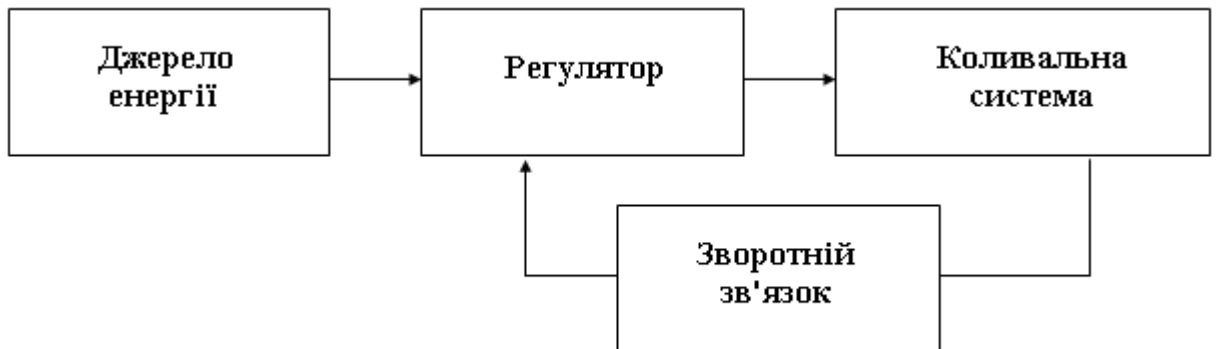


Рис.1.20. Автоколивальна система.

Система, яка за допомогою певних пристроїв підтримує коливання, називається автоколивальною (рис.1.20), а її коливання – автоколиваннями.

Основними елементами автоколивальних систем є:

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

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

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

$$F = F_0 \cos \omega t \quad (1.47)$$

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

$$m \frac{d^2 s}{dt^2} = -ks - r \frac{ds}{dt} + F_0 \cos \omega t \quad (1.48)$$

або

$$\frac{d^2 s}{dt^2} + 2\beta \frac{ds}{dt} + \omega_0^2 \cdot s = f_0 \cos \omega t \quad (1.49)$$

де $f_0 = \frac{F}{m}$

Розв'язок цього рівняння має вигляд:

$$s = A \cos(\omega t + \varphi_0) \quad (1.50)$$

де

$$A = \frac{f_0}{\sqrt{(\omega_0^2 - \omega^2)^2 + 4\beta^2 \omega^2}}, \quad \operatorname{tg} \varphi_0 = -\frac{2\beta\omega}{(\omega_0^2 - \omega^2)} \quad (1.51)$$

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

$$\omega_{\text{рез}} = \sqrt{\omega_0^2 - 2\beta^2} \quad (1.52)$$

Амплітуда при резонансі дорівнює:

$$A = \frac{f_0}{2 \cdot \beta \sqrt{\omega_0^2 - \beta^2}} \quad (1.53)$$

Залежність амплітуди коливань від частоти представлена на рисунку 1.21 ($\beta_1 < \beta_2 < \beta_3$).

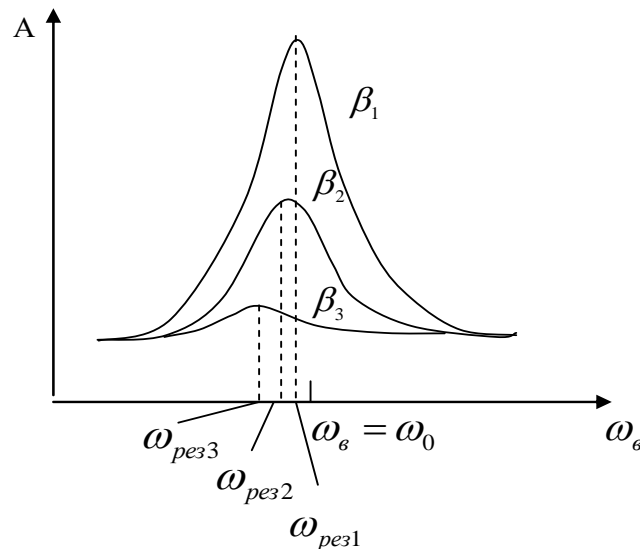


Рис. 1.21. Залежність амплітуди коливань від частоти.

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

1.3.2. Механічні хвилі.

Механічною хвилею називають механічні коливання, що поширюються у середовищі.

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

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

v – швидкість поширення хвилі.

Запишемо рівняння плоскої хвилі:

$$s = A \cos \omega \left(t - \frac{x}{v} \right) \quad (1.54)$$

Провівши вказані нижче перетворення:

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

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

отримуємо диференціальне рівняння хвилі, яке називають хвильовим рівнянням

$$\frac{d^2s}{dx^2} = \frac{1}{v^2} \frac{d^2s}{dt^2} \quad (1.55)$$

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

$$w = \frac{E}{V} \quad (1.56)$$

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

$$E = \frac{1}{2} m \omega^2 A^2, \quad (1.57)$$

Густина енергії:

$$w = \frac{m \omega^2 A^2}{2V} = \frac{1}{2} \rho \omega^2 A^2, \quad (1.58)$$

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

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

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

$$\Phi = \frac{dE}{dt}. \quad (1.59)$$

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

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

$$I = \frac{\Phi}{S} = \frac{1}{S} \frac{dE}{dt}. \quad (1.60)$$

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

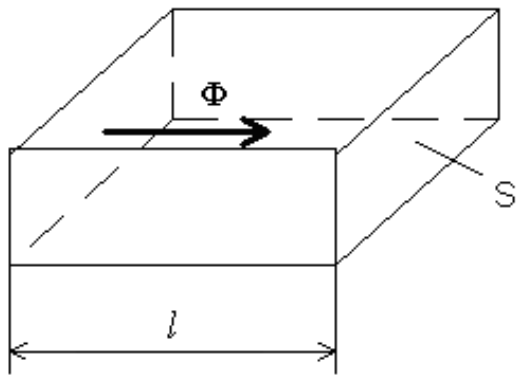


Рис. 1.22. Паралелепіпед в якому поширюється хвиля.

Знайдемо зв'язок між потоком енергії хвиль Φ , енергією коливних точок і швидкістю поширення хвилі v . Виділимо об'єм середовища V , в якому поширюються хвилі, у вигляді прямокутного паралелепіпеда (рис. 1.22); з площею основи S , довжиною ребра l , яке збігається з напрямом поширення хвилі. За 1с через основу паралелепіпеда пройде та енергія, яку мають частинки в об'ємі паралелограма

$V = S \cdot l$. Це і є потік енергії хвиль.

$$\vec{\Phi} = w \cdot S \cdot \vec{v} \quad (1.61)$$

Тоді

$$\vec{I} = \frac{\vec{\Phi}}{S} = w \cdot \vec{v} = \frac{1}{2} \cdot \rho \cdot \omega^2 \cdot A^2 \cdot \vec{v}. \quad (1.62)$$

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

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

1.3.3. Звук та його характеристики

*Жодне слово не входить
у наше вухо безкарно.*

Сенека

Звукові методи дослідження організму людини відомі ще з античних часів. Історія розвитку медицини засвідчує, що тибетські монахи використовували звуки



Рис.1.23.Георг фон Бекеші

для лікування багатьох хвороб людини. Аристотель писав: «Звук є те, що приводить густе повітря в неперервний рух, доводячи його до органу слуху. Орган слуху безпосередньо пов'язаний з повітрям. Оскільки звук знаходиться в повітрі, повітря всередині органу слуху приводиться в рух рухом зовнішнього повітря»²³. І лише через 2000 років американський фізик Георг фон Бекеші дослідив процес звукового сприйняття: сприйняття звукових коливань барабанною перетинкою, передачу їх через слухові кісточки на мембрану внутрішнього вуха, виникнення гідравлічних коливань у завитку і перетворення їх у кодовані нервові імпульси в її

базиллярній мембрані, на якій розташовані рецептори, чому сприяли дослідження Гельмгольца, Роафа, Флетчера¹.

Згідно резонансної теорії Гельмгольца, окремі частини основної мембрани – «струни» – коливаються під дією звуків певної частоти і їх сприйняття відбувається в різних ділянках завитка вуха, зокрема звуки високої частоти викликають коливання коротких волокон при основі завитка, а низькочастотні коливання приводять в коливальний рух довгі волокна біля завитка вуха. Бекеші пояснив, як саме сприймається звук. На початку базиллярної мембрани, де нитки більш жорсткі, вловлюються високі частоти, а у верхній її частині з гнучкими нитками – низькі частоти. Спіралеподібна будова завитка збільшує її довжину. Довжина мембрани визначає діапазон частот, які сприймаються, від 16 до 20 000 Гцⁱⁱ.

За видатні наукові дослідження, проведені у 30–40-х роках ХХ ст., Георг фон Бекеші отримав Нобелівську премію з фізіології й медицини у 1961 р.

Звук – механічні коливання частотою від 16 Гц до 20 кГц, які поширюються у пружному середовищі. Джерелом звуку може бути тіло, що коливається у вказаному діапазоні звукових частот (камертон, струна). Звуки поділяються на тони, шуми і звукові удари. Розрізняють прості і складні тони. Простий тон – це звукове коливання, яке відбувається по гармонічному закону. Якщо тон представляє собою не гармонічне коливання, то він називається складним. Простий тон дає камертон, складний – музичний інструмент, голосовий апарат людини. Складний тон, згідно теореми Фур'є, може бути розкладений на прості, при цьому тон найменшої частоти називається основним, а інші – обертонами. Основними фізичними(об'єктивними) характеристиками звуку є такі:

Інтенсивність звуку - це величина енергії, яку в середньому переносить звукова хвиля за одиницю часу через одиницю площі поверхні перпендикулярної до напрямку поширення хвилі:

$$I = \frac{1}{2} \rho v \omega^2 A^2, \quad (1.63)$$

де ρ – густина середовища, v – швидкість поширення хвилі, ω – циклічна частота, A – амплітуда хвилі. Як видно із формули (1.69), енергія та інтенсивність хвилі прямо пропорційні квадрату її амплітуди.

Звуковий тиск - це ефективне значення надлишкового над атмосферним тиском, яке утворюється у місцях згущення часток повітря у звуковій хвилі. Інтенсивність звуку I рівна квадрату амплітуди звукового тиску діленого на $2\rho v$, і визначається за формулою:

$$I = \frac{P^2}{2\rho v}, \quad (1.64)$$

де ρv - акустичний опір (імпеданс), P - звуковий тиск.

Акустичний гармонічний спектр - це результат розкладання складного коливання (тону) на прості тони (гармоніки), які його складають, з вказанням їх частоти і амплітуди (інтенсивності).

При клінічних дослідженнях вимірюють поріг слухового відчуття I_0 , під яким розуміють інтенсивність звуку даної частоти, яка ще сприймається вухом (або мінімальний звуковий тиск).

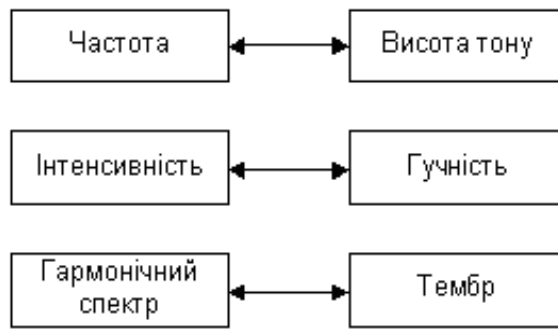


Рис. 1.24. Зв'язок об'єктивних і суб'єктивних характеристик звуку

Так на частоті 1000 Гц від $I_0=10^{-12}$ Вт/м² (поріг слухового відчуття) до $I=10$ Вт/м² (поріг больового відчуття). Відношення цих інтенсивностей рівне 10^{13} , тому для зручності користуються шкалою рівня інтенсивності. Шкала рівня інтенсивностей звуку створюється таким чином: значення I_0 приймається за початковий рівень шкали, будь-яку іншу інтенсивність виражають через десятковий логарифм її відношення до I_0 :

$$L = \lg \frac{I}{I_0}, \quad (1.65)$$

За одиницю рівня інтенсивності прийнято 1Бел (Б), який відповідає зміні інтенсивності в 10 разів, а також 1дециБел (дБ) =0,1 Б

$$L = \lg \frac{I}{I_0} (\text{Б}) = 10 \cdot \lg \frac{I}{I_0} (\text{дБ}), \quad (1.66)$$

Для фізіологічної оцінки гучності звуку вводять шкалу рівня гучності L_E . При постійній частоті рівень гучності зв'язаний з рівнем інтенсивності законом Вебера-Фехнера, згідно з яким рівень гучності на даній частоті пропорційний логарифму інтенсивності:

$$L_E = k \cdot \lg \frac{I}{I_0}, \quad (1.67)$$

Іншими словами: якщо інтенсивність звуку змінюватиметься у геометричній прогресії (тобто в однакове число раз), то рівень гучності змінюватиметься в арифметичній прогресії (тобто, на однакову величину); k - коефіцієнт пропорційності, який залежить від частоти та інтенсивності. Відносно звуку це означає, що якщо інтенсивність звуку приймає ряд послідовних значень, наприклад aI , a^2I , a^3I (a – деякий коефіцієнт, $a>1$), то відносно їм відчуття гучності звуку буде E_0 , $2E_0$, $3E_0$ і т.д. Якщо б коефіцієнт k був сталим, то шкала інтенсивностей відповідала б шкалі гучності.

Вважають, що на частоті 1000 Гц шкали рівня гучності і рівня інтенсивності звуку співпадають, тобто ($k=1$); на цій частоті децибел шкали рівня інтенсивності буде відповідати децибелу шкали рівня гучності, який називають фоном.

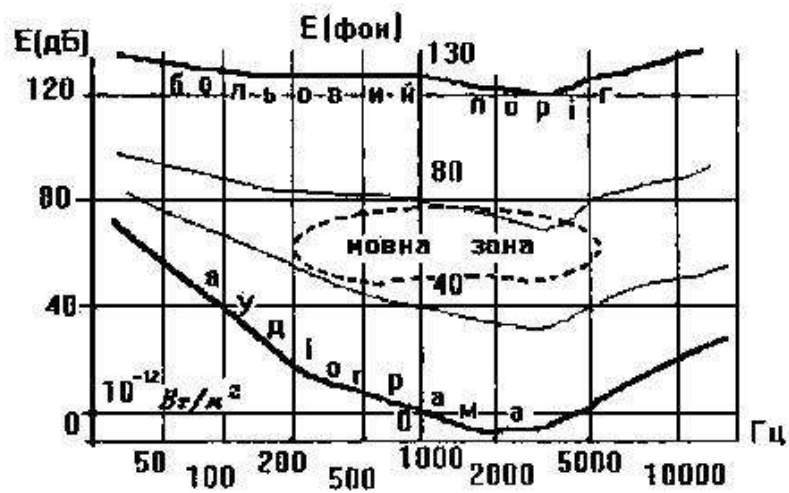


Рис.1.25. Стандартні криві рівної гучності

Щоб визначити рівень гучності довільного звуку, потрібно змінювати інтенсивність тону із частотою 1 кГц доти, поки його гучність не стане однаковою з гучністю досліджуваного звуку. Рівень інтенсивності цього тону в децибелах буде чисельно рівним рівню гучності досліджуваного звуку у фонах. Проводячи досліди з багатьма людьми і усереднюючи отримані результати були побудовані стандартні криві рівної гучності (рис. 1.25).

1.3.4. Звукові методи діагностики

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

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

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

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

Для діагностики серцевих захворювань використовують метод фонокардіографії (ФКГ) заснований на реєстрації та аналізі звуків, що виникають при скороченні і розслабленні серця. Фонокардіографія об'єктивно відображає та

уточнює результати амплітудного і частотного аналізу звуків, вимірювання їхньої тривалості й інтервалів між ними (рис. 1.26).

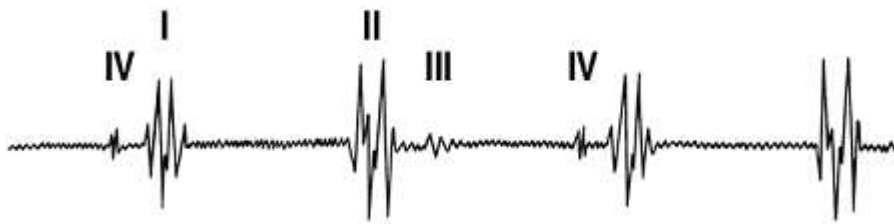


Рис. 1.26. Фонокардіограма (цифрами I, II, III, IV позначені відповідно перший, другий, третій і четвертий тони серця).

Для фонокардіографії використовують спеціальні прилади – фонокардіографи або фонокардіографічні приставки, основними елементами конструкції яких є мікрофон, що перетворює звукові коливання в електричні; частотні фільтри, з'єднані з підсилювачами сигналів, що надходять від мікрофона; пристрій, що реєструє та забезпечує запис коливань до 1000 Гц при швидкості реєстрації 50 і 100 мм/с (рис.1.27).



Рис. 1.27. Фонокардіограф комп'ютерний «Сфера».

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

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



Сучасні аудіометри

Аудіометр поліклінічний АА-02. Прості в обігу надійні поліклінічні аудіометри для дослідження повітряної і кісткової провідності. Застосування

маскуючого шуму (вузькосмуговий і широкосмуговий). Поліклінічні аудіометри мають два режими роботи: автоматизований (за програмою, що задається вбудованим програмним пристроєм) і ручний (з участю медичного персоналу).

Основні особливості аудіометрів - це тональна порогова аудіометрія при повітряному і кістковому звукопроведенні, маскування широкосмуговим або вузькосмуговим шумом, автоматизований і ручний режим роботи аудіометра, можливість проведення скринінгових обстежень, а також можливість підключення принтера або комп'ютера.

Поліклінічні аудіометри мають слідуючі переваги: аудіометр автоматизований АА-02 призначений для оцінки функціонального стану слухового аналізатора людини шляхом визначення порогів чутності по повітряному і кістковому звукопроведенню методом порівняння слуху обстежуваного з характеристиками, еквівалентними порогу чутності нормальної людини. Аудіометр АА-02 за функціональними можливостями відноситься до аудіометрів типу 3 по ГОСТ 27072 -86 і може використовуватися для діагностики слуху в різних медичних установах.

Конструктивно аудіометр АА-02 виконаний в пластмасовому корпусі ОКW, має клавіатуру плівкового типу з тактильним ефектом, індикацію режимів роботи і результатів обстеження на ЖК-дисплеї. Поліклінічний аудіометр простий в управлінні, має невелику вагу і габарити. Функціональні можливості аудіометра: визначення втрат слуху при повітряному і кістковому звукопроведенні і маскування недосліджуваного вуха широкосмуговим або вузькосмуговим шумом.

Поліклінічні аудіометри мають два режими роботи: ручний (з участю медичного персоналу) і автоматизований - за вбудованою програмою процедури обстеження в автоматизованому режимі роботи (дозволяє вибрати частоти, на яких проводитиметься обстеження, провести скринінгове обстеження).

Має слідуючі можливості: індикація подачі тестового сигналу аудіометра, індикація поточних параметрів сигналу і відповідей пацієнта, звукова сигналізація про завершення процесу обстеження в автоматизованому режимі роботи і відтворення результатів обстеження на індикаторі.

Аудіометр дає автоматичний висновок про стан слуху "Норма - Не норма - Невизначеність". Поліклінічні аудіометри мають можливість підключення струменевого принтера Hewlett Packard або комп'ютера. Функціональні можливості аудіометра: можливість роздруковувати аудіограми безпосередньо з аудіометра на принтер - підключення принтера до аудіометра (струменеві принтери Hewlett Packard) проводиться за допомогою пристрою інтерфейсного і кабелю Bitronics.

Принтер дозволяє виводити на друк аудіограму безпосередньо після обстеження пацієнта.

Можливості обробки результатів дослідження аудіометра на ПК: підключений до аудіометра комп'ютер, після установки на нього програми обробки результатів аудіометричних обстежень, дає можливість створювати базу даних пацієнтів, відображати результати обстежень на екрані монітора і роздруковувати їх на будь-якому принтері, підключеному до комп'ютера. База даних складається з набору індивідуальних карток пацієнтів, розбитих на картотеки за задовільною ознакою. В кожній картці містяться відомості про пацієнта (ПІБ, стать, рік народження, адреса, місце роботи) і відомості про

пройдені ним за допомогою аудіометра обстеженнях (дата обстеження, аудіограма, висновок лікаря). Програма обробки результатів дослідження аудіометра дуже проста в освоєнні і вимагає мінімальних навиків в роботі з комп'ютером. Програма має два основних робочих вікна - "Картотека" і "Обстеження".

Підключення комп'ютера до аудіометра проводиться за допомогою пристрою інтерфейсного і нестандартного кабелю DB25-вилка/DB9-розетка. Вимоги до комп'ютера при підключенні аудіометра: операційна система Windows 98 або Windows 2000, наявність вільного com-порту. Повітряне звуковідтворення. Частоти: 125, 250, 500, 750, 1000, 1500, 2000, 3000, 4000, 6000, 8000 Гц.



Аудіометр-тимпанометр AA220. Виробник (Торгова марка): INTERACOUSTICS (DENMARK). Тимпанометр AA220 суміщає багато функцій двохканального поліклінічного аудіометра і импедансометра AT235. Всі дані можуть роздруковуватися на вбудованому термопринтері, передаватися на зовнішній лазерний принтер або комп'ютер. Тимпанометр AA220 дозволяє проводити аудіометрію по повітряній і кістковій провідності, мовну аудіометрію, тести SISI (ІМПП), Stenger, ABLB, Hughson-Westlake.



Аудіометр (багатопацієнтна модифікація) GSI-70. Прилад призначений для виконання державних програм скринінгу новонароджених на чинники ризику по туговухості. Тестування можна проводити, починаючи з 10 годин після народження. Час дослідження: 10с - одне вухо. Є модифікація для одного пацієнта (в установах, де в рік обстежуються 200 новонароджених) і для великої кількості пацієнтів (для великих пологових будинків). Многопацієнтна модифікація дозволяє внести в пам'ять 150 імен пацієнтів і 350 тестових результатів.



Аудіометр НЕЙРО-АУДІО

Аудіометр НЕЙРО-АУДІО - 2-канальний прилад для проведення об'єктивної аудіометрії і дослідження затриманої викликованої отоакустичної емісії. Прилад для аудіологічного скринінгу новонароджених.

Призначення: Рання діагностика порушень слуху у новонароджених і дітей перших років життя за допомогою скринінгових методик отоакустичної емісії (ОАЕ), поглиблена перевірка стану слуху методом коротколатентних слухових викликаних потенціалів (КСВП).



Мікропроцесорний портативний аудіометр GSI-17 дозволяє проводити тональну аудіометрію по повітряному звукопроведенню на 11 фіксованих частотах в діапазоні 125 - 8000 Гц з інтенсивністю від -10 до 100 дБ з індикацією в цифровому вигляді на вбудованому

рідкокристалічному дисплеї. Призначення: проведення масових скринінгових досліджень для виявлення порушень слуху без диференціальної діагностики типу туговухости. Область застосування: медпункти, поліклініки, приймальні відділення лікарень і шпиталів.

Приклади розв'язку задач

1.8. Амплітуда звукової хвилі збільшилася в три рази: а) у скільки разів зросла інтенсивність звукової хвилі? б) на скільки децибелів збільшився рівень інтенсивності звукової хвилі L ?

Дано: $A_2 = 3A_1$	Розв'язок: 1. Інтенсивність хвилі пропорційна до квадрату амплітуди: $I = \rho A^2 \omega^2 v / 2.$
$I_2 / I_1 - ?$ $L_2 - L_1 - ?$	2. Відношення інтенсивностей звуку I_2 і I_1 для двох різних амплітуд: $I_2 / I_1 = A_2^2 / A_1^2 = 9.$

3. Вирази для рівня інтенсивностей звуку L_1 і L_2 для двох розглядуваних випадків:

$$L_1 = 10 \lg (I_1 / I_0),$$

$$L_2 = 10 \lg (I_2 / I_0).$$

4. Зміна рівня інтенсивності:

$$L_2 - L_1 = 10 \lg (I_2 / I_0) - 10 \lg (I_1 / I_0) = 10 \lg (I_2 / I_1)$$

5. Обчислення:

$$I_2 / I_1 = A_2^2 / A_1^2 = 9.$$

$$L_2 - L_1 = 10 \lg(9) = 9,5 \text{ дБ.}$$

Відповідь: 9; 9,5 дБ.

1.9. Визначити силу, що діє на барабанну перетинку людини під дією звукової хвилі інтенсивністю: а) $I_0 = 10^{-12} \text{ Вт/м}^2$ – поріг чутності. Площу барабанної перетинки взяти $S = 66 \text{ мм}^2$.

Дано: $I_0 = 10^{-12} \text{ Вт/м}^2$ $S = 66 \text{ мм}^2 = 66 \cdot 10^{-6} \text{ м}^2$ $v_{зв} = 331 \text{ м/с}$ $\rho = 1,29 \text{ кг/м}^3$	Розв'язок: 1. Сила, що діє на барабанну перетинку визначається за формулою: $F = PS$, де P – тиск, S – площа барабанної перетинки. 2. Інтенсивність звуку: $I = \frac{P^2}{2 \cdot \rho \cdot c}$ 3. Тиск P : $P = \sqrt{2 I_0 \rho v_{зв}}$
$F - ?$	4. Врахувавши залежність між силою і тиском,

отримуємо: $F = S \sqrt{2 I_0 \rho v_{зв}}$

5. Обчислення: $\{F\} = 66 \cdot 10^{-6} \sqrt{2 \cdot 10^{-12} \cdot 1,29 \cdot 331} = 1,9 \cdot 10^{-9}$; $F = 1,9 \text{ нН}$.

Відповідь: сила, що діє на барабанну перетинку людини під дією звукової хвилі становить 1,9 нН.

ГЛАВА 1.4. ВИКОРИСТАННЯ УЛЬТРАЗВУКУ В МЕДИЦИНІ. БУДОВА І ПРИНЦИПИ РОБОТИ УЛЬТРАЗВУКОВИХ АПАРАТІВ

1.4.1. Ультразвук

Ультразвук – це широка область повздовжніх механічних хвиль, що лежать за межею порогу чутливості людського вуха, частота яких вища 16 кГц. Ультразвукові хвилі являють собою періодичне чергування зон стиснення і розрідження частинок середовища і зображуються у вигляді синусоїди, області якої відповідають згущенню в середовищі і розрідженню (рис.1.28).

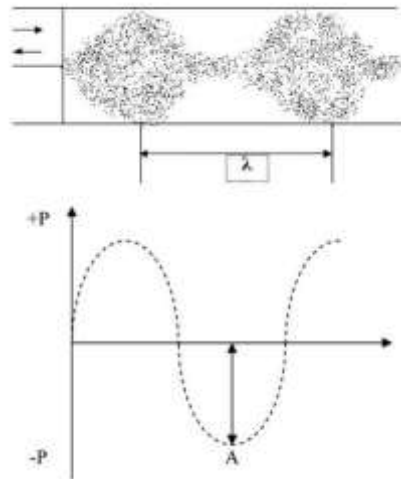


Рис.1.28. Згущення і розрідження, графічне зображення хвиль:

λ - довжина хвилі; A - амплітуда; P - акустичний тиск

Основні характеристики ультразвукових хвиль:

- амплітуда A ;
- частота ν ;
- циклічна частота ω ;
- період T ;
- швидкість поширення в середовищі U ;
- довжина хвилі λ :

$$\lambda = \frac{U}{\nu};$$

- інтенсивність $I = \frac{1}{2} \rho \nu \omega^2 A^2$, ρ - густина середовища;
- акустичний опір $Z = \rho U$;
- коефіцієнт поглинання $\alpha_i = k \omega^n$,

де $n \approx 2$ для кісткової тканини;

$1 \leq n \leq 1,2$ для м'яких тканин внутрішніх органів;

k - коефіцієнт пропорційності.

Ультразвук отримують за допомогою зворотного п'єзоелектричного ефекту. У 1880 р. французькі фізики брати П'єр і Поль К'юрі відмітили, що при стисканні

кварцу з двох сторін на його гранях перпендикулярно до напрямку стискування з'являються електричні заряди. Це явище було назване п'єзоелектром. Під час першої світової війни фізик Поль Ланжевєн (1872–1946 рр.) запропонував використати це явище для виявлення підводних човнів, рух яких спричиняє ультразвукові хвилі, які, діючи на п'єзоелектрик, створюють змінне електричне поле, що індукує струм, який можна виміряти (рис.1.29).

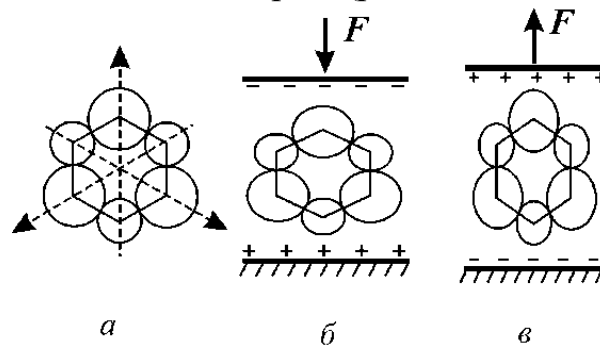


Рис. 1.29. Ілюстрація явища п'єзоелектру: а) спрощена структура кристала кварцу; б) деформація стиску; в) деформація розтягу.

Фізична суть п'єзоелектричного ефекту полягає у тому, що при прикладенні до торцевої поверхні пластини з кварцу чи титанату барію (тибару) змінної електричної напруги пластинка буде періодично змінювати свою товщину (стиск - розтяг). В свою чергу це призведе до того, що в прилягаючих до пластинки шарах зовнішнього середовища виникає то розрідження, то згущення частинок середовища, тобто виникають механічні коливання ультразвукової частоти.

Ультразвук має ряд специфічних властивостей, які визначають його широке використання в медицині. Перша з них зумовлена високою частотою і, відповідно, малою довжиною хвилі, що визначає променевий характер розповсюдження ультразвуку. Друга особливість полягає в тому, що навіть для невеликих амплітуд зміщення частинок в ультразвуковій хвилі завдяки високій частоті отримують досить великі значення інтенсивності. Ультразвукові хвилі здатні відбиватися від границь різнорідних середовищ, мають властивості фокусування, дифракції і інтерференції. Якщо акустичний опір середовищ відрізняється різко, то відбивання ультразвуку сильно зростає. Так відбувається на границі біологічних тканин з повітрям. До того ж повітря сильно поглинає ультразвук. Звідси витікає основна і найважливіша вимога до методики ультразвукової діагностики - забезпечення безповітряного контакту ультразвукового випромінювача з ділянкою тіла. Для цього використовують так звані контактні середовища: вазелін, гліцерин, ланолін, дегазовану воду. Відбивання ультразвукових хвиль залежить і від кута їх падіння на зону дії. Чим більше цей кут відхиляється від перпендикуляра, проведеного до поверхні середовища, тим більший коефіцієнт відбивання. Тому при проведенні процедури ультразвуковий випромінювач повинен дотикатися до шкіри всією своєю поверхнею, оскільки тільки в цьому випадку можлива ефективна передача енергії тканинам. Основний принцип роботи будь-якого ультразвукового діагностичного приладу полягає в реєстрації відповідними способами відбитих від неоднорідностей внутрішніх органів і тканин організму ультразвукових променів. Амплітуда цих ехосигналів визначається відношенням акустичних опорів

середовищ, що межують між собою, а також формою і розмірами відбиваючих структур.

Виділяють три види відбиваючих структур у залежності від співвідношення їх розмірів з довжиною зондуючої ультразвукової хвилі. До першого виду відносять структури, розміри яких значно менші довжини ультразвукової хвилі. Такі структури відбивають ультразвукові хвилі у відповідності з теорією дифузного розсіювання Релея. При цьому коефіцієнт відбивання залежить від частоти ультразвуку як функція четвертого ступеня. Амплітуда ехосигналів від структур даного типу, як правило, незначна.

Розміри відбиваючих структур другого виду сумірні з довжиною ультразвукової хвилі. У цих структурах залежність коефіцієнта відбивання від частоти стає квадратичною, амплітуда відбитих сигналів дещо збільшується.

Коефіцієнт відбиття в структурах третього виду, коли відбиваюча поверхня значно перевищує довжину ультразвукової хвилі, не залежить від частоти і визначається виключно співвідношенням акустичних опорів межуючи середовищ. Подібні структури називають дзеркальними. Границі органів і тканин, поверхні судин і порожнин відносяться до відбиваючих структур дзеркального виду. При формуванні ультразвукових ехозображень від подібних структур створюється досить значний акустичний контраст, що дозволяє «бачити» контури внутрішніх органів і тканин. Внутрішні об'ємні структури органів, внутрішньо тканинні структури відносяться до відбиваючих структур першого і другого видів. Візуалізація ехосигналів від цих структур дає відповідний «тканинний» фон з акустичним контрастом, меншим від попереднього, що дозволяє вивчати текстурні і макростологічні характеристики тканини.

Ультразвук поглинається тканинами нерівномірно: чим більший акустичний опір тканин, тим більше поглинання. Поглинання ультразвуку зумовлено внутрішнім гальмуванням, тертям, і співударами частинок середовища, що коливаються.

Глибина проникнення ультразвуку залежить від його частоти і від особливостей самих тканин. Прийнято вважати, що в умовах цілісного організму ультразвук частотою 800-1000 кГц розповсюджується на глибину 8-10 см, а при частоті 2500-3000 кГц - на 1-3см.

Коефіцієнт розсіювання ультразвуку в біологічних тканинах визначається на мікро структурному рівні і пов'язаний в основному з акустичною гетерогенністю середовища.

Ультразвукова енергія є сумою кінетичної енергії коливальних частинок і потенційної енергії пружної деформації середовища, вимірюється в джоулях (Дж). Акустична потужність являє собою енергію, що переноситься за одиницю часу через поверхню, перпендикулярну до напрямку розповсюдження звукової хвилі, вимірюється в ватах (Вт).

В медицині прийнято виділяти три діапазони інтенсивностей:

0,05-0,6 Вт/см² - низький рівень інтенсивності;

0,6-1,2 Вт/см² - середній рівень інтенсивності;

вище 1,2 Вт/см² - надтерапевтичний, високий рівень інтенсивності.

1.4.2. Ефект Доплера

Австрійський фізик і математик Крістіан Доплер (1803–1853 рр.) у 1842 р. теоретично обґрунтував залежність частоти звукових і світлових коливань, які сприймає спостерігач, від швидкості руху спостерігача і джерела коливань.

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

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

$$T_2 = t_2 + \frac{l \pm s}{c} = t_2 + \frac{l \pm v \cdot t}{c}. \quad (1.68)$$

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

$$\Delta T = T_2 - T_1 = t + \frac{l \pm v}{c} - \frac{l}{c} = t \left(1 \pm \frac{v}{c}\right) \quad (1.69)$$

За проміжок часу t число довжин хвиль, випромінюване джерелом, становить $N = v_0 t$ (v_0 -частота яку випромінює джерело хвилі). Тому частота звуку ν , яку випромінює спостерігач, рівна

$$\nu = \frac{N}{\Delta T} = \frac{N}{t \left(1 \pm \frac{v}{c}\right)} = \frac{\nu_0}{1 \pm \frac{v}{c}}. \quad (1.70)$$

Таким чином, якщо джерело звуку наближається до спостерігача, то він сприйматиме вищий за тоном звук. При віддалені джерела від спостерігача, останній сприйматиме звук як більш низький (рис. 1.29.).

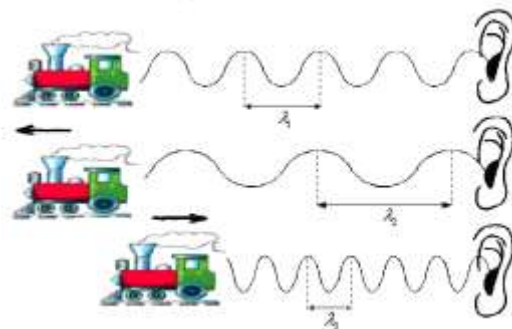


Рис. 1.30. Ефект Доплера.

Якщо спостерігач B рухається відносно джерела A зі швидкістю v , частота звуку, яку сприйматиме спостерігач, дорівнюватиме

$$\nu = \nu_0 \left(1 \pm \frac{v}{c}\right). \quad (1.71)$$

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

поширюються хвилі, а також від швидкості джерела хвиль по відношенню до середовища, називається ефектом Доплера.

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

Загальна формула для обчислення частоти хвиль, які приймаються приймачем, внаслідок руху джерела хвиль і приймача має вигляд:

$$v_{пр.} = v_{дж.} \frac{v_0 \pm v_{пр.}}{v_0 \mp v_{дж.}} \quad (1.72)$$

- де: $v_{пр.}$ - частота хвиль, які приймає приймач;
 $v_{дж.}$ - частота хвиль, які генерує джерело;
 $v_{пр.}$ - швидкість руху приймача;
 $v_{дж.}$ - швидкість руху джерела;
 v_0 - швидкість хвилі

Знаки у верхніх частинах чисельника і знаменника відповідають випадку, коли джерело і приймач рухаються назустріч; знаки внизу – коли джерело і приймач віддаляються один від одного.

При роботі медичного доплерівського приладу в м'які тканини організму випромінюється ультразвукова хвиля (рис. 1.30), після чого відбувається прийом та аналіз відбитих ехосигналів від рухомих елементів крові у кровоносних судинах (головним чином еритроцитів).

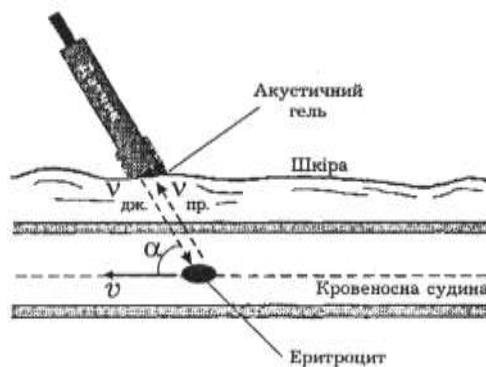


Рис. 1.30. Поширення ультразвукової хвилі у кровоносних судинах.

Датчик та еритроцит по черзі відіграють роль джерела та приймача ультразвукових хвиль. Спочатку джерелом хвиль є датчик, який забезпечує випромінювання первинної ультразвукової хвилі у тканини з частотою $v_{дж}$. Приймачем хвилі при цьому виступає еритроцит:

$$v_{ер.} = v_{дж.} \frac{v_0 + v \cos \alpha}{v_0} \quad (1.73)$$

де: v_{ep} - частота хвиль, які приймає еритроцит;
 v_0 - швидкість ультразвуку у тканинах;
 v - швидкість руху еритроциту

Потім еритроцит, який відбиває цю хвилю, відіграє роль вторинного джерела, а приймачем (з частотою $v_{пр.}$) в цьому випадку є датчик:

$$v_{пр.} = v_{ep} \cdot \frac{v_0}{v_0 - v \cos \alpha}. \quad (1.74)$$

З формул (1.79) і (1.80) (включаючи, що $v_0 \gg v$) можна отримати:

$$v_{дж.} - v_{пр.} = \frac{2v_{дж.} v \cos \alpha}{v_0}. \quad (1.76)$$

Різниця $\Delta v = v_{дж.} - v_{пр.}$, яка залежить від швидкості руху елементів кровотоку, називається доплерівським зсувом частоти.

Відповідно до швидкостей руху в системі кровообігу і заданих частот випромінювання доплерівський зсув частоти знаходиться в звуковому діапазоні.

1.4.3. Ультразвукова діагностика

Методи ультразвукової ехо-імпульсної візуалізації знайшли широке застосування в медицині, хоча закладені в їх основу наукові принципи поки що не до кінця зрозумілі. Існуючі ехосистеми нараховують багато видів. Досить умовно можна виділити, що всі вони складаються з шести основних взаємопов'язаних частин відповідно до рис.1.31.

Основними методами ультразвукової діагностики є ехографія, сонографія та доплерографія. Ехографія — це одномірне ультразвукове дослідження, в якому виділяють А та М-методи. При А-методі відбиті від окремих елементів об'єкта імпульси формують на прямій лінії індикатора піки з великою амплітудою. Таким чином можна вимірювати відстань між різними тканинами органа, глибину їх залягання, наявність стороннього тіла, пухлини тощо, що використовується при морфологічному дослідженні ока та головного мозку. Метод ультразвукової ехолокації з відображенням ехосигналів у А-режимів, який застосовують у неврології та нейрохірургії, називають ехоенцефалоскопією. Цей метод дозволяє діагностувати об'ємні ураження головного мозку шляхом виявлення міжпівкульної асиметрії. Він зручний для контролю безпосередніх і віддалених наслідків внутрішньочерепних операцій (гематом, рецидивів пухлинних захворювань мозку, абсцесів, внутрішньочерепних кровотеч тощо).



Рис.1.31. Блок-схема, що показує зв'язок між основними вузлами ехоімпульсних діагностичних систем

Основними параметрами приладів для ехоенцефалоскопії є : максимальна глибина зондування, роздільна здатність та мертва зона. Максимальна глибина зондування – це найбільша відстань до відбиваючої поверхні, сигнал від якої ще може бути зареєстрований. Максимальна глибина зондування залежить від потужності випромінювання і ступеня поглинання ультразвуку. З підвищенням частоти ультразвукових коливань поглинання збільшується і відповідно зменшується глибина зондування.

Роздільна здатність – це мінімальна відстань між двома відбиваючими структурами, від яких можливо зареєструвати два окремо відбитих сигнали. Роздільна здатність збільшується із збільшенням частоти датчика.

Під мертвою зоною розуміють ділянку поблизу датчика, в межах якої неможливо зареєструвати відбиті сигнали. Мертва зона зменшується із зменшенням потужності випромінювання. При однаковій потужності випромінювання датчики з більшою частотою мають меншу мерту зону.

При незмінному напрямку поширення ультразвукового променя може бути отриманий ще один тип ехозображення – М-ехограма, яка характеризує переміщення досліджуваних структур у часі. Відповідний режим роботи ультразвукових апаратів називають М-методом.

М-ехограма може бути отримана при багаторазовому ультразвуковому зондуванні рухомого середовища, за умови:

$$T_N \gg T_K \gg T_Z,$$

де T_N - час ультразвукового дослідження;

T_K - період руху досліджуваних структур;

T_Z - період повторення зондуючі імпульсів.

Такий тип ехозображення дозволяє фіксувати зміни у часі глибини місця розташування рухомих біологічних структур, які знаходяться вздовж напрямку розповсюдження ультразвукового променя.

M-метод використовується для дослідження рухомого органа - серця. При цьому методі віддзеркалені від рухомої стінки серця імпульси записуються у вигляді кривої лінії. За формою та розташуванням таких кривих визначають характер скорочень серця. M-ехограму часто називають ехокардіограмою. Кількісний аналіз параметрів ехокардіограми дозволяє вивчити цілий ряд важливих характеристик кардіоциклу, які необхідні для об'єктивної діагностики серцево-судинної діяльності.

Ультразвукове дослідження (сонографія) є одним з найбільш інформативних методів неінвазивної діагностики в медицині. Завдяки тому, що органи й тканини мають різну проникність для ультразвукових хвиль, від одних структур хвиля відбивається, іншими поглинається та проходить практично вільно. Цей принцип ехолокації лежить в основі УЗД-сканерів – відбиті від неоднорідних структур ультразвукові хвилі опрацьовуються комп'ютером і на екрані монітора отримують зображення певних зрізів досліджуваних об'єктів. На рис.5 показано зовнішній вигляд сканера Explorer 2100.



Рис. 1.32. Ультразвуковий сканер Explorer 2100 з кольоровим доплерівським картируванням

Ультразвуковий сканер, як правило, містить: блок механічного або електронного сканування; електронний пристрій обробки сигналів з управлінням рівня випромінюваної потужності, частотою випромінювання та іншими параметрами; дисплей для відображення акустичного зображення з регулюванням контрастності і яскравості; засоби для збереження зображень. На рис.4.6 зображена блок-схема УЗ-сканера з лінійним випромінювачем.

В сучасній ультразвуковій діагностичній апаратурі використовуються датчики Д (S) трьох типів: механічні секторні, електронні секторні та лінійні, які залежно від технології виготовлення і технічних характеристик забезпечують практично всю гаму УЗ функціональних досліджень. На рис. 5 зображені: конвексний 1-5 МГц; конвексний об'ємний 1-6 МГц; лінійний 3-12 МГц; секторний фазований 1-5 МГц; мікроконвексний 3-10 МГц датчики.

На рис.1.33 наведена структурна схема типового ультразвукового діагностичного пристрою, який використовує будь-який із трьох типів датчиків.



Рис.1.33. Структурна схема типового ультразвукового діагностичного пристрою

У конвексних датчиках зона огляду визначається характерними розмірами – довжиною дуги, що відповідає випуклій частині. Крім частоти вказується кутівий розмір сектора сканування у градусах. Приклад маркування: 3,5 МГц /600/60 мм. У лінійних датчиках вказується ширина прямокутної зони огляду. Приклад маркування: 5 МГц /42 мм. Для фазованого секторного датчика вказується кутівий розмір сектора сканування. Приклад маркування: 3,5 МГц /600 мм.

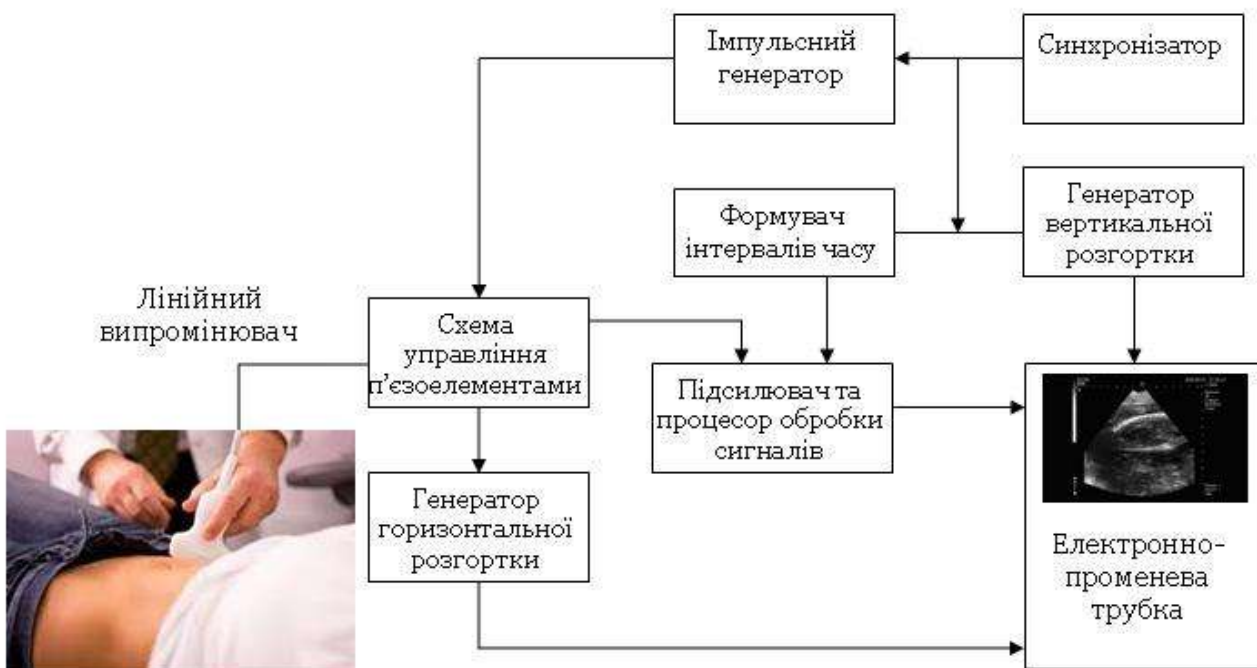


Рис. 1.34. Блок-схема УЗ –сканера



Рис. 1.35. Датчики ультразвукового сканера

На рис. 1.36 показана процедура ультразвукового дослідження.

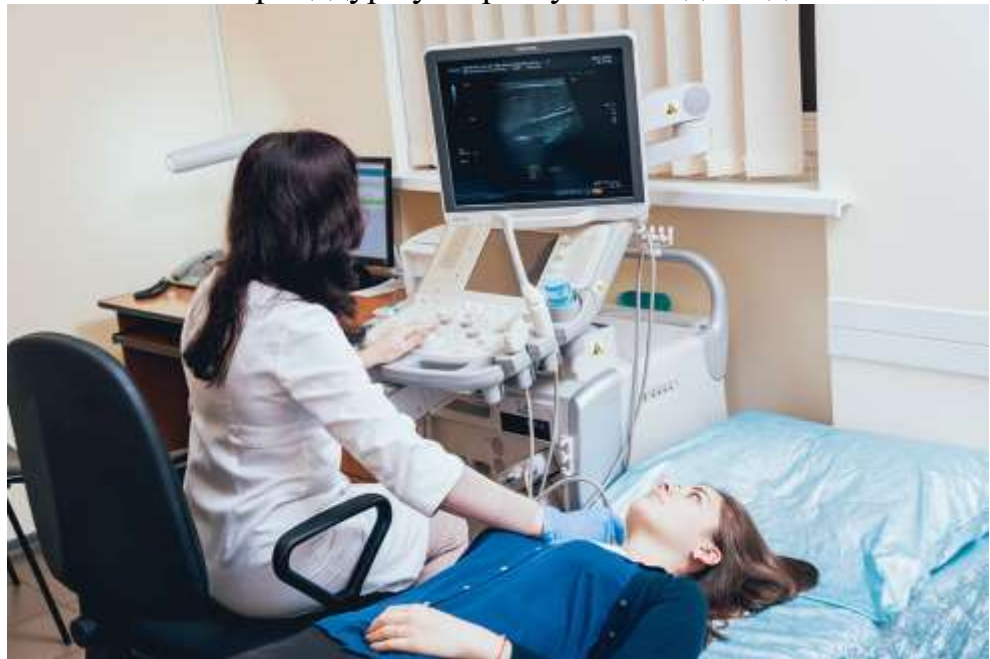


Рис. 1.36. Процедура УЗ дослідження

Схема механічного секторного сканера наведена на рис.1.37.

Механічне секторне сканування МСС (МСС) забезпечує перевагу малої площини контакту з тілом пацієнта у поєднанні з широким оглядовим полем у дальній зоні, тому ідеально відповідає тим варіантам застосування апаратури, де є обмежений доступ до досліджуваної частини тіла. Застосовується для формування УЗ-зображень голови новонародженого, серця, кісткового сканування та гінекологічних досліджень.

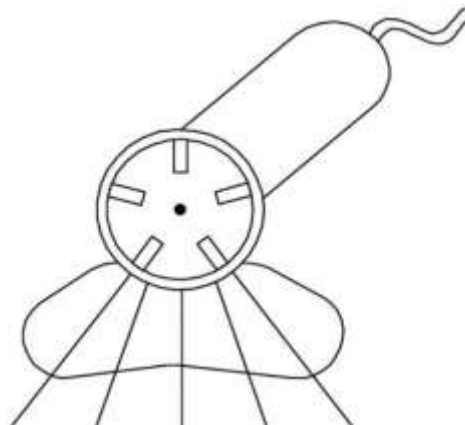


Рис.1.37. Схема механічного секторного сканера

У ротаційних сканерах кілька окремих ультразвукових випромінювачів обертаються навколо загальної осі, а у коливальних сканерах один ультразвуковий випромінювач здійснює коливальні рухи відносно свого нульового положення.

Оскільки механічні секторні сканери працюють з одним або декількома УЗ випромінювачами, то вони забезпечують таку ж високу роздільну здатність, як і комбіновані сканери. Одним із небагатьох їхніх недоліків є обмежена ширина зображення в ближньому полі УЗ випромінювача.

Поряд з механічними сканерами в медичній практиці застосовують і електронні секторні сканери (рис.1.38).

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



I. Багатопрофільна цифрова система SSD-3500 ProSound II. Універсальна багатопрофільна цифрова система нового покоління Alpha-10 III. Універсальна цифрова експертного класу система SSD-5500 SV ProSound PHD

Рис. 1.38. Ультразвукові діагностичні системи

Значну роль у підвищенні ефективності діагностики патологічних процесів у магістральних артеріях головного мозку відіграє ультразвукова доплерографія (УЗДГ) – метод локації судин, що ґрунтується на ефекті Доплера і полягає в тому, що частота ультразвукових хвиль у діапазоні від 3 до 10 мГц, відбитих від

рухомого об'єкту, зокрема від еритроцитів у судинах, змінюється пропорційно змінам швидкості його переміщення. Це дозволяє реєструвати лінійну швидкість і напрямок кровотоку мозку. УЗДГ успішно застосовується в амбулаторних і клінічних умовах, забезпечуючи можливість, завдяки безпеці багаторазових повторень, спостерігати за динамікою процесу й ефективністю лікувальних заходів.

Ультразвуковий медичний доплерівський прилад визначає зсув Δv таким чином: відбитий від елементів потоку крові ехосигнал накладається на первинний сигнал генератора і в подальшому визначається різниця частот між цими сигналами. Окрім інформаційних ехосигналів, які формуються внаслідок відбиття від елементів кровотоку, на приймальний тракт доплерівського приладу одночасно надходять набагато потужніші відбиті сигнали від меж внутрішніх органів і стінок судин. Тому-то однією з основних технічних проблем доплерографії є виділення слабких корисних доплеровських сигналів. Оскільки, швидкість руху окремих елементів крові змінюється протягом серцевого циклу і ультразвуковий сигнал відбивається не від одного еритроциту, а від певного об'єму крові із значною кількістю формених елементів, то відбитий ехосигнал містить часозмінюючий спектр доплерівських частот у діапазоні 5-20кГц, а швидкість руху стінок судин і серця дають доплерівський зсув від 0 до 1200 Гц.

Оскільки вухо людини сприймає вищевказані частоти сигналів, то найпростіші доплерівські прилади містять гучномовці і по звуковому супроводженню сигналів можна оцінити стан кровотоку у судинах.



Рис. 1.39. Доплерівський прилад «Мінідоп»

Доплерівські сигнали кровотоку отримують у результаті випромінювання ультразвукової хвилі і прийому ехосигналів, відбитих від еритроцитів за допомогою датчика, який прикладається до місця локалізації артерії (рис. 1.40)



Рис. 1.40. Датчик приставлений до сонної артерії

Доплерівський аналізатор МІНІДОП використовується для оперативної діагностики:

- у повсякденній роботі лікаря;
- в судинній хірургії, мікрохірургії;
- В ендокринології, в акушерстві і гінекології.

Технічні характеристики приладу «Мінідоп» наведені в табл. 1.5.

Таблиця 1.5

Вид випромінювання	Неперервне
Робоча частота	2, 4 або 8 МГц
Потужність УЗ-випромінювання	10мВт/см ²
Діапазон відтворених доплерівських частот	300 Гц – 10 кГц
Глибина зондування	0 – 200 мм
Режим роботи	Неперервний
Живлення	9В
Споживана потужність	0,35 Вт
Робоча температура	10-35°С

Детальнішу інформацію про характер руху елементів крові дає спектральний аналіз сигналів, який дозволяє отримати розподіл за швидкістю складників крові через частотний розподіл доплерівських сигналів. Кожна частотна складова на виході спектроаналізатора відповідає певній швидкості руху елементів крові, причому амплітуда спектральних сигналів характеризує кількість елементів у потоці крові які рухаються з відповідною швидкістю.

На рис. 1.41 зображена багатофункціональна ультразвукова установка на базі персонального комп'ютера для доплерівського обстеження спектральним методом. На моніторі цього приладу виведено спектр кровотоку в сонній артерії.



Рис. 1.41. Багатофункціональна ультразвукова установка HD15.

Сучасна медицина використовує різні методи доплерографії:

Потокова спектральна доплерографія (ПКД) призначена для оцінки потоку крові у великих судинах і у камерах серця. Спектрографічний запис сигналів дозволяє відокремити ламінарний потік крові від турбулентного. У режимі імпульсної ПКД фіксуються відбиті сигнали від об'єкта, який розташований на відповідній відстані від датчика.

Кольорове доплерівське картування (КДК) забезпечує кольорове зображення потоків крові по судинах серця і великих судинах організму. Темні відтінки зображення вказують на малу швидкість крові в судинах, світлі – на велику.

Особливе місце серед методів доплерографії займають тривимірне доплерівське картування і тривимірна енергетична доплерографія. Ці методи дозволяють спостерігати об'ємну картину просторового розташування кровоносних судин у режимі реального часу. При переміщенні датчика запам'ятовуються лише послідовні кадри зображення і з них утворюється тривимірний вигляд лишень його кольорової частини.

На сьогодні застосовуються апарати для дуплексної (подвійної) УЗДГ, які дозволяють одночасно проводити ехотомографію і доплерографію, що забезпечує візуалізацію на екрані монітора не тільки функціональних показників кровотоку мозку, але і структурно-морфологічне зображення екстракраніальних судин. При цьому виявляються навіть невеликі зміни діаметра досліджуваних судин, локалізація ділянок стенозування, атеросклеротичні бляшки в артеріях, вихрові зміни кровотоку в місцях сегментарного звуження артерій.

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

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

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

1.4.4. Механізм фізіологічної і лікувальної дії ультразвуку

В механізмі дії ультразвуку виключна роль належить впливу його на біоструктури, перш за все на воду. Чутливі до ультразвуку і білки. Під його впливом виникає конформаційний ефект, що викликається або розривом бічних зв'язків між ділянками поліпептидного ланцюга або зсувом гідратаційних і сольватаційних процесів. Під впливом ультразвуку відбувається конформаційна перебудова мембран, при цьому підвищується проникливість гістогематичних бар'єрів і здійснюється зсув рН в лужну сторону. Дія ультразвукової хвилі з малою інтенсивністю на рівні 1 Вт/м^2 чинить позитивний терапевтичний вплив, в основі якого лежить прискорення фізіологічних процесів у клітинах.

При збільшенні інтенсивності ультразвуку на декілька порядків (до 10^6 Вт/м^2 і вище) внутрішні рухи окремих цитоплазматичних частин клітин підсилюються, виникає ефект кавітації і, як наслідок, необоротні зміни структури і функцій клітин. Цей механізм пояснює бактерицидну дію ультразвуку. Ультразвуки великої інтенсивності використовуються також з метою руйнування різного роду новоутворень (пухлин тощо). Подібний механізм дії ультразвуку застосовується також в стоматології (зняття зубних каменів, висвердлювання зубних каналів тощо). Процес руйнування біологічних тканин при інтенсивностях вище 10^6 Вт/м^2 використовується в ультразвуковій хірургії та при ультразвуковому остеосинтезі – зварюванні тканин та кісток за рахунок значного підвищення в них швидкості процесів дифузії. У фармацевтичній промисловості кавітаційні процеси, що виникають під дією ультразвукової хвилі великої інтенсивності, використовуються для диспергування твердих і рідких матеріалів з метою отримання лікарських препаратів: порошків, емульсій тощо.

Дія ультразвукової хвилі малої інтенсивності близько 1 Вт/м прискорює фізіологічні процеси у клітинах. При збільшенні інтенсивності ультразвуку на декілька порядків (до 10^6 Вт/м^2 і вище) внутрішні рухи окремих цитоплазматичних частин клітин підсилюються, виникає ефект кавітації і, як

наслідок, незворотні зміни структури і функцій клітин. Цей механізм пояснює бактерицидну дію ультразвуку.

Ультразвуки великої інтенсивності використовуються також з метою руйнування різного роду новоутворень (пухлин тощо). Подібний механізм дії ультразвуку застосовується також в стоматології (зняття зубних каменів, висвердлювання зубних каналів тощо). Процес руйнування біологічних тканин при інтенсивностях вище 10^6 Вт/м^2 використовується в ультразвуковій хірургії та при ультразвуковому остеосинтезі – зварюванні тканин та кісток за рахунок значного підвищення в них швидкості процесів дифузії.

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

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

На рис.1.42 показано зовнішній вигляд апарата для ультразвукової терапії УЗТ – 1.01 Ф.

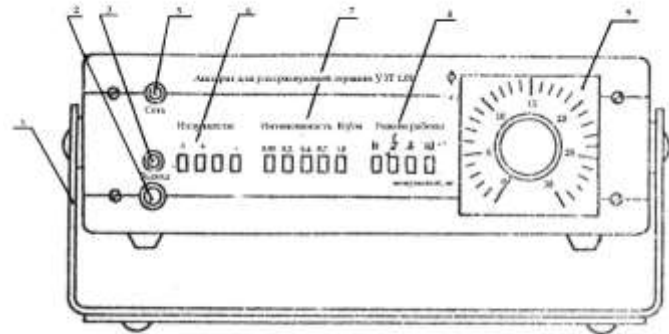


Рис.1.42. Зовнішній вигляд апарата для ультразвукової терапії УЗТ – 1.01 Ф

На рис.1.42: 1 – ручка, 2 – роз'єм «Выход» для під'єднання випромінювачів, 3 – світловий індикатор вихідної напруги, 5 – світловий індикатор вмикання мережі, 6 – перемикач «Излучатели», 7 – перемикач «Интенсивность, Вт/см²», 8 – перемикач «Режим работы», 9 – процедурний годинник, який вмикає апарат у мережу і встановлює час тривалості процедури.

Схематична будова ультразвукового випромінювача (головки) показана на рис. 1.43.

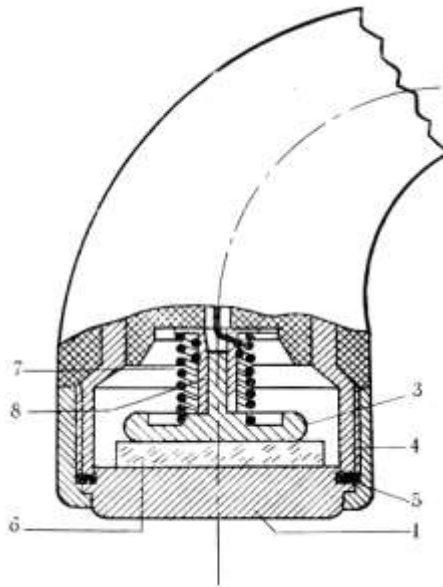


Рис. 1.43. Схема головки апарата для ультразвукової терапії

Він складається із металевого корпусу 4, в основі якого знаходиться п'єзоелектричний перетворювач – пластина 6, яка фіксується за допомогою тримача 3 і пружини 7. Тонкий прошарок повітря під приймачем перешкоджає поширенню ультразвуку у напрямку ручки.

Основа 1 кріпиться до корпусу головки гайкою 5. Для того щоб ультразвукова хвиля проходила через основу (резонатор) без послаблення, товщина її повинна складати ціле число півхвиль (зазвичай, одну чи дві). Корпус головки закріплений у ручці 2, через яку проходить провід від генератора ультразвуку. Провід, завдяки втулці 8, з'єднаний з тримачем і перетворювачем 3. Другим електродом є корпус головки, до якого приєднане екранування кабеля живлення.

Нижче зображена структурна схема апарата УЗТ.



Рис. 1.44 Структурна схема апарата УЗТ

Високочастотний генератор створює не модульовані електричні коливання з частотою 2,64 МГц. Підсилення енергії цих коливань відбувається у вихідному підсилювачі, до якого під'єднаний один із ультразвукових випромінювачів, який перетворює електричні коливання у механічні. Модулятор генерує імпульси різної тривалості: 2, 4 і 10 мс. із частотою слідування – 50 Гц.

Приклади розв'язку задач

1.10. У фізіотерапевтичних процедурах використовується ультразвук частотою $\nu = 800 \text{ кГц}$ та інтенсивністю $I = 1 \text{ Вт/см}^2$. Знайти амплітуду коливання молекул м'яких тканин під дією ультразвуку. Густина м'яких тканин $\rho = 1050 \text{ кг/м}^3$, швидкість поширення ультразвуку в м'яких тканинах $v = 1500 \text{ м/с}$.

Розв'язок:

Дано:

$$\nu = 800 \cdot 10^3 \text{ Гц}$$

$$I = 1 \text{ Вт/см}^2$$

$$\rho = 1050 \text{ кг/м}^3$$

$$v = 1500 \text{ м/с}$$

A - ?

1. Інтенсивність звуку: $I = \frac{1}{2} \rho A^2 \omega^2 \nu$.

2. Амплітуда коливань молекул м'яких тканин під дією ультразвуку: $A = \sqrt{\frac{2I}{\rho \nu \omega^2}} = \frac{1}{\omega} \sqrt{\frac{2I}{\rho \nu}}$.

3. Враховуючи, що $\omega = 2\pi \nu$, отримаємо: $A = \frac{1}{2\pi \nu} \sqrt{\frac{2I}{\rho \nu}}$.

4. Обчислення:

$$A = \frac{1}{2 \cdot 3.14 \cdot 800 \cdot 10^3} \sqrt{\frac{2 \cdot 10^4}{1050 \cdot 1500}} = 22.4 \text{ (нм)}.$$

Відповідь: амплітуда коливань молекул м'яких тканин під дією ультразвуку становить 22,4 нм.

1.11. Знайти, у скільки разів зменшиться інтенсивність ультразвукової хвилі частотою $\nu = 1 \text{ МГц}$ при проходженні м'яких тканин на глибину $h = 10 \text{ см}$, якщо коефіцієнт поглинання ультразвуку м'якими тканинами на цій частоті $\alpha = 0,16 \text{ см}^{-1}$.

Розв'язок:

Дано:

$$\nu = 1 \cdot 10^6 \text{ Гц}$$

$$h = 0,1 \text{ м}$$

$$\alpha = 0,16 \text{ см}^{-1}$$

I_0 / I - ?

1. Інтенсивність ультразвукової хвилі, при проходженні тканин змінюється згідно формули:

$$I = I_0 e^{-2\alpha h},$$

де I і I_0 – інтенсивності хвилі перед початком і після проходження тканин.

2. Отже, $I_0 / I = e^{2\alpha h}$

3. Обчислення: $I_0 / I = e^{2 \cdot 0,16 \cdot 102 \cdot 10 \cdot 10^{-2}} = 24,5$.

Відповідь: інтенсивність ультразвукової хвилі зменшиться у 24,5 рази.

Тестові завдання

1. Сформулюйте закон Гука для деформації розтяг-стиск через модуль сили пружності й абсолютне видовження.

A. модуль сили пружності прямо пропорційний відносному видовженню

B. модуль сили пружності прямо пропорційний напруженню

C. модуль сили пружності обернено пропорційний абсолютному подовженню

D. модуль сили пружності прямо пропорційний початковій довжині зразка

E. модуль сили пружності прямо пропорційний абсолютному видовженню

2. Вкажіть одиницю нормального напруження в СІ

- A. паскаль
- B. секунда в мінус першій степені
- C. радіан у мінус першій степені
- D. кілограм-метр-секунда в мінус першій степені
- E. паскаль – секунда

3. Вкажіть одиницю тиску в СІ

- A. паскаль-секунда
- B. секунда в мінус першій степені
- C. радіан у мінус першій степені
- D. кілограм/метр-секунда
- E. паскаль

4. Вкажіть одиницю відносної деформації в СІ

- A. секунда
- B. радіан
- C. метр-секунда
- D. паскаль-секунда
- E. величина безрозмірна

5. Дайте визначення відносної деформації розтягу.

- A. Це відношення початкової довжини до довжини після деформації
- B. це відношення об'єму до деформації до об'єму після деформації
- C. це відношення об'єму після деформації до об'єму до деформації
- D. це відношення довжини після деформації до початкової довжини
- E. це відношення абсолютного збільшення довжини до початкової довжини

6. Ідеальною рідиною називається

- A. рідина, яка не стискується, густина її стала, а коефіцієнт в'язкості дорівнює нулю
- B. рідина, що складається з неоднорідних частинок
- C. рідина, перебіг якої підкоряється рівнянню Ньютона
- D. рідина, молекули якої не взаємодіють між собою
- E. рідина, коефіцієнт в'язкості якої не залежить від температури і тиску

7. Турбулентною називається така течія рідини, при якій

- A. профіль середніх за часом швидкостей має параболічну форму
- B. по всьому об'єму потоку залишається постійним гідродинамічний тиск
- C. всі частинки рідини мають постійну швидкість
- D. шари рідини ковзають один відносно одного не змішуючись
- E. відбувається інтенсивне перемішування між шарами рідини

8. Вкажіть, яка із нижче вказаних реологічних моделей може бути використана, для опису властивостей плазми крові людини

- A. містить тільки ньютонівський елемент (поршень) Містить дві паралельно з'єднані пружини і поршень
- B. містить дві послідовно з'єднані пружини і поршень

- C. містить паралельно з'єднані пружину і поршень
- D. містить послідовно з'єднані пружину і поршень
- E. Містить дві паралельно з'єднані пружини і поршень

9. Як поводитьься динамічна в'язкість ньютонівської рідини при незмінній температурі в залежності від швидкості зміщення?

- A. Зі збільшенням швидкості зміщення зменшується
- B. зі зменшенням швидкості зміщення зменшується
- C. змінюється непередбаченим способом
- D. хаотично змінюється зі зміною температури
- E. не змінюється

10. Що називається в'язкістю рідини?

- A. в'язкість - це фізична величина, яка чисельно дорівнює силі тиску, що припадає на одиницю площі шарів
- B. фізична величина, що характеризує властивість речовини
- C. фізична величина, яка вимірюється силою тертя між сусідніми шарами ідеальної рідини, розрахована на одиницю площі їх стикання при градієнті швидкості, що дорівнює 1
- D. фізична величина, що характеризує рух шарів ідеальної рідини
- E. фізична величина, яка чисельно дорівнює силі внутрішнього тертя, що виникає між двома шарами рідини, якщо площа їх дорівнює 1 при градієнті швидкості між шарами, що дорівнює 1

11. Повна енергія матеріальної точки, що коливається по гармонічному закону, прямо пропорційна

- A. амплітуді швидкості зміщення
- B. амплітуді зміщення
- C. частоті коливань
- D. квадрату амплітуди прискорення зміщення
- E. квадрату частоти зміщення

12. Що розуміють під терміном висота звуку?

- A. Середню частоту обертонів
- B. суб'єктивне відчуття інтенсивності звуку
- C. суб'єктивне відчуття частоти звуку
- D. частота звуку
- E. частоту основного тону звуку

13. Що виражає поняття “гучність звуку”?

- A. Звуковий тиск
- B. потужність звуку
- C. суб'єктивне сприйняття частоти звуку
- D. інтенсивність звуку
- E. суб'єктивне сприйняття інтенсивності звуку

14. Гучність визначається

- A. частотою тону
- B. акустичним спектром звуку
- C. об'єктивною характеристикою звуку
- D. звуковим тиском
- E. суб'єктивною характеристикою звуку

15. Тембр звуку

- A. є енергетичною характеристикою звуку
- B. визначається амплітудою звукової хвилі
- C. є об'єктивною характеристикою звуку
- D. не залежить від акустичного спектра
- E. визначається його акустичним спектром

16. Чому при ультразвуковій діагностиці необхідно уникати повітряного прошарку між джерелом УЗ коливань і ділянкою тіла, що опромінюється?

- A. Шар повітря іонізується;
- B. Шар повітря відбиває УЗ коливання, тому їх енергія не поступатиме в опромінювану тканину;
- C. Шар повітря занадто підсилює інтенсивність УЗ коливань;
- D. Шар повітря під дією УЗ коливань прогрівається до небезпечної для організму температури;
- E. У шарі повітря виникають небезпечні ударні хвилі.

17. Ультразвукова ехоенцефалографія – це:

- A. Діагностування пухлин та запалень головного мозку за допомогою УЗ хвиль;
- B. Трансформація поздовжніх хвиль у поперечні при проходженні УЗ хвилі крізь цитоплазму клітин мозку;
- C. Отримання тривимірного зображення мозку з використанням УЗ хвиль;
- D. Денатурація білкових частинок цитоплазми клітин мозку;
- E. Утворення газових або парових пухирців у клітинах мозку, підданих УЗ впливу.

18. Ультразвукова ехокардіографія – це:

- A. Отримання тривимірного зображення серця з використанням УЗ-хвиль;
- B. Дослідження динаміки серцевої діяльності за допомогою УЗ хвиль;
- C. Трансформація поздовжніх хвиль у поперечні при проходженні УЗ хвилі в аорті;
- D. Денатурація білкових частинок цитоплазми клітин м'язів серця;
- E. Підвищення температури клапанів серця внаслідок поглинання енергії УЗ.

19. Ультразвукова голографія – це:

- A. Вивчення функціональних змін у сполучній і м'язовій тканинах під дією УЗ інтенсивністю понад 10^5 Вт/м^2 ;

- В. Дослідження динаміки серцевої діяльності за допомогою УЗ впливу;
- С. Утворення газових або парових пухирців у середовищі, підданому УЗ впливу;
- Д. Отримання тривимірних зображень біологічних об'єктів з використанням УЗ хвиль;
- Е. Денатурація білкових частинок цитоплазми живих клітин під дією УЗ.

20. Під акустичною кавітацією розуміють:

- А. Перетворення енергії УЗ хвилі в інші види енергії внаслідок поглинання хвилі міжклітинною речовиною;
- В. Ослаблення інтенсивності УЗ хвилі при проходженні крізь м'язові тканини;
- С. Підсилення інтенсивності УЗ хвилі при проходженні крізь кісткові тканини;
- Д. Денатурацію білкових частинок цитоплазми живих клітин під дією УЗ;
- Е. Утворення газових або парових пухирців у середовищі під дією УЗ хвиль.

Відповіді на тестові завдання

Завдання	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Відповіді	Е	А	Е	Е	Е	А	Е	А	Е	Е
Завдання	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Відповіді	А	Е	Е	Е	Е	В	А	В	Д	Е

РОЗДІЛ 2

ТЕРМОДИНАМІКА БІОЛОГІЧНИХ СИСТЕМ

ГЛАВА 2.1. РІВНОВАЖНА ТЕРМОДИНАМІКА

2.1.1. Типи і параметри термодинамічних систем

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

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

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

Як і в молекулярно-кінетичній теорії, стан системи в термодинаміці описують певними параметрами. Термодинамічні параметри поділяють на інтенсивні та екстенсивні. Інтенсивні параметри не залежать від числа частинок системи і описують загальний стан теплового руху в речовині. До інтенсивних параметрів належать, наприклад, тиск P , температура T , хімічний потенціал μ тощо.

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

2.1.2. Закони термодинаміки

У стані термодинамічної рівноваги інтенсивні параметри системи набувають однакових значень в усіх частинах системи і не змінюються з часом. Тому рівноважний стан повністю описується певним набором екстенсивних та інтенсивних параметрів системи. Зв'язок між параметрами стану називається рівнянням стану. Наприклад, рівняння рівноважного стану ідеального газу пов'язує температуру, тиск (інтенсивні параметри), об'єм і масу (екстенсивні параметри).

Відкриття першого закону термодинаміки історично пов'язано з встановленням еквівалентності теплоти і механічної роботи.

У 1840–1841 рр. німецький вчений, доктор медицини Юліус Роберт фон Маєр (1814–1878 рр.) брав участь у плаванні на острів Ява як корабельний лікар.



Юліус фон Маєр

Під час перебування в тропіках він помітив, що колір венозної крові матросів у тропіках значно світліший, ніж у північних широтах. Це спостереження підштовхнуло його до висновку, що в жарких країнах для підтримання нормальної температури тіла повинно окислятися («згоряти») менше харчових продуктів, ніж в холодних, тобто існує зв'язок між споживанням речовини і утворенням тепла. Він також встановив, що кількість окислюваних продуктів в організмі людини зростає із збільшенням роботи, яку вона виконує. Все це дало Маєру підстави вважати, що теплота і механічна робота здатні взаємно перетворюватися. У своїх працях протягом 1841–1845 рр. він сформулював закон збереження і перетворення енергії: «При всіх фізичних і хімічних процесах дана сила залишається постійною величиною». Під тим, що Маєр називав «силою», ми розуміємо енергію.

Була встановлена загальна міра теплоти і роботи. Нагрівання 1 кг води на 1 градус виявилось рівноцінним підйому 1 кг вантажу на 1 м (за розрахунком Маєра – на 365 м).

У 1843 р. еквівалентність між виконаною роботою й теплотою встановив Джеймс Джоуль. Він дослідив, що 1 ккал еквівалентний 460 кгс. м.

Славетним фізиком Іваном Пулюєм був винайдений прилад для визначення значення механічного еквівалента теплоти, який у 1878 р. на Всесвітній виставці у Парижі був відзначений срібною медаллюⁱⁱⁱ.

І. Пулюєм було встановлено, що значення механічного еквівалента теплоти перебуває у межах від 425,2 кгс. м до 426,6 кгс. м, що дуже близько до його сучасного визначення – 427 кгс. м.



Герман Гельмгольц

У 1847 р. славетний німецький природознавець Герман Гельмгольц, професор фізіології Кьонігсберського, Бонського, Гельдельберзького університетів, професор фізики Берлінського університету, а з 1888 р. – директор Фізико-технічного інституту, надав закону математичного виразу.

У рівноважній термодинаміці закон збереження енергії формулюється так: при будь-яких процесах в ізольованій системі внутрішня енергія системи U залишається сталою:

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

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

$$dU = \delta Q + \delta A.$$

За своєю суттю перший закон термодинаміки є законом збереження енергії – одним з найбільш фундаментальних принципів, встановлених у природознавстві. В рівноважній термодинаміці закон збереження енергії формулюється так: при будь-яких процесах в ізольованій системі внутрішня енергія системи U залишається сталою:

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

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

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

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

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

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

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

Згідно другого закону термодинаміки, теплота може передаватись від більш нагрітого тіла до менш нагрітого (формулювання Клаузіуса).

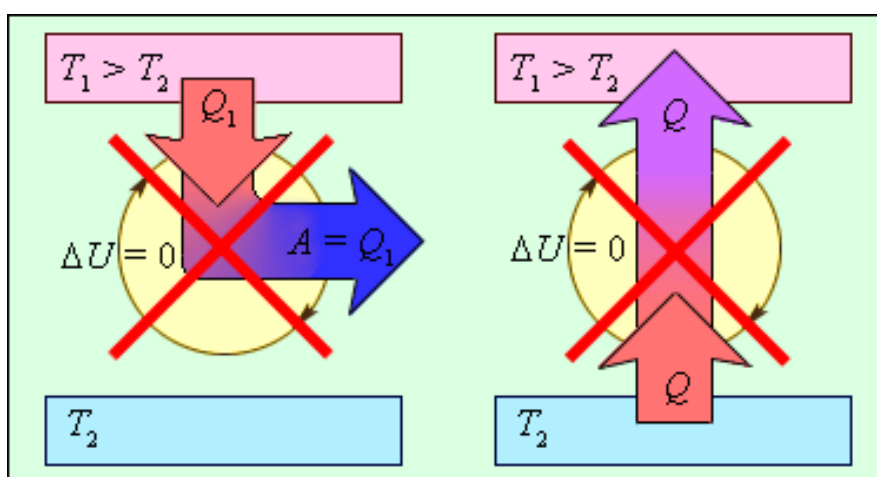


Рис.2.1. Процеси, що не заперечують перший закон термодинаміки, але заборонені другим законом: 1 - вічний двигун другого роду; 2 - передача теплоти від менш нагрітого тіла до більш нагрітого тіла.

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

Із другого закону термодинаміки випливає, що реальний процес не можна здійснити за наявності лише двох тіл: нагрівника і робочого тіла, тобто не вся теплота може бути перетворена в роботу. Для здійснення реального процесу необхідно мати три тіла: нагрівник, холодильник, робоче тіло (рис. 2.2).

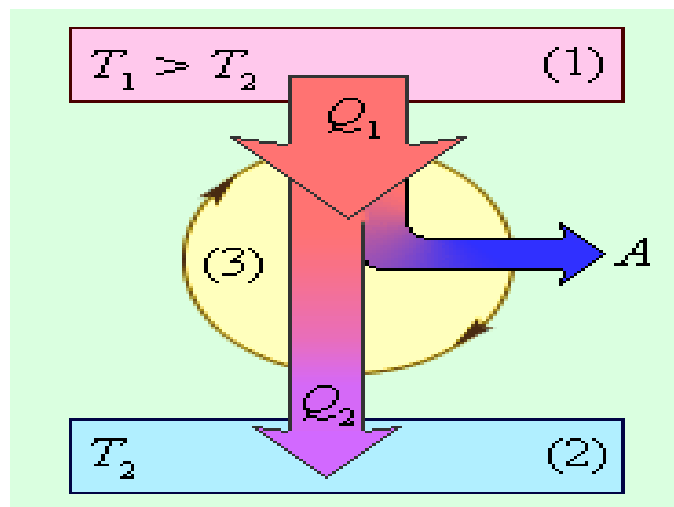


Рис. 2.2. Енергетична схема теплової машини $Q_1 > 0$, $A > 0$, $Q_2 < 0$.

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

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

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

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

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

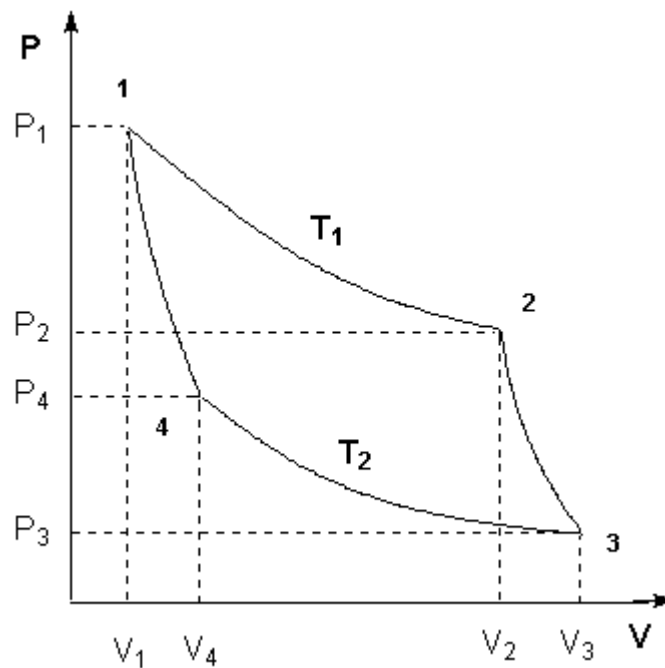


Рис. 2.3. Цикл Карно.

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

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

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

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

звідки випливає

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

Очевидно, що в стані рівноваги ентропія системи максимальна.

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

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

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

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

2.1.3. Статистичний зміст ентропії і другого закону термодинаміки

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

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

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

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

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

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

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

де k – стала Больцмана.

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

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

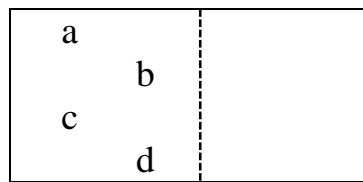


Рис. 2.4 Система чотирьох молекул газу.

Таблиця 2.1

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

Обчислимо термодинамічні імовірності кожного стану.

$$W_1 = \frac{4!}{4!0!} = 1; \quad W_3 = \frac{4!}{2!2!} = 6;$$

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

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

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

Суть зв'язку між ентропією та ймовірністю полягає у тому, що чим більша ймовірність того чи іншого стану, тим більша ентропія цього стану. Як показує дослід, ймовірність рівноважного стану є максимальною, але максимальною є й ентропія цього стану. Стан з максимальною термодинамічною ймовірністю є найбільш неупорядкованим. Отже, ентропія певним чином пов'язана з безладдям, можемо сказати, що ентропія є мірою безладдя. Коли стан системи змінюється у напрямку збільшення молекулярного безладдя, ентропія системи зростає. Але при цьому інформація про її мікроскопічні стани, якими може реалізуватись даний макростан, зменшується. Подібно, якщо система переходить до упорядкованого стану, її ентропія зменшується, але при цьому зростає інформація про мікростан системи.

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

2.1.4. Термодинамічна тотожність

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

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

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

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

Підставляючи (2.14) в (2.13) одержимо

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

Якщо виконується лише робота під час розширення газу, то

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

Де P – тиск газу, V – його об'єм.

Це рівняння називають *термодинамічною тотожністю*.

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

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

де c_v -молярна теплоємність при постійному об'ємі.

Тоді

$$dS = c_v \frac{dT}{T} + R \frac{dV}{V}. \quad (2.18)$$

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

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

Якщо об'єм під час нагрівання змінюється, то

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

2.1.5. Характеристичні функції

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

Рівняння (2.15) для ізотермічного процесу можемо записати

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

або, враховуючи що $T = const$,

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

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

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

Вираз (2.22) можемо переписати у вигляді

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

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

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

$$0 \leq -dF,$$

або

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

Таким чином, під час оборотного ізохорно-ізотермічного процесу вільна енергія не змінюється, а при необоротному – зменшується. Кожний процес може перебігати до настання рівноваги. Це означає, що після припинення необоротного процесу вільна енергія буде мінімальною. Або, іншими словами, умовою

рівноваги системи, яка перебуває за сталої температури та сталого об'єму, є мінімум вільної енергії.

Вираз для першого закону термодинаміки:

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

при ізобарному процесі запишемо у вигляді:

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

Введемо позначення

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

Ця величина називається *ентальпією*.

Підставивши (2.27) у (2.26), отримаємо:

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

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

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

З (2.28) випливає, що

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

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

Перепишемо рівняння (2.16) у вигляді

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

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

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

Величина

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

називається *вільною енергією Гібса*, або термодинамічним потенціалом..

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

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

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

Перепишемо (2.31)

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

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

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

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

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

Таблиця 2.2. Термодинамічні процеси та умови рівноваги

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

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

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

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

Звідси

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

Подібні результати одержимо й у випадку інших характеристичних функцій, тобто

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

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

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

ГЛАВА 2.2. ТЕРМОДИНАМІКА ВІДКРИТИХ СИСТЕМ ПОБЛИЗУ РІВНОВАГИ

2.2.1. Стаціонарний стан, виробництво ентропії

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

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

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

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

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

dS_e – потік ентропії, зумовлений взаємодією з навколишнім середовищем.

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

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

Це співвідношення означає, що швидкість виробництва ентропії у відкритій системі складається зі швидкості збільшення ентропії всередині системи $\frac{dS_i}{dt}$ і швидкості обміну системи ентропією з навколишнім середовищем. Вважається, що $\frac{dS_i}{dt} > 0$, тоді як знак $\frac{dS_e}{dt}$ може бути різним, так як і знак $\frac{dS}{dt}$.

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

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

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

2.2.2. Лінійний закон. Принцип симетрії кінетичних коефіцієнтів Онзагера

Лінійний закон є узагальненням відомих емпіричних законів: закону Ома,

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

закону Фур'є,

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

закону Фіка,

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

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

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

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

де L_{ik} кінетичні коефіцієнти.

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

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

Кінетичні коефіцієнти в перехресних процесах рівні між собою.

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

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

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

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

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

2.2.3. Спряженість потоків. Теорема Пригожина

В ізольованій системі виробництво ентропії завжди додатне $\sigma \geq 0$, $I_1 X_1 + I_2 X_2 \geq 0$. Окремі члени цієї суми можуть бути від'ємними. Припустимо, що $I_1 X_1 > 0$ і $I_2 X_2 < 0$. Якщо $|I_1 X_1| > |I_2 X_2|$, то умова $\sigma \geq 0$ виконується. Ми приходимо до важливих наслідків. Від'ємне значення $I_2 X_2$ означає, що окремо взятий цей необоротний процес неможливий, бо він проходить зі зменшенням, а не зі зростанням ентропії. Але одночасний перебіг процесу 1, для якого $I_1 X_1 > 0$ і виділення ентропії переважає її зменшення в процесі 2, робить процес 2 можливим у відкритій системі. Потоки 1 і 2 називаються спряженими. Спряженість потоків – це таке співвідношення між ними, при якому додатне виробництво ентропії від одного потоку компенсує зменшення ентропії від другого потоку, який був би неможливий в ізольованій системі. Як приклад можна розглядати явище термодифузії в посудині, що містить однорідну суміш двох газів. Внаслідок різниці температур відбувається розділення суміші – поблизу гарячої стінки посудини зростає концентрація одного з газів, поблизу холоднішої – другого. Причому рух молекул газу може відбуватися в напрямі зростання концентрації, що неможливо при звичайній дифузії. Втрата ентропії при розділенні газів перекривається її виграшем внаслідок теплопровідності. Потоки речовини і теплової енергії спряжені.

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

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

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

де $\beta = \frac{T}{V} \frac{dS}{dt}$ питома дисипативна функція системи (зауважимо, що

дисипація енергії системи – це перехід частини енергії впорядкованого процесу, наприклад електричного струму, в енергію невпорядкованого процесу).

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

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

необхідно враховувати принцип Пригожина – Глансдорфа, згідно з яким швидкість виробництва ентропії зменшується.

Приклади розв'язку задач

2.1. Одноатомному газу, кількістю речовини 2 моля, передано кількість теплоти 1,2 кДж. При цьому газ виконав роботу 600 Дж. На скільки змінилась температура газу?

Дано:

$$\nu = 2 \text{ моль}$$

$$Q = 1,2 \cdot 10^3 \text{ Дж}$$

$$A = 600 \text{ Дж}$$

$$\Delta T = ?$$

Розв'язок:

I закон термодинаміки для цього випадку має вигляд

$$Q = \Delta U + A$$

Зміна внутрішньої енергії одноатомного газу

$$\Delta U = \frac{3}{2} \nu R \Delta T.$$

$$\text{Отримуємо: } Q = \frac{3}{2} \nu R \Delta T + A$$

$$\Delta T = (Q - A) \frac{2}{3\nu R}$$

$$[\Delta T] = \text{Дж} \cdot \text{моль} \cdot \text{К} / \text{моль} \cdot \text{Дж} = \text{К}$$

$$\{\Delta T\} = (1200 - 600) \cdot 2 / 3 \cdot 2 \cdot 8,31 = 24$$

Відповідь: збільшилась на 24 К.

Тестові завдання

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

- А. теплотою
- В. роботою
- С. внутрішньою енергією
- Д. ентропією
- Е. температурою

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

- А. може збільшуватись
- В. може зменшуватись
- С. не змінюється
- Д. завжди зменшується
- Е. завжди дорівнює нулю

3. Проаналізуйте співвідношення виділеної теплоти при хімічному перетворенні однієї речовини в іншу у двох випадках:

а). якщо відбувається пряме перетворення та б). перетворення відбувається в декілька етапів

- A. кількість виділеної теплоти в обох випадках однакова
- B. при прямому перетворенні виділяється більше теплоти
- C. при прямому перетворенні виділяється менше теплоти
- D. при прямому перетворенні теплота не виділяється
- E. при непрямому перетворенні теплота не виділяється

4. Визначте, мірою чого є ентропія:

- A. величини внутрішньої енергії термодинамічної системи
- B. величини вільної енергії термодинамічної системи
- C. розсіяння теплоти в термодинамічних системах
- D. здатності термодинамічної системи здійснювати роботу
- E. мірою невизначеності системи

5. Оберіть правильне твердження щодо напрямку самовільних термодинамічних процесів:

- A. термодинамічні потенціали і ентропія системи зменшуються
- B. термодинамічні потенціали системи збільшуються
- C. ентропія системи зменшується до мінімальних значень
- D. ентропія системи збільшується і досягає максимуму в стані рівноваги
- E. термодинамічні потенціали системи і ентропія не змінюються

6. Газ не виконує роботи при:

- A. ізохорному процесі
- B. ізотермічному процесі
- C. ізобарному процесі
- D. адіабатному процесі

7. Як можна збільшити ККД теплової машини?

- A. збільшити температуру холодильника
- B. збільшити температуру холодильника та зменшити температуру нагрівника
- C. зменшити температуру нагрівника
- D. збільшити температуру нагрівника та зменшити температуру холодильника.

8. Як зміниться внутрішня енергія ідеального газу при ізобарному розширенні?

- A. не зміниться
- B. збільшиться
- C. зменшиться
- D. залежить від газу

9. Рівняння Пригожина характеризує зміни ентропії:

- A. ізольованої системи
- B. закритої системи
- C. відкритої системи
- D. в ході метаболізму

Е. в рівноважному стані

10. Вкажіть правильне твердження про стаціонарний стан:

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

11. Математичний вираз другого закону ТД для незворотніх процесів:

- А. $dS > 0$
- В. $dS < 0$
- С. $dS = 0$
- Д. $S = 0$
- Е. $dS = \text{const}$

12. Математичний вираз другого закону ТД для зворотніх процесів:

- А. $dS > 0$
- В. $dS < 0$
- С. $dS = 0$
- Д. $S = 0$
- Е. $S = \text{const}$

13. За якою формулою можна визначити зміну внутрішньої енергії будь-якого тіла:

- А. $dU = Q - A$
- В. $dQ = dA + T \cdot dS$
- С. $dU = dQ + T \cdot dS$
- Д. $dA = dQ + dS$
- Е. $dA = dQ - dS$

14. Загальна зміна ентропії dS біологічної системи:

- А. $dS = dS_i$
- В. $dS = dS_e$
- С. $dS = dS_e + dS_i$
- Д. $dS = -dS_i$
- Е. $dS = -dS_i + U$

15. Перший закон термодинаміки формулюється так:

А. внутрішня енергія одноатомного ідеального газу пропорційна його абсолютній температурі;

В. зміна внутрішньої енергії системи, у випадку її переходу з одного стану в інший, дорівнює сумі роботи зовнішніх сил і кількості теплоти, що передана системі;

С. енергія у природі не виникає з нічого і не зникає: кількість енергії незмінна, вона лише переходить з однієї форми в іншу.

16. Роботу газу під час його розширення обраховують за формулою:

A. $A=P \cdot \Delta V$

B. $A=F \cdot S$

C. $A=P/(V_2-V_1)$

17. Вкажіть умову протікання наступних процесів (при $m=const$): ізотермічного, ізобарного, ізохорного, адіабатного. 1. $\Delta V=0$. 2. $\Delta T=0$. 3. $Q=0$. 4. $\Delta P=0$.

A. 2, 4, 1, 3

B. 2, 1, 3, 4

C. 1, 2, 3, 4

18. Виберіть вірне формулювання другого закону термодинаміки:

A. ентропія відкритої системи зменшується (в незворотніх процесах) або залишається незмінною (в зворотніх процесах);

B. самодовільні процеси завжди супроводжуються зменшенням ентропії;

C. ентропія ізольованої системи не може зменшуватись ($dS \geq 0$).

19. Якою є швидкість виробництва ентропії в організмі (теорема Пригожина):

A. $\frac{dS_i}{dt} < 0$

B. $\frac{dS_i}{dt} > 0$

C. $\frac{dS_i}{dt} = \frac{dS_e}{dt}$

20. Такий стан системи, при якому її параметри залишаються незмінними, але вона обмінюється речовинами і енергією з зовнішнім середовищем, називається:

A. термодинамічною рівновагою;

B. стаціонарним станом.

C. відкритим станом.

Відповіді на тестові завдання

Завдання	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Відповіді	C	C	A	E	D	A	D	B	C	D
Завдання	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Відповіді	A	E	A	C	B	A	A	C	A	C

РОЗДІЛ 3 ФІЗИЧНІ ОСНОВИ ФУНКЦІОНУВАННЯ БІОЛОГІЧНИХ МЕМБРАН

ГЛАВА 3.1. СТРУКТУРА, ВЛАСТИВОСТІ І ФУНКЦІЇ МЕМБРАН

3.1.1. Молекулярна організація мембран

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

Докази про існування мембрани були отримані лише після впровадження у біологію методів електронної мікроскопії. Тоді вдалося «побачити» мембрану, про існування якої біологи здогадувалися. З 1955 р. почали виявляти внутрішньоклітинні мембрани.

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

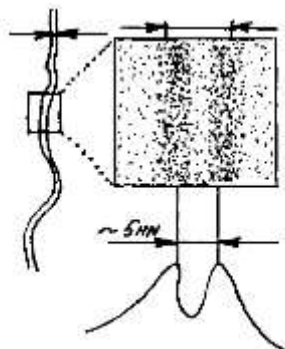


Рис.3.1. Електронно-мікроскопічне зображення мембрани.

Отже, мембрани є місцем відмежування вмісту клітин від зовнішнього середовища і поділу внутрішнього простору клітин на відсіки. Встановлено, що біологічні мембрани – це складні надмолекулярні структури, побудовані з ліпідів, білків, вуглеводів і неорганічних іонів. До складу мембран входить і вода.

Між молекулами ліпідів, білків і води існує декілька типів взаємодій, які і визначають структуру біологічних мембран. Щоб зрозуміти, як формуються

мембрани і які їхні властивості, треба знати склад і будову молекул, які утворюють мембрани.

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

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

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

Вуглеводневі ланцюги жирних кислот зумовлюють гідрофобні властивості мембранних ліпідів. Проте якби ліпіди характеризувались тільки гідрофобними властивостями, вони були б не здатні до утворення мембранних структур. Молекули мембранних ліпідів характеризуються і різною мірою вираженою гідрофільністю. Гідрофільні властивості ліпідних молекул зумовлюються полярними головками, які можуть мати різну хімічну будову. В молекулах фосфоліпідів полярні головки утворені похідними фосфорної кислоти, а в молекулах гліколіпідів – похідними цукрів.

Хімічні властивості мембранних білків вивчено значно гірше, ніж ліпідів. Це пов'язано з тим, що мембранні білки нерозчинні у воді і погано розчинні в органічних розчинниках. Оскільки білки в мембрані перебувають у контакті з ліпідами, дуже складно встановити, чи справді білки в мембрані існують у такому стані, в якому їх виділяють. За допомогою оптичних методів дослідження було встановлено, що в мембранах поряд з глобулярними білками існують і фібрилярні білки, що мають α - та β - конфігурацію.

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

взаємодіями. Згідно з моделлю, кількість білків, що проникають крізь подвійний шар ліпідів, обмежена.

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

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

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

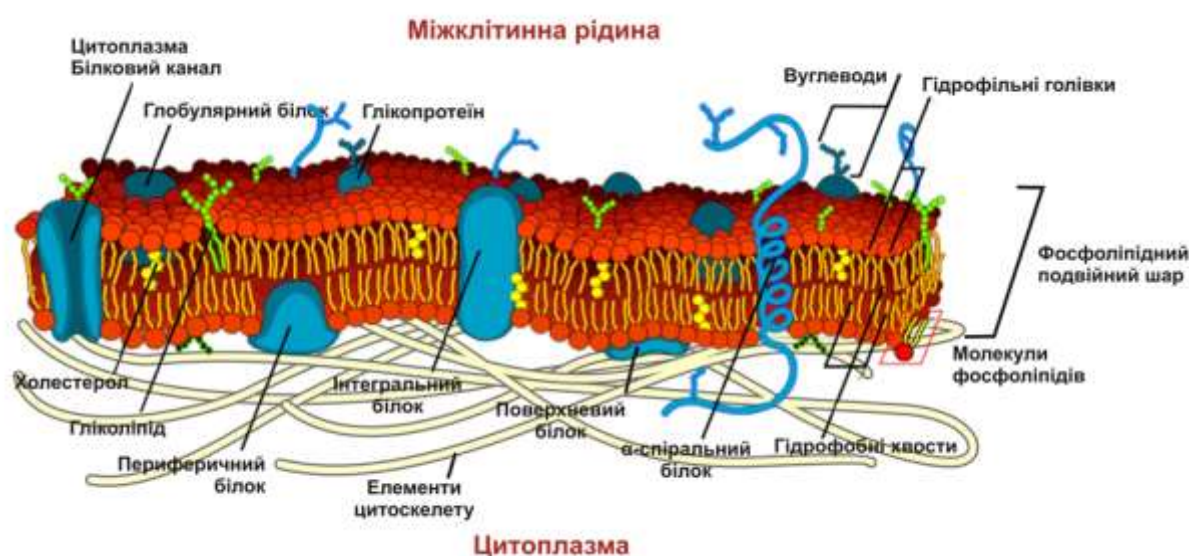


Рис 3.2. "Рідинно-мозаїчна" модель будови мембрани.

Згідно з цією моделлю, основу (матрицю) мембрани становить подвійний ліпідний шар. Для розуміння ролі білків в структурі мембрани останні поділяються на дві групи: периферійні та інтегральні білки. Периферійними вважаються білки, слабо зв'язані з ліпідами (електростатичні сили), які можуть легко виділятися з мембрани при збільшенні іонної сили розчину, або під дією хелатуючих агентів. Вони становлять близько 30 % всіх мембранних білків. Інтегральні білки досить міцно зв'язані з ліпідами і часто виділяються з мембрани (під впливом органічних розчинників, детергентів, денатуруючих агентів тощо) разом з ліпідами. Ці білки в чистому вигляді малорозчинні в нейтральних водних і буферних розчинах, мають аліфатичну природу і входять до складу гліко- або ліпопротеїнів. Глобули гліко- і ліпопротеїнів занурені в ліпідні шари, деякі з них мають трансмембранну локалізацію. Чергування ділянок білків та ліпідів і дає "мозаїчну" картину мембрани. Більша частина фосфоліпідів представлена переривчастим біомолекулярним шаром, полярні групи яких перебувають у контакті з водою або з білками. Полярні групи амінокислот білків, глікопротеїнів і гліколіпідів також знаходяться на поверхні мембрани. Взагалі ця модель

передбачає високий рівень специфічної взаємодії між компонентами мембрани і, відповідно, забезпечує термодинамічний принцип мінімуму вільної енергії системи. Передбачається також асоціація двох або кількох субодиниць інтегральних білків з утворенням специфічних агрегатів всередині мембрани. В таких агрегатах між білками субодиницями можуть утворюватись гідрофільні пори (канали).

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

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

ГЛАВА 3.2. ТРАНСПОРТ РЕЧОВИН ЧЕРЕЗ МЕМБРАНИ

3.2.1. Пасивний транспорт речовин через мембрани

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

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

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

Розглянемо механізми пасивного транспорту речовин через біомембрани.

Густина потоку речовини при пасивному транспорті підлягає рівнянню Теорелла:

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

де u – рухливість частинок; C – концентрація.

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

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

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

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

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

або

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

За законом Вант-Гоффа:

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

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

C – концентрація розчиненої речовини; R – газова стала;

T – абсолютна температура розчину.

Рівняння осмосу аналогічне рівнянню (3.10):

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

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

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

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

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

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

де V – об'єм фільтрованої води; t – час; R – радіус; ℓ – її довжина; η – коефіцієнт в'язкості води; $P_1 - P_2$ перепад тиску на кінцях пори.

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

Взаємодія мембранних структур з іоном буває різною, якщо пора в мембрані та іон одного заряду, то вони відштовхуються, а якщо різнойменного, то іон притягується в центр пори, потрапляє в потенціальну яму і перешкоджає пересуванню інших іонів.

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

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

3.2.2. Активний транспорт речовин

Механізми активного транспорту іонів локалізовані в мембрані, оскільки перенесення іонів можна спостерігати на препаратах, в яких немає аксоплазми, але зберігається неушкодженою мембрана. Безсумнівно, що в транспорті іонів беруть участь компоненти мембрани і насамперед фермент Na^+ , K^+ – АТФ-аза є

основною структурою транспортного механізму, який дістав назву натрій-калієвої помпи і здійснює нагромадження в клітині калію і виведення з клітини натрію.

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

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

β - глікопротеїд не здатний каталізувати гідроліз АТФ, але виявляє Na -специфічну іонофоретичну активність. Являючись інтегральним мембранним білком Na^+ , K^+ - АТФ-аза пронизує мембрану наскрізь і тому частини молекули виступають як в середину клітини (α -одиниця), так і за межі клітини (β - одиниця.) Активний центр молекули, відповідальний за гідроліз АТФ, повернутий

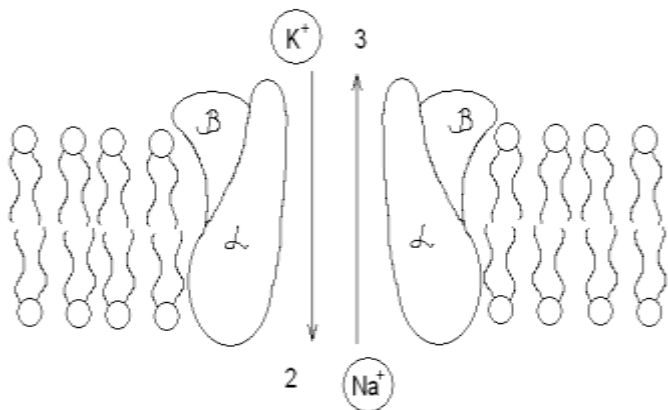


Рис. 3.3. Молекула мембранного комплексу Na^+ , K^+ - АТФ-ази.

всередину клітини і локалізований на α - поліпептидові (рис.3.3.).

Основні етапи роботи Na^+ - K^+ - АТФ-ази показані на рис.3.4.

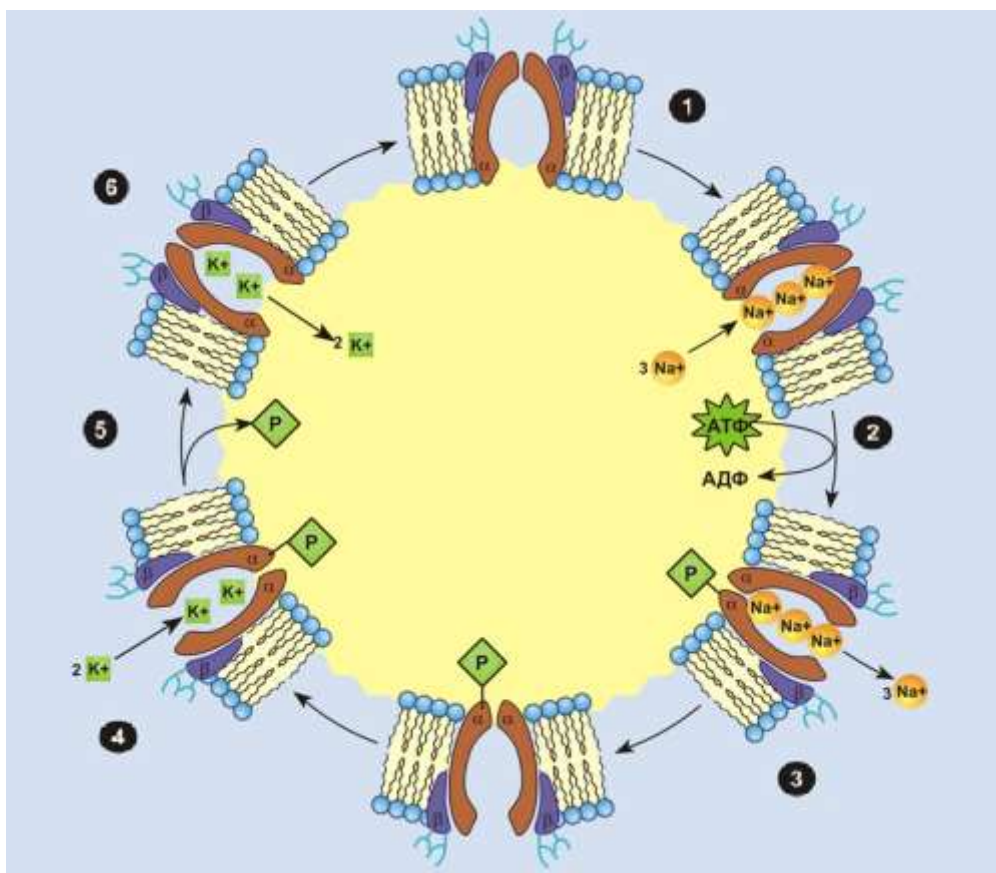


Рис. 3.4. Схематична модель роботи натрій-калієвого насосу:

1 – три катіони натрію заходять до насосу;

2 – фосфорилування за участю АТФ змінює конформацію насосу;

3 – натрій виводиться з клітини у міжклітинний простір, насос відкритий назовні;

4 – два катіони калію входять з міжклітинного простору до насосу;

5 – дефосфорилування насосу спричиняє зворотню зміну його конформації;

6 – два катіони калію входять до клітини.

Натрієво-калієвий насос із внутрішнього боку мембрани має центри зв'язування АТФ і натрію, а із зовнішнього – калію. Перенесення натрію і калію через мембрану здійснюється за рахунок зміни конфігурації білкової молекули. При цьому насос діє як фермент АТФ-гідролаза, енергія, що виділяється під час гідролізу АТФ, витрачається на перенесення йонів через мембрану проти градієнта концентрації.

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

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

Приклади розв'язку задач

3.1. Розрахувати діелектричну проникність мембранних ліпідів, якщо товщина мембрани складає 10 нм, питома електрична ємність дорівнює $1,7 \cdot 10^{-3} \Phi / m^2$.

<p>Дано:</p> $C/S = 1,7 \cdot 10^{-3} \Phi / m^2$ $d = 10 \text{ нм} = 10 \cdot 10^{-9} \text{ м}$ $\epsilon_0 = 8,85 \cdot 10^{-12} \frac{\Phi}{\text{м}}$ <hr style="border: 0.5px solid black;"/> <p style="text-align: center;">$\epsilon - ?$</p>	<p>Електрична ємність</p> $C = \frac{\epsilon \epsilon_0 S}{d}$ <p>Отримуємо для діелектричної проникності мембрани:</p> $\epsilon = \frac{dC}{\epsilon_0 S}$ <p>Обчислення: $\epsilon = \frac{10 \cdot 10^{-9} \cdot 1,7 \cdot 10^{-3}}{8,85 \cdot 10^{-12}} = 1,9$</p>
---	---

Відповідь: діелектрична проникність мембранних ліпідів становить 1,9.

3.2. Скільки молекул фосфоліпиду знаходиться в ліпосомі, діаметр якої $d=40 \text{ нм}$. Відомо, що площа, яку займає одна молекула фосфоліпиду, дорівнює $A=0,6 \text{ нм}^2$. Площі внутрішнього і зовнішнього шарів приблизно однакові, густина фосфоліпідів в шарі ліпосоми однакова.

<p>Дано:</p> $d = 40 \text{ нм}$ $S_m = 0,6 \text{ нм}^2 =$ $= 0,6 \cdot 10^{-9} \text{ м}^2$ <hr style="border: 0.5px solid black;"/> <p style="text-align: center;">$N - ?$</p>	<p>Розв'язок:</p> <p>Оскільки $d_1 \approx d_2$, тоді</p>
--	--

$$S_{cf} = 4\pi \left(\frac{d}{2} \right)^2 = 4 \cdot 3,14 \cdot (20 \cdot 10^{-9})^2 = 5,024 \cdot 10^{-15} \text{ м}^2$$

$$S_{nos} = 2 \cdot S_{cf} = 2 \cdot 5,024 \cdot 10^{-15} = 10,048 \cdot 10^{-15} \text{ м}^2.$$

$$\text{Знаходимо } N = S_{nos} / S_m = 10,048 \cdot 10^{-15} / 0,6 \cdot 10^{-18} = 1,67 \cdot 10^4.$$

Відповідь: $1,67 \cdot 10^4$ молекул фосфоліпиду знаходиться в ліпосомі.

ГЛАВА 3.3. МЕМБРАННІ ПОТЕНЦІАЛИ СПОКОЮ І ДІЇ

3.3.1. Дифузійні і мембранні потенціали. Потенціал Нернста

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

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

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

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

$$\Delta\varphi_{diff} = \frac{u_K - u_A}{u_K + u_A} \cdot \frac{RT}{zF} \ln \frac{c_1}{c_2}, \quad (3.17)$$

де u_K, u_A – рухливість катіонів і аніонів відповідно; R – універсальна газова стала; T – абсолютна температура; z – валентність іонів; F – число Фарадея; c_1, c_2 – концентрації першого і другого розчинів.

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

Якщо на шляху дифузії іонів помістити перегородку, здатну пропускати іони тільки одного знаку, то рухливість іонів, які затримуються перегородкою, дорівнюватиме 0. Внаслідок цього різниця рухливості, виявиться максимальною і по обидві зони перегородки утвориться різниця потенціалів. Якщо перегородка затримує аніони, $u_A = 0$ то з формули маємо:

$$\varphi_i^0 = \frac{RT}{zF} \ln \frac{c_1}{c_2} \quad (3.18)$$

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

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

$$\Delta\mu = \mu_2^0 - \mu_1^0 + RT \ln \frac{c_2}{c_1} + zF(\varphi_1 - \varphi_2). \quad (3.19)$$

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

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

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

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

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

Рівноважний стан – це стан, при якому відсутні термодинамічні потоки, а параметри стану однакові і незмінні з часом в будь-якій частині системи. У цьому стані немає різниці електрохімічних потенціалів $(\Delta\mu = 0)$, на іон не діє рушійна сила, внаслідок чого він проходить в обидва боки через мембрану тільки під час безладних теплових рухів. При цьому протилежно напрямлені потоки в клітину і з клітини збалансовані. Такий стан називають рівновагою пасивних потоків. У водному середовищі по обидві сторони мембрани для іона і в рівновазі

$$\Delta\mu = RT \ln \frac{c_2}{c_1} + zF(\varphi_1 - \varphi_2) = 0, \text{ звідки}$$

$$\varphi_i^0 = \varphi_1 - \varphi_2 = -\frac{RT}{zF} \ln \frac{c_2}{c_1}, \quad (3.20)$$

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

Отже, потенціал Нернста визначається значеннями концентрації іонів всередині клітини C_2 зовні клітини C_1 . При рівності концентрацій $C_1 = C_2$, $\varphi_m^0 = 0$.

Для іонів калію

$$\varphi_{mK^+}^0 = -\frac{RT}{F} \ln \left[\frac{K^+}{K^+} \right]_B \quad (3.21)$$

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

Таблиця 3.1. Значення потенціалу Нернста

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

3.3.2. Рівновага Доннана і потенціал Доннана

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

Розглянемо, як виникає така рівновага у простій фізико-хімічній системі, яка поряд з іонами калію і хлору містить нездатні до дифузії через мембрану великі аніони. У вихідному стані (1) відсік містить здатні до дифузії через мембрану іони K^+ і Cl^- в концентрації C_1 . Відсік (2) містить великі аніони P^- і K^+ у концентрації C_2 .

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

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

Звідси випливає рівність Доннана:

$$[K^+]_1 \cdot [Cl^-]_1 = [K^+]_2 \cdot [Cl^-]_2. \quad (3.22)$$

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

3.3.3. Стаціонарний потенціал Гольдмана-Ходжкіна-Катца

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

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

$$I = I_{Na^+} + I_{K^+} - I_{Cl^-} \quad (3.23)$$

де I – сумарна густина потоку іонів.

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

Отже

$$I_{Na^+} + I_{K^+} - I_{Cl^-} = 0 \quad (3.24)$$

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

$$\varphi_m = -\frac{RT}{F} \ln \frac{P_{Na} [Na^+]_B + P_k [K^+]_B + P_{Cl} [Cl^-]_B}{P_{Na} [Na^+]_B + P_k [K^+]_B + P_{Cl} [Cl^-]_B}. \quad (3.25)$$

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

Це рівняння враховує роль коефіцієнта проникності мембрани для іонів і тому точніше описує величину мембранного потенціалу спокою.

Рівняння Нернста – це частковий випадок рівняння Гольдмана-Ходжкіна-Катца. Дійсно, якщо $P_{Na} = 0$, $P_{Cl} = 0$, а $P_k \neq 0$, то:

$$\varphi_m = -\frac{RT}{F} \ln \frac{[K^+]_B}{[K^+]_B}. \quad (3.26)$$

Приклади розв'язку задач

3.3. Потенціал спокою нерва кінцівки краба дорівнює 89 мВ. Чому дорівнює концентрація йонів калію всередині нерва, якщо зовні вона складає 12 ммоль/л. Температуру вважати рівною 20 °С.

Дано:

$$[K^+]_B = 12 \text{ ммоль/л} = 12 \cdot 10^{-3} \text{ моль/л}$$

$$\Delta\varphi = 89 \text{ мВ} = 89 \cdot 10^{-3} \text{ В}$$

$$T = 293 \text{ К}$$

$$R = 8,31 \text{ Дж/моль} \cdot \text{К} \text{ - газова стала}$$

$$F = 9,65 \cdot 10^4 \text{ Дж/моль} \cdot \text{В} \text{ - стала}$$

Фарадея

Розв'язок:

Із рівняння Нернста

$$\Delta\varphi = \frac{RT}{F} \ln \frac{[K^+]_B}{[K^+]_B} \text{ знаходимо}$$

$$[K^+]_B = \frac{[K^+]_B}{\exp\left(\frac{\Delta\varphi F}{RT}\right)}$$

Обчислення:

97

$[K^+]_B$ – ?

$$[K^+] = \frac{12 \cdot 10^{-3}}{\exp\left(\frac{89 \cdot 10^{-3} \cdot 9,65 \cdot 10^4}{8,31 \cdot 293}\right)} = 3,52 \cdot 10^{-4} \text{ моль/л}$$

Відповідь: концентрація йонів калію всередині нерва становить $3,52 \cdot 10^{-4} \text{ моль/л}$

3.4. Визначити мембранний потенціал, створений на бішаровій ліпідній мембрані йонами натрію при температурі 27°C , якщо концентрація натрію з однієї сторони мембрани дорівнює 10^{-3} моль/л , а з іншої – 10^{-4} моль/л . Зміною хімічного потенціалу нехтувати. Зміна електрохімічного потенціалу 5 мВ.

Дано:

$$[Na^+]_b = 10^{-3} \text{ моль/л}$$

$$[Na^+]_i = 10^{-4} \text{ моль/л}$$

$$\Delta\mu = 0$$

$$\Delta\tilde{\mu} = 5 \cdot 10^{-3} \text{ В}$$

$$T = 300 \text{ К}$$

$$R = 8,31 \text{ Дж/моль} \cdot \text{К} \text{ - газова стала}$$

$$F = 9,65 \cdot 10^4 \text{ Дж/моль В} \text{ - стала}$$

Фарадея

$$\Delta\varphi = ?$$

Розв'язок:

Зміна електрохімічного потенціалу при транспорті йонів через мембрану із фази А у фазу В визначається як:

$$\Delta\tilde{\mu} = \mu_B^O - \mu_A^O + RT \ln \frac{C_B}{C_A} + zF\Delta\varphi,$$

де $\Delta\varphi$ – різниця електричних потенціалів на мембрані.

Враховуючи те, що $\mu_B^O = \mu_A^O$, отримуємо:

$$\Delta\tilde{\mu} = R \cdot T \cdot \ln \frac{[Na^+]_b}{[Na^+]_i} + z \cdot F \cdot \Delta\varphi \quad \text{звідки}$$

$$\Delta\varphi = \frac{\left| \Delta\tilde{\mu} - R \cdot T \cdot \ln \frac{[Na^+]_b}{[Na^+]_i} \right|}{z \cdot F}.$$

Обчислення:

$$\Delta\varphi = \frac{\left| 5 \cdot 10^{-3} - 8,31 \cdot 300 \cdot \ln \frac{10^{-3}}{10^{-4}} \right|}{1 \cdot 96500} = 0,06 \text{ В} = 6 \text{ мВ}.$$

Відповідь: мембранний потенціал становить 6 мВ.

Тестові завдання

1. Товщина біологічної мембрани дорівнює:

A. 0,01 – 0,1 нм

B. 5 – 10 нм

C. 10 – 100 нм

D. 10 – 100 пм

E. 10 – 100 фм

2. Який хімічний склад біомембран?

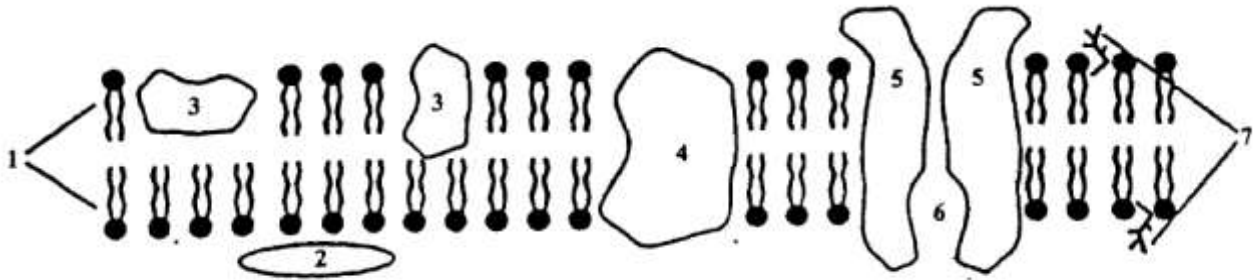
A. біліпідний шар

B. ліпіди, білки, вуглеводи

C. два шари фосfolіпідів і білки між ними

- D. білки
- E. вуглеводи

3. На малюнку подана рідкокристалічна модель мембрани. Вказати назву структурних елементів 1, 3, 4:



- A. 1 – фосфоліпіди; 3 – глікопротеїни і гліколіпіди; 4 – інтегральні білки;
- B. 1 – фосфоліпіди; 3 – білки; 4 – білки;
- C. 1 – білки; 3 – вуглеводи; 4 – фосфоліпіди.
- D. 1 – вуглеводи; 3 – білки; 4 – фосфоліпіди.
- E. 1 – білки; 3 – фосфоліпіди; 4 – вуглеводи.

4. Які властивості притаманні хвостам фосфоліпідів?

- A. гідрофобні
- B. нейтральні
- C. гідрофільні
- D. пружні
- E. непружні

5. Який елемент біомембрани має такі властивості: полярний, гідрофільний?

- A. хвости фосфоліпідів
- B. білки
- C. вуглеводи
- D. головки фосфоліпідів
- E. жири

6. При зниженні температури ліпіди в складі біологічних мембран знаходяться:

- A. в рідкому стані
- B. в рідкому аморфному стані
- C. в рідкокристалічному
- D. в гель - стані
- E. в твердому стані

7. При фазовому переході мембран із гель-стану в рідкокристалічний площа мембрани, що припадає на одну молекулу ліпіда:

- A. зменшується
- B. збільшується
- C. не змінюється

8. При фазовому переході мембран із рідкокристалічного стану в гель-стан товщина мембрани:
- A. збільшується
 - B. зменшується
 - C. не змінюється
9. Чим більше в хвостах ліпідів подвійних зв'язків, тим температура фазового переходу:
- A. вища
 - B. нижча
 - C. не залежить від цього
10. За допомогою якого найбільш поширеного методу вивчають фазові переходи в мембранах?
- A. електронна мікроскопія
 - B. мікрокалориметрія
 - C. рентгеноструктурний метод
11. Який елемент біомембрани має такі властивості: неполярний, гідрофобний?
- A. білки
 - B. хвости фосфоліпідів
 - C. вуглеводи
 - D. головки фосфоліпідів
12. Ліпосоми - це...
- A. мономолекулярний шар на границі розділу гідрофобної і гідрофільної фаз
 - B. біліпідні замкнуті структури
 - C. те ж саме, що і міцели
 - D. шар ліпідів і білків, нанесених на поверхню вод
13. Що є рушійною силою пасивного транспорту нейтральних молекул через мембрану?
- A. різниця потенціалів
 - B. градієнт концентрації
 - C. градієнт тиску
14. Як називається транспорт речовин за допомогою білків - переносників?
- A. фільтрація
 - B. активний
 - C. полегшена дифузія
15. Закон Фіка для пасивного транспорту речовин через мембрану:
- A. $J = -P(c_1 - c_2)$
 - B. $J = -D(c_1 - c_2)$
 - C. $J = -D(c_1 + c_2)$

16. Який потенціал спокою характеризує електричні властивості на мембранах мертвих клітин або клітин з послабленим метаболізмом?

- A. потенціал Нернста
- B. потенціал Доннана
- C. стаціонарний потенціал Гольдмана-Ходжкіна-Катца
- D. дифузний потенціал

17. Як називається потенціал спокою, спричинений різною концентрацією іонів K^+ всередині і зовні клітини: $\Delta\varphi = \frac{RT}{Fz} \cdot \ln \frac{c_i}{c_e}$?

- A. рівноважний потенціал Нернста;
- B. потенціалом Доннана;
- C. дифузійний потенціал;
- D. стаціонарний потенціал Гольдмана-Хаджкіна-Катца.

18. Рівняння Гольдмана-Ходжкіна-Катца для стаціонарного потенціалу спокою має вигляд:

$$\varphi_{\text{спокою}} = -\frac{R \cdot T}{F} \ln \frac{P_k [K^+]_i + P_{Na} \cdot [Na^+]_i + P_{Cl} [Cl^-]_0}{P_k [K^+]_0 + P_{Na} [Na^+]_0 + P_{Cl} [Cl^-]_i}$$

Як називаються величини $[K^+]_i$; $[Na^+]_i$; $[Cl^-]_i$ у цьому рівнянні:

- A. молярні маси відповідних іонів;
- B. концентрації відповідних іонів зовні клітини;
- C. концентрації відповідних іонів всередині клітини;
- D. кількість відповідних іонів, що рухаються через мембрану.

19. Різниця потенціалів, яка виникає між клітиною і середовищем в стані її фізіологічного спокою називається:

- A. мембранною напругою
- B. потенціалом Доннана
- C. потенціалом дії
- D. потенціалом спокою

20. Яка причина виникнення потенціалу дії при збудженні клітини:

- A. зміна проникностей мембрани для іонів
- B. рух іонів всередину клітини
- C. рух іонів з клітини
- D. зміна розмірів мембрани.

Відповіді на тестові завдання

Завдання	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Відповіді	B	B	B	A	A	D	B	A	B	C
Завдання	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Відповіді	D	B	B	B	B	D	A	C	D	A

РОЗДІЛ 4. ЕЛЕКТРОМАГНІТНЕ МЕДИЧНЕ ОБЛАДНАННЯ

ГЛАВА 4.1. МЕДИЧНЕ ОБЛАДНАННЯ ДЛЯ ЛІКУВАННЯ ЕЛЕКТРИЧНИМ СТРУМОМ

4.1.1. Електропровідність тканин організму

Біологічні середовища у більшості випадків є електролітами. Напрявлений рух іонів в електроліті буде рівномірним, якщо електростатичне поле діятиме на іони із силою F_e , яка дорівнюватиме силі тертя F_{mp} :

$$F_e = F_{mp}, \quad qE = r\nu \quad (4.1)$$

тут r - коефіцієнт тертя, ν - швидкість руху іона. Тоді

$$\nu = \frac{q}{r} E = bE, \quad b = \frac{\nu}{E} \quad (4.2)$$

де b - рухливість іонів.

Рухливість іонів b чисельно дорівнює швидкості їх впорядкованого руху в електричному полі з напруженістю $[E]=1\frac{B}{M}, [b]=1\frac{M^2}{B \cdot c}$.

Питома електропровідність електролітів визначається за формулою:

$$\delta = \alpha nq(b_+ + b_-), \quad (4.3)$$

тут α - коефіцієнт електролітичної дисоціації, n - концентрація іонів.

Густина струму в електроліті дорівнює:

$$j = \alpha nq(b_+ + b_-)E \quad (4.4)$$

Тканини людського організму є провідниками другого роду (метали – першого), і мають різну електропровідність. Добре проводять струм спинномозкова рідина, лімфа, кров, м'язова тканина. Кістки, епідерміс шкіри, жирова тканина за електропровідністю ближчі до діелектриків. Явище протікання електричного струму через біологічні тканини може бути описаним законом Ома для електролітів:

$$\vec{j} = \frac{F \cdot z \cdot n}{N_A} (b_+ + b_-) \vec{E} \quad (4.5)$$

де j - густина електричного струму,

F - число Фарадея,

z - валентність, а n -концентрація іонів,

N_A - число Авогадро,

b_+, b_- - електрофоретична рухливість іонів,

E - напруженість електростатичного поля.

Рівняння (4.5) є виразом закону Ома в диференціальній формі.

У загальному випадку, його записують у вигляді: $\vec{j} = \sigma \cdot \vec{E}$, де σ - питома електропровідність середовища. Для біологічних тканин слід враховувати електричну гетерогенність ($\sigma_{\text{шкіри}} = 10^{-6} \text{ Ом}^{-1} \cdot \text{м}^{-1}$, ($\sigma_{\text{крові}} = 0,6 \text{ Ом}^{-1} \cdot \text{м}^{-1}$) та залежність електропровідності від фізіологічного стану організму.

4.1.2. Гальванізація та лікувальний електрофорез

Можливість введення в організм різних речовин за допомогою постійного струму була доведена дослідом А. Парфенова. На тіла двох кроликів накладались провідні прокладки, змочені стрихніном і хлористим натрієм. Обоє кроликів під'єднували до кола постійного струму. У момент включення кола гинув кролик, у якого джерело живлення позитивним полюсом було під'єднане до електрода з прокладкою, просоченою стрихніном. При зміні полярності у колі гинув інший кролик (рис. 4.1).



Рис. 4.1. Схема досліду, яка показує роль полярності електродів (при полярності, вказаній на рисунку, гине лівий кролик).

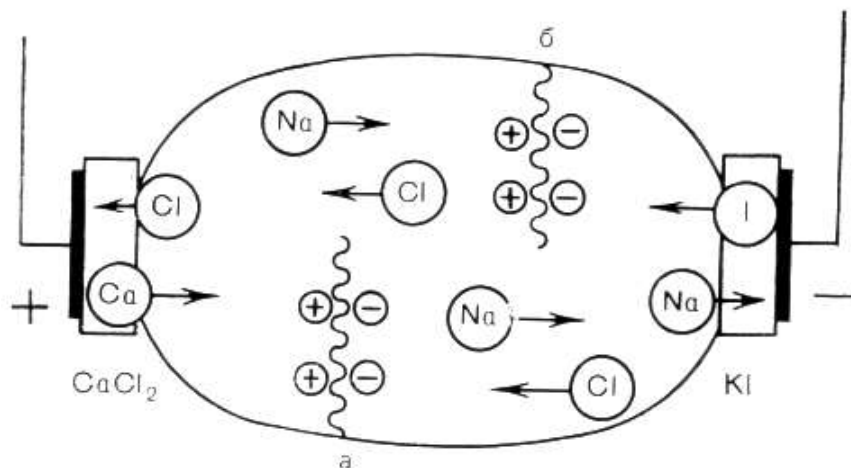


Рис. 4.2. Схема переміщення іонів при електрофорезі.

На рис. 4.2 представлена схема пристрою для електрофорезу на ацетаті целюлози.

Смужка ацетату целюлози просочується буферним розчином, при цьому обидва кінці смужки занурюються у відсіки з буферним розчином.

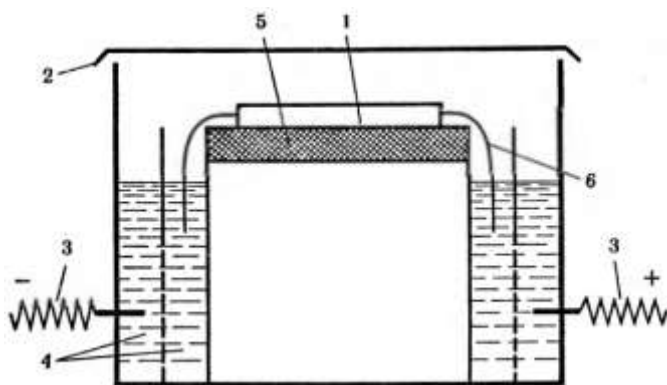


Рис. 4.3. Пристрій для електрофорезу:

1 — носій (ацетат целюлози); 2 — кришка; 3 — електроди; 4 — буферний розчин; 5 — ізолятор; 6 — смужки ацетату глюкози.

Розподіл іонів на смужках, зумовлений їхнім переміщенням у електричному полі, має вигляд певних смуг (зон), які можна виявити і виділити, тому – то даний метод називається зональним електрофорезом.

На рис. 4.4 і 4.5 зображено устаткування для електрофорезу. Дані системи є повністю автоматизованими, багатофункціональними та дозволяють одночасно аналізувати до 28 зразків.



(а)



(б)

Рис. 4.4. Устаткування для електрофорезу: SAS-1 Plus (а) та Experion (б).



(а)



(б)

Рис. 4.5. Устаткування для електрофорезу: MINICAP (а) та CAPILLARYS-2 (б).

У фармацевтичних дослідженнях електрофоретичне розділення використовують для аналізу препаратів, які містять амінокислоти, пептиди,

нуклеїнові кислоти, ненасичені і насичені жирні кислоти, похідні вуглеводів, ліпопротеїди, глікопротеїди та інші високомолекулярні сполуки.

Лікувальним електрофорезом називають метод введення в тканину речовин за допомогою постійного струму. При електрофорезі на область дії накладають 2-3 шари марлі або фільтрувального паперу, змочені розчином лікувальної речовини, зверху накладають гідрофільні прокладки і металеві електроди, які з'єднують з джерелом постійного струму.



Рис.4.6. Проведення процедури електрофорезу.

Електрофорез дозволяє звести до мінімуму побічну дію лікарського препарату, оскільки в тканину вводяться тільки необхідні його складові. У лікувальній дії електрофорезу, крім параметрів постійного струму, мають значення місця розташування електродів, площі дії і функціональний стан організму, а також фармакологічні властивості лікарської речовини, його концентрація, індивідуальна чутливість людини до препарату і електричного струму.



Рис. 4.7. Проведення процедури гальванізації.

Концентрація розчину лікарської речовини має важливе практичне значення. Для електрофорезу рекомендують застосовувати 2-6% розчини

лікарських речовин, оптимальна концентрація для більшості речовин лежить в межах 1-3%. За допомогою електрофорезу можна ввести лікарську речовину в тканини, малодоступні для інших способів введення.

Електропровідність тканин і органів залежить від їх функціонального стану і може послуговувати діагностичним показником.

Застосування постійного струму невеликої сили (до 50 мА) і напругою в 30-80 В з лікувальною метою називають *гальванізацією*. Методика полягає в тому, що на певні частини організму накладають свинцеві електроди і міцно фіксують. Електроди під'єднують до апарату гальванізації і пропускають постійний струм через ділянку організму протягом певного часу. Форма і площа електродів можуть бути різними. При гальванізації необхідно слідкувати за тим, щоб при даній площі електрода густина струму на ньому не перевищувала 0,1 мА/см².

Первинна дія постійного струму на організм зумовлена в основному такими процесами: поляризацією тканин організму і рухом та перерозподілом в організмі заряджених частинок. Ці процеси викликають зміну функціонального стану клітин організму, тобто збудження або гальмування їхньої діяльності. Через нейрогуморальні або рефлекторні регуляторні механізми це приводить до функціональних змін у відповідних тканинах і органах, що є основою лікувального ефекту.

Застосування постійного струму невеликої сили (до 50 мА) і напругою в 30-80 В з лікувальною метою називають гальванізацією. При цьому густина струму не повинна перевищувати: $j_{\max} = 0,1 \frac{\text{mA}}{\text{cm}^2}$.

Порогові відчуття – перша реакція організму на дію електричного струму. При силі струму 3 – 5 мА частотою 50 Гц, що проходить через два електроди, один з яких людина тримає в руці, а другий – накладений на плече, подразнювальна дія відчувається кистю руки. При силі струму 8 – 10 мА м'язи всієї руки мимоволі скорочуються, виникає відчуття сильного болю. При цьому рука згинається і людина, при подальшому збільшенні струму, не може її розтиснути та самостійно звільнитися від затиснутого провідника. Такий струм називається пороговим „невідпускаючим” струмом. Його середня величина дорівнює: для чоловіків 15,9 мА, для жінок – 10,5 мА при частоті 60 Гц. Як критерії при розгляді питань електробезпеки, ці величини не годяться. Якщо за достатню величину прийняти 0,5 % всіх випадків вимірювань на добровольцях, то величина порогового „невідпускаючого” струму, складе 9 мА для чоловіків і 6 мА для жінок.

При силі струму 25 – 50 мА з частотою 50 Гц, що протікає через тіло (рука – рука, рука – нога), виникає скорочення м'язів грудної клітки, внаслідок чого ускладнюється або цілком припиняється дихання. Струм промислової частоти, що перевищує значення 50 мА, якщо його дія охоплює ділянку серця, при тривалому впливі викликає порушення діяльності серця. При величині струму більш 100 мА ймовірність таких порушень дуже велика.

На передній панелі приладу «Поток-1» розташовані: вмикач апарату, сигнальна лампочка, мілівольтметр, перемикач шунта з 5 мА до 50 мА, ручка потенціометра для регулювання величини струму і вихідні клеми для під'єднання електродів, що підводять струм до пацієнта.

Структурна схема та комплектація апарату гальванізації та електрофорезу «Поток-1»



Рис. 4.8. Зовнішній вигляд апарату для гальванізації та електрофорезу „ПОТОК-1”.

На рис. 4.9 зображена будова апарата „ПОТОК-1”.

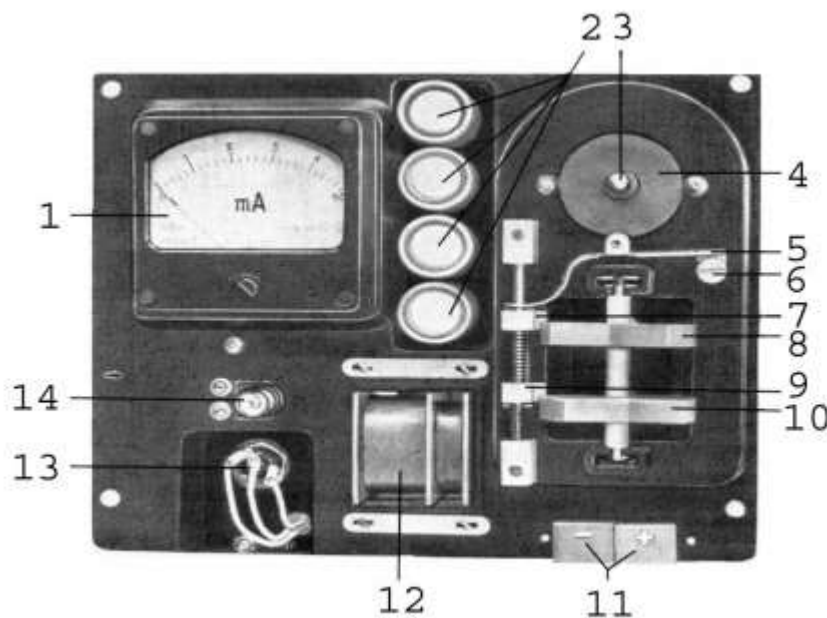


Рис. 4.9. Шасі апарату «Поток 1»

Зліва на шасі апарата „ПОТОК-1” розташовані: міліамперметр 1, сигнальна лампочка 14 і тримач запобіжника. У середній частині шасі встановлені конденсатор 2 і трансформатор 12. Справа розміщені: потенціометр 3, перемикач піддіапазонів регулювання вихідного струму 8, мережевий вимикач 10, пружні клеми 11. Напресований на вісь потенціометра диск 4 натискає на ролик, який обертається навколо осі 6, важеля 5. Важіль переміщає по осі повзунки 7 і 9.

Електричні елементи апарату для гальванізації „ПОТОК-1” зображені на рис. 4.10.

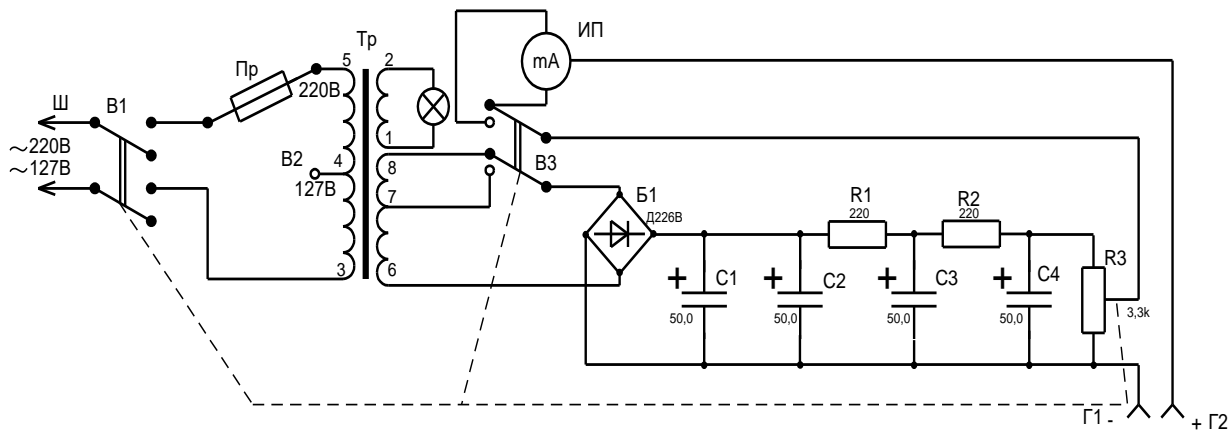


Рис.4.10. Електрична схема апарата для гальванізації.

На рис.4.10 зображено: понижуючий трансформатор (Tr), напруга вторинної обмотки якого (виводи 6-8) подається на двохпівперіодний випрямляючий місток (B1), який складається із чотирьох діодів, згладжуючий фільтр – П-подібне з'єднання електролітичних ємностей C1-C4 і резистори R1, R2. З виходу фільтра випрямлена напруга подається на змінний резистор R3, вісь якого виведена на панель управління і обладнена ручкою для регулювання струму у вихідній ланці. Для вимірювання вихідного струму в коло увімкнений міліамперметр, який установлений на панелі управління. Зміна напруги та її форми, до і після фільтрації струму, показана на рис. 4.11.

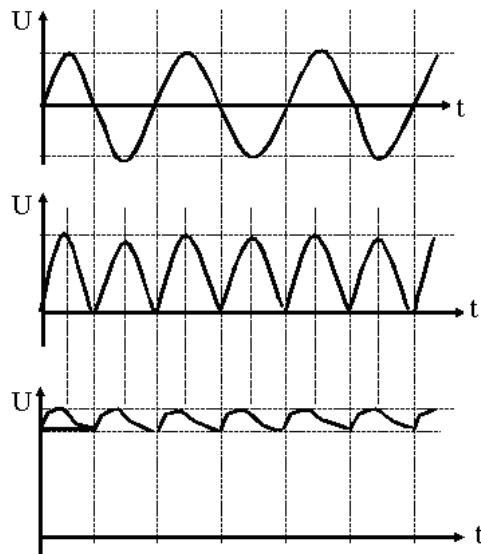


Рис. 4.11.

Змінний струм після трансформатора, 2) струм після випрямлення, 3) струм після згладжуючого фільтра.

Змінний струм. Повний опір в колі змінного струму.

В широкому розумінні слова змінний струм – це будь-який струм, що змінюється з часом. Ми будемо розглядати змінний струм як вимушені електромагнітні коливання.

Розглянемо три різних кола до кожного з яких прикладена напруга

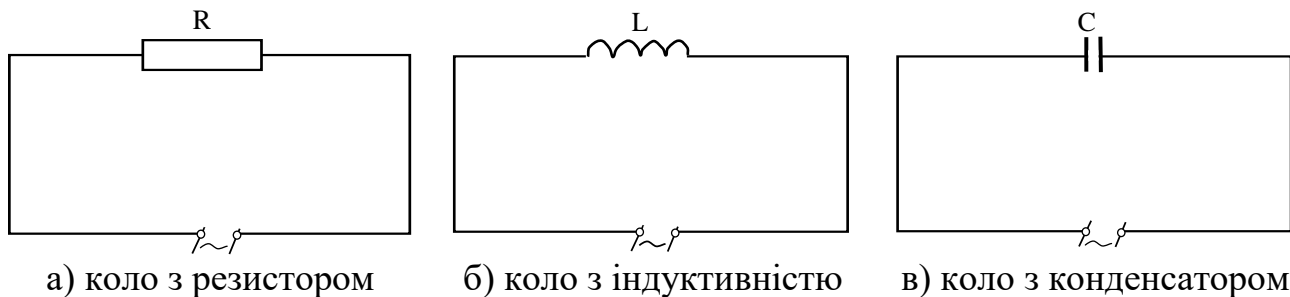


Рис. 4.12. Кола змінного струму до яких прикладена напруга

$$U = U_{\max} \cos \omega t \quad (4.6)$$

Сила струму в колі з резистором (рис. 4.12а) буде змінюватися у фазі з прикладеною напругою:

$$I_R = I_{\max R} \cos \omega t \quad (4.7)$$

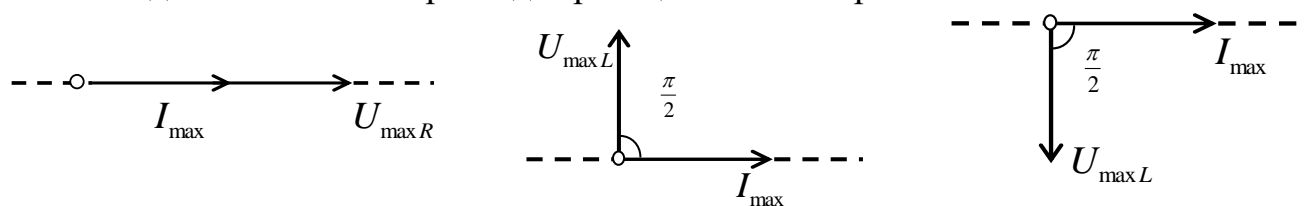
Сила струму в колі з котушкою індуктивності (рис. 4.12б) буде відставати по фазі від прикладеної напруги на $\frac{\pi}{2}$:

$$I_L = I_{\max L} \cos \left(\omega t - \frac{\pi}{2} \right), \quad (4.8)$$

а сила струму в колі з конденсатором (рис. 4.12в) буде випереджувати по фазі напругу на $\frac{\pi}{2}$

$$I_C = I_{\max C} \cos \left(\omega t + \frac{\pi}{2} \right) \quad (4.9)$$

За допомогою векторних діаграм це можна зобразити таким чином:



а) коло з резистором б) коло з індуктивністю в) коло з конденсатором

Рис. 4.13. Векторні діаграми напрямків сили струму та напруги.

Для кола із резистором

$$R = \frac{U_{\max R}}{I_{\max R}} \quad (4.10)$$

омічний опір, для кола з котушкою індуктивності

$$X = \frac{U_{\max L}}{I_{\max L}} = \omega L \quad (4.11)$$

індуктивний опір, а для кола з конденсатором

$$X_c = \frac{U_{\max C}}{I_{\max C}} = \frac{1}{\omega C} \quad (4.12)$$

ємнісний опір.

Розглянемо коло в якому послідовно з'єднані резистор, котушка і конденсатор

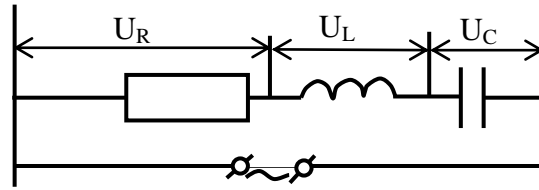


Рис. 4.14. Коло в якому послідовно з'єднані резистор, котушка і конденсатор.

В загальному випадку сила струму в колі і напруга змінюються не в одній фазі. Знайдемо U_{\max} за методом векторних діаграм. Шукану напругу можна подати як суму трьох векторів $\vec{U}_{\max R}$, $\vec{U}_{\max L}$, $\vec{U}_{\max C}$ (рис. 4.14.).

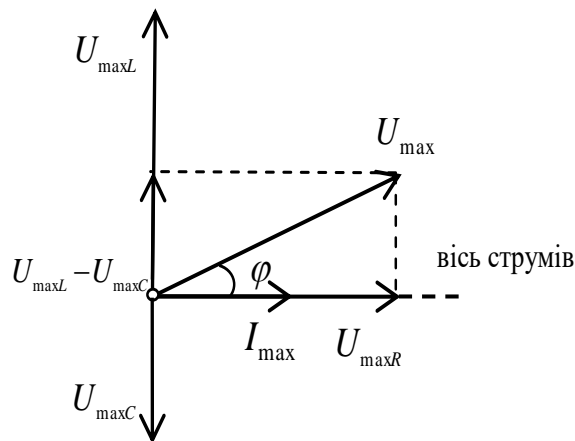


Рис. 2.36. Векторна діаграма напруг.

Величину U_{\max} можна знайти за теоремою Піфагора:

$$U_{\max}^2 = U_{\max R}^2 + (U_{\max L} - U_{\max C})^2 \quad (4.13)$$

або

$$I_{\max}^2 Z^2 = I_{\max}^2 R^2 + I_{\max}^2 \left(\omega L - \frac{1}{\omega C} \right)^2 \quad (4.14)$$

звідки

$$Z = \sqrt{R^2 + \left(\omega L - \frac{1}{\omega C} \right)^2} \quad (4.15)$$

Z - повний опір кола змінного струму, який називається імпедансом.

4.1.3. Електротерапія струмами низької частоти.

Флюктуоризація - застосування з лікувальною метою струму з невеликою напругою (до 100 В) з частотою (до 2000 Гц) і змінною амплітудою (до 3 мА/см²). Аперіодичність зміни виникнення піків порушення підвищує подразнюючу дію і зменшує адаптацію тканин порівняно з дією періодичних коливань однакової амплітуди струму.

Флюктуоризація застосовується переважно в стоматології для лікування гострих і запальних процесів. Крім того, флюктуоризаційні струми застосовують для лікування больових синдромів, обумовлених ураженням периферичної нервової системи.



Рис. 4.15. Прилад електротерапії струмами низької частоти «Радіус-01» та «Радіус-01 ФТ».

Портативний одноканальний прилад «Радіус-01» призначений для лікування різних захворювань методом електротерапії струмами низької частоти. Вигідно поєднує в собі функції для:

- гальванізації та лікарського електрофорезу (ГТ);
- діадинамотерапії (ОН, ДН, ОР, КП, ДП, ОВ, ДВ);
- розширеної ампліпульстерапії (СМТ1, СМТ2, СМТ3, СМТ4, СМТ5).

Прилад «Радіус-01 ФТ», у порівнянні з «Радіус-01», використовується також для:

- флюктуоризації (ФТ);
- електростимуляції (ЭСМ);
- електросонтерапії (Эсон).

Прилад можна успішно використовувати в лікувально-профілактичних та санаторних закладах, у стоматологічному кабінеті або косметологічному салоні, а також для лікування хворих на дому. Можливе застосування у спортивній медицині і в приватній медичній практиці.

4.1.4. Імпеданс тканин організму. Основи реографії

Для характеристики пропускання струму живими клітинами використовують еквівалентні схеми, які можуть моделювати електричні параметри біологічних тканин. При частоті, меншій 10^{10} Гц індуктивністю біологічних тканин нехтують. Таким чином, вважають, що імпеданс (повний опір)

біологічних тканин дорівнює геометричній сумі активного R і ємнісного X_c опорів. Найбільш вдала еквівалентна електрична схема має вигляд, зображений на рис. 4.16.

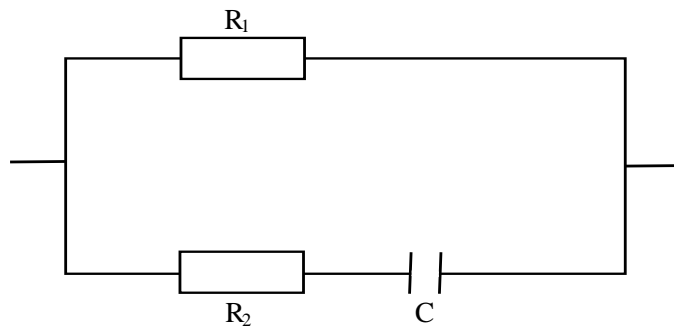


Рис. 4.16. Еквівалентна електрична схема тканин організму.

Частотна залежність імпедансу (дисперсія імпедансу) дозволяє оцінити життєздатність тканин організму, що важливо при трансплантації органів. На рисунку 4.17 наведені графіки дисперсії імпедансу: крива 1 – здорова тканина, 2 – мертва.

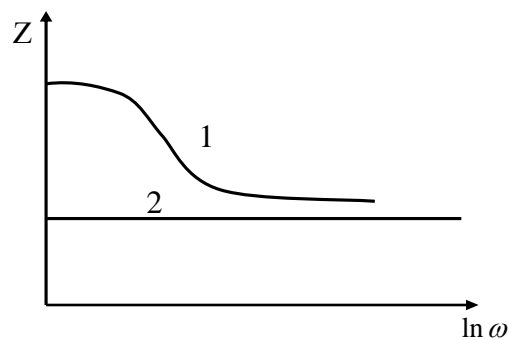


Рис. 4.17. Графіки дисперсії імпедансу.

Імпеданс тканин визначається їх функціональним станом і може служити діагностичним показником.

Так, імпеданс кровоносних судин залежить від їх кровонаповнення, а значить і від серцево-судинної діяльності.

4.1.5. Імпульсний струм та його характеристики

Електричним імпульсом називається короткочасна зміна сили струму. Імпульси, що повторюються, називаються імпульсним струмом.

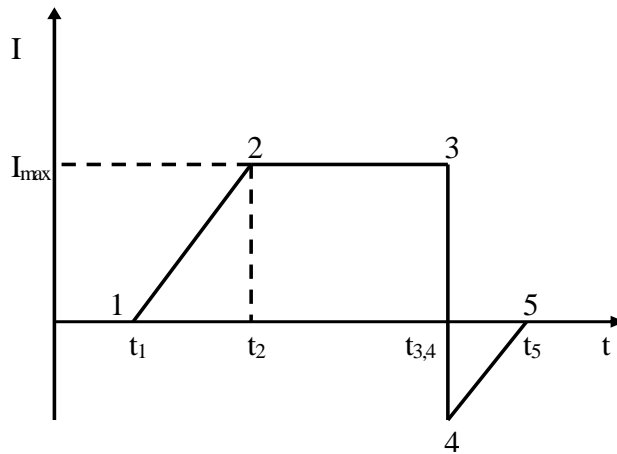


Рис. 4.18. Характерні ділянки імпульсу: 1-2 фронт, 2-3 вершина, 3-4 зріз (або задній фронт), 4-5 хвіст.

Відношення $\frac{0,8I_{\max}}{t_2 - t_1} = \frac{0,8I_{\max}}{\tau_\delta}$ називають крутизною фронту.

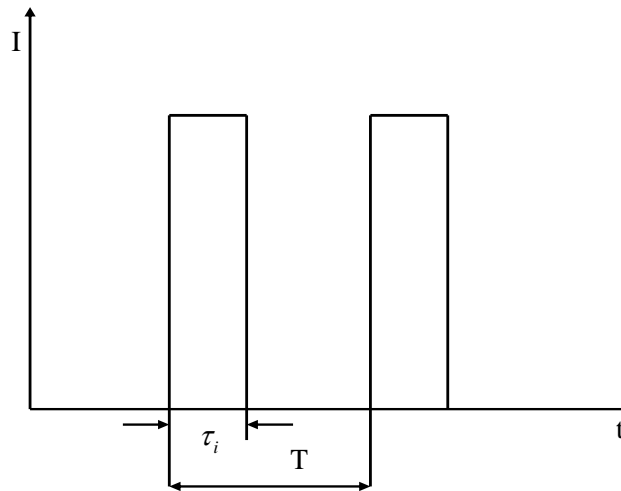


Рис. 4.19. Період імпульсного струму.

Період імпульсного струму T – це середній час між початками сусідніх імпульсів. Обернена величина називається частотою повторення імпульсів

$$f = \frac{1}{T} \quad (4.16)$$

$$Q = \frac{T}{\tau_i} = \frac{1}{f\tau_i} \quad (4.17)$$

Відношення (2.27) називається шпаруватістю слідування імпульсів, а обернена до Q величина K - коефіцієнтом заповнення:

$$K = \frac{1}{Q} = f\tau_i \quad (4.18)$$

Електростимуляція – метод електротерапії, спрямований на відновлення порушеної функції органа шляхом заміни природнього нервового імпульсу

низькочастотним імпульсним струмом. Відновлення порушеного ритму – основна мета електролікування.

У фізіології, фізіотерапії широко застосовуються поодинокі і періодичні імпульси електричного струму (імпульсні струми) як для діагностики так і лікування. Використовуються імпульси різної форми (прямокутні, трикутні, експоненційними фронтами наростання і спаду). Застосовуються імпульси для електростимуляції м'язів, електросну і електронаркозу, електроакупунктури, як стимулятори роботи серця і інших органів.

Задаючим генератором у більшості апаратів імпульсних струмів є мультивібратор – релаксаційний автогенератор прямокутних імпульсів (рис. 4.20).

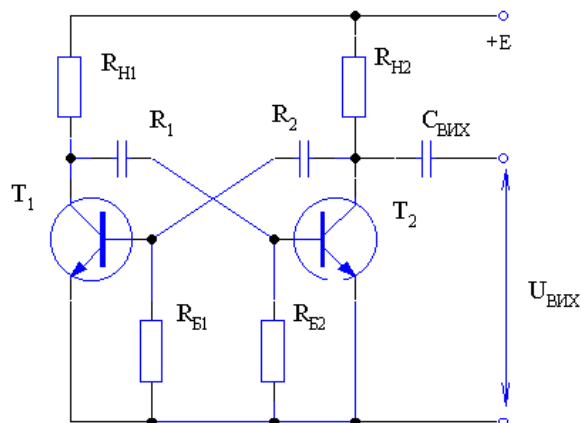


Рис. 4.20. Електрична схема мультивібратора.

Схема мультивібратора має дві паралельні вітки з транзисторами T_1 і T_2 відносно джерел живлення, де R_{H1} і R_{H2} навантаження колекторів транзисторів. В схемі існує симетричне з'єднання колектора одного транзистора з базою другого і навпаки через ємності C_1 і C_2 . Бази транзисторів через опори R_{B1} і R_{B2} з'єднані з одним із полюсів джерела живлення.

Інтервали часу, на протязі яких мультивібратор знаходиться в тимчасово-стійких станах, будуть визначатись:

$$\tau_1 = R_{B2} \cdot C_1 \ln 2 \approx 0,7 R_{B2} \cdot C_1 \quad (4.19)$$

$$\tau_2 = R_{B1} \cdot C_2 \ln 2 \approx 0,7 R_{B1} \cdot C_2 \quad (4.20)$$

а період коливань мультивібратора:

$$T = \tau_1 + \tau_2 \approx 1,4 R_B \cdot C \quad (4.21)$$

Змінюючи постійну часу ($\tau = R_A \cdot \tilde{N}$), можна змінювати період коливань мультивібратора, а отже одержувати імпульси різних частот. Періодичне відкриття і закриття транзисторів схеми веде до того, що потенціал на їх колекторах буде змінюватись від мінімального значення U_{\min} до максимального $U_{\max} = E$.

У медицині поряд з імпульсним струмом прямокутної форми застосовують імпульси інших форм (трикутної, експоненціальної), які легко одержати із імпульсів прямокутної форми за допомогою схем, які називаються диференціюючими або інтегруючими ланками.

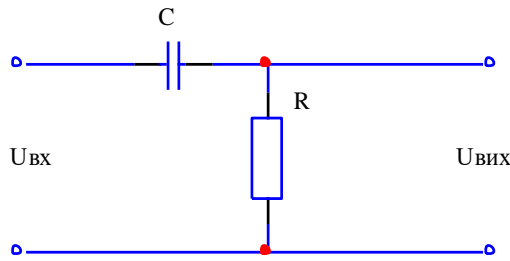


Рис. 4.21. Електрична схема диференціюючої ланки.

Схема диференціюючої ланки приведена на рис.4.21, де в коло увімкнені ємність C і резистор R . При подачі вхідного імпульсу заряджається конденсатор C і через резистор R протікає струм зарядки (пізніше – розрядки) конденсатора. Таким чином на резисторі створюється спад напруги, який і є вихідним сигналом.

Якщо заряд на пластинах конденсатора $q = C \cdot U_c$, тоді струм, що проходить через конденсатор, буде рівний:

$$I_c = \frac{dq}{dt} = C \frac{dU_c}{dt}, \quad (4.22)$$

Враховуючи, що струм I_c проходить також через опір R , то для вихідної напруги одержуємо:

$$U_{вих} = i_c R = C \cdot R \cdot (dU_c / dt)$$

$$U_{вих} = C \cdot R \cdot \frac{d(U_{вх} - U_{вих})}{dt} \quad (4.23)$$

Якщо $U_{вих} \ll U_{вх}$, то величина вихідної напруги описується формулою:

$$U_{вих} = CR(dU_{вх} / dt) \quad (4.24)$$

Із (4.24) випливає, що напруга на виході пропорційна похідній вхідного сигналу, чим і обумовлена назва ланки.

Схема інтегруючої ланки показана на рис.4.22.

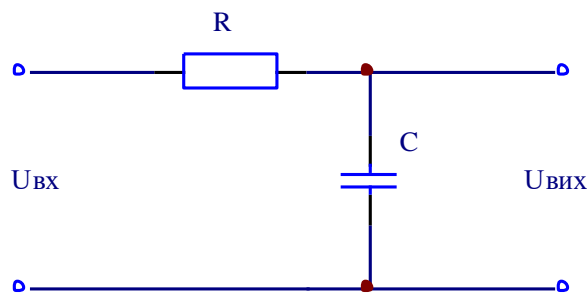


Рис. 4.22. Електрична схема інтегруючої ланки.

При подачі вхідного імпульсу через опір R відбувається заряд конденсатора C і вихідна напруга у цьому випадку дорівнює напрузі на конденсаторі:

$$U_{вих} = U_c = \frac{q}{C} \quad (4.25)$$

Заряд на пластинах конденсатора визначається за формулою:

$$q = \int i dt \quad (4.26)$$

Коли напруга на конденсаторі незначна, порівняно зі спадом напруги на резисторі R ($U_C \ll U_R$), то величина струму є пропорційною вхідній напрузі:

$$i \approx \frac{U_{\text{вх}}}{R} \quad (4.27)$$

Вихідну напругу знаходимо за формулою:

$$U_{\text{вих}} = \frac{1}{RC} \int U_{\text{вх}} dt \quad (4.28)$$

У випадку, коли $RC \gg t_i$, вхідний прямокутний імпульс набуде форми трикутника (рис. 4.23).

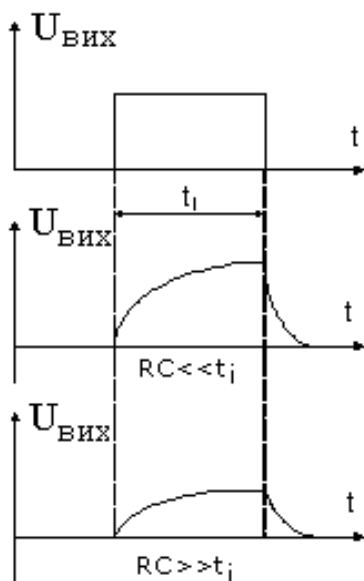


Рис. 4.23. Зміна форми вихідного імпульса в інтегруючій ланці

Дія імпульсного струму на тканини організму

Дія імпульсного струму на організм визначається його частотою і формою.

При низьких частотах (< 500 кГц) електричний струм чинить подразнювальну дію на біологічні тканини. Ця дія визначається законом Дюбуа–Реймона і Хорвега–Вейса–Ланіка.

Подразнювальна дія струму прямо пропорційна швидкості зростання сили струму, тобто крутизні фронту імпульсу.

У певних межах подразнювальна дія пропорційна тривалості імпульсу.

Фізіологічна дія імпульсного струму залежить від його шпаруватості (коефіцієнта заповнення).

Специфічна фізіологічна дія імпульсного струму, або окремого імпульсу, визначається його формою.

Імпульси прямокутної форми використовують для стимуляції центральної нервової системи (електросон, електронаркоз) $\tau_i = 0,1-1ms$; $\nu = 5-150 Hz$ і при кардіостимуляції $\tau_i = 0,8-3ms$; $\nu = 1-1,2 Hz$.

При електрогімнастиці використовують імпульси трикутної та експоненційної форми $\tau_{\Delta} = (1-1,5) ms$; $\nu = 100 Hz$; $\tau_{\nu} = 3-60ms$; $\nu = 8-80 Hz$.

4.1.6. Використання імпульсного та змінного струму для терапії.

Електросонотерапія

Електросонотерапія - метод електротерапії терапії, в основі якого лежить вплив на ЦНС пацієнта постійним імпульсним струмом прямокутної форми низької частоти (1-160 Гц) і малої сили (до 10 мА) з короткою тривалістю імпульсів (0,2-0,5 мс). Імпульсний струм зазначених параметрів викликає стан, близький до фізіологічного сну (електросон).



Рис. 4.24. Проведення процедури електросну.

У лікувальній дії електросну виділяють дві фази: гальмування і розгальмовування. Фаза гальмування клінічно характеризує дрімотний стан, сонливість, нерідко сон, сповільнення пульсу і дихання, зниження артеріального тиску і біоелектричної активності мозку. Фаза розгальмовування (або активації) проявляється через певний час після закінчення процедури і покращує стан організму. Для електросонотерапії застосовують як переносні апарати для одного хворого ("Електросон-4Т" та "Електросон-5"), так і стаціонарний апарат для одночасного впливу на 4 хворих ("Електросон-3"). Ці прилади забезпечують генерування імпульсів струму низької частоти прямокутної форми в безперервному режимі роботи. Коливання підводяться до електродів маски, які накладаються на область очниць і потиличну частину голови.

Апарат електросонотерапії "Адаптон СЛІП (ЕСОН)" призначений для проведення електроінтерференційної терапії в діапазоні частот 10 – 220 Гц (рис. 4.25).



Рис. 4.25. Апарат електросонтерапії «Адаптон СЛП (ЕСОН)».

Прилад чинить трансцеребральний вплив на підкіркові або кіркові утворення центральної нервової системи (ЦНС). Апарат можна використовувати також для лікування астеноневротичних і депресивних станів, у тому числі тих, що супроводжуються почуттями тривоги і страху.

Апарат для терапії електросном ЕС-10-5 "Електросон" служить для лікувального впливу на кору головного мозку імпульсним струмом низької частоти прямокутної форми. Апарат використовують для лікування захворювань, в основі патогенезу яких лежить утворення застійних вогнищ збудження або гальмування в корі півкуль головного мозку, а також порушення нормальних співвідношень корково-підкіркової регуляції соматичних функцій організму. Апарат "Електросон" використовується у терапії (педіатрії); дерматології; гінекології; хірургічній практиці; при лікуванні нервово-психічних захворювань.



Рис. 4.26. Апарат для електросонтерапії ЕС-10-5 "Електросон".

У приладі «Радіус-01 Краніо» (рис. 4.27) реалізовані основні види транскраніальної електротерапії (ТЕТ).



Рис. 4.27. Апарат для електросонтерапії Радіус-01 Краніо.

В основі механізму дії транскраніальної електротерапії (ТЕТ) лежить рефлекторний і безпосередній вплив імпульсного прямокутного струму на структури головного мозку людини. Вплив здійснюється на область голови пацієнта гальванічним, низькочастотними і середньочастотним імпульсними струмами невеликої сили (до 15мА).

Дарсонвалізація

Дарсонвалізація – це метод електролікування, який заснований на використанні змінного імпульсного струму високої частоти (110 кГц) і високої напруги (20 кВ) при незначній силі струму (20 мкА). Фактором впливу є електричний розряд, що виникає між електродами і тілом пацієнта. Інтенсивність розряду можна змінити від “тихого” до іскрового.

Застосовують дарсонвалізацію переважно у вигляді місцевих процедур. Імпульси струму, подразнюючи нервові рецептори шкіри і слизових оболонок, сприяють розширенню артеріальних і венозних судин, збільшенню проникності судинних стінок, стимуляції обмінних процесів, зниженню збудливості чутливих і рухових нервів. Тепловий ефект виражається в незначній мірі, тобто малою силою та імпульсним характером діючого струму. Терапевтичний вплив його є безпечним, спостерігається поліпшення периферійного кровообігу, підвищення трофіки тканин в місці впливу, зменшення свербіння.

Дарсонвалізація призначається при захворюваннях судинного генезу (ангіоспазми периферійних судин, варикозне розширення вен нижніх кінцівок і гемороїдальних вен, хвороба Рейно), шкіри (сверблячі дерматози, псоріаз, нейродерміти тощо), стоматологічних (пародонтоз, хронічний гінгівіт, стоматит), лор-органів (вазомоторний риніт, неврит слухових нервів).



а) Апарат для проведення дарсонвалізації



б) Проведення дарсонвалізації

Рис. 4.28. Дарсонвалізація.

Електричний струм малої сили не призводить до значного нагрівання тканин. Змінний характер струму не встигає викликати значних іонних зрушень у тканинних мембранах, тому при дарсонвалізації не виникає м'язової скорочуваності, а також посилюється відтік венозної крові та лімфи, за рахунок чого поліпшується обмін речовин у тканинах.

Діадинамотерапія

Діадинамотерапія – це метод електротерапії, при якому на тіло пацієнта контактно впливають імпульсними струмами напівсинусоїдної форми частотою 500 і 100 Гц із заданим фронтом, затягнутим по експоненті, невеликої сили (до 50 мА). В результаті численних досліджень було виявлено, що струм, модульований короткими періодами, викликає аналгезуючу дію, сприяє зменшенню набряку і розсмоктуванню крововиливів, інфільтратів і помутнінь склоподібного тіла. Струм “тривалого періоду” має виражену трофічну дію, гальванічна ж складова постійного струму дозволяє використовувати його для введення в організм лікарських засобів (діадинамофорез).



Рис. 4.29. Апарат «Тонус ДТ-50-3 діодинамік».

Апарат складається із джерела імпульсного струму синусоїдної форми (частотою 50 і 100 Гц) з різними “пачками” цього струму, які відрізняються за тривалістю, числом та частотою імпульсів, формою наростання і спадання амплітуди. Генеровані апаратом струми мають болезаспокійливу дію, а також вазомоторну активність (здатність розсмоктувати набряки) (рис. 4.29).

Призначений для лікування больових відчуттів, що виникають в результаті розтягнень, контузій, травм, а також різних нервово-м'язових захворювань, спазму

м'язів, періартриту плеча, люмбаго, ішіалгії, гастроптозів, невралгії, парезів, невралгічних радикулітів, невритів тощо.

Модуль резонансно-поляризаційної терапії (РПТ) комплексу КМДТ

Модуль РПТ комплексу КМДТ призначений для терапії квазістатичним пульсуючим полем шляхом безконтактного впливу через спеціальні поляризуючі пластини змінним струмом заданої частоти прямокутної форми, напругою 1 кВ з наявною постійною складовою (рис. 4.30).



Рис. 4.30. Модуль РПТ комплексу КМЕТ.

Механізм впливу: через тканинні рідини розвивається ефективна поляризація тканин, відновлюється потенціал клітинних мембран, відбувається “дозарядження” еритроцитів, що приводить до якнайшвидшого розсмоктування тромбів і згустків крові, зниження гіпоксії тканини та відновлення функцій вегетативних нервових вузлів.

Модуль резонансно-поляризаційної терапії використовують при:

- ішемії кінцівок;
- тромбоутворенні;
- всіх видах застоїв і набряків тканин, пов'язаних із судинною (артеріальною, венозною або лімфатичною) патологією та її ускладненнями;
- післяопераційній реабілітації;
- лікуванні запальних процесів і трофічних виразок;
- посттравматичній і постінсультній реіннервації;
- атрофії різної природи;
- лікуванні гіпертонічної хвороби і вегето-судинної дистонії;
- ревматоїдному поліартриті.

Застосування апарату в гострих фазах порушення мозкового і серцевого кровообігу полегшує перебіг патологічного процесу, зменшує розмір зони ураження та сприяє швидкій реабілітації пацієнтів.

ГЛАВА 4.2. МЕДИЧНЕ ОБЛАДНАННЯ ДЛЯ ЛІКУВАННЯ ЕЛЕКТРОМАГНІТНИМ ПОЛЕМ

4.2.1. Магнітне поле, його характеристики

Із давнини до нас доходять відомості про лікувальні властивості магнітних полів. Кожен відомий лікар минулого пропонував власний рецепт використання магнітів. Вважалося, що магніт відтягує грижу, знімає переломи, витягує жовтуху і водянку, заспокоює болі різного походження, заліковує рани, відновлює порушену чутливість шкіри.



Вільям Гільберт

Перше ґрунтовне експериментальне дослідження електричних і магнітних явищ належить англійському лейб-медику королеви Єлизавети Вільяму Гільберту (1544–1603 рр.).

Вільям Гільберт довів, що магнітна стрілка компаса переміщається під впливом магнетизму Землі, а не під дією однієї з її зірок, як вважали до нього. Теорія магнітних полів Гільберта сформульована так: «Магнітні промені поширюються у всіх напрямках у сфері; центр цієї сфери знаходиться не на полюсі, а в центрі каменя».

Гільберт першим здійснив намагнічення тіла, встановив факт невіддільності магнітних полюсів, помітив відмінність електричних і магнітних явищ: «Магнетизм, як і вага, є деякою початковою силою, яка виходить із тіл, тоді як електризація обумовлена витискуванням із пор тіла особливих витоків у результаті тертя». Саме Гільберт довів, що Земля є магнітом. Він також висловив припущення про рефлекторний принцип роботи центральної нервової системи. Головне його відкриття у фізіології – схема безумовного рефлексу на основі вивчення мигання ока при доторкуванні до рогівки.

Про батька магнетизму писали: «Гільберт буде жити до того часу, доки магніт не перестане притягувати, чи доки британські флотилії будуть борознити океан».

Властивості магніту зацікавили і знавця філософії, історії архієпископа Феофана Прокоповича (1681–1736 рр.). Він писав: «Нам здається так: з магніту постійно витікає тепле і клейке випаровування, але наближаючись до заліза, гусне від його холоду і взаємодіє: якщо залізо маленьке – притягує, а якщо велике – йде до заліза сам магніт. Зрештою, видно тільки це, хоча я бачу багато протилежного цьому погляду, і найбільше – чому магніт не притягує інші метали, ані притягується до них?».

І лише у 30-х роках ХХ ст. стало відомо, що головною причиною існування магнетизму є обмінна взаємодія, обумовлена міжелектронною кореляцією.

Сучасна медицина, відкинувши містичні уявлення про магніти, продовжує дослідження впливу магнітного поля на організм людини. Було доведено, що постійне магнітне поле, впливаючи на мозок, викликає гальмування його кори, що приводить до зниження порогу больової чутливості, а також підсилює регенеративну здатність тканин, пришвидшує репараційні процеси в ранах (рис. 5.57). Нагромаджений досвід спостережень за розсмоктуванням рубців, що утворилися після операції під дією постійного магнітного поля. Існують дані про

те, що попереднє "омагнічення" біологічних об'єктів зменшує їх смертність при радіоактивному ураженні.



Рис. 4.31. Проведення магнітотерапії.

Магнітне поле – силове поле, яке діє на рухомі електричні заряди і на об'єкти, у яких є магнітний момент. До джерел магнітного поля відносять: змінне електричне поле; намагнічені тіла, провідники і з струмом і рух зарядів. Природа цих джерел єдина: магнітне поле обумовлене рухом заряджених мікрочастинок (електронів, протонів, іонів), а також наявністю у цих мікрочастинок власного магнітного моменту.

Магнітний момент – одна з найголовніших магнітних характеристик.

Для контуру зі струмом магнітний момент дорівнює добутковій силі струму I на охоплювану ним площу контуру S :

$$P = IS \quad (4.29)$$

Одиницею магнітного моменту в СІ є $A \cdot m^2$.

Відношення максимального моменту сили M_{max} до магнітного моменту P є величиною постійною, і тому може бути характеристикою магнітного поля:

$$B = \frac{M_{max}}{P} \quad (4.30)$$

Цю величину називають магнітною індукцією (індукцією магнітного поля). Індукція магнітного поля – векторна величина і є силовою характеристикою поля. Одиниця магнітної індукції в СІ – Тесла (Тл), $1\text{Тл} = 1\text{Н}/(\text{А} \cdot \text{М})$.

Магнітне поле зображають у вигляді силових ліній. У кожній точці такої лінії вектор B розміщений уздовж дотичної. На відміну від силових ліній електричного поля, силові лінії магнітного поля – замкнені. Магнітне поле – вихрове.

У кожному тілі існують мікроскопічні струми, зумовлені рухом електронів у атомах і молекулах. Ці струми створюють власні магнітні поля. Тому вектор магнітної індукції характеризує не магнітне поле, а результуюче магнітне поле, обумовлене макрострумами і мікрострумами. Отже, для одного і того струму і при всіх інших однакових умовах, індукція магнітного поля в різних середовищах буде мати різне значення.

Магнітне поле макрострумів характеризується вектором напруженості \vec{H} , який пов'язаний з вектором магнітної індукції \vec{A} співвідношенням:

$$\vec{B} = \mu\mu_0 \vec{H}, \quad (4.31)$$

тут $\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7} \frac{\text{Гн}}{\text{м}}$ – абсолютна магнітна проникність середовища, μ –

безрозмірна величина, фізичний зміст якої буде описано пізніше.

Індукція магнітного поля Землі в районі курської магнітної аномалії -10^{-4} Тл, на екваторі $-3,4 \cdot 10^{-5}$ Тл, мозку -10^{-12} Тл, ока -10^{-11} Тл, серця $-5 \cdot 10^{-11}$ Тл.

При роботі на магнітних пристроях безпечною слід вважати магнітну індукцію для рук меншу від 20 мТл, а для інших частин тіла близько 30 мТл.

Під час підвищеної сонячної активності, коли магнітна індукція магнітного поля Землі збільшується у тисячі, а інколи у десятки тисяч разів, зростає розмноження і токсичність хвороботворних бактерій, підвищується швидкість згортання крові і число лімфоцитів, порушується серцево – судинна діяльність, частішають нервово-психічні захворювання.

Однорідні магнітні поля використовуються в багатьох приладах і, зокрема, в мас-спектрометрах– пристроях, за допомогою яких можна вимірювати маси заряджених частинок, – іонів або ядер різних атомів. Мас-спектрометри використовуються для розділення **ізоотопів**, тобто ядер атомів з однаковим зарядом, але різними масами (наприклад ^{20}Ne і ^{22}Ne) і за допомогою яких можна визначити маси іонів з точністю $\Delta M/M = 10^{-8} - 10^{-7}$. Простий мас-спектрометр показаний на рис. 4.32 а.

Розглянемо будову і принцип дії одного із різновидностей мас-спектрометрів. Із іонного джерела 1, де нейтральні атоми перетворюються в іони (наприклад, під дією надвисокого високочастотного поля) і через щілину 2 попадають в область 3 постійного і однорідного E і магнітного B_1 полів. Напрямок електричного поля вказаний стрілками, а магнітне поле напрямлене перпендикулярно площині рисунка. В області 3 електричне E і магнітне B_1 поля відхиляють іони у протилежні сторони і величини електричного і магнітного поля підібрани так, щоб сили їхніх дій на іони: qE і qvB_1 , де q – заряд, а v – швидкість іона зрівноважувались, тобто виконувалась рівність: $qE = qvB_1$. При швидкості іона $v = E/B_1$ він рухається не відхиляючись в області 3 і пройшовши через щілину 4, попадає в область 5 однорідного і постійного магнітного поля із індукцією B_2 . У цьому полі іон рухається по колу 6, радіус якого визначається із співвідношення $Mv^2/R = qvB_2$, де M – маса іона. Так як $v = E/B_1$, маса іона визначається із співвідношення

$$M = qB_2R/v = qB_1B_2R/E.$$

Таким чином, знаючи величину заряду іона q , величини напруженості електричного і індукцію магнітного полів та радіус кругової орбіти R в області 5 можна визначити масу іона.

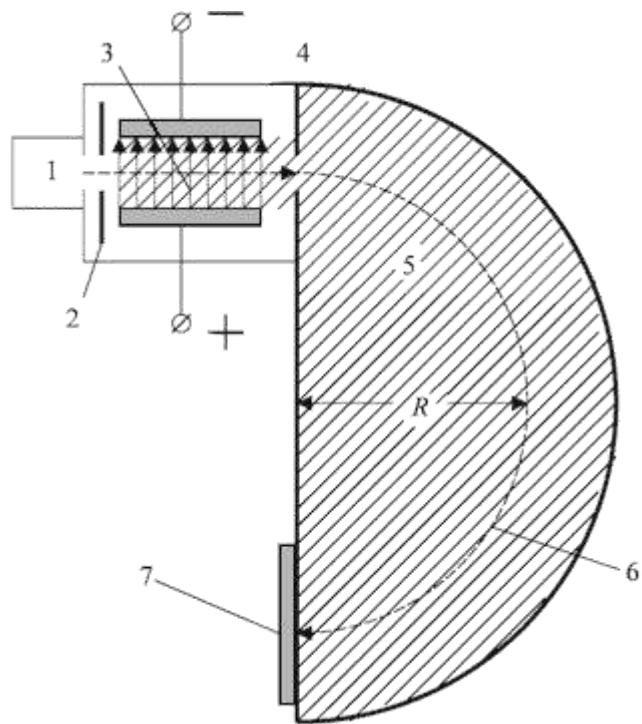


Рис.4.32 а) Схема мас-спектрометра: 1 – джерело іонів, 2, 4 – щільві діафрагми, 3 - область однородних і постійних електричного і магнітного полів 5 - область однорідного і постійного магнітного полів, 6 - траєкторія іона, 7 - детектор.

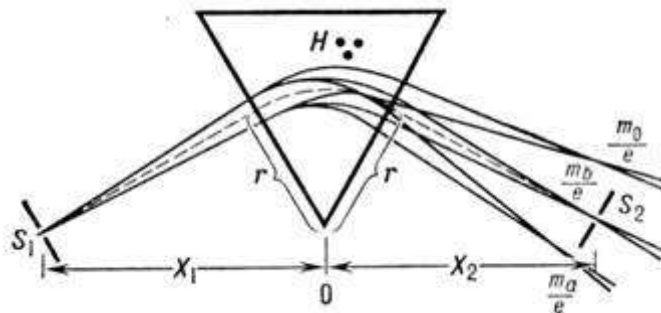


Рис.4.32 б) Схема простого мас-спектрометра.

S_1 і S_2 - щілини іонного джерела і приймача іонів; трикутник – область однорідного магнітного поля H , перпендикулярного площині рисунка.

Магнітне поле розділяє іони на пучки з різними m/e (m_a/e , m_b/e , m_c/e). Величина m_b/e визначається за формулою:

$$m_b/e = 4,824 \cdot 10^{-5} H r V,$$

де m_b - маса іона в а.о.м.; e – елементарний електричний заряд, r – радіус центральної траєкторії в см; V – прискорюючий потенціал, H – напруженість магнітного поля.

4.2.2. Магнітотерапевтичні апарати

У основі лікувальної дії магнітного поля лежить використання його біофізичних ефектів. Магнітне поле змінює напрямок руху заряджених частинок в біологічних середовищах, відновлює поляризацію молекул, структурує вільні молекули води. Завдяки цьому також стимулюються процеси відновлення, загоєння і реабілітації початкового стану різних тканинних пошкоджень.

Для забезпечення ефективного впливу магнітного поля на біологічну тканину використовуються магнітотерапевтичні апарати. Найбільш поширеними в фізіотерапії, використовуються апарати «Полюс-101», «МАГ-30», «МІТ-11».

Апарат «Полюс-101»



Рис. 4.33. Магнітотерапевтичний низькочастотний "Полюс-101".

Апарат магнітотерапевтичний низькочастотний "Полюс-101" призначений для лікувального впливу низькочастотним обертовим пульсуючим електромагнітним полем на кінцівки хворого при захворюванні судин кінцівок, хронічному лімфатичному набряку різної етіології, для лікування захворювань суглобів кінцівок (артрити, артрози, післятравматичні стани), наслідків травм кінцівок.

Вимірювання магнітної індукції проводиться мілітесламетром Ф4356 ГОСТ 22261-76. Структурна схема якого приведена на рис.4.34.



Рис. 4.34. Структурна схема мілітесламетра Ф4356.



Рис.4.35. Структурна схема приладу Полюс-101

Апарат для низькочастотної терапії МАГ-30

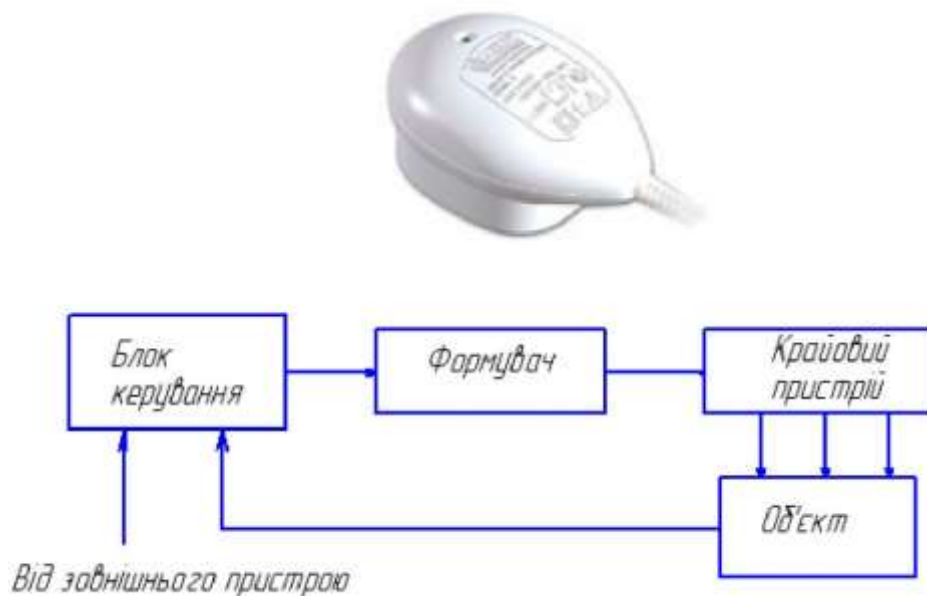


Рис. 4.36. Загальний вид та структурна схема апарату МАГ-30.

Електрична схема апарату складається з конденсатора, який виконує роль реактивного опору, елементів сигналізації і резистора, що запобігає ураження електричним струмом при торканні штирів вилки мережевого шнура вимкненого апарату (рис. 4.37).

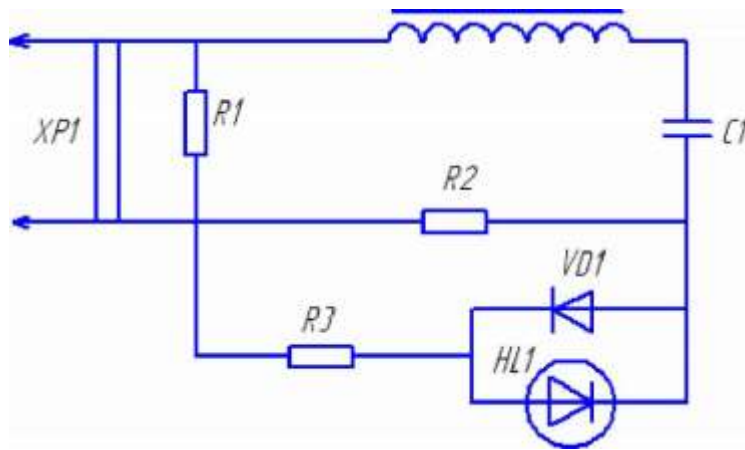


Рис. 4.38. Електрична схема апарату МАГ-30.

Особливості лікувальної дії низькочастотного синусоїдального магнітного поля.

Низькочастотне синусоїдальне магнітне поле покращує мікроциркуляторні процеси і місцевий кровообіг, сприяє розсмоктуванню запального і травматичного набряку і, покращуючи умови для відновлення пошкоджених тканин, прискорює репаративну регенерацію, посилює гальмівні процеси в центральній нервовій системі (покращує загальний стан, сон, зменшує дратівливість), виявляє неспецифічну дію на імунологічну реактивність організму.



1. Перемикач величини магнітної індукції:
I – 10 м Тл;
II – 30 м Тл
2. Перемикач режиму роботи:
≈ – синусоїдний;
ΠΠ – пульсуючий
3. Індикатор мережі
4. Робоча поверхня апарату
5. Область максимальної величини індукції магнітного поля
6. Колодка із запобіжниками
7. Індикатор магнітного поля

Рис. 4.39. Будова МТА «Магнітер».

4.2.3. Взаємодія електромагнітного поля з речовиною

Електромагнітне поле (ЕМП) являє собою сукупність змінних електричного і магнітного полів, що викликають появу в поміщених у ньому провідниках змінних струмів, чи приводить до повертання дипольних моментів у діелектриках, тобто до поляризації, що відбувається з частотою, що обумовлена частотою ЕМП. Рух заряджених частинок: електронів, іонів та дипольних молекул підвищує внутрішню енергію речовини, тобто приводить до її нагрівання, інтенсивність якого зростає з частотою електромагнітного поля.

Для створення високочастотного ЕМП застосовуються спеціальні генератори, основною частиною яких є коливальний контур, який складається з конденсатора і котушки індуктивності. Високочастотне нагрівання речовини здійснюють різними способами, залежно від розташування його відносно елементів коливального контуру (рис. 4.40.)

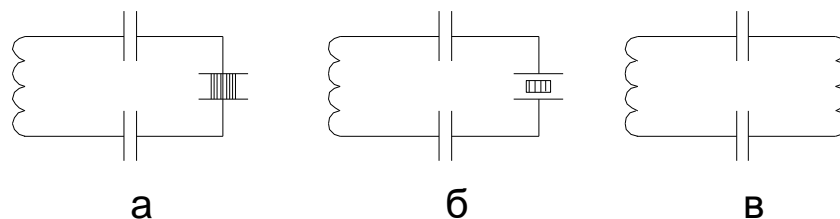


Рис. 4.40. Способи високочастотного нагрівання речовини.

З точки зору електричних властивостей наші тканини поділяються на три групи: перша – рідкі провідники (кров, лімфа); друга – м’язи і внутрішні органи (нирки, печінка, серце), до складу яких входять електроліти; третя – жир, кістки, епітелій та інші тканини з незначним вмістом води.

Електроліти в електричному полі характеризуються іонною провідністю і мають значну питому провідність σ . Слід врахувати і те, що поверхні еритроцитів, лейкоцитів мають і ємнісні властивості.

При проходженні струму низьких частот ним охоплюються міжклітинні простори, оскільки за малих частот опір мембран досить значний $X_c = 1/\omega C$ і екранує внутрішнє середовище клітини. При підвищенні частоти до десятків і сотень кілогерц опір мембран зменшується, і струм охоплює внутрішню частину клітини. Тоді загальна площа провідності збільшується, а опір зменшується.

Між протоплазмою і оточуючою лімфою весь час відбувається порушення клітинної рівноваги внаслідок дії струму на іони. Вони зміщуються з положення рівноваги, в результаті виникає подразнювальна дія струму.

При проходженні змінного струму іони коливаються з підвищенням частоти амплітуда коливань зменшуватиметься і, отже, зменшуватиметься подразнювальна сила струму. При частотах близько 200 кГц змінний струм спричиняє лише теплову дію.

У тканинах, що є діелектриками, завдяки обертанню дипольних молекул в ЕМП виникає струм зміщення, який переважає струм провідності при ультрависоких частотах, що сприяє накопиченню енергії в більш глибоко розташованих тканинах.

Нехай до провідника з питомим опором ρ , довжиною l , площею S прикладені електроди, з’єднані з генератором змінної напруги. Згідно з законом Джоуля-Ленца, маємо:

$$Q = I^2 R t = I^2 \rho \frac{l}{S} t = j^2 \rho V t \quad (4.32)$$

Тут $j = I/S$ – густина струму, V – об’єм провідника.

Таким чином, кількість теплоти, що виділяється у провіднику при проходженні електричного струму, пропорційна квадрату густини струму і його питомому опору.

Якщо провідник знаходиться у змінному електричному, тоді, враховуючи, що $j = E / \rho$ ($E = U / l$), знаходимо з (2.42) вираз для кількості тепла:

$$Q = \frac{E^2}{\rho} Vt. \quad (4.33)$$

У провіднику, поміщеному у котушку коливального контуру, виникає вихровий індукційний струм, завдяки якому виділяється теплота. Кількість теплоти, що виділяється з провідника, який знаходиться у змінному магнітному полі з індукцією B , пропорційна квадрату величини магнітної індукції, квадрату частоти магнітного поля і обернено пропорційна питомому опору провідника:

$$Q = K \frac{\omega^2}{\rho} B^2 Vt. \quad (4.34)$$

Результат дії електромагнітних коливань на тканини характеризується питомою теплотою q , тобто кількістю теплоти, яка виділяється одиницею об'єму тканини за одиницю часу:

$$q = \frac{Q}{Vt} \quad (4.35)$$

Біологічні тканини-діелектрики можна описати електричною схемою (рис. 4.41). Повний струм, що проходить через тканини, складається з активної I_a та реактивної I_p складових струму (рис. 4.42).

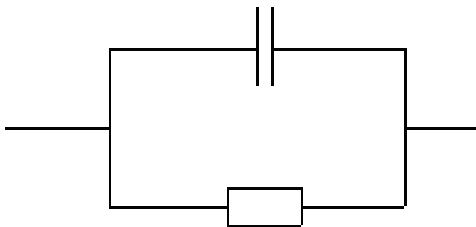


Рис. 4.41. Електрична схема тканин-діелектриків.

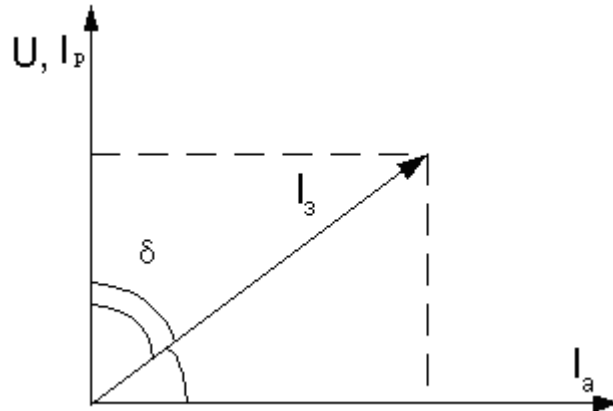


Рис. 4.42. Векторна діаграма.

Активний струм не відстає по фазі від напруги і напрямлений у той же бік, що і вектор напруги. Струм I_p обумовлений електронною поляризацією. У результаті векторного складання отримуємо вектор загального струму I_3 , який зсунутий по відношенню до вектора реактивного струму на кут δ , який називається кутом діелектричних втрат:

$$\operatorname{tg} \delta = \frac{I_a}{I_p}. \quad (4.36)$$

Тангенс кута діелектричних втрат характеризує частку енергії електромагнітного поля, що витрачається на нагрівання діелектрика. Якщо $\delta=0$, то струм реактивний і втрати енергії відсутні. У випадку $\delta=\pi/2$, вся енергія витрачається на нагрівання тіл.

Питому теплоту q , що виділяється у діелектрику, можна обрахувати за формулою:

$$q_q = E^2 \omega^2 \varepsilon \varepsilon_0 \operatorname{tg} \delta \quad (4.37)$$

Тангенс кута втрат залежить від частоти електромагнітного поля (рис. 4.43).

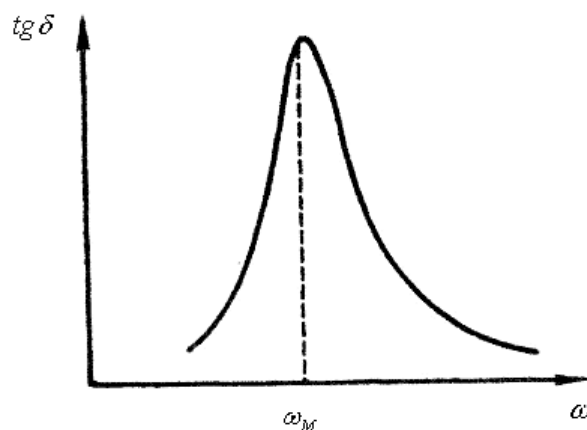


Рис. 4.43. Залежність тангенса кута від частоти електромагнітного поля.

Середовище вважаємо провідним, якщо $\operatorname{tg} \delta \gg 1$ і діелектричним при $\operatorname{tg} \delta \ll 1$. Залежно від частоти, одне і те ж середовище може проявляти чи провідні, чи діелектричні властивості.

4.2.4. Індуктотермія

Індуктотермія – це метод електролікування, діючим фактором якого є високочастотне змінне магнітне поле. Дія енергії цього поля викликає появу направлених (індуктивних) вихрових струмів, енергія яких переходить у тепло (інша назва методу – термотерапія). Розширюються судини, знижується артеріальний тиск, поліпшується коронарний кровообіг. З теплоутворенням і посиленням кровотоку пов'язані розсмоктувальна та протизапальна дія індуктотермії. Відбувається також зниження тону м'язів, що має значення при спазмі гладкої мускулатури. Зниження збудливості нервових рецепторів обумовлює знеболювальну і седативну дію. Застосування цієї процедури на ділянку надниркових залоз стимулює їхню глюкокортикоїдну функцію. При цьому методі лікування спостерігається підвищення вмісту кальцію в тканинах, бактеріостатична дія.



Рис. 4.44. Апарат для індуктотермії ДКВ – 1.



Рис. 4.45. Проведення індуктотермії.

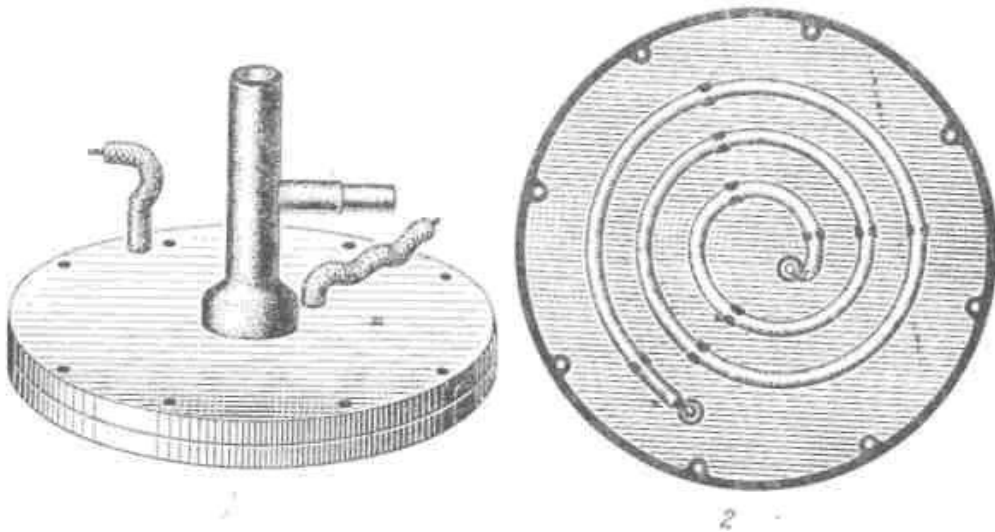


Рис. 4.46. Індикатор – диск у розібраному вигляді (видно спіральну трубку, яка є другою індуктивністю терапевтичного контура. Перша знаходиться всередині апарата)

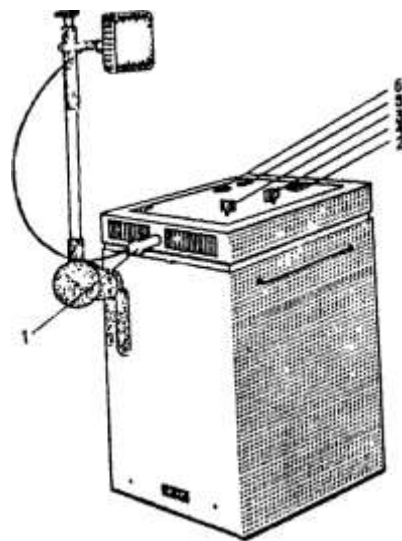


Рис. 4.47. Стаціонарний апарат для індуктотермії ИКВ-4.

На верхній лицевій панелі апарата, зображеного на рис. 2.68, розташовані: 1 – процедурний годинник, який подає звуковий сигнал про закінчення процедури і

вимкнення апарата; 2 – ручка перемикача вихідної потужності „Доза”; 3 – клавіші (чорна і червона) з вказівками „Вкл” і „Викл”; 4 – неонова лампочка, яка сигналізує про ввімкнення напруги; 5 – неонова лампочка, загоряння якої свідчить про ввімкнення кварцового генератора і буферного каскада. Апарат складається із генератора з кварцевим стабілізатором, проміжним і вихідним підсилювачем, терапевтичним контуром і блоком живлення.

На рис. 4.48 показана структурна схема апарата ИКВ-4.

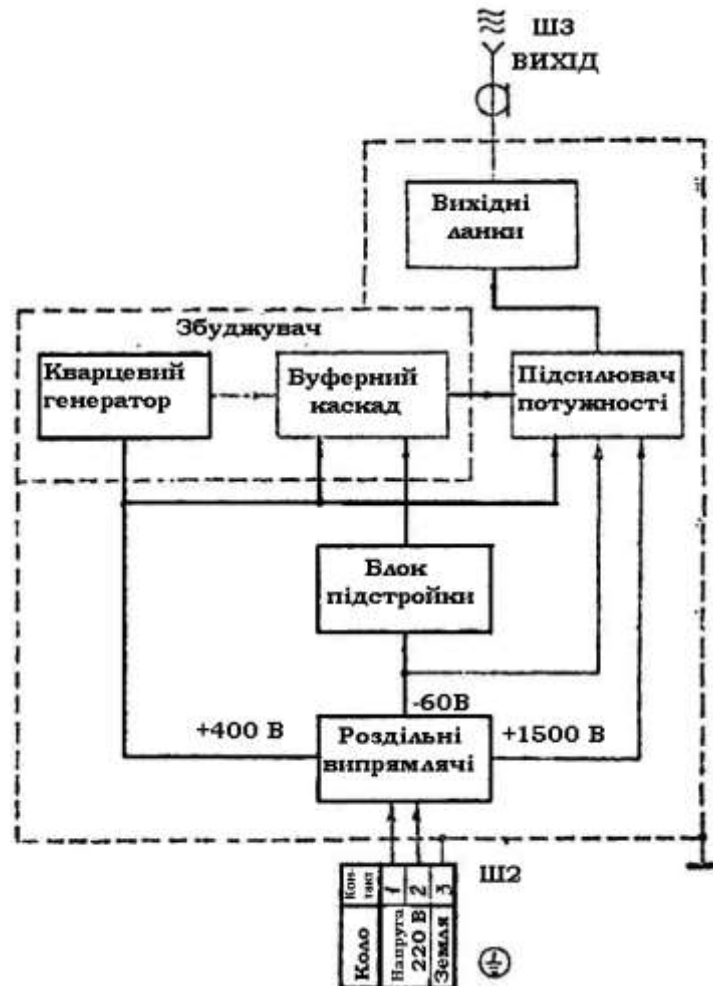


Рис. 4.48. Структурна схема апарата ИКВ-4.

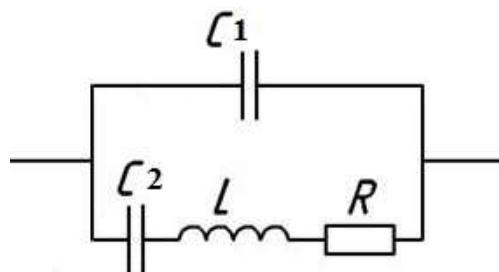


Рис. 4.49. Схема кварцевого генератора.

З кварцевого генератора електромагнітні коливання частотою 13,56 МГц подаються на коливальний контур буферного каскаду, який складається з лампи і конденсаторів. Для зменшення впливу на частоту випромінювання генератора

коливання напруги в мережі, на лампу буферного каскада через блок підстроювання подається від'ємна напруга. Підсилювач потужності складається із індуктивно ємнісного дільника, узгоджувального анодного кола каскада з визідними електричними колами апарата.

Показаннями до призначення індуктотермії є гострі та хронічні запальні захворювання внутрішніх органів, органів малого таза, лор-органів, захворювання і травми опорно-рухового апарату, периферійної і центральної нервової системи. До числа окремих протипоказань належать порушення больової і температурної чутливості шкіри, наявність металевих предметів в тканинах у зоні впливу і гострі гнійні процеси.



Рис. 4.50. Проведення процедури індуктотермії.

4.2.5. УВЧ і мікрохвильова терапія

УВЧ-терапія – метод електролікування ультрависокочастотним електромагнітним полем. При проведенні лікувальної процедури, ділянку тіла, розміщують між двома конденсаторними пластинами-электродами таким чином, щоб між тілом хворого й електродами був повітряний прошарок, величина якого не повинна змінюватися протягом всієї процедури. Фізична дія ЕП УВЧ полягає в активному поглинанні енергії поля тканинами і перетворенні її в теплову енергію, а також у розвитку осциляторного ефекту, характерного для високочастотних електромагнітних коливань.

Теплова дія УВЧ-терапії менш виражена, ніж при індуктотермії. Основне теплоутворення відбувається в тканинах, які погано проводять електричний струм (нервова, кісткова тощо). Інтенсивність теплоутворення залежить від напруженості поля та особливостей поглинання енергії тканинами.

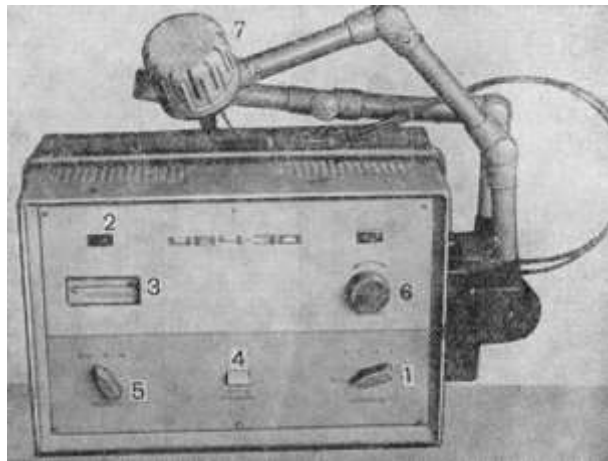
Внаслідок дії ультрависокочастотного електромагнітного поля відбувається поліпшення кровопостачання, дегідратації тканин і зменшення ексудації, активуються функції сполучної тканини, стимулюються процеси клітинної проліферації, що дає можливість обмежувати вогнище запального процесу щільною сполучною капсулою.

Електромагнітне поле УВЧ призводить до спазматичної дії мускулатури шлунка, кишечника, жовчного міхура, прискорює регенерацію нервової тканини, підсилює провідність імпульсів по нервових волокнах, знижує чутливість кінцевих нервових рецепторів, тобто сприяє знеболюванню, зменшує тонус капілярів, артеріол, знижує артеріальний тиск, викликає брадикардію.

Апарати УВЧ застосовують у лікувальній практиці в безперервному та імпульсному режимах. Лікування рекомендоване при різних гострих і хронічних запальних процесах внутрішніх органів (бронхіти, холецистити, пневмонії), опорно-рухового апарату, вуха, горла, носа (ангіни, отити), периферійної нервової системи (неврити), жіночої статеві системи, дистрофічних процесах і гострих нагноєннях (фурункули, карбункули, абсцеси, флегмони).



а



б

Рис. 4.51. Зовнішній вигляд апаратів УВЧ-60 і УВЧ -30.

На рис 4.51 б зображено: 1 – вмикач і компенсатор мережевої напруги; 2 – індикаторна лампочка, яка загоряється при включенні апарата в мережу і яскравість якої свідчить про налаштування терапевтичного контура у резонанс із генератором; 3 – вимірювальний прилад; 4 – кнопка; при натискуванні на неї, стрілка приладу повинна знаходитися у межах кольорового сектора; 5 – ручка перемикання вихідної потужності апарата; 6 – ручка налаштування терапевтичного коливального контура у резонанс з генератором; 7 – індуктор вихрових струмів, який являється складовою частиною терапевтичного контура. Терапевтичний контур являє собою конденсатор, ручка якого виведена на панель апарата. Конденсатором налаштовується терапевтичний контур у резонанс з коливаннями, які виникають в основному (анодному) коливальному контурі.

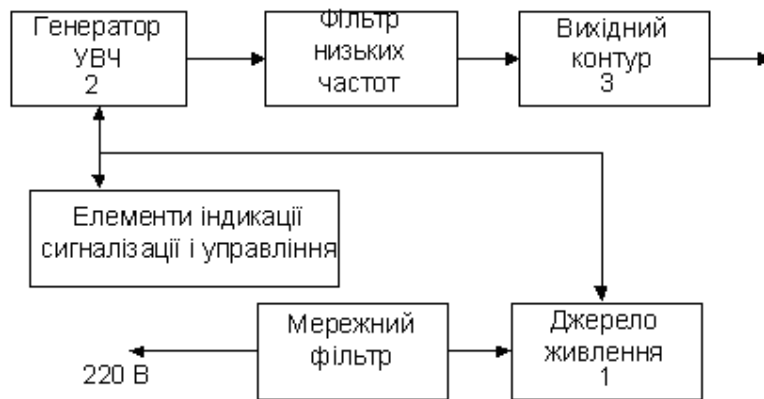


Рис. 4.52. Структурна схема апарату УВЧ-терапії.

Апарат УВЧ-терапії складається з таких основних частин:

- блок живлення -1,
- ламповий генератор незатухаючих електричних коливань -2,
- терапевтичний контур -3.

На рис. 4.53 показано будову апарату УВЧ – 30

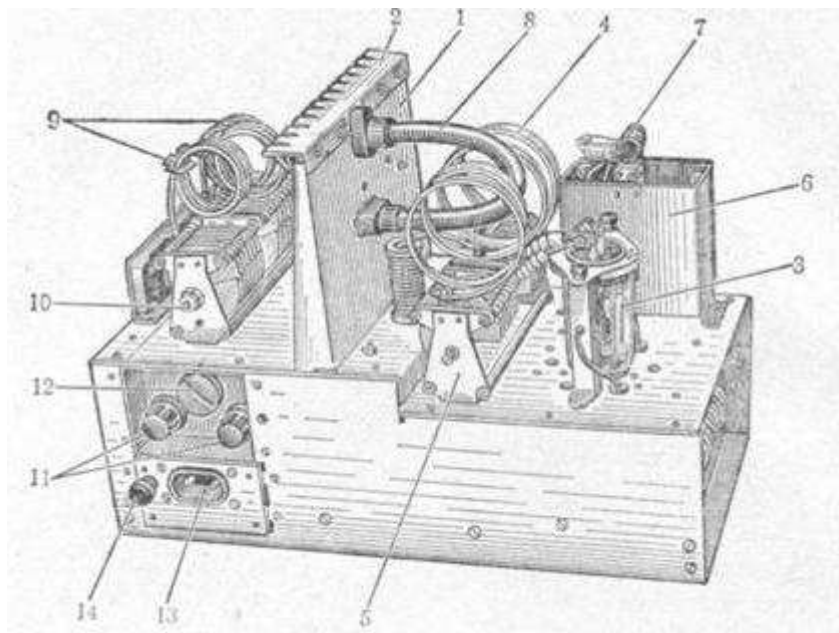


Рис. 4.53. Шасі апарату УВЧ – 30 (вигляд зверху).

Генераторна частина апарату відокремлена від вихідного контура вертикальною перегородкою, яка має у верхній частині пружні контакти 2, які забезпечують електричне з'єднання з кришкою корпусу. Генераторна лампа 3 кріпиться за допомогою тнакидного кільця і з'єднується з анодним контуром (катушка 4, конденсатор 5) гнучкими проводами у фарфорових ізоляторах. Розташований у тому відсіку вимірювальний пристрій відокремлений екраном 6. Над пристроєм кріпиться сигнальна лампа 7. Віток зв'язку 8 виконаний із гнучкого коаксіального кабеля, екран якого для забезпечення зв'язку витка з анодним контуром має розрив. Вихідний контур складається із котушки індуктивності 9 і конденсатора змінної ємності 10. На задню стінку шасі виведені:

затискач запобіжників, колодка перемикавання напруги 12, вилка 13 для під'єднання мережевого шнура, затискач захисного заземлення 14.

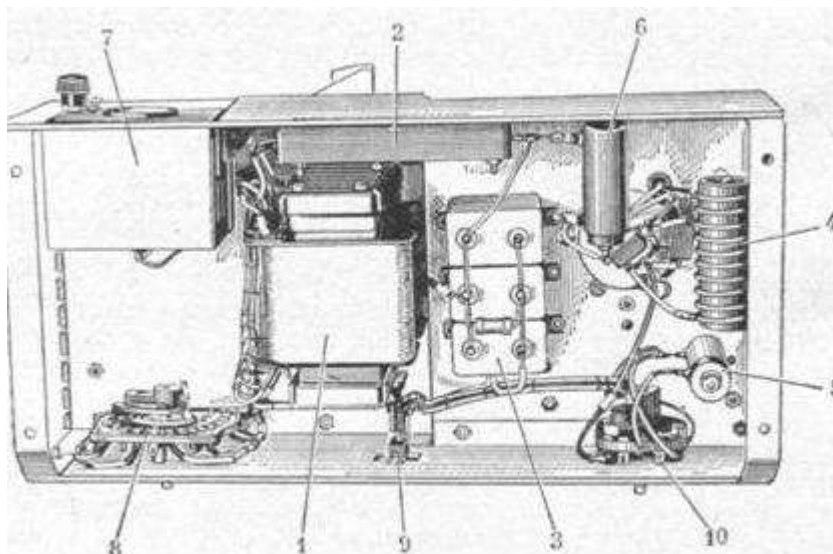


Рис. 4.54. Шасі апарата УВЧ – 30 (вигляд знизу).

В центрі рис. 4.54 міститься силовий трансформатор 1, поруч – випрямляч 2 і конденсатори 3.

Апарат для УВЧ-терапії призначений для місцевого лікувального впливу електромагнітним полем ультрависокої частоти, що має велику проникну здатність. Апарат УВЧ застосовується в клініках терапевтичного, неврологічного, хірургічного профілю.

Апарат УВЧ використовується для лікування гострих запальних процесів, радикулітів, травм периферичної нервової системи, ран, гострого больового синдрому (невралгії, неврити), поліомієліту, енцефаліту, хвороби Рейно, обмороження тощо.

Протипоказання до застосування апарату УВЧ – злоякісні новоутворення, серцева недостатність 3 ступеня, інфаркт міокарда.

При УВЧ – терапії на хворого діють неперервним або імпульсним електромагнітним полем з частотами, що лежать у межах від 30 до 300 МГц.

Крім нагрівання, електричне поле УВЧ сприяє деякій структурній перебудові білкових молекул, перерозподілу концентрації іонів клітинних мембран, гідратації іонів та молекул і приводить до змін функціонального стану клітин і організму в цілому.

При мікрохвильовій терапії застосовують надвисокочастотні електромагнітні коливання, яким відповідають дециметрові (6, 5 дм) і сантиметрові (12, 6 см) хвилі. Електромагнітні коливання створює магнетронний генератор (магнетрон-пристрій, що поєднує функції і електронної ланки, і коливального контуру). Електромагнітні коливання направляють на відповідну ділянку тіла спеціальними випромінювачами, що мають вигляд порожнистих циліндрів. Сантиметрові хвилі проникають в організм на глибину 2–6 см, а дециметрові – на глибину 7–9 см. Енергія хвиль в основному витрачається на діелектричні втрати, оскільки навіть вода при високих частотах має діелектричні

властивості ($\text{tg } \delta \ll 1$). Тому найбільше поглинання відбувається в тканинах, багатих на воду (м'язи, кров).

Механізм фізіологічного впливу мікрохвильової терапії, як і механізм розглянутих вище методів, складається з первинної і вторинної дії. Первинна дія – це безпосередній вплив мікрохвиль на тканини, а вторинна – виникає у відповідь на первинну дію, тобто відповідь на неї нейрорефлекторних і інших реакцій організму.

При мікрохвильовій терапії відбувається локальне нагрівання пухлини до $42\text{--}45^\circ\text{C}$ на фіксованій частоті випромінювання, що сприяє гальмуванню росту пухлини чи її розсмоктуванню.

Білок γ -глобулін втрачає антигенні властивості при дії на кров електромагнітних випромінювань з частотами 13, 1; 13, 3; 13, 9; 14, 4 МГц. Водночас під дією низько інтенсивних випромінювань (на частотах від 45, 6 до 46, 1 Гц) деякі бактерії (наприклад, кишкова паличка) синтезують білок коліцин, що має антигенні властивості.

Мікрохвильова терапія здійснює регулюючий, стимулюючий вплив на нервову, ендокринну системи, обмін речовин. Під дією мікрохвиль відзначається нормалізація тону магістральних і периферійних судин, активація процесів мікроциркуляції (прискорення руху крові в капілярах, їхнє розширення), підвищення оксигенації крові, регулювання судинної проникності, поліпшення окиснювально-відновних процесів і трофіки тканин. Терапія хвилями дециметрового діапазону (ДМХ-терапія), активуючи адаптаційно-трофічні системи, сприяє поліпшенню глюкокортикоїдної функції надниркових залоз і пригніченню алергійних реакцій, нормалізації трофіки синовіальної оболонки.



Рис. 4.55. Апарат для ДМХ терапії “Ранет ДМВ 20-1”.

Апарат призначений для впливу мікрохвильовою енергією на локальні ділянки тіла і забезпечує лікувальний прогрів на глибину 1,5-2 см. Призначений для лікування різних захворювань запального, травматичного та іншого характеру шляхом впливу електромагнітним полем ДМХ за контактною методикою.

Апарат є магнетронним генератором електромагнітного випромінювання надвисоких частот - 2450 МГц.



Рис. 4.56. Апарат для сантиметровохвильової терапії (СМХ) Промінь-11 СВЧ-150-1.

На рис. 4.57 показано розподіл тепла в жировій, м'язевій і кісткових тканинах при дії на них високочастотними полями.

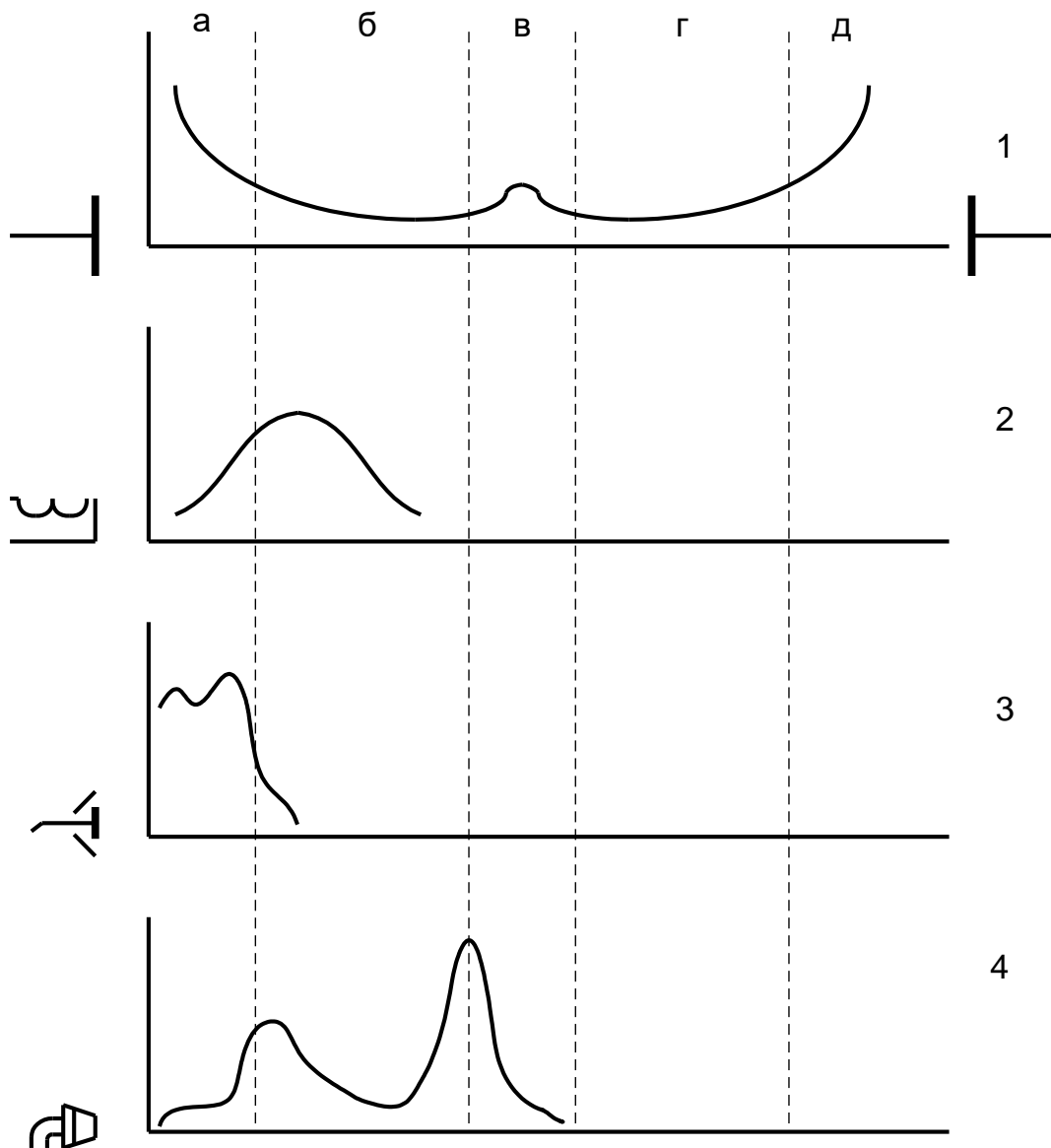


Рис. 4.57. Розподіл тепла в окремих шарах тканини (а, д - жирова; б, г – м'язева; в - кісткова) при впливі високочастотних факторів: 1 - УВЧ-терапія, 2 - індуктотермія, 3 - СВЧ-терапія, 4 – ультразвук.

4.2.6. Електрохірургія

Високочастотна електрохірургія – це метод хірургічного впливу високочастотним струмом на тканини з метою їх розсічення чи коагуляції.

Розсічення тканини здійснюється завдяки інтенсивному пароутворенню тканинної рідини в ділянці, що прилягає до електрода. Густина струму сягає 40 кА/м². Тепло, яке при цьому виділяється, призводить до коагуляції білків, у результаті густина струму досягається за рахунок малої площі контакту скальпеля з поверхнею тіла.

Різновид електрохірургії – електрокоагуляція, її використовують для прикріплення сітківки до судинної оболонки ока при її відшаруванні, для зварювання кровоносних судин, для випалювання злоякісних пухлин. Густина струму при коагуляції складає від 5 до 10 кА/м². Загальна сила струму не перевищує 1А.



а) електрохірургічний апарат EXBЧ-300



б) радіохвильовий електрохірургічний апарат EXBA-350M/120 Б „Нація-2”

Рис. 4.58. Апарати для електрохірургії.

Відзначимо, що перші електроди для електрохірургії були запропоновані і впроваджені в медичну практику першим завідувачем кафедри фізики (1957-1970р.) тодішнього Тернопільського медичного інституту нинішнього медичного університету імені І. Я. Горбачовського професором С. М. Шамраєвським півстоліття тому.

Приклади розв'язку задач

4.1. При знятті електрокардіограми в одному з відведень була отримана максимальна різниця потенціалів $\Delta\varphi = 1\text{ мВ} = 10^{-3}\text{ В}$. Обчисліть модуль електричного вектора серця D , якщо питомий електричний опір середовища $\rho = 15\text{ Ом}\cdot\text{м}$, відстань від струмового генератора до вершин рівностороннього трикутника Ейнтховена $r = 0.2\text{ м}$.

Дано:

$$\Delta\varphi = 1\text{ мВ} = 10^{-3}\text{ В}$$

$$\rho = 15\text{ Ом}\cdot\text{м}$$

$$r = 0.2\text{ м}$$

Розв'язок:

1. Різниця потенціалів між двома точками, що знаходяться на однаковій відстані r від диполя дорівнює:

$$\Delta\varphi = \frac{\rho \cdot D \sin\left(\frac{\beta}{2}\right) \cos\gamma}{2\pi r^2}$$

2. Електричний вектор серця:

$$D = \frac{2\pi r^2 \Delta\varphi}{\rho \cdot \sin\left(\frac{\beta}{2}\right) \cos\gamma}$$

3. Різниця потенціалів залежить від кута γ між віссю диполя і віссю відведень і максимальна при їх паралельній орієнтації, а при $\gamma = 0$ ($\cos\gamma = 1$). Оскільки трикутник Ейнтховена рівносторонній, то $\beta = 60^\circ$.

4. Підставивши числові значення знаходимо:

$$D = \frac{2\pi(0.2)^2 10^{-3}}{15 \cdot \sin\left(\frac{60^\circ}{2}\right) \cos 0} = 1.9 \cdot 10^{-5} \text{ А} \cdot \text{м}$$

Відповідь: $D = 1.9 \cdot 10^{-5} \text{ А} \cdot \text{м}$

4.2. Для прогрівання м'язової тканини на плоскі електроди подають напругу $U = U_0 \sin \alpha t$ з амплітудою $U_0 = 250 \text{ В}$ і частотою $\nu = 10^6 \text{ Гц}$. Активний опір цієї ділянки кола $R = 10^3 \text{ Ом}$, ємність $c = 5 \cdot 10^{-8} \text{ Ф}$. Визначити кількість тепла, що виділяється в об'ємі тканин між електродами за час $t = 10 \text{ хв}$.

Дано:
 $c = 5 \cdot 10^{-8} \text{ Ф}$
 $\nu = 10^6$
 $R = 10^3 \text{ Ом}$
 $U_0 = 250 \text{ В}$

Розв'язок:

1. Визначимо діюче значення сили струму в полі:

$$I_0 = \frac{U}{Z} = \frac{U_0 / \sqrt{2}}{\sqrt{R^2 + \left(\frac{1}{2\pi \cdot \omega c}\right)^2}}$$

2. Підставивши числові значення знаходимо:

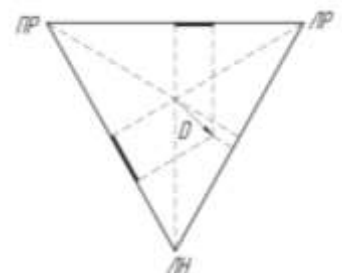
$$I_0 = \frac{U}{Z} = \frac{250 / \sqrt{2}}{\sqrt{1000^2 + \left(\frac{1}{2\pi \cdot 10^6 \cdot 5 \cdot 10^{-8}}\right)^2}} = 0,18$$

3. Період коливань: $T = \frac{1}{\nu} = 10^{-6} \text{ с}$.

4. Кількість теплоти що виділяється за час t :

$$Q = I^2 R t$$

5. Підставивши числові значення знаходимо:



$$Q = (0.18)^2 \cdot 10^3 \cdot 600 = 1.9 \cdot 10^4 \text{ Дж}$$

Відповідь: $Q = 1.9 \cdot 10^4 \text{ Дж}$

4.3. Визначити кількість одноразово іонізованих йонів лікарської речовини, введених хворому протягом $t = 10$ хв при густині струму $j = 0.05 \text{ mA/cm}^2$ з електроду площею $S = 5 \cdot 10^{-4} \text{ м}^2$.

Дано:

$$j = 0.05 \text{ mA/cm}^2 = 0.5 \text{ A/m}^2$$

$$t = 600 \text{ с}$$

$$S = 5 \cdot 10^{-4} \text{ м}^2$$

$$e = 1.6 \cdot 10^{-19} \text{ Кл}$$

$N = ?$

Розв'язок:

1. Густина струму j дорівнює:

$$j = \frac{I}{S} = \frac{Ne}{St}$$

2. Звідси знаходимо:

$$N = \frac{jSt}{e}$$

3. Обчислення: $N = \frac{0.5 \cdot 5 \cdot 10^{-4} \cdot 600}{1.6 \cdot 10^{-19}} = 9.4 \cdot 10^{17}$

Відповідь: $N = 9.4 \cdot 10^{17}$

Тестові завдання

1. Головну роль у генерації потенціалу дії відіграють іони:

- A. Ca^{2+}
- B. Cl^-
- C. K^+
- D. Na^+
- E. K^+ і Na^+

2. Силу взаємодії двох точкових зарядів описує

- A. Закон Кулона
- B. Закон Фарадея
- C. Формула Максвелла
- D. Закон Біо-Савара-Лапласа
- E. Формула Ампера

3. Обчисліть різницю потенціалів між двома точками, якщо $A = 4 \text{ Дж}$, $q = 2 \text{ Кл}$.

- A. 1
- B. 4
- C. 2
- D. 6
- E. 8

4. Обчислити напруженість електричного поля якщо $F = 35 \text{ Н}$, $q = 7 \text{ Кл}$.

- A. 9
- B. 5
- C. 2
- D. 7
- E. 3

5. Нервовий імпульс це...

- A. Надлишковий позитивний заряд на зовнішній поверхні мембрани
- B. Проведення електричного сигналу
- C. Виникнення біопотенціалів в окремих клітинах
- D. Послідовна зміна мембранного потенціалу вздовж нервового волокна
- E. Регуляція м'язового скорочення

6. Що називається електричним диполем?

- A. система двох зарядів
- B. два однакові за знаком і за модулем заряди
- C. система двох однакових за модулем і різних за знаком зарядів, розміщених на невеликій відстані один від одного
- D. система двох однакових за знаком і різних за модулем зарядів, розміщених на певній відстані один від одного
- E. система двох різних за знаком і різних за модулем зарядів, розміщених на певній відстані один від одного

7. Біоелектричні потенціали виникають внаслідок:

- A. різної концентрації іонів з обох боків клітинної мембрани
- B. однакової концентрації іонів Ca^{2+} і Cl^-
- C. різної концентрації іонів Na^+ і Cl^-
- D. різної концентрації іонів Ca^{2+} і K^+
- E. дифузії іонів

8. Поляризація – це:

- A. упорядкований рух електричних зарядів;
- B. заряд, який проходить через поперечний переріз провідника за одиницю часу;
- C. фізична величина, чисельно рівна відношенню сили струму, який проходить через малий елемент поверхні, нормальний до напрямку руху заряджених частинок, до площі цього елемента;
- D. відношення роботи сторонніх сил до величини додатного заряду q , який переміщують сторонні сили між полюсами джерела;
- E. зміщення зв'язаних зарядів під впливом електричного поля і виникнення внаслідок цього різниці потенціалів;

9. Фізична величина, чисельно рівна відношенню сили струму, який проходить через малий елемент поверхні, нормальний до напрямку руху заряджених частинок, до площі цього елемента, - це:

- A. електричний струм;
- B. сила струму;

- С. густина струму;
- Д. джерело струму;
- Е. імпеданс;

10. Якими носіями заряду створюється струм в електролітах?

- А. вільними електронами
- В. позитивними і негативними йонами
- С. позитронами
- Д. позитронами та негативними йонами
- Е. позитивними йонами та електронами

11. Вкажіть одиниці питомої електропровідності

- А. Ом•м
- В. Ом
- С. См•м
- Д. Омм
- Е. См/м

12. Реографія – це

- А. дослідження наповнення кров'ю органа або частини тіла на підставі реєстрації змін їх електричного опору або діелектричних властивостей
- В. застосування різних видів електрики з лікувальною метою
- С. здатність живих тканин і організмів пропускати електричний струм
- Д. метод реєстрації опору тіла людини змінному струму
- Е. наука про плинність і деформацію суцільних середовищ

13. Електропровідність біологічних систем – це:

- А. дослідження наповнення кров'ю органа або частини тіла на підставі реєстрації змін їх електричного опору або діелектричних властивостей
- В. застосування різних видів електрики з лікувальною метою
- С. здатність живих тканин і організмів пропускати електричний струм
- Д. метод реєстрації опору тіла людини змінному струму
- Е. наука про плинність і деформацію суцільних середовищ

14. Електроміографія – це

- А. Графічний запис біоелектричних потенціалів, що виникають у серцевому м'язі
- В. метод дослідження електричної активності головного мозку
- С. метод функціонального дослідження шлунка, заснований на реєстрації біоелектричних потенціалів, що виникають в його м'язах
- Д. метод дослідження органів руху графічне реєстрування біоелектричних потенціалів скелетних м'язів
- Е. запис біоелектричних потенціалів сітківки ока виникають під дією світла

15. Інтегральний електричний вектор серця Е описує петлі Р, QRS, Т:

- А. в горизонтальній площині
- В. в площині поверхні грудної клітини

- С. в об'ємному просторі XYZ
- Д. в площині, яка з'єднує точки правої і лівої руки і лівої ноги
- Е. правильної відповіді немає

16. Вкажіть одиницю дипольного моменту електричного диполя і струмового диполя.

- А. Кл/м; А/м²
- В. Кл/м²; А/м²
- С. Кл•мА/м²
- Д. Кл•м; А•м
- Е. Кл/м²; А•м

17. Електрокардіографія – це:

- А. запис біоелектричних потенціалів сітківки ока виникають під дією світла
- В. метод дослідження електричної активності головного мозку
- С. графічний запис біоелектричних потенціалів, що виникають у серцевому м'язі під час його роботи
- Д. метод функціонального дослідження органів руху графічним реєструванням біоелектричних потенціалів, що виникають в його м'язах
- Е. метод функціонального дослідження шлунка, заснований на реєстрації біоелектричних потенціалів скелетних м'язів

18. Вектор електрокардіографія – це:

- А. запис біоелектричних потенціалів сітківки ока виникають під дією світла;
- В. метод динамічного просторового відображення електричної активності серця
- С. реєстрація електричної активності мозку за допомогою електродів, розміщення безпосередньо на поверхні м'язів
- Д. метод функціонального дослідження органів руху графічним реєструванням біоелектричних потенціалів, що виникають в його м'язах
- Е. метод функціонального дослідження шлунка, заснований на реєстрації біоелектричних потенціалів скелетних м'язів

19. Дипольний момент електричного поля.

- А. $p = \Pi$
- В. $p = q/L$
- С. $p = L/l$
- Д. $p = qL$
- Е. $p = L/q$

20. Дипольний момент струмового диполя.

- А. $P = \Pi$
- В. $p = q/L$
- С. $p = L/l$
- Д. $p = qL$
- Е. $p = L/q$

Відповіді на тестові завдання

Завдання	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Відповіді	Е	А	С	В	D	С	А	Е	С	В
Завдання	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Відповіді	Е	D	С	D	А	D	С	В	D	А

РОЗДІЛ 5. ОПТИЧНІ МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ

ГЛАВА 5.1. ОСНОВИ ГЕОМЕТРИЧНОЇ ОПТИКИ

5.1.1. Поширення світла

Видиме світло являє собою електромагнітні хвилі з довжиною від 380 до 760 нм, які сприймаються оком людини. Діапазон довжин хвиль оптичного випромінювання вказаний у таблиці 5.1.

Таблиця 5.1. Спектр оптичного випромінювання.

Діапазон довжин хвиль, нм	Спектральна область випромінювання
	Ультрафіолетова область
100-280	УФ-С
280-315	УФ-В
315-380	УФ-А
	Видима область
380-440	Фіолетове світло
440-495	Синє світло
495-580	Зелене світло
580-640	Жовте світло
640-760	Червоне світло
	Інфрачервона область
760-2500	Близька
2500-25000	Середня
25000-500000	Далека

Про дуалізм світла свідчать його хвильові і корпускулярні властивості. Явища інтерференції, дифракції, поляризації можна пояснити на основі хвильових властивостей світла, а явище фотоефекту – лише на основі його корпускулярної (квантової) природи. Виходячи з цього оптику поділяють на хвильову, геометричну і квантову.

Напрямок поширення світлових променів у речовині залежить від показника заломлення.

Абсолютний показник заломлення речовини — величина, яка показує у скільки разів швидкість світла у вакуумі більша від швидкості світла у речовині:

$$n = \frac{c}{v} \quad (5.1)$$

де $c = 2,99792458 \cdot 10^8$ м/с — швидкість світла у вакуумі; v — швидкість світла у середовищі.

Показник заломлення дистильованої води за нормального тиску і температури 293 К становить $1,333 \approx 4/3$; показник заломлення скла різних сортів залежить від домішок $n \approx 1,5 \div 2,0$.

На межі розділення середовищ (відрізняються за показниками заломлення) спостерігають (рис. 5.1):

відбивання світла — явище, коли внаслідок взаємодії із межею розділення середовищ світлове випромінювання повертається у попереднє середовище;

заломлення світла — явище, коли внаслідок взаємодії із межею розділення середовищ світлове випромінювання проникає у наступне середовище (рис.5.1).

На рис. 5.1 світлові промені 1, 2, 3 відповідно падаючий, заломлений і відбитий, а σ — межа розділення середовищ ($v_1 \neq v_2$).

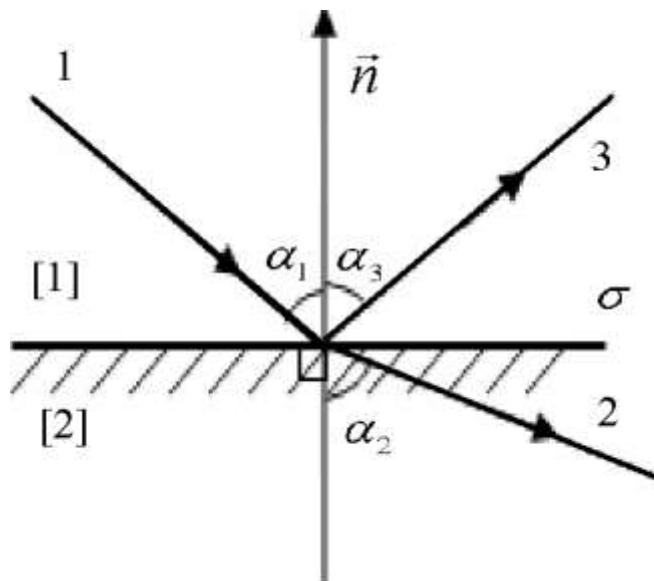


Рис. 5.1. Поширення світла на межі двох середовищ

Основні закони геометричної оптики:

— закон незалежності світлових променів: світлові промені незалежні, тобто перетинаючись не зазнають ніяких змін;

— закон оборотності світлових променів: світлові промені оборотні, тобто у випадку обміну місцями джерела і приймача світла не зазнають ніяких змін, окрім зміни напрямку на протилежний;

— закон прямолінійності світлових променів: у однорідному середовищі світлові промені прямолінійні;

— закон відбивання світла: світлові промені падаючий, відбитий і перпендикуляр до межі розділення середовищ, проведений у точку падіння променя, лежать в одній площині, до того ж кут падіння променів дорівнює куту відбивання (рис. 5.1):

$$\alpha_3 = \alpha_1 \quad (5.2)$$

— закон заломлення: світлові промені падаючий, заломлений і перпендикуляр до межі розділення середовищ, проведений у точку падіння променів, лежать в одній площині, до того ж відношення синуса кута падіння променя α_1 до синуса кута заломлення α_2 для двох даних середовищ є величина стала і дорівнює відносному показнику заломлення другого середовища відносно першого середовища $n_{2,1}$ (рис. 5.1):

$$\frac{\sin \alpha_1}{\sin \alpha_2} = n_{2,1} \quad (5.3)$$

Відносний показник заломлення середовища $n_{2,1}$ показує у скільки разів швидкість світла в одному середовищі більша (менша) від другого:

$$n_{2,1} = \frac{v_1}{v_2} = \frac{n_2}{n_1} \quad (5.4)$$

Тоді співвідношення (5.3–5.4) можна подати так:

$$n_1 \sin \alpha_1 = n_2 \sin \alpha_2, \quad (5.5)$$

або інакше

$$n \sin \alpha = \text{const} \quad (5.6)$$

Отже, для межі розділення середовищ добуток $n \sin \alpha$ — інваріант.

Закон відбивання і заломлення справедливий у разі оберненого напрямку ходу світлових променів. Промінь, що поширюється по шляху відбитого променя, відбивається по шляху падаючого.

5.1.2. Дисперсія світла

Середовище із більшим абсолютним показником заломлення називають оптично більш густим, а з меншим - оптично менш густим. Якщо світло з оптично менш густого середовища переходить у більш густе, промінь буде "притискатись" до перпендикуляра ($\alpha_1 > \alpha_2$).

Якщо ж світло переходить із більш оптично густого середовища в менш густе, то промінь світла буде відхилитись від перпендикуляра ($\alpha_1 < \alpha_2$) (рис. 5.1).

Функція $n=A+B/\lambda^2$ виражає залежність показника заломлення від довжини світлової хвилі (рис. 5.2). Дисперсія світла називається нормальною у випадку монотонного зростання показника заломлення з зростанням частоти (з зменшенням довжини хвилі). В протилежному випадку дисперсія називається аномальною.

Явище залежності показника заломлення від довжини світлової хвилі називають дисперсією світла.

Із закону заломлення світла: $\sin \beta = \sin \alpha / n(\lambda)$ випливає, що кути заломлення променів різної довжини хвилі, які мають однаковий кут падіння, виявляються різними.

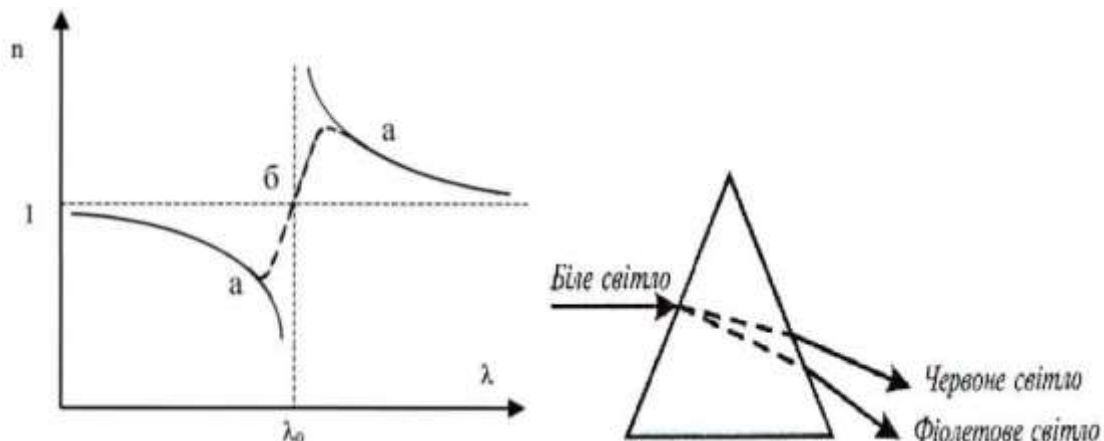


Рис. 5.2. Залежність показника заломлення від довжини світлової хвилі:
а - аномальна дисперсія; б - нормальна дисперсія

Розкладання світла у спектр за допомогою призм лежить в основі роботи приладів для визначення хімічного складу найрізноманітніших тіл.

Ультрафіолетовий спектр має підвищену біологічну дію, викликає засмагу, вбиває патогенні бактерії, може розкласти молекули на частинки під час поглинання. Промені ультрафіолетового діапазону знайшли застосування в медицині, техніці, науці. Інфрачервоні промені випромінюють всі тіла, зокрема тіло людини випромінює хвилі довжиною 10 мкм. Із підвищенням температури тіла випромінюють більш короткі інфрачервоні хвилі, а при температурі 600-700°C – лише промені оптичного діапазону. Спектральний аналіз дозволяє визначати хімічний склад речовини з високою точністю.

5.1.3. Волоконна оптика

Якщо промінь світла переходить із оптично більш густого середовища в оптично менш густе, то кут заломлення променя буде більшим від кута падіння. Отже, при збільшенні кута падіння буде зростати і кут заломлення (рис. 5.3), і при кутах падіння $\alpha > \alpha_{\text{гр}}$, де $\sin \alpha_{\text{гр}} = n$, заломлення світла не відбудеться. При $\alpha > \alpha_{\text{R}}$ всі падаючі промені відбиваються від межі розділу середовищ. Таке явище називається повним внутрішнім відбиванням.

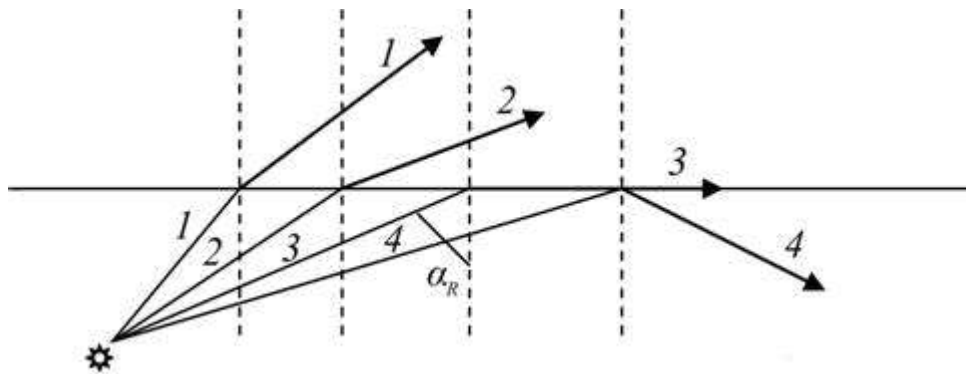


Рис. 5.3. Хід променів на межі поділу двох середовищ.

Найменший кут падіння, при якому настає повне внутрішнє відбивання, називають граничним кутом повного внутрішнього відбивання.

Якщо світло переходить з речовини, абсолютний показник якої $n_1=n$, у повітря, де $n_2=1$, то умова повного внутрішнього відбивання набере вигляду:

$$\sin \alpha_{\text{гр}} = \frac{1}{n} \quad (5.7)$$

Для діаманта граничний кут рівний 24°. Внаслідок цього при правильній його огранці більша частина світла, що падає на нього з усіх боків, повністю відбивається і виходить з верхньої грані діаманта. Тому діамант так сяє.

Світловоди

Пластикові і скляні волокна можуть пропускати більш ніж 60% випромінювання хвиль оптичного діапазону. Оскільки окреме волокно з діаметром від 10 до 100 нм може використовуватись для фокусування на дуже малій площі, то для дослідження великих об'єктів застосовуються пучки волокон (світловоди), що складаються із сотень волокон.

Найважливішим прикладом застосування світловодів являється їх використання в ендоскопах (трубках для огляду внутрішніх поверхонь шлунка, кишечника тощо). Типовий ендоскоп має довжину 1 м діаметр 1 см. До ендоскопів можна прикріпити візуальний пристрій, за допомогою якого можна реєструвати рухомі зображення.

Принципи дії світловода. Тонкі прозорі нитки, виготовлені зі скла, кварцу або пластмаси, можуть бути використані для направленої передачі (каналізації) світла. Якщо серцевина такої нитки має показник заломлення n_1 більший, ніж показник заломлення зовнішньої оболонки n_2 , відбувається повне відбивання променів, що поширюються під кутами, достатньо малими відносно осі нитки (рис. 5.4). Така нитка називається світловодом.

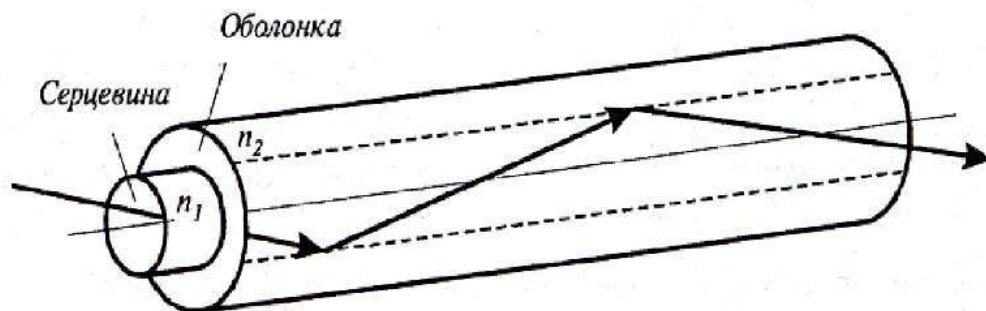


Рис. 5.4. Принцип дії світловода.

Комбінація двох світловодів утворює фіброскоп — один світловід використовують для освітлення об'єкта, а інший для передачі зображення цього об'єкта (рис. 5.5).

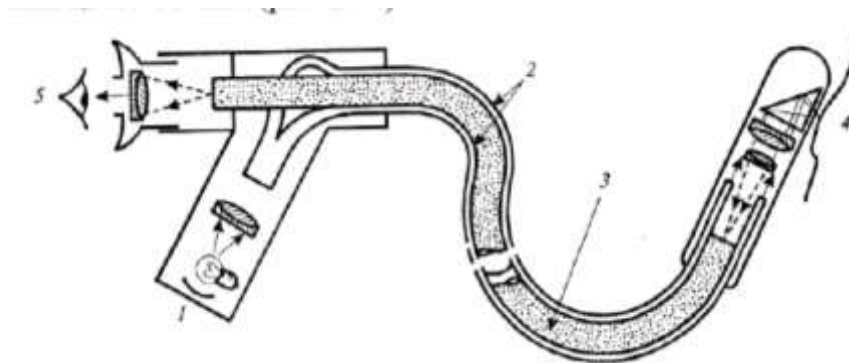


Рис. 5.5. Фіброскоп: 1 - джерело світла, 2 - зовнішній світловід, що забезпечує освітлення об'єкта, 3 - внутрішній світловід, призначений для передачі світлової інформації спостерігачу, 4 - об'єкт, 5 - око спостерігача.

Ендоскопічний метод дослідження займає особливе місце при діагностиці початкової стадії раку шлунка, стравоходу, товстої та прямої кишок, бронхів.

Сучасні ендоскопи – складні оптико-механічні прилади. Вони обладнані різними насадками, а також інструментами і кабелями для проведення біопсії, видалення сторонніх тіл, електрокоагуляції, введення лікувальних засобів та барвників, перенесення лазерного випромінювання, тощо.

У гнучких волоконних ендоскопах оптична система побудована так само, як і лінзова, але для одержання зображення використовують гнучкий волоконний світлопровід з регулярно укладеними волокнами (розташування волокон на одному торці повинно точно відповідати розміщенню волокон на іншому торці), по яких поширюється світло.

Ендоскопічна система це – комплекс інструментів та приладів, призначених для виконання ендоскопічної операції. Тільки налагоджене функціонування всіх її компонентів дозволить хірургові виконати намічену операцію без особливих технічних труднощів.

Сучасна ендоскопічна хірургія пред'являє високі вимоги до ендоскопів, інструментарію і ендоскопічної апаратури, так як успіх хірургічних втручань багато в чому залежить від їх досконалості. Тому хірург повинен орієнтуватися в широкому виборі обладнання та інструментарію і бути впевненим у надійності їх роботи.

Жорсткі ендоскопи

У сучасній медицині широко використовуються жорсткі ендоскопи. Однією з найважливіших систем ендоскопа є оптична. Зазвичай збільшення оптичної системи ендоскопа становить від 11 до 22 воно залежить від відстані між предметом вивчення та проксимальним кінцем ендоскопа.

Принципова схема оптичної системи жорсткого ендоскопа складається із трьох частин:

- об'єктиву;
- системи передачі зображення (СПЗ);
- окуляра.

Системи передачі зображення передає зображення на інший кінець ендоскопа - до окуляра або до додаткового об'єктиву, на монітор, на відеотехніку, фотокамеру.

Лінзова система передачі зображення полягає в послідовному проходженні світлових променів, які проникають спочатку через захисне вікно, потім, потрапляючи на призму, відхиляються і досягають об'єктива, де утворюється зменшене зображення. За системою лінз, розташованих в оптичній трубі, зображення передається без зміни збільшення на окуляр, який збільшує зображення, що розглядається дослідником.

Для розширення функціональних можливостей ендоскопа і покращення його оптико-механічних характеристик у ньому використовуються різні механізми управління, основними з яких є (рис.5.6):

- Механізм орієнтації, призначений для керування напрямком спостереження за рахунок вигину дистального кінця ендоскопа за допомогою рукояток управління. Залежно від моделі ендоскопа, огляд може здійснюватися в одній площині (вгору - вниз) або в двох площинах (вгору - вниз, вправо - вліво);
- Окуляр ендоскопа, що має механізм діоптрійного регулювання;
- Механізм юстування вхідного торця освітлювального джгута ендоскопа щодо осі оптичної системи освітлювача, призначений для забезпечення максимальної освітленості досліджуваного об'єкта.



Рис.5.6. Оптико-механічна схема ендоскопа.

Для забезпечення можливості зміни напрямку спостереження у процесі дослідження гнучкі ендоскопи мають керований дистальний кінець, який може згинатися від свого первинного положення під деяким кутом (рис.3.7). У деяких моделях кут вигину може перевищувати 200° .

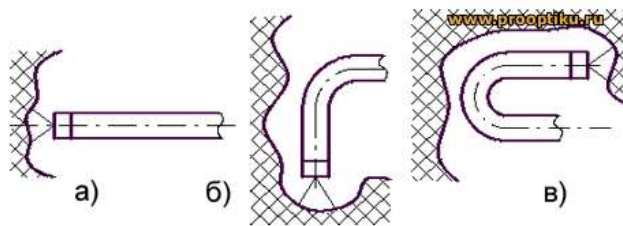


Рис. 5.7. Положення дистального кінця ендоскопа в процесі досліджень:
 а) вихідне положення дистального кінця ендоскопа, б) дистальний кінець ендоскопа зігнутий вниз на 90° ; в) дистальний кінець ендоскопа зігнутий вгору на 180° .

Необхідно забезпечити плавну і легку керованість дистального кінця ендоскопа (рис.3.8), в якому знаходяться: об'єктив 1, джгут 2 для передачі зображення, лінза освітлювального каналу 3, освітлювальний джгут 4, полімерна трубка 6 для подачі рідини при очищенні захисного скла об'єктива ендоскопа через форсунку 5 або повітря для роздування досліджуваної внутрішньої порожнини з метою розправлення складок стінок порожнини, гнучкі зчленування 9, тонкі металеві тросики управління 10, що виконують роль тяг при згині дистального кінця, поміщені в гнучкі металеві оболонки 11 – навиті впритул спіральні пружини з дроту. В операційних ендоскопах передбачений канал 7 для введення хірургічного інструменту по полімерній трубці 8. Дистальний керований кінець ендоскопа кріпиться до тубусу.



Рис. 5.8. Дистальний кінець гнучкого ендоскопа.

Види ендоскопічних діагностичних і лікувальних процедур:

- Гастроскопія - огляд шлунка, операції на поверхні шлунка.

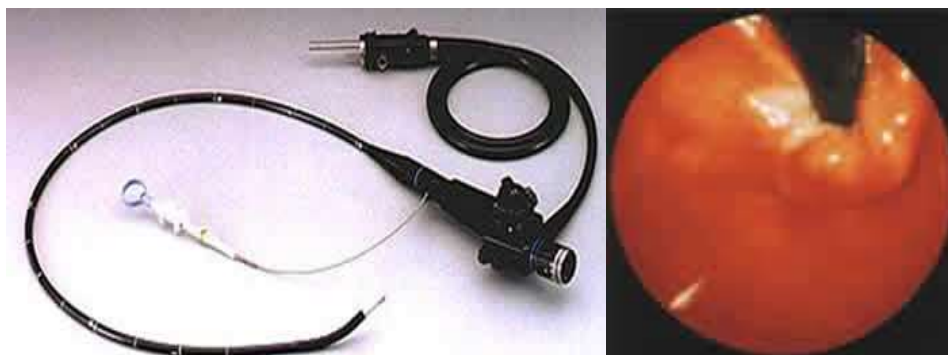


Рис. 5.9. Гастроскоп.

- Гістероскопія - огляд і хірургічне лікування цервікального каналу і порожнини матки.



Рис. 5.10. Гістероскоп.

- Бронхоскопія - огляд бронхів, операції на бронхах.
- Колоноскопія (фіброколоноскопія) - огляд всієї товстої кишки (до баугініевої заслінки).
- Лапароскопія - огляд і операції на органах черевної порожнини.
- Ректоскоп з волоконним світловодом призначений для діагностики захворювань прямої і нижнього відділу сигмовидної кишки і для роботи з електрохірургічним інструментом. Застосовується в хірургічних, терапевтичних, інфекційних відділеннях лікарень а також в ендоскопічних кабінетах поліклініки.

Ендоскопічна апаратура - це сукупність оптичних, механічних, електронних і світлотехнічних систем, об'єднаних в єдиний медичний прилад. Блок-схема ендоскопа (рис.5.11) у випадку включає в себе наступні елементи: джерело світла 1, конденсор 2, волоконний світловод 3, перехідний пристрій 4, світлопровідна система 5, що включає систему формування пучка підсвічування 6, об'єktiv ендоскопа 7, систему передачі зображення 8, окуляр 9, фотографічний об'єktiv 10, фотоплівку 11, телевізійний об'єktiv 12, телевізійну камеру 13, монітор 14. При цьому позицією 16 відзначена досліджувана біологічна тканина, а 15 - око спостерігача. Елементи 1 - 6 утворюють освітлювальний пристрій, а 7 - 14 - систему спостереження ендоскопа.

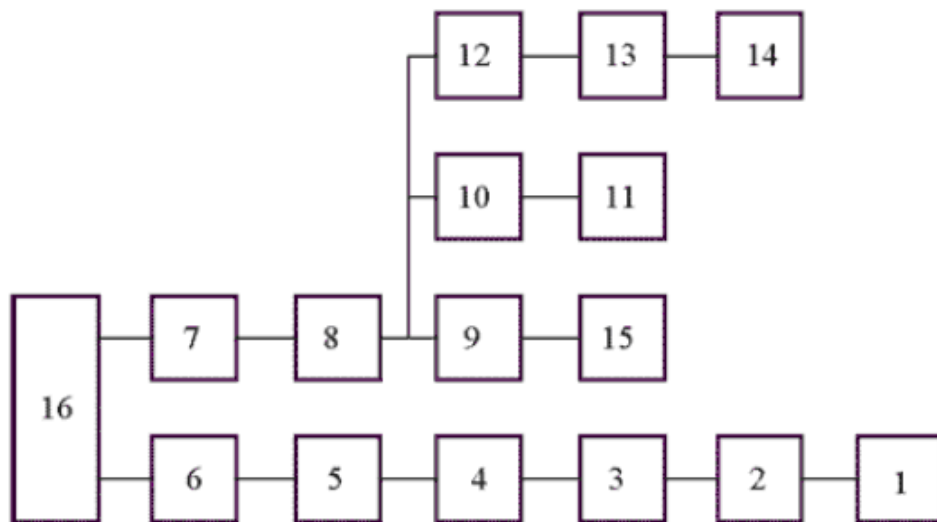


Рис. 5.11. Блок-схема оптичної системи ендоскопа.

Високоякісне зображення з реальною передачею кольору забезпечує високу достовірність дослідження. В Olympus V-70 використовується ПЗС-матриця з високою роздільною здатністю, а також спеціальний алгоритм для обробки оцифрованого відеосигналу, що дозволяє детально розглянути поверхневі структури та патологічні зміни тканини.

5.1.4. Медичні прилади, які функціонують на основі геометричної оптики

5.1.4.1. Мікроскоп

Основні галузі застосування оптичних мікроскопів – біологія, медицина та дослідження матеріалів. Відмінності в будові мікроскопів визначаються саме галуззю їхнього застосування. Класифікація світлових мікроскопів пов'язана з геометричними параметрами об'єкта і його зображення, а також з фізичними явищами, що передбачені конструкцією мікроскопа.

Мікроскоп служить для значного збільшення малих об'єктів. Його оптична система (рис. 5.12) складається в найпростішому випадку з короткофокусної збиральної лінзи (об'єктива) O_1 з фокусною відстанню $F_{об}$ і довгофокусної збиральної лінзи (окуляра) O_2 з фокусною відстанню $F_{ок}$. Оптичні осі окуляра і

об'єктива збігаються. Об'єктив – дає збільшене дійсне зображення об'єкта. Проте збільшення, яке дає об'єктив, недостатнє, тому зображення $F_{об}$ розглядається через окуляр, який дає уявне зображення. Окуляр відіграє роль лупи. Збільшення об'єктива $K_{об}$ і окуляра $K_{ок}$ визначаються за формулами:

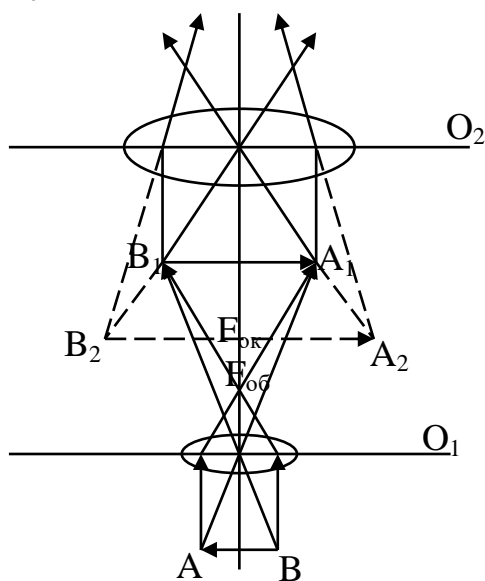


Рис. 5.12. Оптична схема мікроскопа.

$K_{об} = \frac{L}{F_{об}}; K_{ок} = \frac{D}{F_{ок}}$, де L – відстань між заднім фокусом об'єктива і переднім фокусом окуляра, D – відстань найкращого зору. Загальне збільшення мікроскопа K дорівнює добутку збільшень об'єктива і окуляра:

$$K_{об} = K_{об} \cdot K_{ок} = \frac{LD}{F_{об} \cdot F_{ок}} \quad (5.8)$$

Практично збільшення оптичного мікроскопа не перевищує 2500-3000. Це зумовлено дифракційними явищами.

Явище дифракції світла приводить до того, що якщо дві точки досліджуваного об'єкта знаходяться дуже близько одна від одної, то в мікроскоп неможливо побачити їх роздільно: зображення їх зіллються. Властивість оптичної системи давати роздільне зображення дрібних деталей предмета, який розглядається в мікроскоп, називається роздільною здатністю мікроскопа. Роздільна здатність характеризується роздільною відстанню z , під якою розуміють найменшу відстань між двома точками предмета, при якому їх зображення видно роздільно. Чим менша роздільна відстань, тим вища роздільна здатність мікроскопа.

Відповідно до теорії Е. Аббе, який першим побудував прототип сучасного оптичного мікроскопу (1878 р.), гранична роздільна відстань мікроскопа визначається за формулою:

$$z = \frac{\lambda}{2n \sin \varphi}, \quad (5.9)$$

де λ – довжина хвилі світла, яким освітлюється препарат, n – показник заломлення середовища між препаратом і об'єктивом мікроскопа, φ – апертурний кут об'єктива мікроскопа – кут між оптичною віссю об'єктива і променем, який проведений із центру предмета, який розглядають, до краю отвору об'єктива (рис. 5.9).

Величина $A = n \sin \varphi$ називається числовою апертурою об'єктива. Відзначимо, що наведений вираз справедливий при освітленні препарату пучком світла, що сходиться. При освітленні паралельним пучком величина z виявляється більшою вдвічі.

Знаючи величину A можна правильно підібрати об'єктив, який дозволить би розрізняти об'єкти потрібного розміру, наприклад при проведенні біологічних досліджень (вивчення мікробів).

З формули (5.9) видно шляхи збільшення роздільної здатності мікроскопа:

а) збільшення величини апертурного кута φ – в сучасних короткофокусних об'єктивах цей кут близький до 90° ;

б) збільшення n – показника заломлення між об'єктивом і предметом цей простір може бути заповнений олією (наприклад, кедровою) з $n = 1,5$ (такі системи називають імерсійними).

в) зменшення довжини хвилі світла.

Таким чином, із формули (5.9) видно, що досяжна роздільна здатність мікроскопа буде рівна для $\lambda = 0,6 \text{ мкм}$

$$z_{\min} = \frac{0,6 \text{ мкм}}{2 \cdot 1,5} = 0,2 \text{ мкм}$$

Отже, в оптичний мікроскоп можна розрізняти деталі, взаємно віддалені не менш ніж на $0,2 \text{ мкм}$.

При роботі з мікроскопом суттєве значення має поняття його корисного збільшення, яке пов'язане як з величиною роздільної відстані об'єктива мікроскопа, так і з роздільною здатністю ока спостерігача, яка також обмежена. На відстані найкращого зору (для нормального ока 25 см) око людини може розрізняти роздільно дві точки, якщо відстань між ними не менше $0,1 \text{ мм}$. Це і є роздільна відстань неозброєного ока.

Корисним збільшенням мікроскопа називають таке його значення, при якому око може розрізняти деталі, розміри яких рівні роздільній відстані об'єктива мікроскопа. Тобто, якщо роздільна відстань об'єктива рівна z , то корисним збільшенням буде таке, при якому зображення деталей розмірами z буде збільшене оптичною системою мікроскопа до розмірів, які відповідають роздільній відстані ока z' , тобто корисне збільшення рівне $K = \frac{z'}{z}$ (де z', z – роздільні відстані ока і об'єктива мікроскопа). Знайдемо корисне збільшення для об'єктива, числова апертура якого рівна $0,4$, при освітленні препарату світлом з довжиною $\lambda = 0,6 \text{ мкм}$. Роздільна відстань такого мікроскопа рівна:

$$z = \frac{\lambda}{2n \sin \varphi} = \frac{0,6}{2 \cdot 0,4} = 0,75 \text{ мкм}$$

Корисне збільшення мікроскопа буде дорівнювати:

$$K = \frac{100}{0,75} = 135.$$

Якщо, припустимо, корисне збільшення об'єктива рівне 20, то для забезпечення такого збільшення мікроскопа необхідно використати окуляр, який має приблизно восьмиразове збільшення.

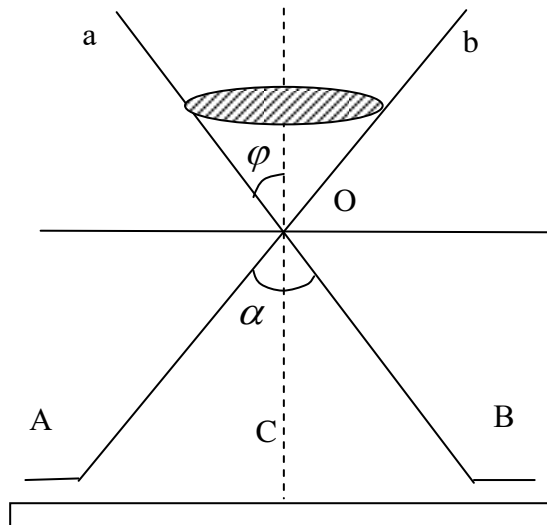


Рис. 5.13. Визначення роздільної відстані мікроскопа.

Числове значення апертури об'єктива з достатньою точністю можна визначити експериментально, виходячи з таких міркувань: точка предмета O лежить на головній оптичній осі OC об'єктива (рис. 5.1,3). Кут AOB, утворений продовженням променів AO та BO, дорівнює куту AOB. З прямокутного трикутника COB знайдемо $\sin \varphi$, вимірявши відстані OC та CB. Знаючи довжину хвилі λ та показник заломлення n визначимо роздільну відстань оптичного мікроскопа.

Залежно від використання в мікроскопах різних пристроїв, що впливають на зміну фізичних властивостей об'єкта та світла, яке пройшло або відбилось від нього, мікроскопи поділяють на люмінесцентні (світіння об'єкта під впливом світла визначеної довжини хвилі), поляризаційні (візуалізація зображення об'єкта в поляризованих променях), ультрафіолетові та інфрачервоні (візуалізація об'єкта під дією ультрафіолетових або інфрачервоних променів).

Класифікація мікроскопів:

- біологічні;
- поляризаційні;
- інвертовані;
- темнопольні;
- металографічні;
- стереомікроскопи.

Біологічні мікроскопи призначені для дослідження дуже маленьких об'єктів – клітин рослин, найпростіших і мікроорганізмів та застосовуються, в основному, в біологічних і медичних дослідженнях. Для таких мікроскопів характерний великий діапазон збільшення та наявність револьверної головки, що дозволяє різко змінювати збільшення.

Мікроскопи серії “БИОМЕД-1”.

”БИОМЕД-1” – висококласний мікроскоп, призначений для біохімічних, патологоанатомічних, цитологічних, гематологічних, урологічних, дерматологічних, біологічних та загальноклінічних досліджень у лабораторіях будь-якої медичної установи.



Рис. 5.14. “Биомед-1”.

Темнопольний мікроскоп або мікроскоп, що працює за методом темного поля, є мікроскопом проглинутого або відбитого світла з темнопольним конденсором. Метод темного поля застосовується для одержання прозорих, непоглинаючих зображень і тому невидимих при спостереженні в світлому полі об'єктів. Пучок променів, що висвітлюють об'єкт, виходить з конденсора у вигляді порожнього конуса і безпосередньо в об'єктив не попадає. Зображення створюється тільки світлом, що розсіюється дрібноструктурними елементами об'єкта. У полі мікроскопа на темному фоні видно світлі зображення дрібних деталей; у великих деталей видно тільки світлі краї, що розсіюють освітлювальні промені. Один з нових перспективних методів діагностики, в якому застосовується метод темного поля – сканування краплі “живої” крові на темнопольному мікроскопі (гемосканування).

Поляризаційні мікроскопи дозволяють виявляти неоднорідності (анізотропію) структури при вивченні будови тканин і утворень в організмі при поляризованому світлі (візуалізація зображення об'єкта в поляризованих променях). Поляризаційний мікроскоп широко використовують у медико-біологічних дослідженнях при вивченні препаратів крові, шліфів зубів, кісток тощо. (мікроскоп Альтами ПОЛАР - варіант 1, мікроскоп Полам Л-213М) (рис. 5.15).

Лабораторні поляризаційні мікроскопи серії ПОЛАМ призначені для досліджень прозорих об'єктів у прохідному світлі – звичайному і поляризованому, вони можуть працювати в комплексі з периферійним устаткуванням. Мікроскопи застосовуються в мінералогії, кристалографії, медицині, біології, хімії, криміналістиці тощо.



Рис. 5.15. Мікроскоп “Полам Л-213М”.

Люмінесцентні мікроскопи – це мікроскопи відбитого світла плоского поля, призначені для дослідження непрозорих об'єктів з різним ступенем роздільної здатності, і напівпрозорих об'єктів. Люмінесцентні мікроскопи серії Альтами ЛЮМ, Микмед-2 варіант 11 і Микмед-2 варіант 12 призначені для імунологічних досліджень із застосуванням флюоресцентних і ферментних міток широкого профілю (родамін, пероксида та ін.), а також гістологічних і цитологічних досліджень у клінічній лабораторній діагностиці.

Стереомікроскопи призначені для дослідження непрозорих об'єктів з різним ступенем роздільної здатності та напівпрозорих об'єктів. За допомогою стереомікроскопів здійснюють спостереження об'єкта за методом світлого поля: на світлому полі спостерігається об'ємне зображення контрастного однотонного або природного кольорового об'єкта. Мікроскоп МБС-10 призначений для вивчення як об'ємних предметів, так і тонких плівкових та прозорих об'єктів, а також препаратів зразків. Спостереження може здійснюватися як при штучному, так і при природному освітленні у відбитому і прохідному світлі. Області застосування: ботаніка, біологія, медицина, мінералогія, археологія, машинобудування, приладобудування та інші галузі науки і техніки.



Рис. 5.16. Мікроскоп стереоскопічний МБС-10.

Металографічні мікроскопи використовують для дослідження у відбитому світлі структур різних поверхонь.

У 2006 році німецькі вчені Штефан Хелль і Маріанно Боссі створили оптичний мікроскоп, який дозволяє спостерігати об'єкти розміром близько 10 нм і отримувати трьохмірні 3D зображення. Вчені застосували метод, у якому молекули, при дії короткочасного імпульсу, почали флуоресцювати. Випромінюване світло фіксувалося, що дозволяло отримувати інформацію про об'єкти розміром меншими за 200 нм.

5.1.4.2. Рефрактометр

Рефрактометр - візуальний оптичний прилад для вимірювання показника заломлення рідких і твердих середовищ. Його дія ґрунтується на вимірюванні кута повного внутрішнього відображення у випадку непрозорого досліджуваного середовища або граничного кута заломлення на межі розділу прозорих середовищ

(досліджуваного та відомого) при поширенні світла із середовища з меншим показником заломлення n_1 в середовище з більшим показником – n_2 .

Рефрактометр лабораторний ИРФ-454 Б2М призначений для вимірювання показника заломлення n і середньої дисперсії рідких і твердих середовищ, а також для безпосереднього вимірювання процентного вмісту сухих речовин у розчинах (рис. 5.17).



Рис. 5.17. Зовнішній вигляд рефрактометра ИРФ-454.

На рис. 5.17: 1 – корпус прилада; 2 – вимірювальна головка; 3 – зорова труба; 5 і 6 – маховички; 7 – барабан.

Основною частиною рефрактометра являються дві прямокутні призми 1(освітлювальна) і 2(вимірна), які виготовлені із одного і того ж сорту скла. Призми стикаються гіпотенузними гранями, між якими є проміжок товщиною 0,1 мм. Між призмами поміщають краплю досліджуваної рідини, показник заломлення якої треба визначити.

На освітлювальну призму 3 (рис.5.18) від джерела білого світла 1 через лінзу 2 направляється світловий промінь, який розсіюючись, проходить через тонкий шар досліджуваної рідини і заломлюється на поверхні вимірної призми 4. Внаслідок дисперсії межа світла і тіні виявляється забарвленою, тому після виходу із вимірної призми на шляху світла встановлюється дисперсійний компенсатор 5, який складається з трьох призм з різними показниками заломлення. Призми підібрані таким чином, щоб монохроматичний промінь з довжиною хвилі 589,5 мкм не відхилявся після проходження компенсатора. Промені інших довжин хвиль відхиляються в різних напрямках. Переміщаючи компенсатор з допомогою спеціальної ручки, добиваються того, щоб межа між світлом і тінню стала чіткою. Далі промені світла через об'єктив 6 і повертаючу

призму 7 попадають в зорову трубу. При спостереженні межі світла і тіні в окулярі одночасно видно шкалу 9, на якій нанесені значення показника заломлення.

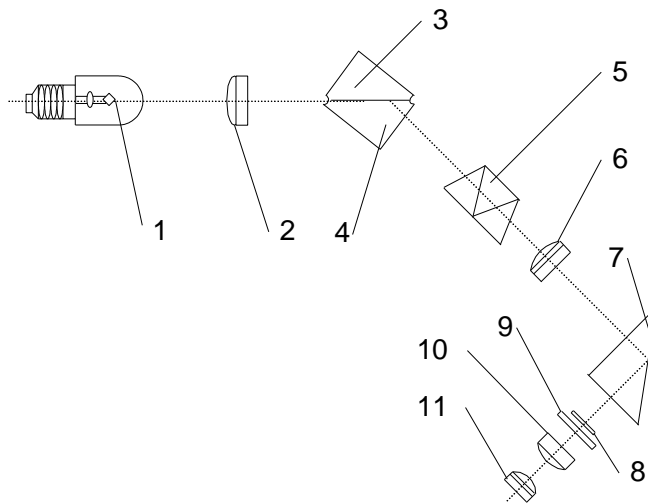


Рис. 5.18. Оптична схема рефрактометра.

В спільній фокальній площині об'єктива і окуляра зорової труби знаходиться скляна пластина 8 на яку нанесено візирна лінія(три штрихи вздовж однієї прямої). Переміщаючи зорову трубу добиваються суміщення візирної лінії з межею світла і тіні і по шкалі визначають показник заломлення досліджуваної рідини.

В рефрактометрі, окрім шкали показника заломлення (права шкала), є шкала процентного вмісту цукру в розчині (ліва шкала), розташована навпроти відповідних показників заломлення. Для вимірювання концентрації інших речовин у розчині необхідно попередньо проградувати рефрактометр, тобто побудувати графік залежності показника заломлення від концентрації речовини.

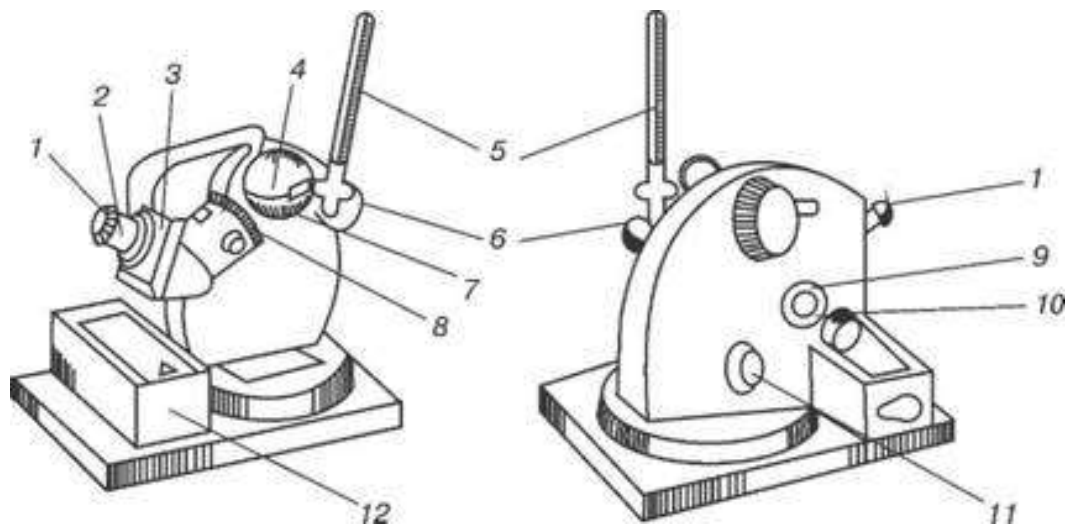


Рис. 5.19. Рефрактометр ИРФ-22: 1 — окуляр; 2 — підзорна труба; 3 — гніздо для ключа; 4 — верхня півкуля вимірювальної головки; 5 — термометр; 6 — освітлювальне дзеркало; 7 — нижня півкуля вимірювальної головки; 8, 11 — маховички; 9 — віконце; 10 — дзеркало для освітлювання шкали; 12 — пенал.

На площину вимірювальної призми $7'$ за допомогою піпетки або капіляра, не торкаючись поверхні призми, наносять декілька краплин досліджуваної речовини й обережно закривають верхню півкулю 4 вимірювальної головки (рис.5.20а). Освітлювальне дзеркало 6 установлюють так, щоб світло від джерела падало на освітлювальну призму і рівномірно освітлювало поле зору. Дзеркало 10, яке освітлює шкалу, встановлюють так, щоб світло падало у віконце 4. Спостереження ведуть через підзорну трубу 2, фокусуючи окуляр 1 досягаємо того, щоб шкалу приладу (рис. 3.20б) було чітко видно.

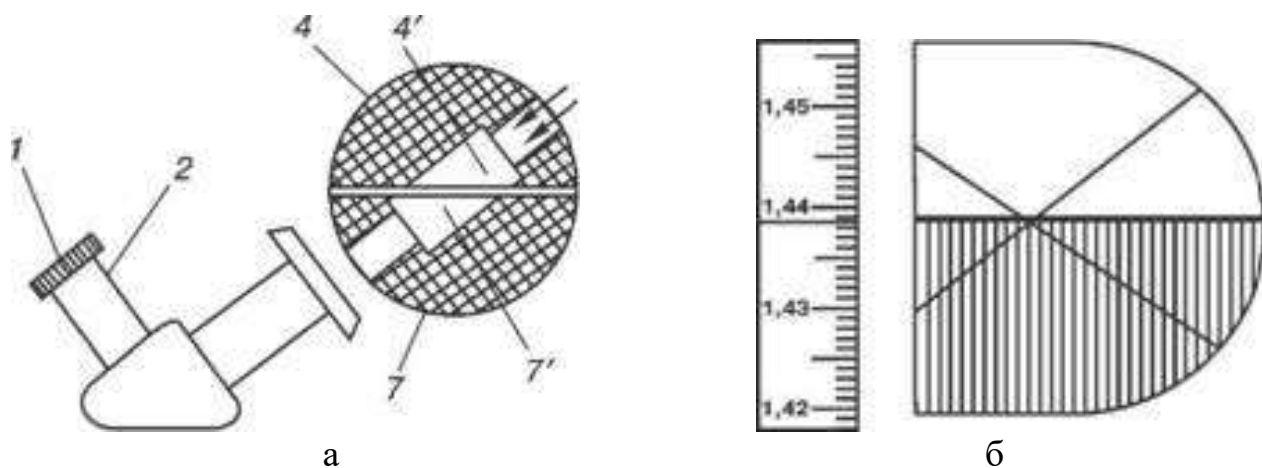


Рис. 5.20. Вимірювальна головка рефрактометра ИРФ-22 у розрізі: 4, 7 — півкулі вимірювальної головки; 4' — освітлювальна призма; 7' — вимірювальна призма.

Після того як за допомогою маховичка 8 (рис. 3.14) досягнута максимально можлива різкість межі розділення світлого і темного полів, поворотом мікроскопічного гвинта тонкого регулювання (маховичок 11) установлюють межу точно в центрі поля зору на перехресті волосків, як показано на рис. 5.20 б. Межу розділу світла (рис. 5.20б) по горизонталі суміщають зі шкалою відліку. Показник

заломлення вимірюється з точністю до четвертого знака. Перші три цифри — це найближчі, що знаходяться нижче горизонтального штриха (мітки) сітки. Третій знак після коми відповідає числу цілих поділок. Четвертий знак оцінюють наближено. Таким чином, показник заломлення дорівнює 1,4357 (рис. 5.20б).

ГЛАВА 5.2. ОСНОВИ ХВИЛЬОВОЇ ОПТИКИ

5.2.1. Хвильові властивості світла

Інтерференція світла

При розгляді питань, що стосуються роздільної сили оптичних приладів метод геометричної оптики не придатний.

Інтерференція – накладання когерентних хвиль, при якому відбувається підсилення чи послаблення амплітуди результуючих коливань.

Когерентні хвилі – це хвилі, що мають однакову частоту і сталу різницю фаз.

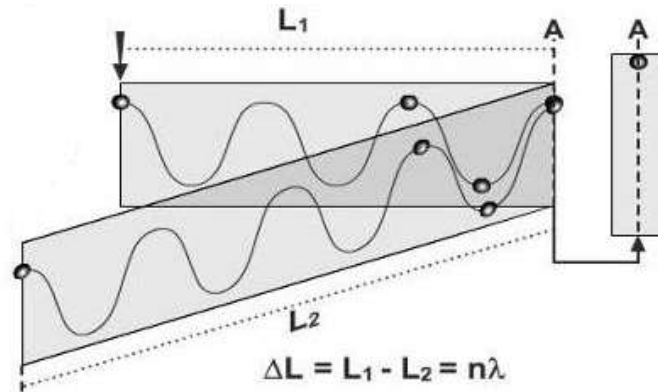


Рис. 5.21. Когерентність хвиль.

Нехай у точці А накладаються дві хвилі однакової частоти, що пройшли перед цим різні відстані l_1 і l_2 від своїх джерел (рис. 5.21). Амплітуда результуючого коливання залежить від величини, що називається різницею ходу хвиль.

$$\Delta l = l_1 - l_2 \quad (5.10)$$

$$\Delta = n_1 l_1 - n_2 l_2 \quad (5.11)$$

тут Δl - різниця ходу, l_1, l_2 - шлях хвиль, Δ - оптична різниця ходу; n_1, n_2 - показники заломлення середовищ.

Умова максимуму інтенсивності інтерферуючих хвиль:

$$\Delta l = m\lambda, \quad m = 0, \pm 1, \pm 2, \dots \quad (5.12)$$

λ - довжина хвилі, m - довільне ціле число

Умова мінімуму:

$$\Delta l = (2m+1)\frac{\lambda}{2}, \quad m = 0, \mp 1, \pm 2, \dots, \quad (5.13)$$

У інших точках простору спостерігається часткове посилення або послаблення результуючої хвилі.

При спостереженні явища інтерференції у монохроматичному світлі з певною довжиною хвилі, інтерференційна картина являє собою чергування світлих і темних ділянок. Інтерференційна картина у білому світлі є забарвленою,

бо кожна складова білого світла дає посилення і послаблення у певних місцях екрана.

Фізична основа роботи приладів для спостереження явища інтерференції світла така: світло від одного джерела поширюється до екрана двома різними шляхами, внаслідок чого утворюється певна різниця ходу променів, і якщо вона у відповідних точках екрана дорівнює $2k \cdot \lambda/2$ або $(2k+1) \cdot \lambda/2$, то на екрані спостерігатиметься чітка інтерференційна картина.

За допомогою інтерферометрів, в основі яких лежить явище інтерференції, з великою точністю визначають довжини хвиль, показники заломлення речовин, якість оптичних поверхонь.

Просвітлення оптики

Винахідником способу поліпшення якості оптичних приладів, що отримав назву "просвітлення оптики" був український фізик Олександр Смакула (9.09.1900 – 17.05.1983), який народився у селі Добриводи Збарзького району на Тернопільщині. Суть винаходу полягає у тому, що поверхні лінз оптичних пристроїв (фотоапаратів, біноклів, далекомірів, мікроскопів, перископів, телескопів та ін.) покривають спеціальним тонким шаром певного матеріалу, що значно зменшує відбивання світла від поверхні лінзи і набагато збільшує контрастність зображення. Гасіння відбитих від різних поверхонь світлових променів відбувається тоді, коли амплітуди хвиль однакові, а різниця фаз хвиль дорівнює π , що відповідає їх різниці ходу $\lambda/2$. Амплітуди хвиль будуть однаковими при виконанні рівності $n_{ге} = \sqrt{n_{не}}$, де $n_{нл}$ – показник заломлення прозорої металевої плівки, $n_{ск}$ – показник заломлення скляної поверхні. Різниця фаз хвиль дорівнюватиме π , якщо оптична товщина плівки буде задовільняти умові:

$$n_{нл} \cdot d_{нл} = (2k + 1) \cdot \frac{\lambda}{4}, k = 0, 1, 2, \dots \quad (5.14)$$

О. Смакула є автором понад 100 наукових праць. Помер учений у місті Обурн, штат Массачусетс, США.

Враховуючи визначні заслуги Олександра Смакули у розвитку науки ХХ-го століття, рішенням 30-ї сесії Генеральної конференції ЮНЕСКО 2000 рік був оголошений роком О. Смакули.

Дифракція світла

Явище дифракції полягає у відхиленні світлових променів від прямолінійного поширення в середовищах з перешкодами (дуже вузькі отвори, краї з перешкодами). В області геометричної тіні і поблизу неї в освітленій частині поля зору спостерігається така ж картина, як і при інтерференції когерентних світлових пучків. Це дає змогу зробити висновок, що основою явищ дифракції та інтерференції є хвильові властивості світла. Явище дифракції свідчить про порушення законів геометричної оптики. Воно спостерігається на відстанях $l = D^2/4\lambda$ від перешкоди, де D – лінійні розміри отвору перешкоди, λ – довжина хвилі.

Дифракція світлових хвиль не дозволяє розрізняти найдрібніші деталі предметів за допомогою оптичних приладів. Найменша відстань між двома точками, при якій їх зображення не зливаються, називається роздільною відстанню оптичного приладу (δ). Для мікроскопа роздільна відстань $\delta \geq \frac{\lambda}{2n \cdot \sin u}$, де u – апертурний кут (половина кута між крайніми променями, які падають від точки предмета на об'єктив і попадають в око спостерігача), n – показник заломлення середовища.

При дифракції монохроматичного світла на вузькій довгій щілині ВС (рис. 5.22) утворюється смугаста дифракційна картина.

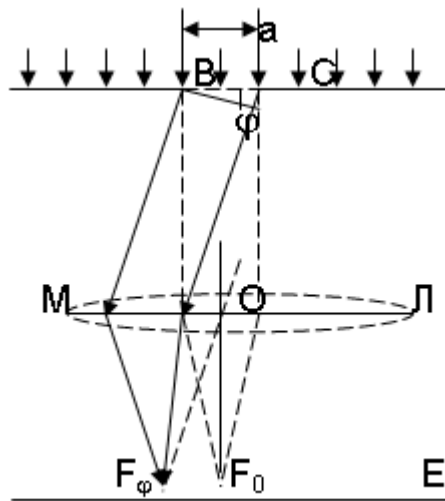


Рис. 5.22 Дифракція на щілині.

При цьому в центрі екрану Е буде світла смуга (нульовий максимум), положення темних смуг визначається умовою: $a \cdot \sin \alpha = \pm n\lambda$ ($n=1, 2, 3 \dots$), а світлих (крім нульового максимуму) – умовою $a \cdot \sin \alpha = \pm (2n+1)\lambda / 2$ ($n=1, 2, 3 \dots$), де a – ширина щілини, α – кут між нормаллю до щілини і положенням відповідного мінімуму чи максимуму, λ – довжина хвилі, n – порядок максимуму або мінімуму. У точці F_ϕ на екрані збираються всі паралельні промені, що падають на лінзу МЛ під кутом ϕ . Біле світло дає замість світлих і темних смуг райдужні (забарвлені) смуги.

Дифракційна ґратка – сукупність великої кількості вузьких щілин, розділених непрозорими проміжками.

Якщо ширина прозорих щілин – a , ширина непрозорих проміжків – b , то величина $d=a+b$ називається періодом (сталого) дифракційної ґратки.

Величина $\delta = d \sin \phi$ – оптична різниця ходу між променями ВМ і DN, що йдуть від сусідніх щілин (рис. 5.23).

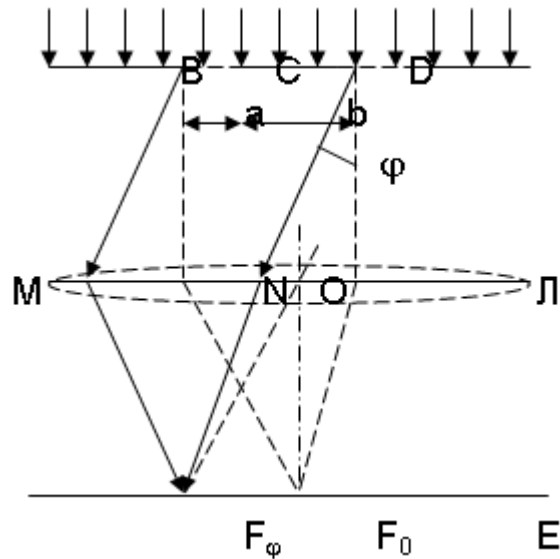


Рис. 5.23. Дифракційна решітка.

Головні максимуми при дифракції на ґратці спостерігаються під кутами, що задовільняють умову:

$$d \sin \varphi = \pm n\lambda, \quad (n=0, 1, 2, 3\dots) \quad (5.15)$$

Умова дифракційних мінімумів:

$$d \sin \varphi = (2n+1) \cdot \lambda / 2, \quad (n=0, 1, 2, 3\dots) \quad (5.16)$$

Між головними дифракційними максимумами розміщені $N-1$ мінімуми і $N-2$ слабкі вторинні максимуми, де N – число щілин у ґратці.

Знаючи період дифракційної ґратки, можна визначити довжину світлової хвилі. Вимірявши величину кута φ , що визначає відповідне положення максимуму, знайдемо:

$$\lambda = \frac{d \sin \varphi}{n} \quad (5.17)$$

Дифракція на відбиваючій дифракційній ґратці

Майже у всіх спектральних дослідженнях використовується дифракція при відбитті променів світла ґраткою.

Нехай ґрані штрихів ґратки (рис. 5.24), складають із площиною ґратки кут α , відстань між штрихами d , а ширина ґрані b . Коли на ґратку падає світло у напрямку 1, складаючи з нормаллю N до площини ґратки кут ψ , то воно відбиватиметься у напрямку 2, складаючи із нормаллю кут φ .

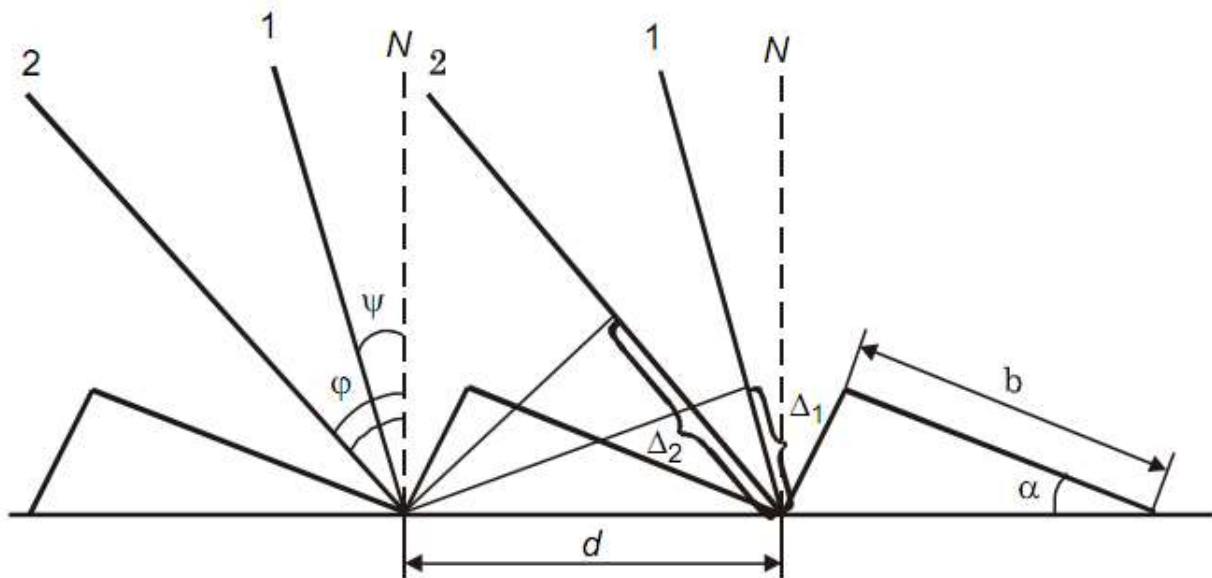


Рис. 5.24. Інтерференція плоских хвиль, відбитих на гранях штрихів решітки.

Геометрична різниця ходу Δ між променями, дифрагуючих від сусідніх штрихів, рівна: $\Delta = \Delta_1 - \Delta_2 = d \cdot (\sin\varphi + \sin\psi)$. Положення головних максимумів для відбиваючої ґратки знаходиться формулою $d \cdot (\sin\varphi + \sin\psi) = k\lambda$. При нормальній падінні променів на ґратку ($\psi = 0$), умова дифракційних максимумів матиме вигляд: $d \cdot \sin\varphi = k\lambda$.

Голографія

Явище голографії можна пояснити виходячи із законів інтерференції і дифракції.

Для отримання об'ємного зображення предмета голограму ставлять в те місце, де раніше була розташована фотопластинка. При освітленні голограми світловим пучком того ж лазера і під тим самим кутом, під яким було проведено експонування, відбувається дифракція опорної хвилі на голограмі, і ми бачимо об'ємне зображення предмета.

Застосування оптичних захисних елементів (голограм) вважається спеціалістами як ефективний і надійний захист від підробок. Оптичні елементи захисту розміщені на дифракційно-оптичних структурах, які знаходяться в шарі фольги. При відповідному рівні виготовлення голограм підробити чи скопіювати ці елементи практично неможливо.

Для виготовлення голограми застосовують цілий ряд дуже складних і точних процесів, зокрема, лазерну інтерфракційну фотореєстрацію об'єкта, Фур'є-кодування, комп'ютерний синтез, растровий запис. На одну голограму можна записати десятки зображень, створити тривимірні зображення зі стереоскопічними і об'ємними ефектами, цілим рядом ефектів руху і інтенсивними кольорами райдуги, які є складовими частинами білого кольору. В залежності від освітлення ми бачимо різні орнаменти, кольори і зображення. Комплексна структура і безмежні можливості використання голографії — утворюють надійний захист від підробок.

Метод отримання об'ємних зображень (голографія) був відкритий у 1947 Деннісом Габором. На відміну від фотознімка, який фіксує лише інтенсивність світла і створює плоске зображення об'єкта, голографія реєструє хвильовий фронт

світлового променя і створює тривимірне зображення предмета. Лише через 23 роки після публікації своїх перших праць Габор отримав Нобелівську премію з фізики.

Якщо направити на предмет пучок когерентного світла (рис. 5.25) то на фотопластинку потраплятиме при цьому, крім розсіяного предметом світла, ще й світло, яке пройшло крізь напівпрозоре дзеркало. Останній пучок має назву опорного.

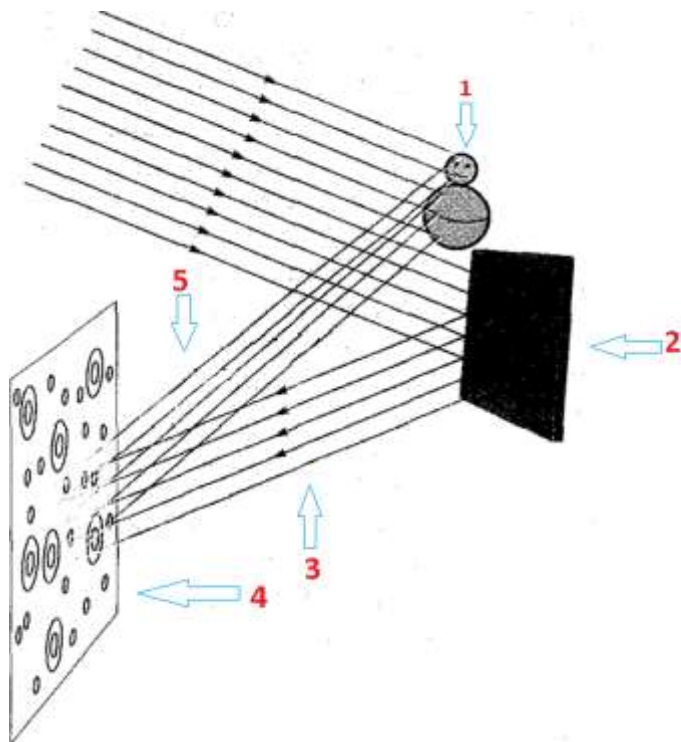


Рис. 5.25. Схема отримання голограми.

На рис. 5.25 вказані: 1-об'єкт; 2-напівпрозоре зеркало; 3-опорний пучок; 4-фотопластинка; 5-сигнальний пучок.

Негатив або позитив інтерференційної картини, що виникає при взаємодії розсіяного предметом пучка з опорним пучком, і є голограмою. Голограма містить у собі інформацію як про амплітудну, так і про фазову модуляцію розсіяної предметом хвилі.

Детальне дослідження ока може бути ускладнене через стан пацієнта, то якщо отримати голограму ока (рис. 5.26), його можна досліджувати не лише оптичними методами, але й зберігати в історії хвороби.

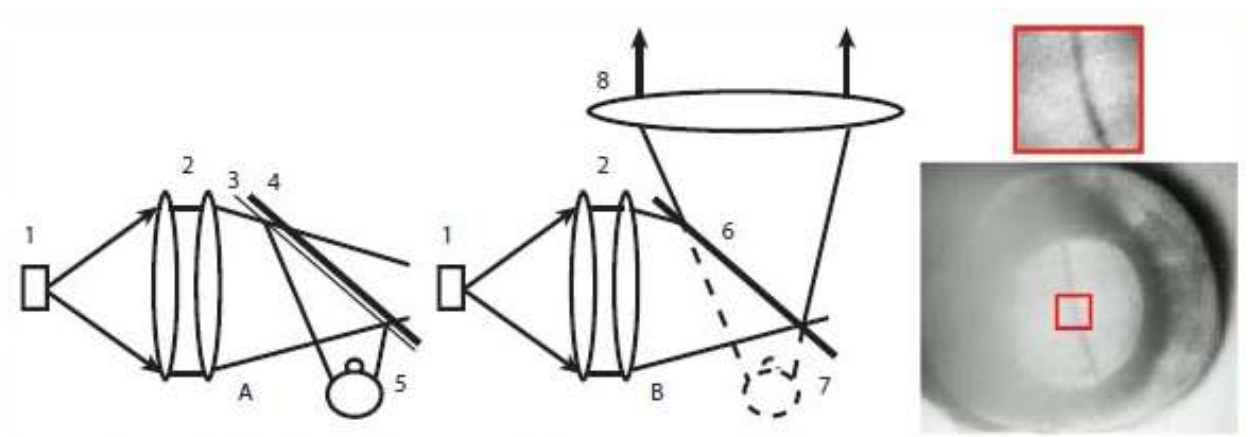


Рис. 5.26. Принципова схема реєстрації голограми ока (А) і відновлення голографічного зображення (В). Справа – голограма ока кролика, на ній видно дефект рогівки. 1 – імпульсний лазер; 2 – коліматорна система; 3 – напівпрозорий дільник; 4 – голографічна пластинка; 5 – око; 6 – голограма; 7 – відновлене зображення ока; 8 вхідний об'єктив діагностичної системи.

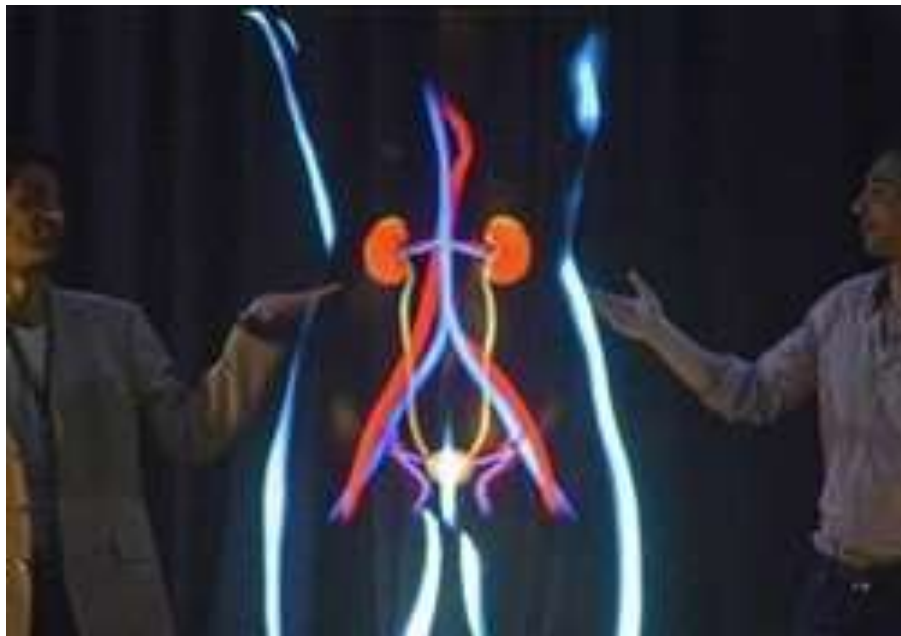


Рис. 5.27. Голографічне зображення нирки людини.

Метод голографічного зображення людських органів може ефективно застосовуватися у медичних закладах при вивченні анатомії, патологічної фізіології, внутрішнім хворобам (рис. 5.27).

Поляризація світла

Видиме світло – це поперечні електромагнітні хвилі з довжинами від 380 до 760 нм, оскільки напрям коливань векторів напруженості електричного \vec{E} і магнітного \vec{H} полів перпендикулярні до швидкості поширення світла і один до одного (рис. 5.28). Розрізняють світло природне і поляризоване. Світло, у якого вектор напруженості електричного поля \vec{E} змінює свою орієнтацію у просторі, називається природним. Це зумовлено тим, що ми одночасно спостерігаємо випромінювання величезної кількості атомів. Джерелами світла є Сонце, лампи розжарення, випромінювання нагрітих тіл тощо. Світло, у якого вектор

напруженості електричного поля \vec{E} не змінює своєї орієнтації у не оптично-активному середовищі, називається поляризованим.

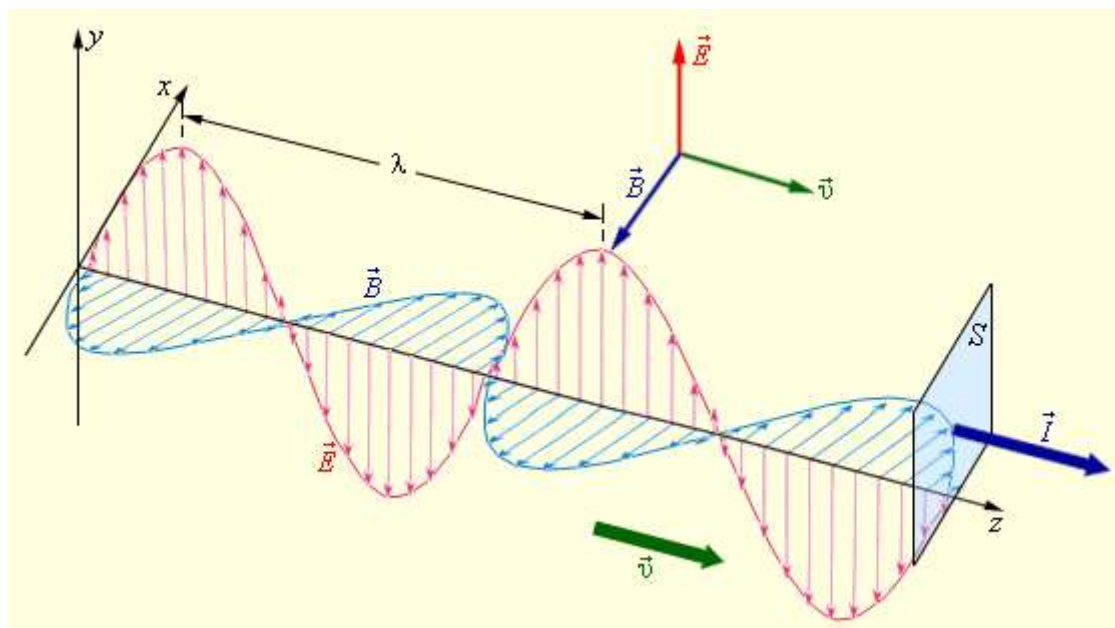


Рис. 5.28. Поширення поперечних електромагнітних хвиль.

Площину, що проходить через вектор напруженості електричного поля \vec{E} і вектор швидкості світла, називають площиною поляризації. Світло може поляризуватися при відбиванні, заломленні і розсіюванні. Око людини не відрізняє поляризованого світла від природного, тому для дослідження поляризації світла використовують поляризаційні прилади – поляриметри.

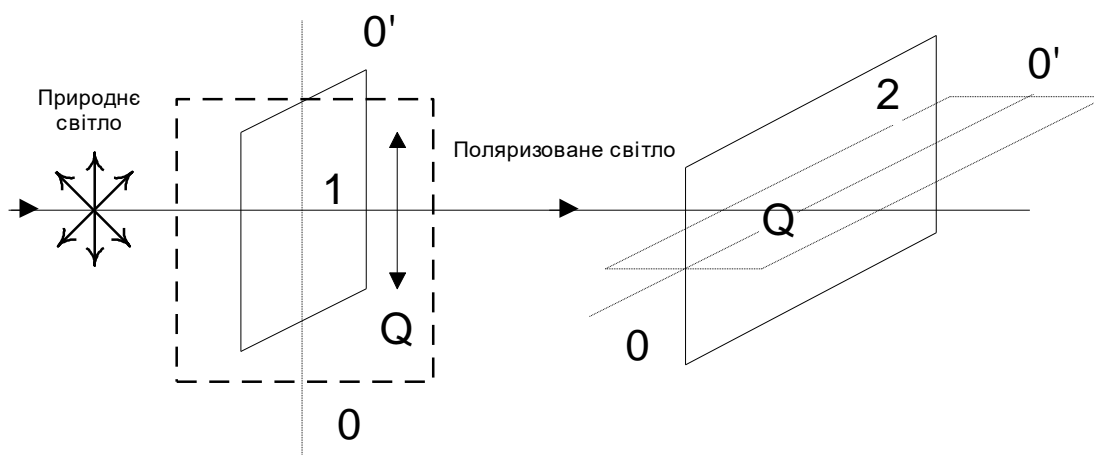


Рис. 5.29. Схема отримання поляризованого світла.

До природних кристалів, які поляризують світло, належить турмалін. Природний промінь, проходячи через пластинку турмаліну (рис. 5.29), вирізану паралельно оптичній осі $O'O'$ кристала, що являє собою напрямком відносно якого атоми (чи іони) кристалічної решітки розташовані симетрично (в деяких кристалах таких напрямків може бути два), повністю поляризується. Якщо за пластинкою 1 розташована інша пластинка турмаліну 2, яка орієнтована так, що її

оптична вісь перпендикулярна оптичній осі пластинки 1, то через другу пластинку промінь не пройде, оскільки коливання вектора напруженості електричного поля \vec{E} будуть перпендикулярні до головної площини пластинки 2, тобто площини, що містить оптичну вісь і промінь. Якщо ж оптичні осі пластинок 1 і 2 складуть кут α , відмінний від 90° , то світло (промінь) проходитиме через пластину 2. Проте, як видно з рисунка, амплітуда світлових коливань, що пройшли через пластину 2, буде меншою від амплітуди світлових коливань, падаючих на пластинку:

$$E = E_0 \cdot \cos \alpha \quad (5.18)$$

Оскільки інтенсивність світла пропорційна квадрату амплітуди світлових коливань, то

$$I = I_0 \cos^2 \alpha \quad (5.19)$$

де I_0 – інтенсивність світла, що падає на пластинку 2,
 I – інтенсивність світла, що проходить через пластинку.
 Співвідношення (5.19) називається законом Малюса.

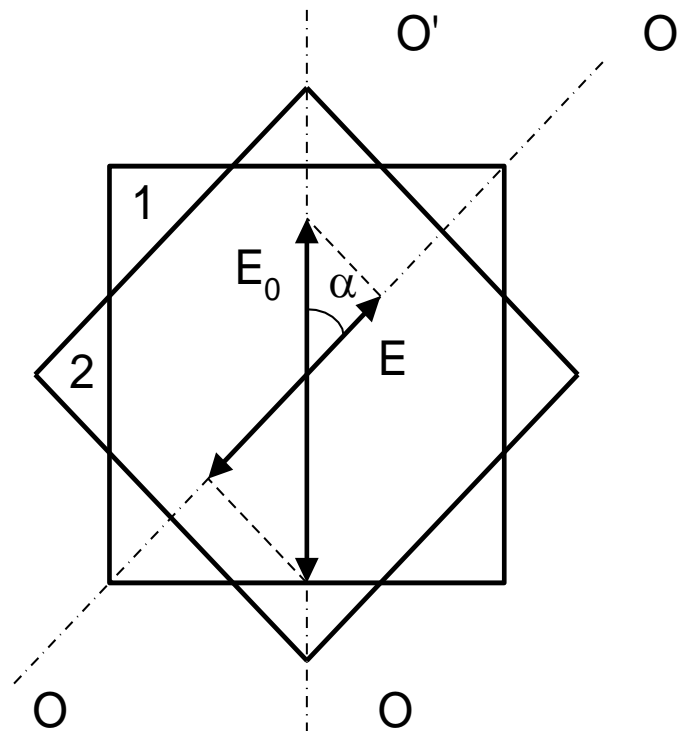


Рис. 5.30. Амплітуда світлових коливань

Пластинка 1, що поляризує природне світло, називається поляризатором, а пластинка 2, за допомогою якої змінюється інтенсивність поляризованого світла – аналізатором (рис.5.30). Прилад, що складається з поляризатора і аналізатора, що дозволяє знайти кут повороту площини поляризації світла називається поляриметром.

Найчастіше для отримання поляризованого світла використовують явище подвійного променезаломлення. При цьому явищі відбувається роздвоєння світла

на два промені (звичайний і незвичайний), що йдуть у різних напрямках. Промені внаслідок анізотропії кристалів поширюються з різними швидкостями.

Для отримання поляризованого світла необхідно розвести звичайний і незвичайний промені на певний кут. Це досягається в призмі Ніколя, що являє собою 4-гранну призму, яка складається із двох 3-гранних призм, виготовлених з монокристалів ісландського шпату і склеєних канадським бальзамом (рис. 5.31).

Природне світло, падаючи на грань АВ призми із ісландського шпату, зазнає подвійного променезаломлення, утворюються звичайний і незвичайний промені, які падають на грань АС – межу двох середовищ: ісландського шпату і канадського бальзаму, речовини з меншим показником заломлення ніж у ісландського шпату; крім того, кут падіння звичайного променя більший, ніж у незвичайного і більший від граничного кута повного внутрішнього відбивання для ісландського шпату. Оскільки кут падіння незвичайного променя на грань АС менший від граничного кута повного внутрішнього відбивання, промінь проходить шар канадського бальзаму і, заломлюючись у призмі АСD, виходить повністю поляризованим. Звичайний промінь зазнає повного внутрішнього відбивання, попадає на грань ВС і там поглинається чорною фарбою, що її покриває.

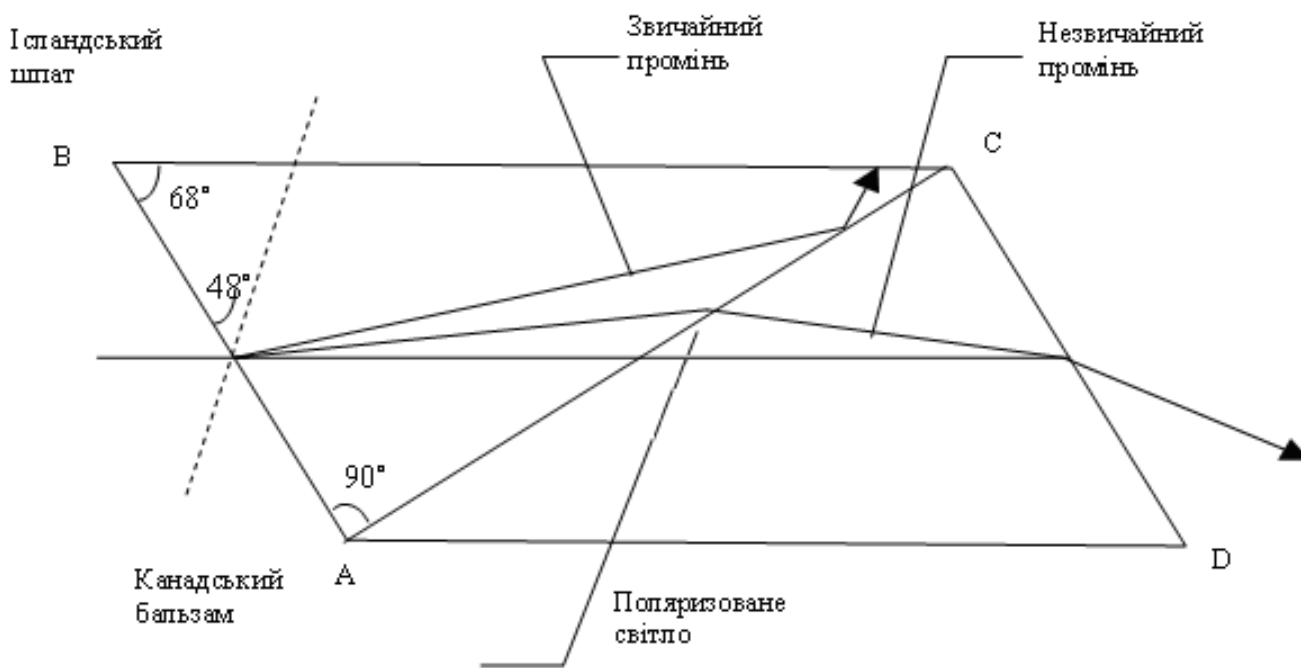


Рис. 5.31. Хід променів у призмі Ніколя.

При проходженні поляризованого світла через певні середовища площина коливань вектора \vec{E} повертається на деякий кут ϕ . Це явище називається явищем повороту площини поляризації і обумовлене структурою речовини, будовою молекул. Речовини, які здатні повертати площину поляризації, називаються оптично-активними речовинами. Розрізняють “праве” і “ліве” обертання площини поляризації. Напрямок обертання визначають по відношенню до спостерігача, який дивиться назустріч променю. Якщо обертання площини поляризації відбувається за напрямком годинникової стрілки, то обертання називається правим, а сама речовина правообертаючою. Якщо ж обертання відбувається проти годинникової стрілки, то обертання називається лівим, а речовина –лівообертаючою.

Величина кута повороту φ площини поляризації пропорційна довжині ходу променя у речовині, а у випадку розчину залежить і від концентрації оптично-активної речовини. Ця залежність виражається формулою:

$$\varphi = \alpha l C \quad (5.20)$$

тут φ – кут повороту площини поляризації, l – довжина ходу променя у розчині, C – концентрація речовини у розчині, α – питома обертання, що характеризує кут повороту площини поляризації світла певної довжини хвилі на одиницю відстані, пройденій світлом у даному розчині. Питома обертання чисельно рівне куту повороту площини поляризації шаром розчину одиничної товщини, що містить 1 г речовини на 100 см³ розчину. Знаючи кут повороту площини поляризації φ , питома обертання α і довжину кювету l , можна знайти концентрацію розчину.

Величина α залежить від роду розчиненої речовини, від вибору розчинника і обернено пропорційна квадрату довжини хвилі (закон Біо):

$$\alpha = \frac{b}{\lambda^2} \quad (5.21)$$

Цю залежність використовують для дослідження структури білків та нуклеїнових кислот, оскільки значна кількість біомолекул містить оптично активні центри. Прилади для дослідження таких структур називаються спектрополяриметрами.

Для визначення кута повороту площини поляризації використовують поляриметри (рис. 5.32).



Рис. 5.32. Зовнішній вигляд поляриметра Су-4.

На рисунку зображено: 1 – окуляр відраховую чого пристрою; 2 – вимірювальна головка; 3 – кювет не відділення; 4 – поворотна обойма; 5 – освітлювальний вузол; 6 – кнопка вимикача; 7 – ручка резистора; 8 – ручка.

Загальна конструкція поляриметра зображена на рис. 5.33.

Поляриметр містить дві призми Ніколя. Через одну із них (поляризатор) пропускають монохроматичне світло і спостерігають його через другу призму Ніколя (аналізатор). При обертанні аналізатора навколо променя, як осі, яскравість світла буде змінюватися: буде найбільшою, якщо головні площини призм Ніколя паралельні, і найменшою (поле зору темне), якщо вони будуть перпендикулярні.

Якщо між призмами Ніколя розмістити оптично активний розчин, то яскравість поля зору зменшиться, оскільки площина поляризації променя повернеться на певний кут. Щоб отримати поле зору попередньої яскравості, необхідно повернути аналізатор у протилежному напрямку на той самий кут.

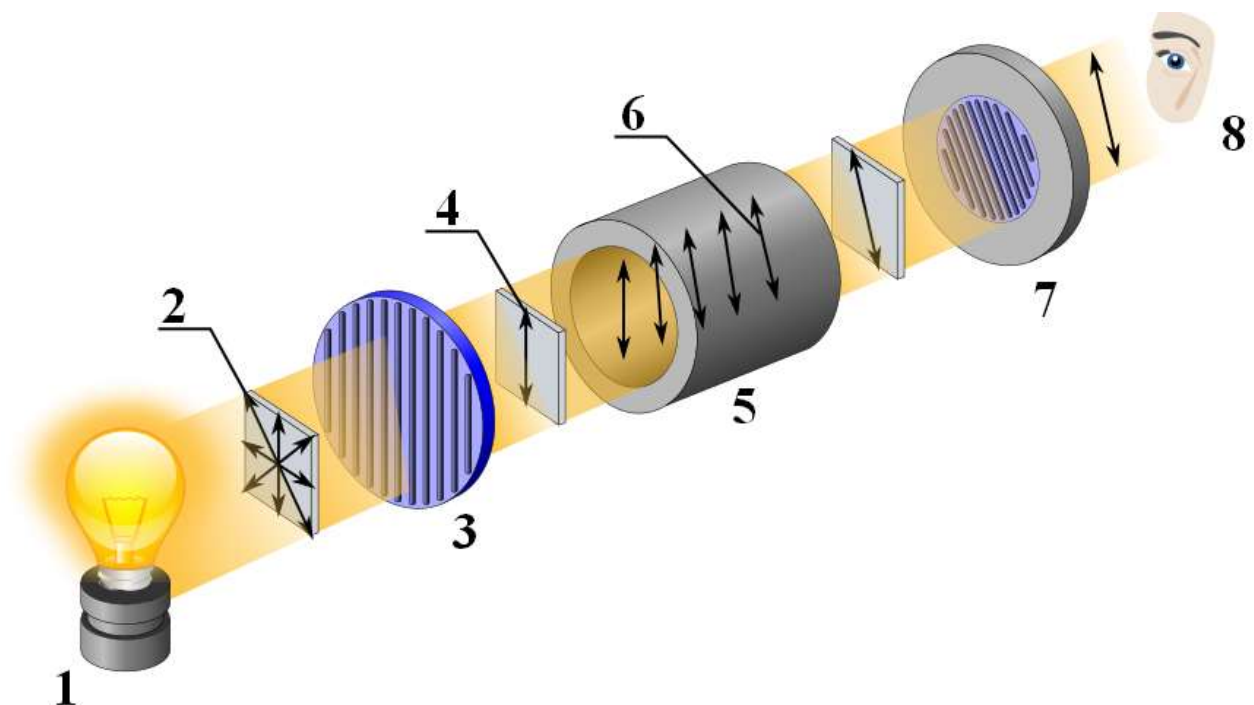


Рис. 5.33. Вимірювання оптичної активності за допомогою поляриметра: 1 - джерело світла, 2 - неполяризоване світло, 3 - поляризатор, 4 - поляризоване світло, 5 - кювета з розчином, 6 – повернення площини поляризації на 30° , 7 - аналізатор, 8 – спостерігач.

На рис. 5.34 показана оптична структура поляриметра.

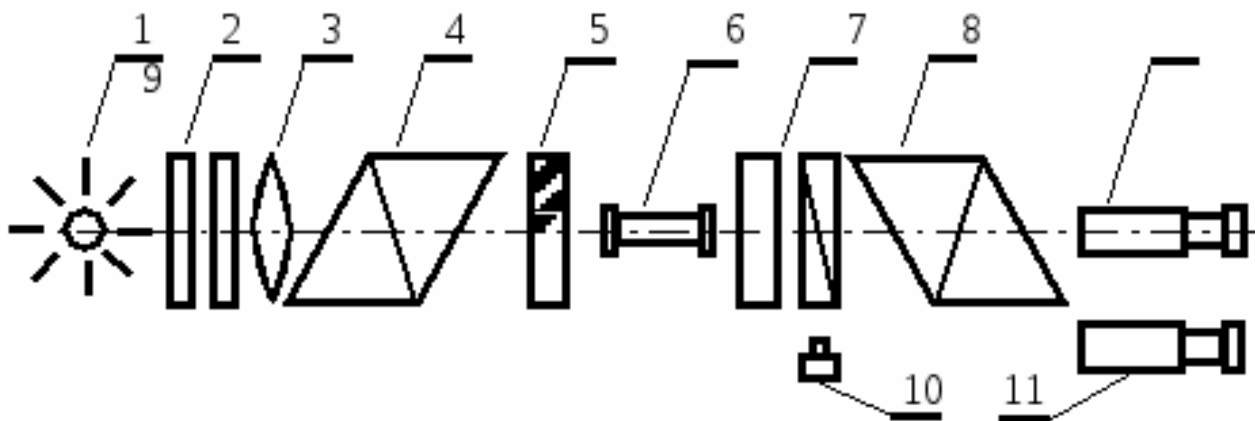


Рис. 5.34. Оптична схема поляриметра.

Від джерела 1 світло проходить через світлофільтр 2, систему лінз 3, після якої перетворюється в паралельний пучок. Потім проходить через поляризатор 4, бікварц Солейля 5, трубку 6 з досліджуваною оптично активною речовиною, клиноподібний компенсатор 7, аналізатор 8 і попадає у поле зору окуляра 9. За поляризатор та аналізатор у поляриметрі використовуються призми Ніколя. Ручка 10 регулює кут повороту площини коливань світла компенсатором, 11 – відлікова лупа шкали компенсатора.

На рис. 5.35а показано положення ноніуса і шкали, що відповідає відліку „+11,85” (нуль ноніуса розташований правіше нуля шкали на 11 повних поділок і у правій частині ноніуса однією із поділок шкали співпадає його 17 поділка. На рис. 5.35б, показано положення шкали і ноніуса, що відповідає відліку „-3,25”.

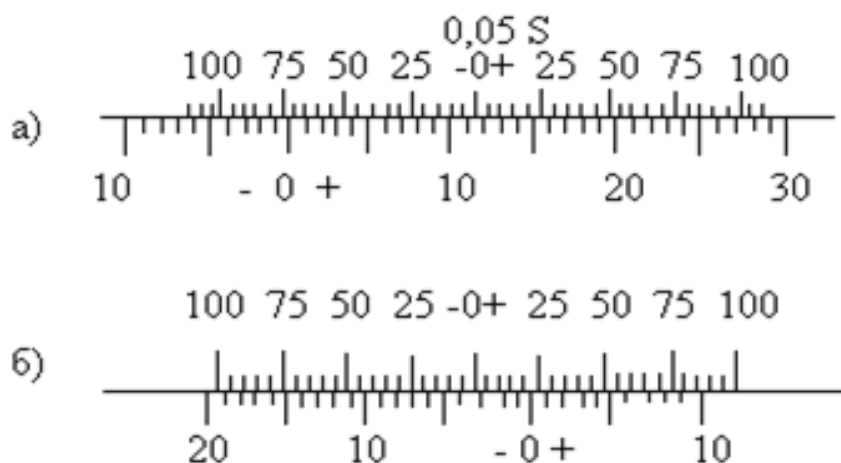


Рис. 5.35. Положення шкали ноніуса поляриметра.

Поглинання світла

Світлова хвиля, проходячи через речовину, поступово затухає. Цей процес супроводжується поглинанням, відбиванням і розсіюванням енергії. Чим більше атомів і молекул зустрінеться на шляху світлового потоку, тим більше світло буде поглинатися. Певна частина енергії хвилі переходить в інші види енергії. Відбуваються підвищення інтенсивності теплового руху атомів і молекул

(тепловий ефект), а також процеси іонізації і збудження атомів, фотохімічні реакції тощо.

Перехід енергії світлової хвилі у різні види внутрішньої енергії речовини називають поглинанням світла.

Розглянемо однорідну речовину у вигляді паралелепіпеда товщиною d , (рис. 5.36), на який падає монохроматичне світло з довжиною хвилі λ .

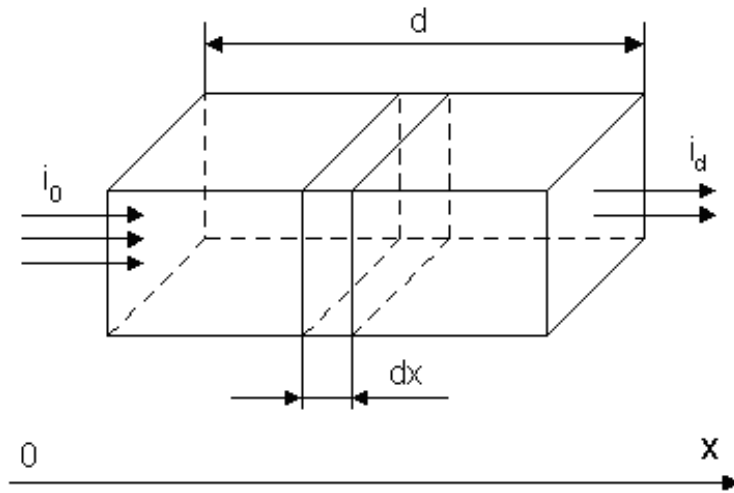


Рис. 5.36. Поглинання світла шаром речовини.

Нехай I_0 – інтенсивність падаючого світла.

На відстані X від поверхні умовно виділимо нескінченно тонкий шар речовини dx .

Інтенсивність світла dI , поглинутого цим шаром, пропорційна інтенсивності падаючого на нього світла і кількості атомів (молекул), що знаходяться в цьому шарі, яка пропорційна товщині шару dx :

$$dI = -x_\lambda \cdot I dx, \quad (5.22)$$

тут x_λ – монохроматичний показник поглинання, який залежить від роду речовини. Знак мінус означає, що інтенсивність світла в напрямку Ox зменшується.

Проінтегруємо (5.22), попередньо розділивши змінні:

$$\int_{I_0}^{I_\alpha} \frac{dI}{I} = -x_\lambda \int_0^d dx$$

В результаті одержимо:

$$\ln I_\alpha - \ln I_0 = -x_\lambda d$$

Звідси:

$$I_\alpha = I_0 e^{-x_\lambda d} \quad (5.23)$$

Рівняння (5.23) називають законом Бугера, згідно якого інтенсивність світла при проходженні через речовину зменшується за експоненціальним законом. Виходячи із формули (5.23) можна дати інше формулювання закону Бугера: в

шарах однорідного середовища однакової товщини поглинається одна і та ж частина енергії.

Фізичний зміст монохроматичного показника поглинання такий: він чисельно дорівнює оберненій товщині шару d , проходячи через який інтенсивність світла зменшується в e разів.

Бер встановив, що для забарвлених прозорих розчинів монохроматичний показник поглинання пропорційний концентрації речовини, тобто:

$$x_{\lambda} = \alpha \cdot c \quad (5.24)$$

де α – показник поглинання світла; c – концентрація.

Підставивши (5.24) у (5.23), отримаємо закон Бугера–Бера:

$$I_d = I_0 \cdot e^{-\alpha \cdot c \cdot d} \quad (5.25)$$

Відношення $I_d/I_0 = \tau$ називають коефіцієнтом пропускання чи прозорістю розчину, а величину $D = \lg I_0/I_d = -\lg \tau$ – оптичною густиною. Оптична густина, рівна 1, відповідає пропусканню 0, 1 чи 10 %. Оптичній густині $D = 2$ відповідає 1 % пропускання.

Враховуючи, що $\ln x = 2,3 \lg x$, з (5.25) отримуємо :

$$D = \frac{1}{2,3} \alpha c d = \varepsilon c d \quad (5.26)$$

де $\varepsilon = \alpha/2,3$ – стала для даного розчину величина, яка називається молекулярною оптичною густиною.

Оптична густина розчину пропорційна концентрації речовини і товщині шару, в якому відбувається поглинання.

На законі Бугера–Бера ґрунтується один з методів визначення концентрації речовини в забарвлених розчинах.

Якщо два розчини однієї речовини з концентраціями C_1 і C_2 і товщинами шарів відповідно d_1 і d_2 поглинають світло в однаковій мірі, то їхні оптичні густини рівні ($D_1 = D_2$).

З формули (5.26) випливає, що

$$C_1 d_1 = C_2 d_2 \quad (5.27)$$

Це співвідношення лежить в основі концентраційної колориметрії.

Для визначення концентрації розчину використовують фотоелектроколориметр, у якому один фотоелемент освітлюють променями, що пройшли через розчин, а інший – променями, які пройшли через розчинник, і за різницею двох фотострумів визначають концентрацію розчину.

Залежність оптичної густини від довжини хвилі називають спектром поглинання. Графік цієї залежності являє собою криву з максимумами в певних інтервалах довжин хвиль, у яких відбувається сильне поглинання. У білків максимум поглинання припадає на довжину хвилі 280 нм, у нуклеїнових кислот – 260 нм, хлорофіл має два максимума поглинання в інтервалах 400–440 нм і 600–630 нм (рис. 5.38), тобто майже у всьому діапазоні видимого світла, крім зеленого. Тому то листя рослин має зелене забарвлення.

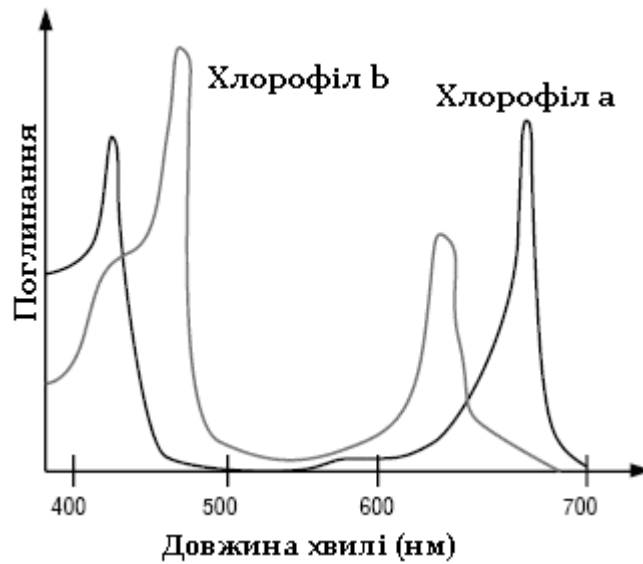


Рис. 5.37. Спектри поглинання хлорофілів а (зелений) і b (червоний).

Пристрій, що призначений для реєстрації спектрів поглинання, називається спектрофотометром.

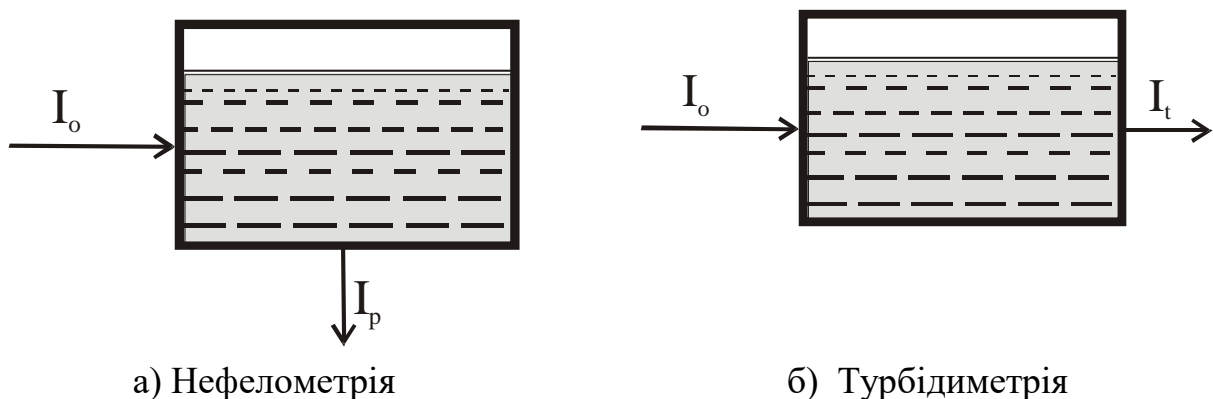
Фізичні явища, що супроводжуються поглинанням світла:

- безвипромінювальний перехід.
- фотохімічна реакція, обумовлена збудженням молекули фотонами.
- люмінесценція – перехід електронів у молекулі в основний стан із випромінюванням фотона (фотонів).

Нефелометрія і турбідиметрія

Нефелометричні і турбідиметричні методи використовують для аналізу суспензій, емульсій та інших дисперсних систем. Визначуваний компонент переводять у малорозчинну сполуку, яка утворює завис. Інтенсивність світла, яке проходить через таке середовище, зменшується внаслідок розсіювання, поглинання та інших процесів взаємодії світла з дисперсними системами.

Нефелометричний метод визначення концентрацій ґрунтується на вимірюванні інтенсивності світла, розсіяного дисперсними частинками, а турбідиметричний – на вимірюванні послаблення світла, яке пройшло через дисперсну систему, внаслідок поглинання.



а) Нефелометрія

б) Турбідиметрія

Рис. 5.38. Схема ходу променів через каламутну рідину.

Інтенсивність розсіяного світла залежить від багатьох параметрів і описується рівнянням Релея, згідно якого інтенсивність розсіяного світла молекулами обернено пропорційна четвертій степені довжини хвилі.

У турбідиметрії, при малій концентрації розчину, інтенсивність світла I_t , яке пройшло через суспензію, описується формулою:

$$A = -\lg \frac{I_t}{I_0} = k l C \quad (5.28)$$

тут I_t – інтенсивність світла, яке пройшло через суспензію; I_0 – інтенсивність падаючого світла;

l – товщина шару;

k – молярний коефіцієнт помутніння розчину.

Рівняння справедливе у випадку постійних умов одержання суспензії. На розміри частинок та оптичні властивості суспензії впливають концентрація іонів, послідовність та швидкість змішування компонентів, стабільна температура. Оскільки всіх цих умов дотриматися важко, то точність визначення цими методами менша, ніж у фотометрії. Методи нефелометрії та турбідиметрії застосовують тоді, коли визначувані іони не дають кольорової реакції, наприклад визначення сульфатів, хлоридів (суспензія $BaSO_4$, $AgCl$), каламутності води (порівнюючи з каламуттю H_2SiO_3). У практиці часто використовують нефелометричне визначення хлориду і сульфату у воді.

Інтенсивність розсіяного світла і світла, яке пройшло через аналізовану суміш, може бути виміряна за допомогою фотоелемента у нефелометрі. У турбідиметрії для вимірювання інтенсивності світла, яке пройшло через суспензію, використовують фотоелектрон-колориметри.

Нефелометр TurbiDirect Tintometer GmbH (рис. 5.39) – високоточний інструмент для лабораторного і мобільного використання.



Рис.5.39. Нефелометр TurbiDirect Tintometer GmbH.

Каламутність вимірюється згідно до ISO 7027 в нефелометричних одиницях (розсіяне світло під прямим кутом). Інфрачервоне джерело світла допускає

вимірювання для забарвлених і незабарвлених зразків. Автоматичний діапазон визначення дозволяє пряме вимірювання від 0,01 до 1100 нефелометричних одиниць, з точністю $\pm 2\%$ до 500 і $\pm 3\%$ для великих значень. Великий графічний дисплей, вдалий дизайн роблять цей прилад дуже легким у використуванні.

5.2.2. Медичні прилади, які функціонують на основі хвильової оптики

Залежно від призначення, спектральні прилади поділяють на такі типи:

Спектрометр — прилад для вимірювання розподілу енергії світлових потоків за довжинами хвиль випромінювання.

Спектрофотометр — прилад для порівняння потоку випромінювання з еталонним. Він використовується для визначення концентрації елементів і речовин у зразку шляхом порівняння інтенсивностей спектральних ліній або смуг поглинання чи випромінювання.

Спектрограф — прилад, в якому приймач реєструє випромінювання практично усього оптичного спектра.

Монохроматор - прилад для виділення вузьких ділянок спектра оптичного випромінювання.

Флюориметр - прилад для вимірювання інтенсивності флюоресценції.

Спектрофлюориметр - прилад для вимірювання спектрів збудження та випромінювання флюоресценції речовини.

Основними компонентами спектрального приладу є: джерело оптичного випромінювання; кювета зі зразком, що досліджується; дисперсійний елемент (призма або дифракційна решітка); фотоприймач; система реєстрації.

Принцип дії спектральних приладів

Родоначальником спектроскопії слід вважати геніального англійського фізика Ісаака Ньютона (1643–1727 рр.), який у 1666 р. за допомогою тригранної скляної призми розклав біле світло на сім кольорів (явище дисперсії). Цей дослід показав, що промені, які відрізняються за кольором, відрізняються також і за ступенем заломлення.

У своїх лекціях з оптики Ньютон писав: «Я визначив, що по різному заломлені промені дають різні кольори, найбільш заломлений – пурпуровий чи фіолетовий колір, а найменш заломлений – червоний, середньо – зелений чи, точніше, межі зеленого і зеленувато-синього, синій знаходиться між пурпуровим і зеленим, жовтий – між зеленим і червоним. Тому промені, заломлені все більше й більше, розташовуються у такому порядку: промені, які породжують червоний, жовтий, зелений, синій і фіолетовий». «Я також знайшов, що початкові кольори при змішуванні променів одного з іншим можуть проявляти суміжні кольори: зелений – із жовтого і синього, жовтий – із сумісних зеленого і лимонного, а також із інших».

Німецький фізик Йозеф фон Фраунгофер (1787–1826 рр.) першим застосував дифракційні ґратки для дослідження спектрів і дослідив темні лінії в сонячному спектрі (1815 р.) та виміряв їхню довжину хвилі.

У залежності від дисперсійного елемента розрізняють спектральні прилади з призмою або дифракційною ґраткою. Схему приладу першого типу зображено на рис. 5.40а. Оптичне випромінювання джерела проходить через вхідну щілину

приладу, де формується зображення джерела. Світло, яке виходить із щілини, проходить через колімаційну лінзу; заломлені призмою промені світла збираються лінзою у площині спостереження. У приладах другого типу як диспергуючий елемент застосовують дифракційну ґратку. Схему приладу наведено на рис. 5.40б. За аналогічних розмірів диспергуючого елемента спектральне розділення дифракційної ґратки вище, ніж у призми.

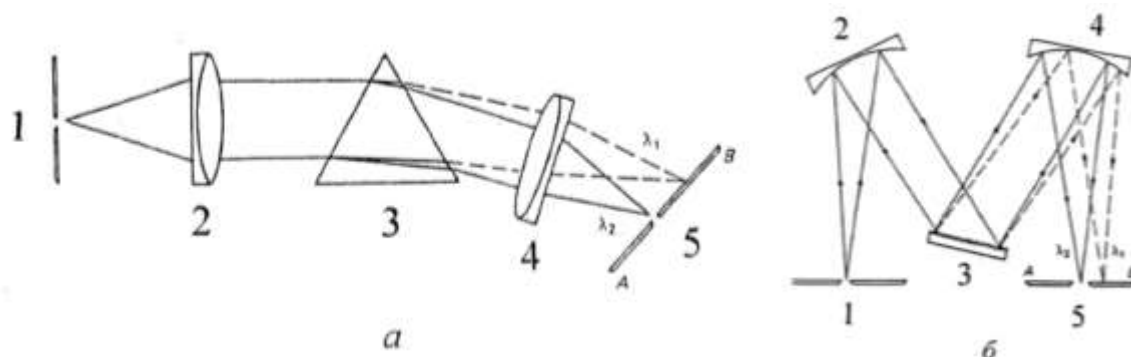


Рис. 5.40. Типи спектральних приладів: а - із призмою; б - з дифракційною ґраткою.

На рис. 5.40а: 1 - вхідна щілина, 2, 4 – лінзи (дзеркала), 3 – призма (дифракційна ґратка); 5 - вихідна щілина. На рис. 5.40б: 1 -вхідна щілина, 2, 4 - конфокальні дзеркала; 3 - дифракційна ґратка; 5 - вихідна щілина.

Спектрофотометричний метод - один з найбільш поширених методів дослідження в біології. У біологічних дослідженнях найчастіше використовуються спектрофотометри (СФ) і фотоелектроколориметри (ФЕК). Для виділення ділянки спектра або окремих довжин хвиль в спектро-фотометрах використовують, як правило, призми або дифракційні ґратки.

Принципова схема сучасних спектрофотометрів включає в себе кілька блоків (рис. 5.41):

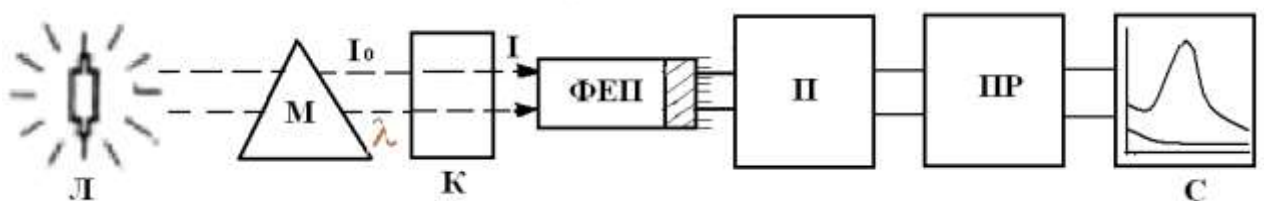


Рис. 5.41. Схема будови спектрофотометра: джерело світла (Л); монохроматор (М); кювета із зразком (К); фотоелемент - найчастіше використовується фотоелектронний помножувач (ФЕП); блок підсилювача фотоструму (П); реєструючий пристрій (РП, С).

Світловий пучок від джерела світла потрапляє в монохроматор через вхідну щілину і розкладається дифракційною ґраткою або призмою в спектр. Монохроматор - це оптична система, яка виділяє з усього спектра джерела світла випромінювання певної довжини хвилі. У видимій області використовуються звичайні скляні призми, але в ультрафіолетовій області вони не придатні, оскільки скло починає поглинати при $\lambda < 400$ нм, тому призми виготовляють із кварцу.

Монохроматичний пучок світла проходить через кювету і його інтенсивність вимірює приймач світла ФЕП.

Фотоелектронний помножувач (ФЕП), електровакуумний прилад, в якому потік електронів, зумовлений явищем фотоэффекту, підсилюється завдяки вторинній електронній емісії; струм в ланцюзі анода (колектора вторинних електронів) значно перевищує первинний фотострум. Пристрій використовується для виявлення дуже слабких сигналів.

Принцип дії детекторів полягає у помноженні електронів, випромінених фотокатодом під дією потоку фотонів.

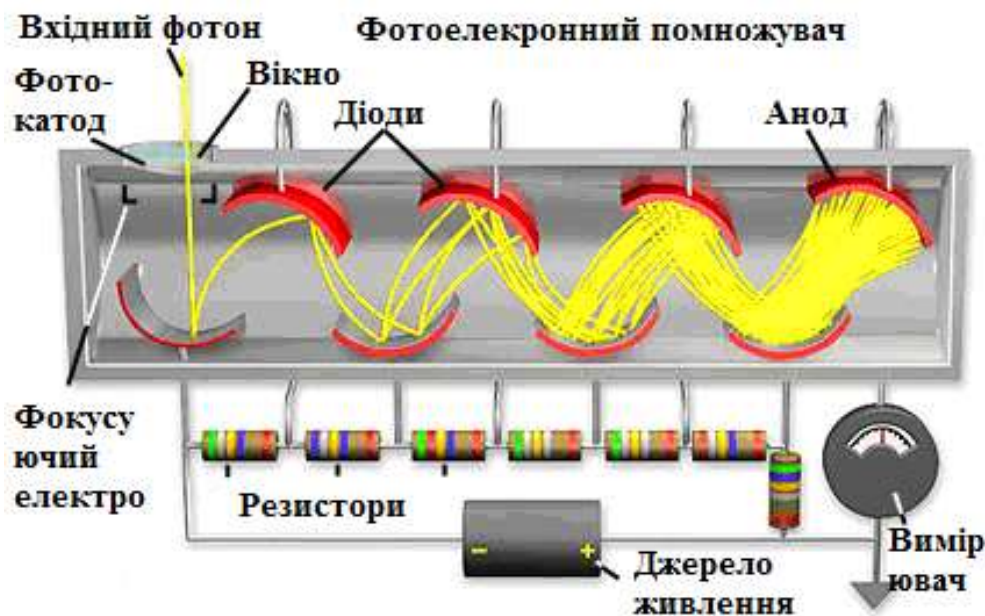


Рис. 5.42. Фотоелектронний помножувач.

На ФЕП попадає світло через скляне або кварцове вікно, покрите фоточутливою поверхнею - фотокатодом, який випромінює електрони, кількість яких зростає при проходженні діодів. Наприкінці діодного ланцюжка знаходиться анод. Фотострум подається на вхід підсилювача, електронний блок і реєструється відповідним пристроєм.

У монохроматичний потік випромінювання, що надходить з вихідної щілини у кювету; туди по черзі, вводяться контрольний і досліджуваний зразки. Випромінювання, що пройшло через кювету, потрапляє на фотоелемент, який перетворює світлову енергію в електричну. Електричний сигнал підсилюється і реєструється.

Невідома концентрація речовини може бути визначена таким чином. Спочатку визначають оптичну густину речовини A_s , для стандартного зразка з відомою концентрацією C_s . Далі знаходять оптичну густину A_u , для зразка з невідомою концентрацією досліджуваної речовини за формулою:

$$C_u = C_s \left(\frac{A_u}{A_s} \right) \quad (5.29)$$

Спектрофотометри

Спектрофотометр (рис. 5.43) складається з монохроматора (1), мікропроцесорної системи – МПС (2), кюветного відділення (3), камери з фотоприймачами і підсилювачем (4) та освітлювача (5) з джерелами випромінювання і стабілізатором. МПС входять: мікропроцесор, що обробляє дані, дисплей для відображення інформації та клавіатура, яка призначена для ручного керування системою.

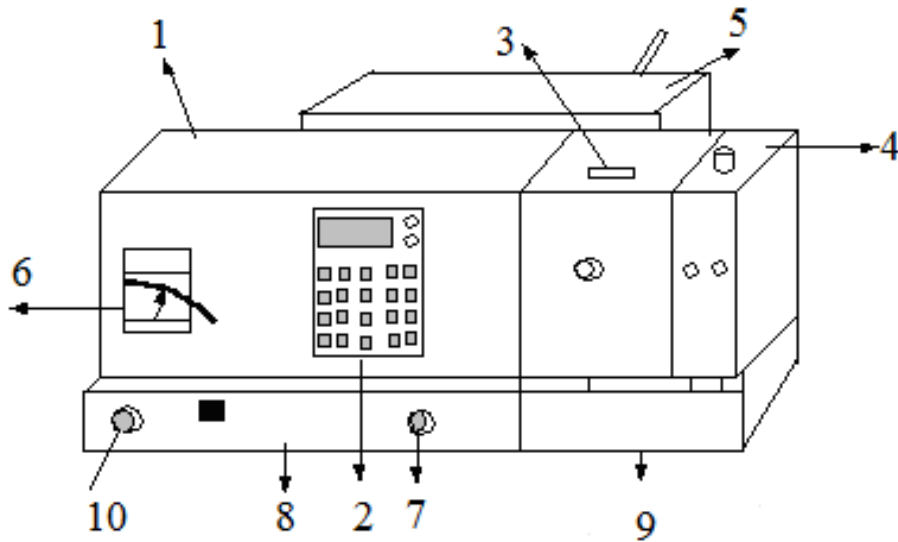


Рис.5.43. Зовнішній вигляд спектрофотометра СФ- 46.

Оптичні і механічні деталі, що входять до складу монохроматора, знаходяться у захисному кожусі. Блок живлення, МПС, відліковий пристрій установки довжин хвиль (6) і перемикач щілини (7) розташовані на підставці (8). До підставки жорстко кріпиться додаткова підставка (9) з кюветним відділенням і камерою з фотоприймачами та підсилювачем.

Дифракційна ґратка встановлена на столику, який повертається навколо вертикальної осі при обертанні ручки (10), яка приводить у рух відліковий пристрій (6) установки довжин хвиль.

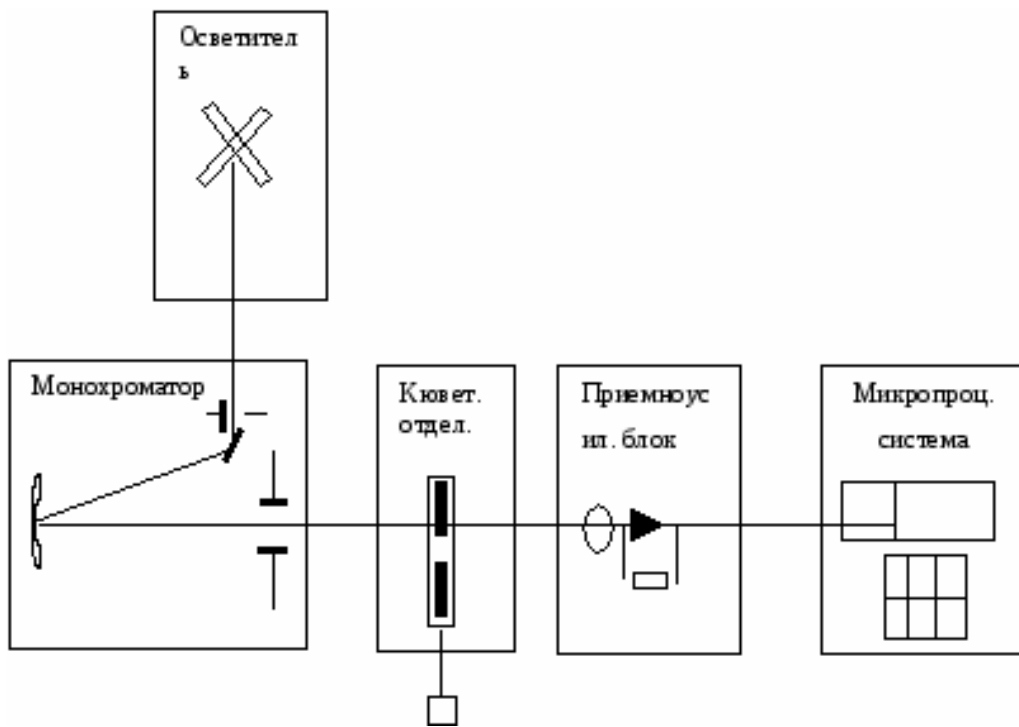


Рис. 5.44. Структурна схема спектрофотометра СФ-46.

У спектрофотометрі використовують два світлофільтри для роботи в області спектра 230 – 450 нм і 600 – 1100 нм.

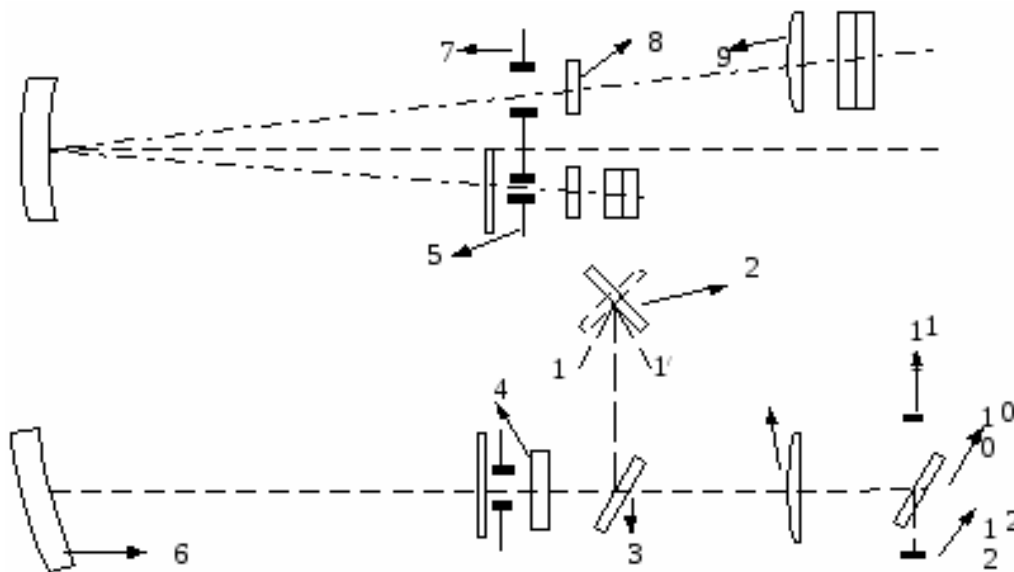


Рис. 5.45. Оптична схема спектрофотометра СФ-46.

Випромінювання від джерела 1 або 1' попадає на дзеркальний конденсор (2), який спрямовує його на плоске поворотне дзеркало (3) і створює зображення джерела випромінювання в площині лінзи (4), розташованої поблизу вхідної щілини (5) монохроматора. Випромінювання, яке пройшло через вхідну щілину падає на увігнуту дифракційну ґратку 6.

Дифракційний пучок фокусується у площині вихідної щілини 7 монохроматора, розташованої над вхідною щілиною 5. Сканування здійснюється

поворотом дифракційної ґратки, при цьому монохроматичне випромінювання різних довжин хвиль проходить через вихідну щілину 7, лінзу 8, контрольний або вимірюваний зразок, лінзу 9 і за допомогою поворотного дзеркала 10 потрапляє на світлочутливий шар одного з фотоелементів 11 або 12 .



Рис. 5.46. Зовнішній вигляд спектрофотометра.

Опис зовнішнього вигляду спектрофотометра (рис. 5.46).

1. Кришка кюветного відділення.
2. Кюветне відділення с кювето-тримачем.
3. Ручка перемикавання кювето-тримача.
4. Панель керування.
5. Ручка регулювання довжини хвилі.
6. USB порт.
7. Паралельний порт.
8. Кришка вентилятора.
9. Роз'єм для кабеля електроживлення.
10. Вимикач електроживлення.

Спектрофотометр СФ-103 – однопроменевий скануючий спектрофотометр із розширеним спектральним діапазоном в ультрафіолетовій (УФ) та видимій областях довжин хвиль з автоматичним вибором на 8 кювет.

Основні особливості: відображення спектру на екрані, можливість автоматичного калібрування по декількох точках (до 7) при роботі в режимі вимірювання.



Рис. 5.47. Спектрофотометр СФ-103.



Рис. 5.48. Цифровий спектрофотометр Apel PD-303.

Область застосування спектрофотометрів: наукові, імунохімічні, біохімічні, бактеріологічні, екологічні дослідження. Прилад, оснащений цифровим дисплеєм для фіксації коефіцієнта світлопропускання, абсорбції та концентрації, використовується для дослідження якості води та продуктів харчування, відходів і складу ґрунтів у лабораторіях медичних установ, промислових підприємств, у навчальних закладах.

Спектральні прилади мають таку класифікацію:

- Одноканальні спектральні прилади із просторовим поділом довжин хвиль:
- Однопроменеві спектрофотометри — прилади для області 0,19—1,1 мкм.
- Спектрометри комбінаційного розсіювання можуть бути однопроменевими і двопроменевими.
- Швидкісні спектрометри (хроноспектрометри).
- Спектрометри високої роздільної здатності для досліджень структури атомних і молекулярних спектрів.
- Двопроменеві спектрофотометри (СФ), у яких потік від джерела розділяється на два пучки — основний і пучок порівняння.
- Багатоканальні спектральні прилади із просторовим поділом довжин хвиль:
- Полум'яні спектрофотометри вимірюють інтенсивності ліній абсорбції (емісії, флуоресценції) атомів елементів у полум'ї спеціальних пальників чи інших “атомізаторів”.
- Квантометри — фотоелектричні установки для промислового спектрального аналізу. Вони будуються на основі поліхроматорів; вихідні отвори поліхроматора виділяють із спектру випромінювання досліджуваної речовини аналітичні лінії та лінії порівняння, що відповідають потоку і посиляються на приймачі (фотопомножувачі), встановлені в кожному отворі.
- Спектрографи одночасно реєструють протяжні ділянки спектру, розгорнутого у фокальній площині на фотопластинках або фотоплівках (фотографічні спектрографи).
- Швидкісні багатоканальні спектральні прилади для досліджень спектрів швидкоплинних процесів.

У спектроскопічних дослідженнях, особливе місце займають методи інфрачервоної спектроскопії.

ІЧ-спектроскопія - один із найпоширеніших методів дослідження фізико-хімії матеріалів, який дозволяє розв'язувати задачі кількісного та якісного аналізу речовин, будови молекул, хімізму процесів, що відбуваються в різних системах, досліджувати речовини в газоподібному, рідкому чи твердому стані. Інфрачервона спектроскопія займається, головним чином, вивченням молекулярних спектрів випускання, поглинання і, оскільки в інфрачервоній області розташована більшість коливальних і обертальних спектрів молекул.

Інфрачервона спектрофотометрія поділяється на ближню інфрачервону (довжина хвилі 750 нм – 2 мкм), власне інфрачервону (2–25 мкм) і дальню інфрачервону (25–600 мкм) області. В ІЧ-спектрометрії використовують, як правило, значення частот (хвильові числа), величина яких обернена довжинам хвиль ($\nu = 1/\lambda$). Діапазон хвиль 1–25 мкм відповідає хвильовим числам 10 000–400 см^{-1} . Інфрачервоні спектри кожної молекули абсолютно специфічні, тому їх можна розглядати як своєрідні «відбитки пальців» молекул.

Оптичні спектри молекул зумовлені зміною трьох видів внутрішньої енергії молекул: енергії електронів; енергії коливання атомів в молекулі відносно деякого положення рівноваги; енергії обертання всієї молекули. Кожному із цих видів внутрішньої енергії молекул відповідає певний набір енергетичних рівнів. Відстань між якими, їхня кількість та відносне розташування зумовлені будовою молекул речовини. Таким чином, поглинута енергія витрачається на збудження коливальних рівнів або перетворюється у кінетичну енергію молекули. У випадку багатоатомних молекул коливання досить складні та описуються як комбінація коливань різних фрагментів молекули. Завдяки чому ІЧ-спектр молекули являє собою низку піків або смуг поглинання, які описують відповідні коливальні енергетичні переходи.



Рис. 5.49. ІЧ спектрометр.

Аналіз ІЧ-спектрів досліджуваної речовини зводиться до пошуку характеристичних смуг поглинання, коли валентні коливання певних груп атомів не залежать від впливу всієї молекули (кожна група атомів має свою індивідуальну частоту поглинання) чи нехарактеристичних – таких, яким відповідають смуги валентних коливань, які не відносяться до конкретних груп

атомів та їх співставлення до відповідних структурних елементів з врахуванням значень частот максимумів поглинання, форми та інтенсивності смуг.

У традиційній ІЧ-спектроскопії випромінювання ІЧ джерела після взаємодії зі зразком розкладається в спектр за допомогою однієї або декількох дифракційних решіток і потім послідовно реєструється при різних хвильових числах. Виділення певного спектрального інтервалу здійснюється з допомогою щілини, причому ширина щілини і параметри решітки визначають ступінь розширення. На практиці працюють зазвичай з дозволом від 20 до 0,5 см⁻¹. Для реєстрації спектрів використовуються найчастіше двопроменеві спектрометри.

Принцип роботи і будова фотоелектроколориметра

Оптичні методи дослідження пов'язані в більшості випадків з фотометрією, тобто з вимірюванням інтенсивності світла після проходження його через досліджуваний об'єкт. Фотометричні вимірювання бувають об'єктивні, які виконуються з допомогою приладів без участі ока (наприклад, з допомогою фотоелемента) і суб'єктивні, або візуальні, які проводяться безпосередньо оком.

Фотоколориметри призначені для вимірювання коефіцієнтів пропускання та оптичної щільності прозорих рідинних розчинів і прозорих твердих зразків, визначення концентрації речовини в розчинах, медичних стаціонарних лабораторіях, для визначення вмісту в крові і сечі: цукру, білірубину, глюкози, холестерину, креатиніну тощо. Є два типи фотоколориметрів: однопроменеві та двопроменеві. У однопроменевих спочатку в пучок світла поміщають кювету з розчинником, а потім таку ж кювету із забарвленим розчином, отже, вимірюють фотострум послідовно. Недоліком є те, що протягом проміжку часу між вимірюваннями можуть мінятися параметри джерела живлення і в результаті інтенсивність світлового потоку. Цього недоліку позбуваються у двопроменевих фотометрах, у яких оптичну густину вимірюють одночасно у двох кюветах.

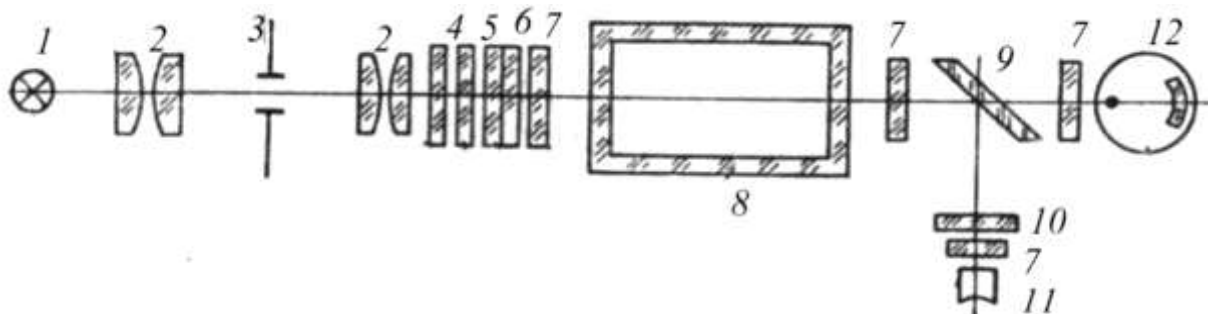


Рис. 5.50. Оптична схема однопроменевого фотоколориметра КФК-2:

- 1 – джерело світла; 2 – лінзи; 3 – діафрагма; 4,5 – теплозахисний та нейтральний світлофільтри; 6 – кольоровий світлофільтр; 7 – захисні стекла; 8 – кювета з розчином; 9 – пластина, що розділяє світловий потік; 10 – світлофільтр; 11 – фотодіод (590-980 нм); 12 – фотоелемент (315-540 нм).

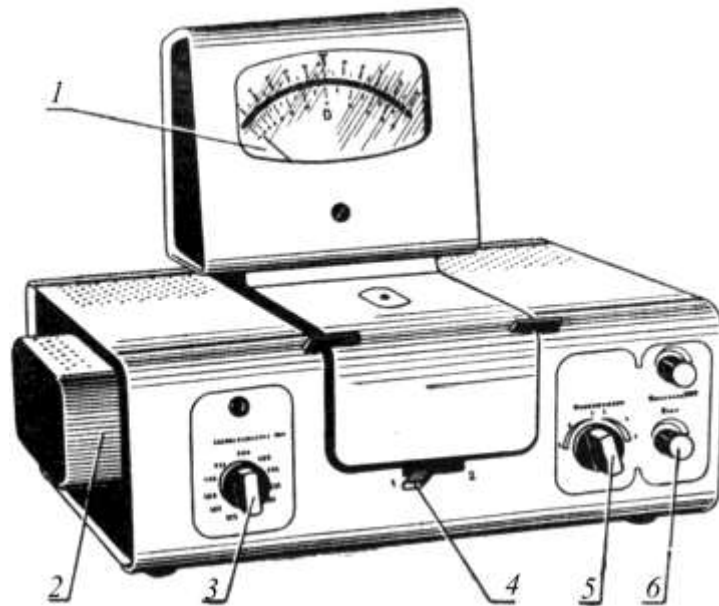


Рис. 5.51. Загальний вигляд фотоколориметра КФК-2: 1 – мікроамперметр, градуйований в одиницях світлопропускання та оптичної густини; 2 – джерело світла; 3 – ручка перемикача світлофільтрів; 4 – перемикач кювет; 5 – перемикач фотоелементів; 6 – регулятор показів шкали 1.

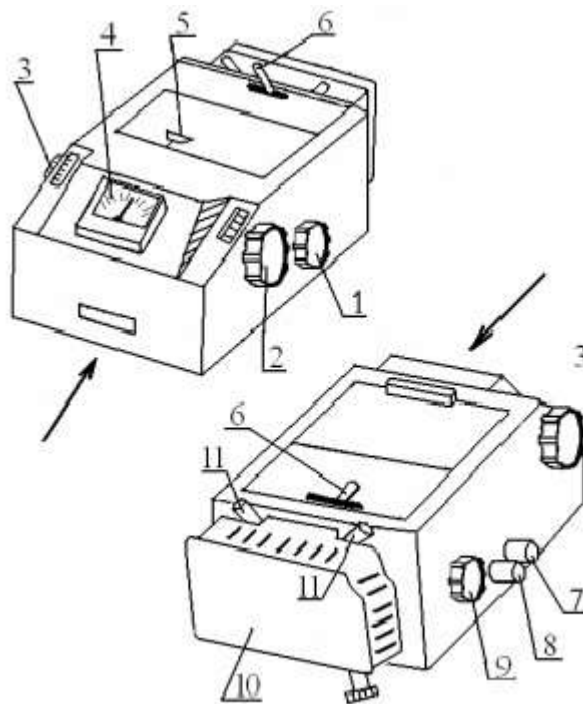


Рис. 5.52. Загальний вигляд фотоколориметра КФК-2.

Зовнішній вигляд приладу зображений на рис. 5.52. На правій боковій стороні приладу знаходяться ручка правого вимірювального барабану (2) і ручка (1) для переміщення правого кювета тримача. На верхній стороні приладу знаходиться: мікроамперметр (4), кришка (5), яка закриває камеру з кюветотримачами, важіль (6) для перекриття світлових пучків шторкою. На лівій стороні розташовані: лівий компенсаційний барабан (9), ручка (8) для регулювання чутливості приладу (найбільша чутливість приладу буде при крайньому лівому положенні ручки), ручка (7) для встановлення нульового

положення стрілки мікроамперметра; барабан (9) для фіксації дев'яти положень світлофільтрів. На барабані (1) і (9) нанесені дві шкали. Чорна шкала називається шкалою світлопропускання, на ній нанесені значення коефіцієнта світлопропускання T в процентах від 0,1 % до 100%. Друга шкала - червона відповідає оптичній густині D від 0 до 3,0

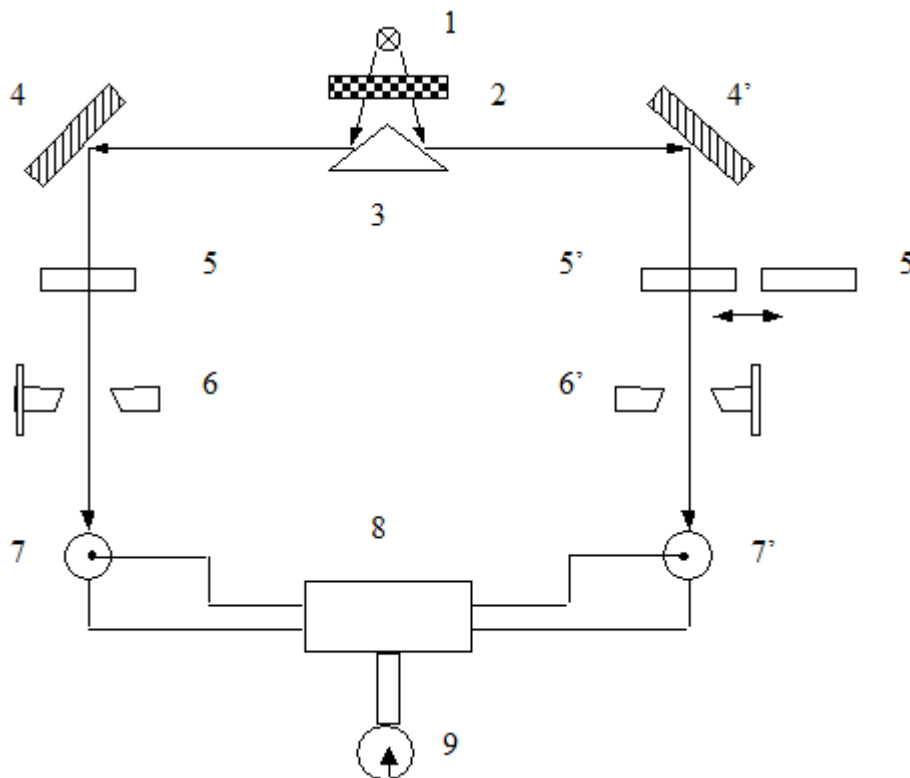


Рис. 5.53. Оптична схема фотоелектроколориметра ФЭК-56М.

Світловий промінь від джерела світла (1) проходить через світлофільтр (2), падає на призму (3), яка розділяє пучок на два, лівий і правий. Світлові промені, відбившись від дзеркала (4), проходять через кювети (5) і фотоелементи (7). У правий світловий потік по чергову вводять дві кювети — з розчинником (5) (розчином порівняння) і з аналізованим розчином (5'). Розсувна діафрагма (6'), при обертанні пов'язаного з нею барабана, змінюючи свою площу, змінює інтенсивність світлового потоку, який падає на правий фотоелемент. Розсувна діафрагма (6), яка розташована у лівому світловому потоку, служить для послаблення інтенсивності світлового потоку, який падає на лівий фотоелемент. *Правий барабан є вимірвальним, лівий — компенсційним.* На барабані нанесені дві шкали: чорна — шкала світлопропускання, червона — шкала оптичної густини. Відповідні світлофільтри вводяться у світловий потік ручкою з цифровими позначеннями світлофільтрів від 1 до 9. Ручка знаходиться біля освітлювача з лівого боку приладів.

Коли величини фотострумів співпадуть, стрілка мікроамперметра встановиться на покажчику "0".

Прилади молекулярно-абсорбційної спектроскопії

Прилади абсорбційної спектроскопії складаються з таких головних частин: джерело випромінювання, оптичні засоби, серед яких найважливішими є

диспергуючі – монохроматори у спектрофотометрі, світлофільтри у фотоколориметрі, приймач потоку випромінювання (детектор).

Як джерело випромінювання найчастіше використовують лампи розжарення, які випромінюють світловий потік із суцільним спектром випромінювання в широкому діапазоні (350 – 1000 нм). В окремих випадках джерелом випромінювання може бути воднева лампа (суцільний спектр у діапазоні 220 – 350 нм) або ртутно-кварцева лампа (лінійчатий спектр в діапазоні 315-630 нм). Оптичну густину забарвленого розчину завжди вимірюють відносно розчину порівняння (нульового розчину), яким може бути або сам розчинник, або всі реактиви, крім визначуваного компонента, так, щоб не утворювалася забарвлена речовина.

Усі оптичні деталі в приладах для фотометрії, які працюють у видимій області спектра, виготовляють із скла, а для роботи в ультрафіолетовому діапазоні застосовують кварцову оптику. Межі інтервалу пропускання довжин хвиль світлофільтрів – від 100 до 20-40 нм.

Як приймачі потоку випромінювання у всіх приладах використовують фотоелементи. У фотоелементі світловий потік викликає появу фотоструму, сила якого пропорційна інтенсивності світлового потоку.

Приклади розв'язку задач

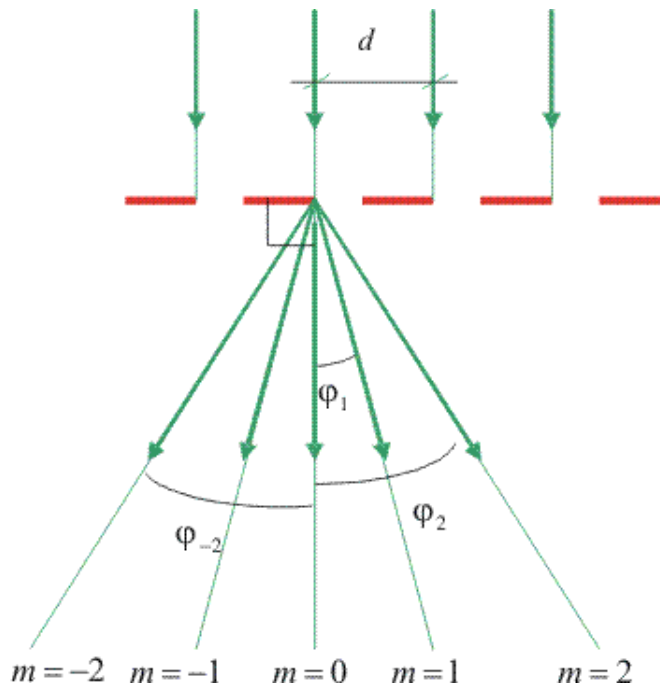
5.1. Кут відхилення променів зеленого світла у спектрі другого порядку, отриманого з допомогою дифракційної решітки з періодом 10 мкм, дорівнює $6^{\circ}00'$. Яка довжина хвилі зеленого світла?

Розв'язок:

Дано: $d = 10 \cdot 10^{-6}$ м $m = 2$ $\varphi = 6^{\circ} 00'$
<hr/>
$\lambda = ?$

Період решітки $d = 10 \cdot 10^{-6}$ м $\gg 760$ нм = $0,760 \cdot 10^{-6}$ м = $\lambda_{\text{ч}} > \lambda_{\text{з}}$, тобто розміри перешкоди істотно більші від максимально можливої довжини хвилі світла. Якщо спостереження вести дуже близько біля решітки, дифракція помітна не буде. Однак, якщо екран (око) розмістити далеко від решітки ($l \gg d$), що завжди має місце в реальності, то відхилення від прямолінійності

світла буде виражене яскраво (ще раз повертаємось до досліду з дифракції світла на решітці, пропускаючи його крізь шкільну дифракційну решітку ($d = 1/100$ мм = 10 мкм), попередньо поставивши на його шляху зелений фільтр).



1. Умова спостереження дифракційного максимуму на решітці:

$$d \sin \varphi = m\lambda, \quad m = 0; \pm 1; \pm 2; \dots$$

2. Знаходимо λ :

$$\lambda = \frac{d}{m} \sin \varphi$$

3. Проводимо обрахунок:

$$\lambda = \frac{10 \cdot 10^{-6} \text{ м}}{2} \sin 6^{\circ}00' = 0,520 \cdot 10^{-5} \text{ м} = 520 \cdot 10^{-9} \text{ м} = 520 \text{ нм.}$$

Відповідь. Довжина хвилі зеленого світла 520 нм. Взагалі кажучи, світло спричиняє відчуття зеленого кольору, якщо довжина його хвилі у вакуумі $500 \leq \lambda \leq 550 \text{ нм}$.

5.2. Для просвітлення скляної лінзи на її поверхню нанесли тонку плівку із криоліту, показник заломлення якого дорівнює 1,36. Показник заломлення скла, з якого виготовлена лінза, 2,04. При якій товщині плівка забезпечує просвітлення лінзи у жовто-зеленій області спектру? Середині цієї області відповідає циклічна частота $3,4 \cdot 10^{15} \text{ с}^{-1}$.

Оскільки для зменшення аберацій в оптичних приладах використовують лише параксiальні пучки світлових променів, то будемо розглядати лише ті промені, які падають на поверхню лінзи практично нормально. Для того, щоб забезпечити просвітлення лінзи, слід усунути відбивання світлових хвиль від заломлюючих поверхонь σ_1 і σ_2 лінз. Цього досягають, наносячи на поверхню лінзи прозору плівку. Світлові хвилі, відбиті від поверхонь на межах розділення „повітря 1 - плівка 2 ” і „плівка 2 - лінза 3 ”, повертають назад і послабляють одна одну за рахунок інтерференції (деструктивна інтерференція у відбитому світлі). У зв'язку з цим плівка повинна задовольняти вимогам:

1. відбиті хвилі (1⁻) і (2⁻) повинні мати однакові (практично однакові) амплітуди, що можливо, лише коли на межах розділення σ_1 і σ_2 : $R_1=R_2$.

2. ефективна оптична різниця ходу хвиль задовольняє умову деструктивної інтерференції.

Дано:

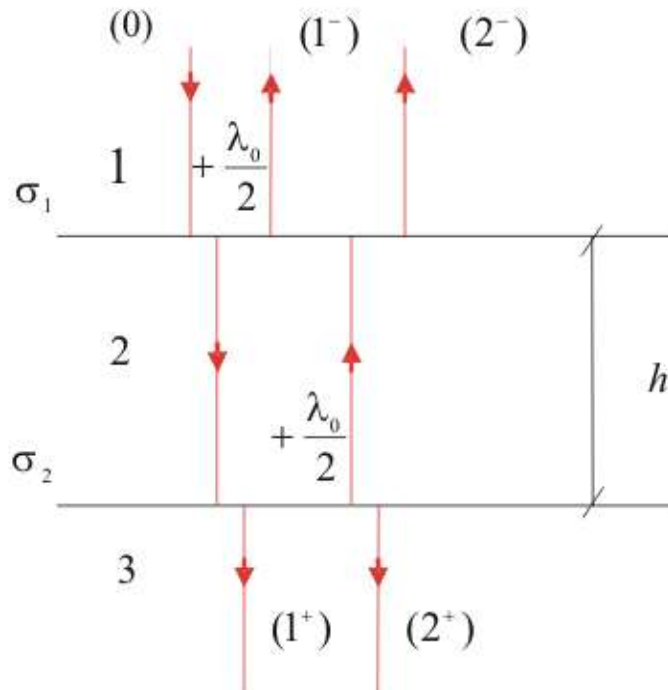
$$n_1 = 1,0$$

$$n_2 = n_{nn} = 1,33$$

$$n_3 = n_l = 2,04\epsilon$$

$$\omega = 3,4 \cdot 10^{15} \text{ c}^{-1}$$

$h - ?$



1. Умова спостереження деструктивної інтерференції:

$$\Delta L_{1,2} = (2m + 1) \frac{\lambda_0}{2}, \quad m = 0; 1; 2; \dots$$

2. Ефективна оптична різниця ходу хвиль (1⁻) і (2⁻) (світлова хвиля (1⁻) зазнає втрати півхвилі $\lambda_0/2$ при відбиванні від σ_1 ($n_2=1,33>1,00=n_1$) та (2⁻) при відбиванні від σ_2 ($n_3=2,04>1,33=n_2$)):

$$\Delta L_{1,2} = (n_2 h + \frac{\lambda_0}{2} + n_2 h) - \frac{\lambda_0}{2} = 2n_{nn} h \quad (n_2 = n_{nn})$$

3. Довжина хвилі у вакуумі:

$$\begin{cases} \lambda_0 = \frac{c}{\nu} \Rightarrow \\ \nu = \frac{\omega}{2\pi} \Rightarrow \end{cases} \lambda_0 = \frac{2\pi c}{\omega}$$

4. Знаходимо h :

$$2n_{nn} \cdot h = (2m + 1) \frac{\pi c}{\omega} \Rightarrow h = (2m + 1) \frac{\pi c}{2n_{nn} \omega} \quad m = 0; 1; 2; \dots$$

5. Одиниці; обрахунок:

$$[h] = 1 \cdot \frac{1^M \cdot \text{c}}{1 \cdot 1 \text{c}^{-1}} = 1 \text{ м};$$

$$\{h\} = (2m + 1) \frac{3,14 \cdot 3 \cdot 10^8}{2 \cdot 1,36 \cdot 3,4 \cdot 10^{15}} = (2m + 1) \cdot 102 \cdot 10^{-9}$$

$$h = (2m + 1) \cdot 102 \cdot 10^{-9} \text{ м} = (2m + 1) \cdot 102 \text{ нм}, \quad m = 0; 1; 2; \dots$$

6. Для просвітлення лінзи, на її поверхню можна нанести плівку криоліту завтовшки 102 нм ($m=0$); 306 нм ($m=1$); 510 нм ($m=2$). Однак, цей результат не можна вважати остаточним. Проаналізуємо чи плівка криоліту дійсно може забезпечити просвітлення. Із умови рівності коефіцієнтів відбивання:

$$R_{1,2} = R_{2,3} \Rightarrow \left(\frac{n_2 - n_1}{n_2 + n_1} \right)^2 = \left(\frac{n_3 - n_2}{n_3 + n_2} \right)^2 \Rightarrow n_2 = \sqrt{n_1 n_3} \Rightarrow n_{пл} = \sqrt{n_l}$$

У такому випадку: $n_l = 2,04 \Rightarrow n_{пл} = 1,42$.

Найкраще просвітлення було б досягнуте, якби $n_{пл} = 1,42$. Однак, в задачі задано $n_{пл} = 1,36$, що відрізняється від бажаного лише на 4%, що цілком задовільним.

Якщо лінзу використовувати у фотометрії, то фотографування проводиться у білому світлі, максимально допустима товщина плівки, яка забезпечує просвітлення:

$$\Delta L \leq \frac{\lambda_0^2}{\Delta \lambda} \Rightarrow 2n_{пл} h \leq \frac{\lambda_0^2}{\Delta \lambda} \Rightarrow h_{\max} \approx \frac{\lambda_0^2}{4n_{пл} \Delta \lambda}$$

Оскільки для білого світла $\lambda_0 = 380 \text{ нм}$ і $\Delta \lambda = 380 \text{ нм}$, то $h_{\max} = 66 \text{ нм}$.

Отриманий нами результат: $h = 102 \text{ нм}$; 306 нм ; 510 нм . Очевидно, в силу немонохроматичності, і як наслідок, некогерентності білого світла, плівка криоліту не зможе забезпечити повного просвітлення у всьому оптичному діапазоні. Для того, щоб воно було можливим хоч би у жовто-зеленому діапазоні ($\lambda_0 \in 500 \div 550 \text{ нм} \Rightarrow \lambda_0 = 500 \text{ нм}$; $\Delta \lambda = 50 \text{ нм} \Rightarrow h_{\max} = 510 \text{ нм}$), плівку можна нанести завтовшки 102 нм; 306 нм; 510 нм. Однак, як видно, для забезпечення якомога більш ефективного просвітлення (якомога ширший діапазон ($\lambda_0; \lambda_0 + \Delta \lambda$)), плівку вартує брати якомога меншої товщини, що у даному випадку становить 102 нм.

ГЛАВА 5.3. ЛАЗЕРНЕ ОБЛАДНАННЯ В ТЕРАПІЇ ТА ХІРУРГІЇ

Історія відкриття лазера

Квантова електроніка - галузь фізики, яка вивчає методи посилення і генерації електромагнітного випромінювання на основі явища вимушеного випромінювання в нерівноважних квантових системах. Ще в 1940 році російський фізик А.Фабрикант вказав на можливість використання явища вимушеного випромінювання для посилення електромагнітних хвиль.

Датою народження квантової електроніки вважають 1954 рік, коли М. Басов і А. Прохоров в СРСР і незалежно від них Дж. Гордон, Х. Цайгер і Ч. Таунс у США створили перший квантовий генератор (мазер) на молекулах аміаку, де застосували явище індукованого випромінювання для створення мікрохвильового генератора радіохвиль довжиною 1, 27 см. Слово мазер утворено початковими літерами слів англійської фрази: Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation. У 1963 році М. Басов, А. Прохоров та Ч. Таунс були удостоєні Нобелівської премії за розробку нового принципу генерації та підсилення радіохвиль.

5.3.1. Оптичні квантові генератори

Слово “лазер” утворено із перших літер фрази: Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation, що означає посилення світла за допомогою вимушеного випромінювання). Лазер – оптичний квантовий генератор – пристрій, що перетворює енергію накачування (світлову, електричну, теплову, хімічну та іншу) в енергію електромагнітної хвилі.

Випромінювання лазера може бути неперервним, з постійною потужністю, або імпульсним, що досягає гранично великих потужностей. Унікальні властивості випромінювання лазерів застосовуються у різних областях медицини, науки і техніки, а також у побуті.

При вимушеному випромінюванні перехід атома з вищого енергетичного стану до нижчого відбувається не самовільно, як при звичайному випромінюванні, а внаслідок зовнішнього впливу. Отже, для підсилення світла, необхідно, щоб концентрація атомів на енергетичних рівнях, які відповідають збудженому стану, була більшою, ніж на нижчих рівнях. Такий стан називається інверсною заселеністю.

5.3.1.1. Газові лазери

Будова і принцип роботи газового гелій-неонового лазера

Основним елементом газового гелій-неонового лазера є розрядна трубка, заповнена сумішшю газів гелію і неону. Парціальний тиск гелію – 1мм рт. ст., неону – 0,1 мм рт. ст. Атоми неону є випромінюючими (робочими), атоми гелію – допоміжними, які необхідні для створення інверсної заселеності атомів неону. На рис. 5.54 схематично зображені енергетичні рівні атомів гелію і неону.

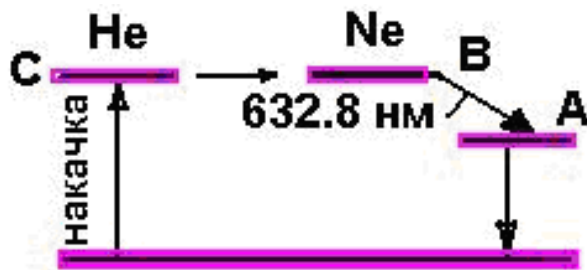


Рис. 5.54. Енергетичні рівні атомів гелію та неону (літери С, В, А відповідають енергетичним рівням 2, 3, 2).

При електричному розряді в трубці збуджуються атоми гелію, які переходять в стан 2. Перший збуджений рівень гелію 2 збігається з енергетичним рівнем 3 атомів неону. Співударяючись з атомами неону атоми гелію передають їм свою енергію і переводять їх у збуджений стан 3. Таким чином, в трубці створюється активне середовище, яке складається з атомів неону з інверсною заселеністю. Спонтанний перехід окремих атомів неону з рівня 3 на рівень 2 викликає появу окремих фотонів, які взаємодіючи із збудженими атомами неону, викликають індуковане когерентне випромінювання.

Для збільшення потужності трубку поміщають в дзеркальний резонатор. Відбиваючись від дзеркал, потік фотонів багаторазово проходить вздовж осі трубки, при цьому в процес індукованого випромінювання включається все більше число збуджених атомів і інтенсивність індукованого випромінювання зростає.

Будова гелій-неонового лазера схематично показана на рис. 5.55.

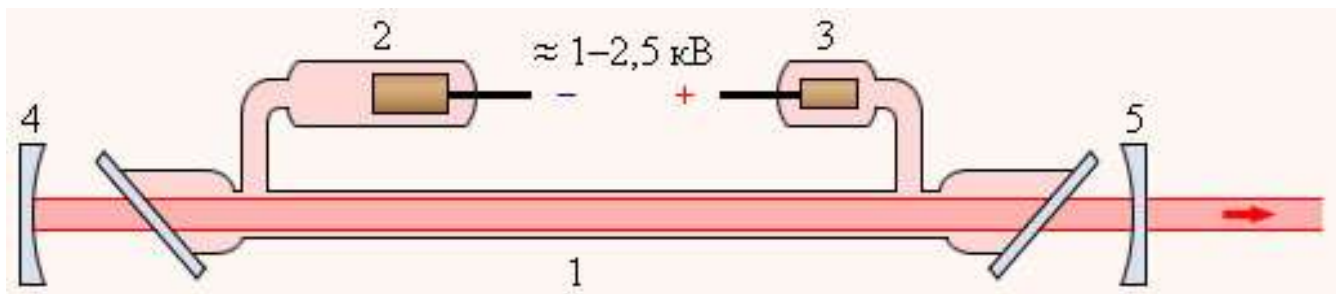


Рис. 5.55. Будова гелій-неонового лазера.

Схема гелій-неонового лазера: 1 – скляна трубка із сумішшю гелію і неону; 2 – катод; 3 – анод; 4 – дзеркало із коефіцієнтом пропускання меншим за 0,1%; 5 – сферичне дзеркало, коефіцієнт пропускання якого 1-2%.

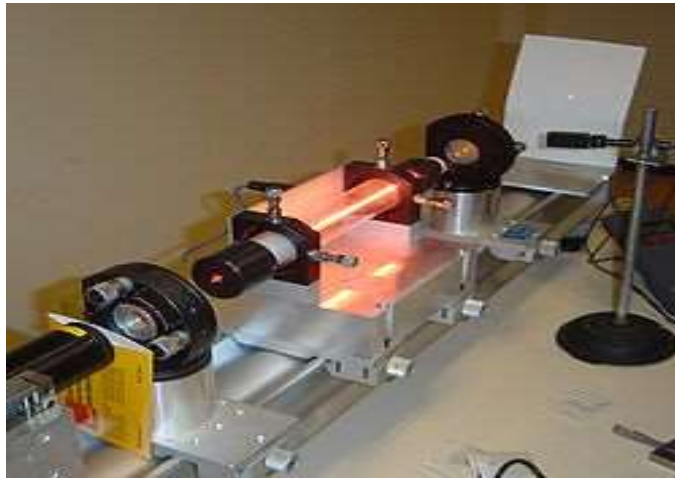


Рис. 5.56. Зовнішній вигляд установки з гелій-неоновим лазером.

Для збільшення потужності трубку поміщають в дзеркальний резонатор. Відбиваючись від дзеркал, потік фотонів багаторазово проходить вздовж осі трубки, при цьому в процес індукованого випромінювання включається все більше число збуджених атомів і інтенсивність індукованого випромінювання зростає. Накачування в лазері здійснюється потужним спалахом ксенонової лампи. Для виділення напрямку лазерної генерації використовується елемент лазера – оптичний резонатор. Ним служить пара дзеркал, які встановлені паралельно одне одному. Найчастіше використовують дзеркала вгнуті.

Схема оптичного кварцевого генератора (ОКГ) зображена на рис. 5.57, де 1 – активне середовище, 2 і 3 – суцільне і напівпрозоре дзеркала.

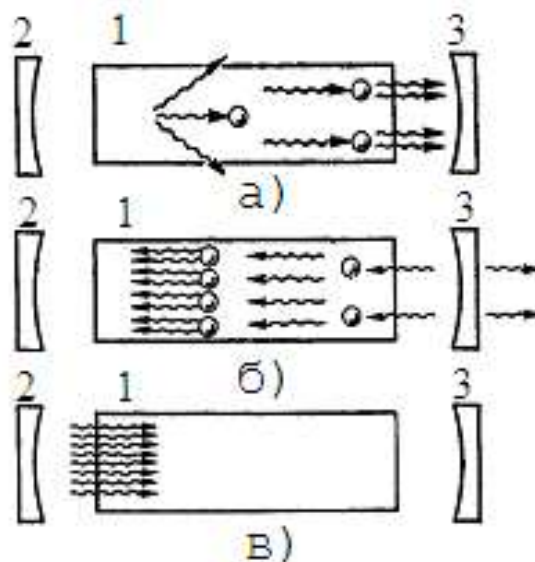


Рис. 5.57. Схема оптичного кварцевого генератора.

Розглянемо фотон, який рухається паралельно до осі кристала. Він породжує лавину фотонів, які летять у тому самому напрямку (рис. 5.57а). Частина яких частково пройде крізь напівпрозоре дзеркало 3 назовні, а частина відіб'ється і наростатиме в активному середовищі (рис. 5.57б). Коли лавина електронів потрапить на дзеркало 2, вона частково поглинеться, але після

відбивання від дзеркала 2 підсилений потік фотонів знову співпадатиме з напрямком руху первинних фотонів (рис. 5.57в). Багаторазово підсилений потік фотонів, вийшовши з генератора крізь напівпрозоре дзеркало, утворює точно напрямлений пучок променів світла.

Довжина шляху, який проходить хвиля між двома відбиваннями, повинна становити ціле число довжин хвиль:

$$2L = n\lambda, \text{ або } L = n\frac{\lambda}{2}, \quad (5.30)$$

тут $n=1, 2, \dots$

Якщо виконано цю умову, то хвилі, які при кожному відбиванні виходять з генератора через дзеркало 3, когерентні між собою.

Перший газовий лазер на суміші атомів неону і гелію був створений Джованом в 1960 р.

В газових лазерах інверсна заселеність рівнів здійснюється електричним розрядом, що збуджується в газах.

5.3.1.2. Твердотільні лазери

Один з перших твердотільних ОКГ, що працює за схемою трьох рівнів (рис. 5.58), був створений у 1960 р. Т. Мейманом.

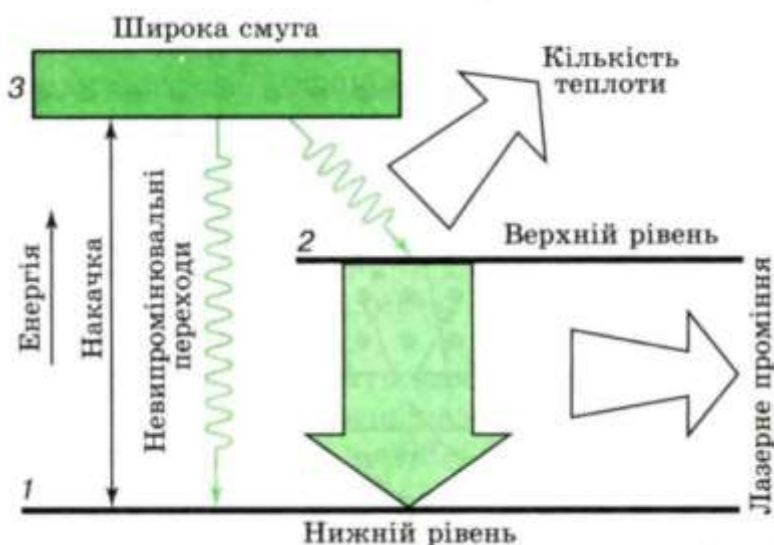


Рис. 5.58. Трьохрівневі переходи електронів у рубіновому лазері

Рубіновий лазер (рис. 5.58) створений на основі кристала рубіну, що є оксидом алюмінію Al_2O_3 із домішкою хрому Cr_2O_3 у кількості 0,03 – 0,05%. Певна частина атомів у ґратці кристала рубіна заміщена атомами Cr^{3+} , які утворюють активне середовище. Накачка відбувається світлом потужної імпульсної лампи.

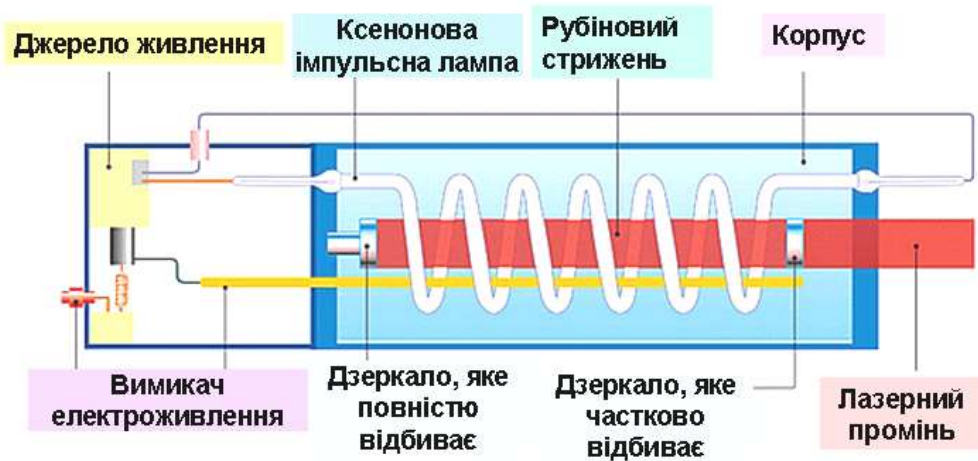


Рис. 5.59. Схематичне зображення лазера на рубіні.

Рубіновий лазер був першим твердотілим лазером, також виділяються лазери на неодимовому склі й на кристалах гранату з неодимом (довжина хвилі 1,06 мкм). Твердотільні лазери дозволили отримати генерацію потужних коротких і надкоротких імпульсів світла.

Лазери генерують випромінювання у видимій, інфрачервоній і ближній ультрафіолетовій областях.

Залежно від типу активного середовища лазери поділяються на твердотільні, газові, напівпровідникові і рідинні.

Класифікують лазери і за методами накачування – оптичні, теплові, хімічні, електроіонізаційні та ін.

Лазери обов'язково мають три основні компоненти:

- активне середовище, в якому створюється стан з інверсною заселеністю енергетичних рівнів;
- систему накачування – пристрій для створення інверсії в активному середовищі;
- оптичний резонатор – пристрій, який формує вихідний світловий пучок.

Властивості лазерного випромінювання:

- малий кут θ розходження пучка світла (для газових лазерів $\theta=10'$, для твердотільних $10'-40'$);
- виняткова монохроматичність ($\frac{\Delta\nu}{\nu} = 10^{-12} - 10^{-13}$);
- найпотужніші джерела світла – 10^{14} Вт/с (Сонце – $7 \cdot 10^3$ Вт/с);
- ККД близько 1%.

Розвиток лазерної техніки дозволив сформувати великий науково-технічний напрямок – взаємодії когерентного монохроматичного електромагнітного випромінювання з біологічними системами – лазерної медицини. Лазерне випромінювання успішно застосовуються в хірургії, онкології, офтальмології, терапії, стоматології, урології, гінекології, щелепно-лицевій хірургії, нейрохірургії, ендоскопії, фізіотерапії. Відкриття лазерного фотогідравлічного ефекту дало широкий спектр можливостей для пластичної хірургії. В онкології

для лікування ран, виразок, шкіряних захворювань застосовують низькоінтенсивне лазерне випромінювання.

5.3.2. Використання лазерів

Розглядаючи біологічну дію лазерного випромінювання можна виділити три напрямки використання його в медицині.

До першого напрямку належить дія на тканини імпульсним або безперервним випромінюванням з невеликою енергією, коли ще не відбувається зневоднення та випаровування тканин. Це, переважно, застосування лазерної радіації в дерматології та онкології.

Лазерне випромінювання застосовується у дерматології для лікування бородавок, гнійних гранульом, доброякісних новоутворень шкіри. Лазерний промінь вибірково поглинається забарвленими структурами. Він руйнує лише пігментні ділянки тканини. Ця його здатність використовується для лікування захворювань шкіри, наприклад, для виведення вроджених плям, татуювання. Донедавна вважали невиліковними вроджені червоно-сині плями на шкірі. У таких плямах епідерміс має нормальну структуру, порушена лише структура сітки кровоносних судин під епідермісом. Для лікування використовують синьо-зелене випромінювання від аргонного лазера, яке проходить через прозорий для нього епідерміс практично не пошкоджуючи його. А далі це випромінювання поглинається гемоглобіном кровоносних судин, зумовлюючи їх термічне пошкодження та закупорку. На цьому місці утворюється безбарвний рубець.

Випромінювання великої потужності, використовують в хірургії як скальпель. Лазерний промінь направляють за допомогою гнучкого світловода на тканину. Промінь фокусується в точку з діаметром у декілька десятимільярдних часток метра. Таким “скальпелем” розтинають тканину тіла, забезпечуючи стерильність. Розтин проводиться дуже точно і швидко, не спричиняє кровотечі, оскільки висока температура на місці розтину зумовлює миттєву коагуляцію білків і просвіт кровоносних судин закривається.

В офтальмології за допомогою лазерів проводять такі лікування, як відшарування сітчатки, діабет (крововилив судин, що живлять сітчатку), глаукома, приварювання сітчатки та ін. При великих тривалостях (секунди, мілісекунди) і малих рівнях потужності в імпульсне випромінювання проводить коагулюючу дію. Разом із тепловою коагулюючою дією в офтальмології використовується руйнуючий ефект лазерного випромінювання, що має місце при фокусуванні надкоротких і надпотужних імпульсів, які проявляються в ефекті мікробибуху. Такий режим використовується в офтальмологічній установці “Ятаган-1” для пробивання каналів у тканинах ока при лікуванні глаукоми. Чисто зелене випромінювання мінімально пошкоджує нервову тканину. Крім того, в зоні лазерної обробки зеленим світлом відбувається більш ефективний розвиток кровоносних судин, що дозволяє здійснювати більш ранню та ефективну обробку очного дна.

Використання випромінювання лазера в клінічній офтальмології має ряд переваг, зокрема, точна локалізація місця коагуляції та мале нагрівання тканин, що містяться навколо області коагуляції, здійснюються внаслідок короткого часу експозиції. Монохроматичність світла зменшує ефект хроматичної аберації ока,

що сприяє проведенню спостереження. Поряд із цим виникають проблеми, пов'язані з роботою лазера – нагрівання та зміна положення робочої речовини, порушення в дзеркалах, лампі, оптичному резонаторі; обмеженість контролю за процесом опромінення, виникнення труднощів при фотокоагуляції на периферії.

Проведені досліді показали, що при захворюванні (закупорці) судинної системи, що живить серцевий м'яз, за допомогою CO₂-лазера, що працює в імпульсному режимі, можна здійснити додаткове постачання кров'ю серцевого м'яза через багаточисельні отвори, зроблені в м'язі. Лазер безперервної дії на ІАГ: Nd3+ був успішно застосований тією ж групою медиків та фізиків, а також із участю медиків в Каунасі для лікування такого захворювання, як аритмія серця. Клінічна практика показала, що лазерна терапія широкого кола захворювань за ефективністю часто набагато краща, ніж інші способи лікування. Низькоінтенсивне лазерне випромінювання з успіхом використовується в різних галузях медицини. Відома стимулююча, протизапальна і обезболююча дія випромінювання гелій-неонового лазера, його нормалізуючий вплив на обмін речовин і стан імунної системи. Проте механізм взаємодії лазерного і світлового некогерентного випромінювання взагалі на клітинно-молекулярному рівні залишається не виясненим.

У нейрохірургії використовують лазерний “скальпель”, завдяки якому патологічне вогнище можна видалити без механічного контакту з ніжними тканинами нервової системи. Сфокусований до мінімуму лазерний промінь використовують для зшивання судин мозку як на поверхні мозкової тканини, так і в глибині. Зшивають судини діаметром, меншим від 0,5 мм, звичайна хірургічна техніка не дає таких можливостей.

Лазерним випромінюванням можна (коагуляцією) припинити кровотечу зі шлунка та дванадцятипалої кишки за допомогою фіброгастроскопії. Лазери також можуть бути використані в стоматології для діагностики тріщин на емалі, які виявити іншими методами неможливо.

Використовують методи хірургічного лікування за допомогою лазера у легеневій, серцево-судинній хірургії, у стоматології, отоларингології, урології та інших галузях.

Низькоенергетичне лазерне випромінювання не пошкоджує клітини і тканини, створює біостимулювальний ефект, активізує найважливіші процеси життєдіяльності організму. У клітині підвищується активність важливих біоенергетичних ферментів, при цьому посилюється енергетичний обмін, зростає біосинтетична активність, тобто збільшується вміст вуглеводів, білків, нуклеїнових кислот тощо.

Лазерне випромінювання стимулює поділ клітин, прискорює регенерацію кісткової, сполучної, епітеліальної та м'язової тканин, підвищує здатність до приживлення трансплантатів шкіри, стимулює імунну систему (підсилюється функціональна активність лімфоцитів, лейкоцитів, збільшується вміст білка у крові).

У практичній медицині використовують також лазеропунктуру як аналог голкотерапії. Для лазерної пункції (ЛП) найчастіше використовують малопотужні лазери, які генерують випромінювання в червоній ділянці спектра (гелій-неонові з $\lambda=632,8\text{nm}$). Зручно підводити лазерне випромінювання за допомогою світловолоконної оптики (світловодів).

На рис. 5.61 вказані довжини хвиль лазерів, які використовуються у медичній практиці.

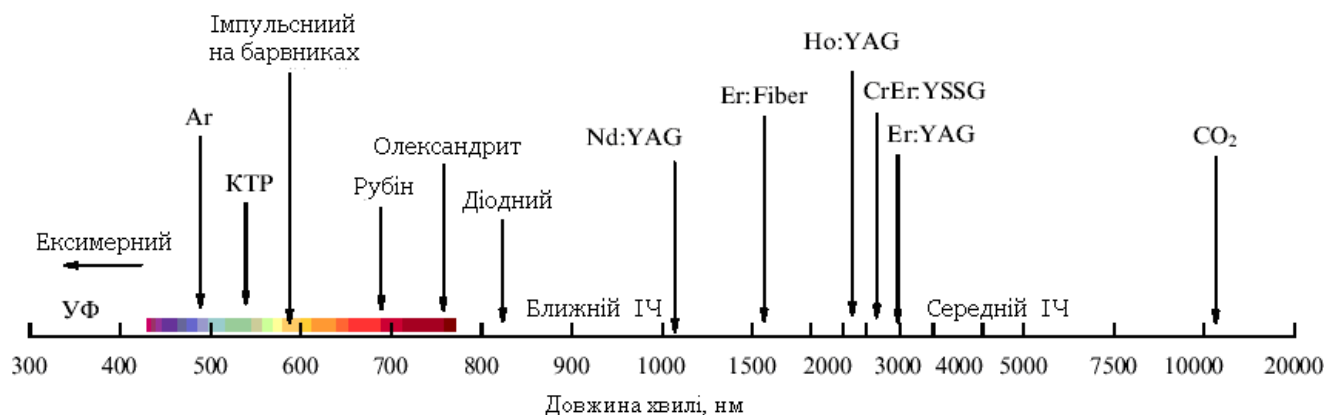


Рис. 5.60. Діапазон довжин хвиль лазерів, що використовуються у медицині.

Як видно, спектральний діапазон охоплює ультрафіолетову та інфрачервону області. При цьому діапазон густин енергії становить три порядки (від 1 Дж/см^2 до 10^3 Дж/см^2), діапазон густин потужності – 18 порядків (від 10^{-3} Вт/см^2 до 10^{15} Вт/см^2), часовий діапазон – 16 порядків, від неперервного випромінювання (10 с) до фемтосекундних імпульсів (10^{15} с). Широкі діапазони зміни параметрів дають можливість організувати найрізноманітніші механізми дії на біотканину.

На перших стадіях розвитку лазерної медицини моделлю біотканини була вода з «сумішами», оскільки людина на 75-80% складається з води. Така концепція була прийнятна для використання неперервного лазерного випромінювання. В результаті таких досліджень стало зрозуміло, що біотканина – це не просто вода з сумішами, а набагато складніший об'єкт. В той же час почали використовувати імпульсні лазери. При цьому виявляються ефективними різного роду нелінійні процеси: оптичний пробій на поверхні мішені, багато фотонне поглинання, утворення і розвиток плазми, генерація та поширення ударних хвиль.

5.3.3. Різновидності лазерів

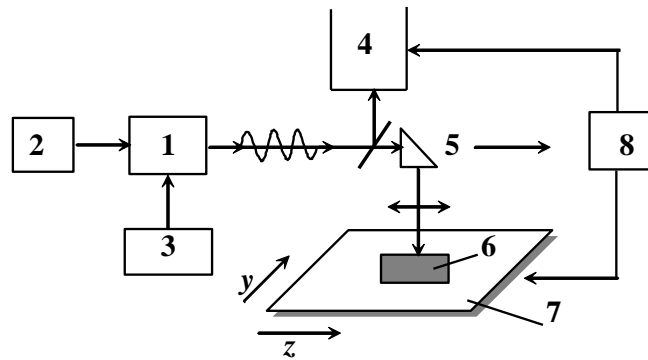


Рис. 5.61. Блок-схема типової лазерної установки.

1-оптичний випромінювач; 2-блок накопичення енергії (блок накачки); 3- блок живлення; 4-система індикації параметрів лазерного випромінювання; 5- система керування лазерним променем; 6-об'єкт, що обробляється лазерним променем; 7- двокоординатний стіл; 8 -блок керування, (в сучасних верстатах - система програмного керування двокоординатним столом).

Лазерної медичної установки «Імпульс-1»

На рис. 5.62 зображені: структурна схема лазерної медичної установки для променевої терапії «Імпульс-1» і конструктивна схема операційного апарата.

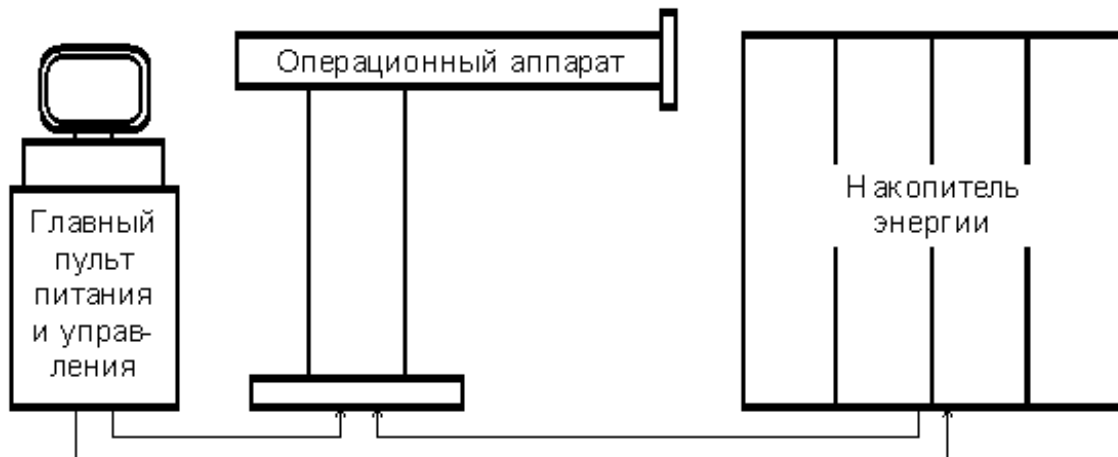


Рис. 5.62. Структурна схема лазерної установки для променевої терапії «Імпульс-1».

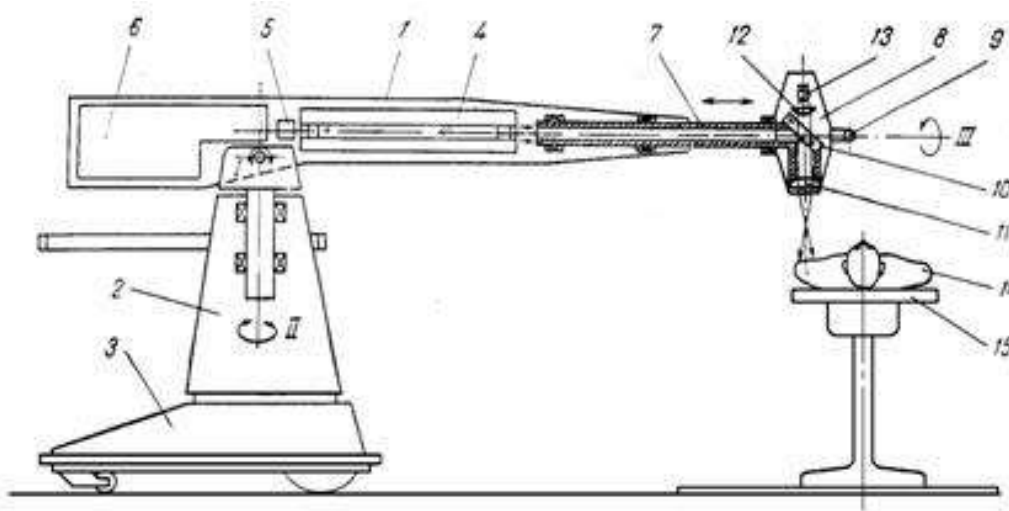


Рис. 5.63. Схема операційного лазерного апарата установки для променевої терапії «Імпульс-1».

Операційний апарат складається із дула 1, встановленого на стійці 2, яка кріпиться на платформі 3. У стволі 1 розташовані: лазерний випромінювач 4, калориметричний блок 5 і блок підпалу 6. Лазерний випромінювач 4 становить окремий блок. Його активним елементом являється стержень із неодимового скла діаметром 45 мм і завдовжки 617 мм. Активний елемент запалюється за допомогою чотирьох ксенових ламп. На кінці ствола 1 установлений телескопічний вал 7 з обертально-фокусуною головкою 8. Всередині головки 8 містяться: селективно відбиваюче лазерне випромінювання зеркало 10, фокусуюча лінза 11, конденсор 12 і лампа розжарення 13.

Енергія імпульса становить 0,5-1кДж, тривалість імпульса – 3 мсек, довжина хвилі – 1,06 мкм. Діаметр лазерного пучка на тілі людини становить 2 мм.

5.3.4. Лазерні дослідження



Рис. 5.64. Лазерний кабінет.

Лазерні аналізатори ретинальної гостроти зору

Показник гостроти зору є інтегральною характеристикою функцій всієї зорової системи. Він залежить від дефектів оптичного апарату ока (помутніння, аномалії рефракції, аберації тощо) та різних порушень в сенсорному відділі зорової системи.

Лише поява лазерів, випромінювання яких має високий ступінь когерентності й монохроматичності, сприяла створенню принципово нового ефективного методу діагностики функціональної здатності органа зору. За допомогою лазерних пристроїв для визначення ретинальної гостроти зору стала можлива кількісна оцінка функціональної здатності сенсорного відділу зорової системи з виключенням впливів оптичного апарату ока на результат дослідження.

Суть лазерного методу визначення ретинальної гостроти зору полягає у формуванні на сітківці ока інтерференційної картини з регульованою шириною смуг. Ретинальна гострота зору оцінюється по мінімальній ширині смуг, які ще розрізняються пацієнтом.

Формування ретинального зображення при лазерній ретинометрії здійснюється таким чином. Два збіжні пучки когерентного випромінювання, які поширюються під невеликим кутом один до одного, фокусуються на рогівці досліджуваного ока. Від утворених на рогівці точкових джерел випромінювання розходяться два конуси променів, які, повністю перекриваючись на сітківці, утворюють інтерференційну тест-картину.

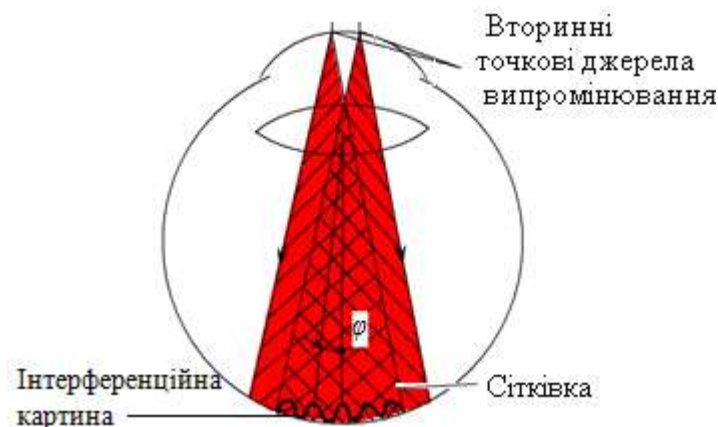


Рис. 5.65. Схема формування інтерференційної картини.

Зміна відстані між точковими джерелами дозволяє варіювати величину періоду в досить широких межах, що забезпечує можливість проведення вимірювань гостроти зору в повному обсязі.

Лазерне лікування глаукоми

Лазерна іридотомія проводиться в умовах місцевої анестезії. Закапування інокаїну, алкаїну приводить до анестезії ока. На роговицю накладають спеціальну гоніолінзу, яка фокусує лазерне випромінювання на відповідній ділянці райдужної оболонки (див. рис. 5.66)



Рис. 5.66. Лазерне лікування глаукоми.

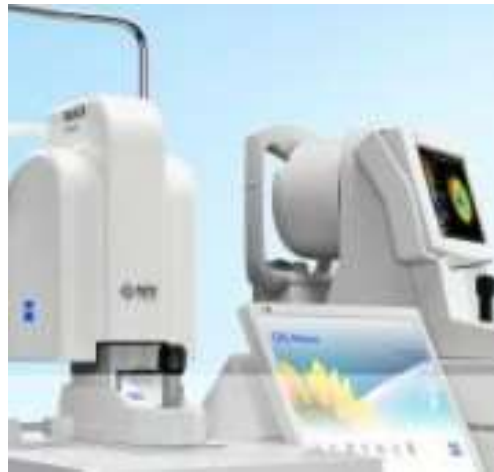


Рис. 5.67. Ексимерний лазер CRS Master MEL 80.

Лазерна іридектомія (рис. 5.68) проводиться з метою зниження внутріочного тиску із закритою кутовою глаукомою і дозволяє визначити структурні зміни сітківки.



Рис. 5.68. Лазерна іридектомія.

Коагулятор лазерний універсальний «Ліка-хірург»

Призначений для проведення широкого спектру процедур і операцій в загальній хірургії, нейрохірургії, гінекології, оториноларингології, офтальмології, стоматології, дерматології, косметології.



Рис. 5.69. Зовнішній вигляд універсального лазерного коагулятора «Ліка-хірург»

Апарат забезпечує:

роботу в трьох режимах лазерного випромінювання - нормальному, модульованому і періодичному
ступінчасте регулювання потужності випромінювання
ступінчасте регулювання потужності випромінювання лазера-пілота
установку і контроль часу процедури
модуляцію випромінювання
можливість підрахунку дози лазерного випромінювання

Технічні характеристики:

Довжина хвилі	808* нм
Довжина хвилі лазера-пілота	650* нм
Потужність лазерного випромінювання на виході волоконного світловода	0,5...30,0 Вт
Напруга живлення	220 В
Споживана потужність, не більше	400 В*А
Габаритні розміри апарата	340x370x160 мм
Маса, не більше	12,5 кг

В комплект апарату входить набір волоконних світловодів, педаль управління і захисні окуляри. Використання діодних лазерів в якості джерел лазерного випромінювання забезпечує надійність, компактність, економічність, простоту управління коагулятора. Конструктивне виконання апарата дозволяє, за бажанням Замовника, оперативно наростити граничну потужність високоінтенсивного лазерного випромінювання. Застосування волоконних світловодів для виведення лазерного випромінювання забезпечує контактний і безконтактний способи впливу.

Приклади розв'язку задач

5.3. Лазер працює на довжині хвилі $\lambda = 5 \cdot 10^{-7}$ Дж*с і випромінює пучок світла потужністю 0,1 Вт. Яку кількість фотонів випромінює лазер за 5 с ?

Дано:

$$\lambda = 5 \cdot 10^{-7}$$

$$P = 0,1 \text{ Вт}$$

$$t = 5 \text{ с}$$

$$h = 6,62 \cdot 10^{-34} \text{ Дж*с} \quad -$$

стала Планка

$$c = 3 \cdot 10^8 \text{ м/с}$$

$n - ?$

Розв'язок:

1. Потужність світла: $P = \frac{E}{t}$.

2. Енергія фотонів

$$E = nh\nu = n \frac{hc}{\lambda} \quad P \cdot t = n \frac{hc}{\lambda}$$

3. Отримуємо:

$$n = \frac{P \cdot t \cdot \lambda}{hc} = \frac{0,1 \cdot 5 \cdot 5 \cdot 10^{-7}}{6,62 \cdot 10^{-34} \cdot 3 \cdot 10^8} = 0,125 \cdot 10^{19}$$

Відповідь: Лазер випромінює $0,125 \cdot 10^{19}$ фотонів.

5.4. Гелій-неоновий газовий лазер, який працює в безперервному режимі, генерує монохроматичне електромагнітне випромінювання світла з довжиною хвилі 630 нм, розвиваючи потужність 40 мВт. Скільки фотонів випромінює лазер за 1 с?

Дано:

$$\lambda = 630 \cdot 10^{-9} \text{ м}$$

$$P = 40 \cdot 10^{-3} \text{ Вт}$$

$$t = 1 \text{ с}$$

$$h = 6,63 \cdot 10^{-34} \text{ Дж*с}$$

$n - ?$

Розв'язок:

1. Енергія одного фотона, що випромінюється гелій-неоновим лазером, дорівнює:

$$E = \frac{hc}{\lambda}$$

2. Енергія, що випромінюється лазером:

$$E_{\text{вип}} = P \cdot t$$

3. Кількість фотонів, що випромінює лазер за 1с:

$$n = \frac{E_{\text{вип}}}{E} = \frac{Pt\lambda}{hc}$$

4. Обчислення:

$$n = \frac{40 \cdot 10^{-3} \cdot 1 \cdot 630 \cdot 10^{-9}}{6,63 \cdot 10^{-34} \cdot 3 \cdot 10^8} = 1,3 \cdot 10^{17}$$

Відповідь: лазер випромінює $1,3 \cdot 10^{17}$ фотонів.

ГЛАВА 5.4. ПРИЛАДИ ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ ТА КОРЕКЦІЇ ОКА ЛЮДИНИ

5.4.1. Око як оптичний інструмент

І сказав Бог: «Хай станеться світло!»

І сталося світло...

І був вечір, і був ранок, – день перший.

Книга Буття

Середньовічний філософ Роджер Бекон стверджував: «Оптика – прикраса всієї філософії, через яку, а не без неї, можуть бути показані всі інші науки».

Особливе місце в історії оптики займає вчення про зір. Давньоримський філософ Сенека писав: «Не все, однак, сягаємо оком, не все бачимо таким величним, яким воно є, але наш зір прокладає собі стежку для дослідження, закладає для нас підвалини пізнання правди, щоб від явного ми могли у своїх пошуках переходити до прихованого – віднаходити й те, що є давнішим від усього видимого світу»^{iv}.

У VI ст. до н. е. послідовники Піфагора вважали, що із ока людини виходить невидимий витік, який неначе обстежує об'єкт. Емпідокл стверджував (V ст. до н. е.), що поруч із витіком із ока існує також витік із предмета, що світиться. Демокріт (460–370 рр. до н. е.) вважав, що зорове відчуття зумовлене попаданням в око атомів, які випромінює тіло. Евклід близько 300 р. до н. е. зазначав, що «...випромінювані очима промені поширюються по прямому шляху». І лише через чотири з половиною століття Гален (130–200 рр.) розглянув око як один із органів нашого організму, описав його будову і з'ясував функцію зорового нерва. В теорії зору Гален переважно дотримувався ідей Платона, а також надавав великого значення зовнішньому флюїду, який випромінює Сонце, та стверджував, що «світло очей», яке виробляє мозок, проходить оптичним нервом до сітчастої оболонки, розсіюється у склоподібному тілі й знову потрапляє на кришталік, який є органом сприйняття.

Визначний арабський фізик Ібн Аль-Хайтана (Альхазен) (965–1039 рр.) прийняв без змін запропоновану Галеном анатомічну будову ока, проте відкинув «світло очей» і висловив геніальний здогад: кожній точці видимої поверхні об'єкта відповідає певна точка всередині ока.

Ф. Мавролік у трактаті з оптики в 1554 р. розглянув анатомію ока, механізм зору, дослідив властивості опуклих і увігнутих лінз.

Г. Гельмгольц у 1853 р. обґрунтував акомодацию ока на близьких і віддалених предметах.

Великий внесок у дослідження дисперсії і створення ахроматичних лінз зробив Йозеф Фраунгофер (1787–1826 рр.). Особливо велику цінність мав знайдений ним метод точного визначення форми лінз, який сприяв подальшому розвитку практичної оптики.

У 1890 р. шведський дослідник А. Гульстранд продемонстрував, що астигматизм усувається за допомогою циліндричних лінз. За роботи з діоптрики ока у 1911 р. йому була присуджена Нобелівська премія з фізіології та медицини.

Схематична будова ока показана на рис. 5.71. Воно нагадує сферу, діаметром близько 2,5 см і зовні воно покрите захисною оболонкою білого кольору – склерою (1). Передня прозора частина склери (2) називається рогівкою. На деякій відстані від неї розташована райдужна оболонка (3), пофарбована пігментом.

Роль діафрагми відіграє отвір у райдужній оболонці ока перед кришталиком – зіниця. Залежно від інтенсивності падаючого світла зіниця рефлекторно змінює свій діаметр приблизно від 2 до 8 мм, тобто діє подібно діафрагмі фотоапарата. Між роговицею й райдужною оболонкою перебуває прозора рідина. За зіницею перебуває кришталік (4) - еластичне лінзоподібне тіло. М'яз (5) може змінювати у певних межах форму кришталіка, змінюючи тим самим його оптичну силу. Інша частина ока заповнена склоподібним тілом. Задня частина ока - очне дно, воно покрите сітчастою оболонкою 6, що представляє собою складне розгалуження зорового нерва (7) з нервовими закінченнями - паличками й колбочками, які є світлочутливими елементами.

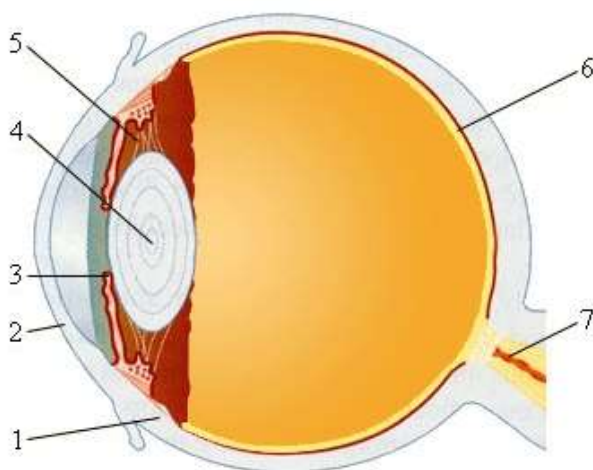


Рис. 5.70. Будова ока.

Промені світла від предмета, заломлюючись на границі повітря-роговиця, проходять через кришталік (лінзу з оптичною силою, що змінюється) і створюють зображення на сітківці.

Рогівка, прозора рідина, кришталік і склоподібне тіло утворюють оптичну систему, оптичний центр якої розташований на відстані близько 5 мм від роговиці. При розслабленому очному м'язі оптична сила ока приблизно дорівнює 59 дптр, при максимальній напрузі м'яза – 70 дптр.

Особливості зору

Акомодація. Основна особливість ока як оптичного інструмента складається в здатності рефлекторно змінювати оптичну силу очної оптики залежно від положення предмета. Таке пристосування ока до зміни положення спостережуваного предмета називається акомодацією.

Область акомодації ока можна визначити положенням двох точок:

- дальня точка акомодациі визначається положенням предмета, зображення якого виходить на сітківці при розслабленому очному м'язі. У нормального ока дальня точка акомодациі перебуває в нескінченності;
- ближня точка акомодациі – відстань від розглянутого предмета до ока при максимальній напрузі очного м'яза. Ближня точка нормального ока розташовується на відстані 10–20 см від ока. З віком ця відстань збільшується.

Крім цих двох точок, що визначають границі області акомодациі, в оці існує відстань найкращого зору, тобто відстань від предмета до ока, при якому найзручніше (без надмірної напруги) розглядати деталі предмета (наприклад, читати дрібний текст). Ця відстань у нормального ока рівна 25 см.

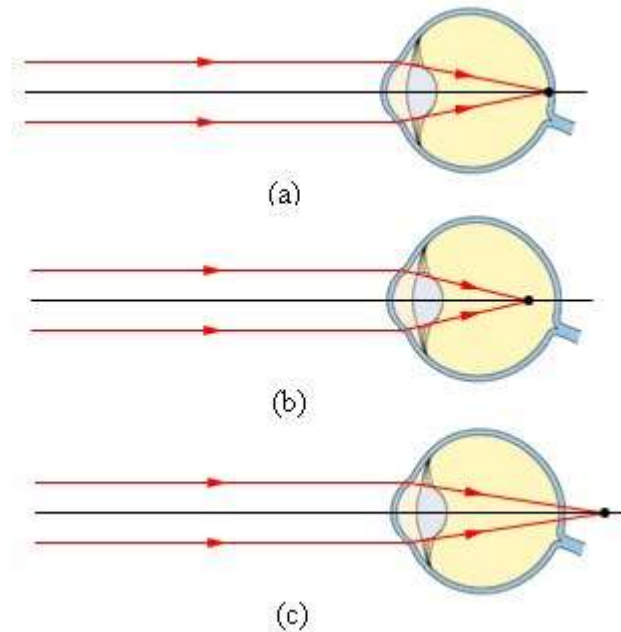


Рис. 5.71. Зображення віддаленого предмета в оці: а – нормальне око; б – короткозоре око; с – далекозоре око.

При порушенні зору зображення віддалених предметів у випадку ненапруженого ока можуть виявитися або перед сітківкою (короткозорість), або за сітківкою (далекозорість) (рис.5.71).

Відстань найкращого зору в короткозорого ока менша, а в далекозорого більша, ніж у нормального ока. Для виправлення дефекту зору служать окуляри. Для далекозорого ока необхідні окуляри з позитивною оптичною силою (збираючі лінзи), для короткозорого - з негативною оптичною силою (розсіювальні лінзи) (рис. 5.72).

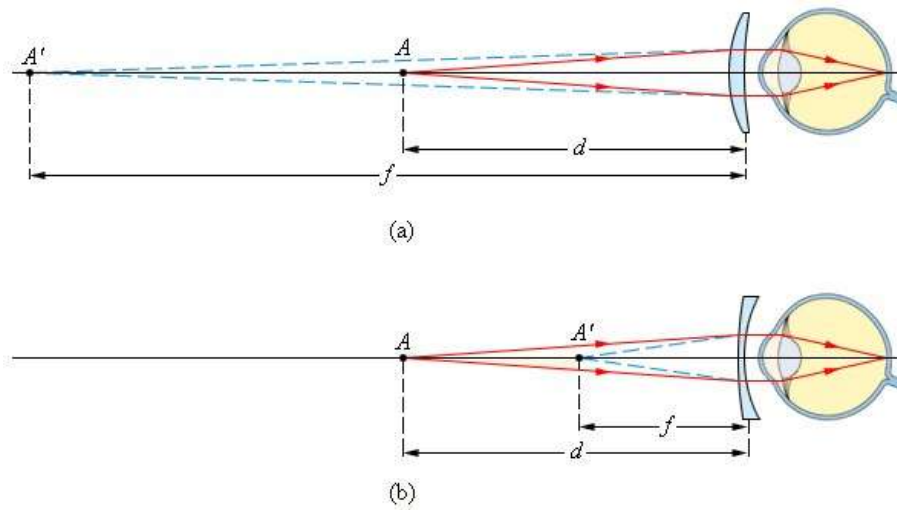


Рис. 5.72. Підбір окулярів для читання: а) далекозоре око, б) короткозоре око.

Промені світла фокусуються за кришталиком на шарі світлочутливих клітин сітківки - паличок і колбочок. Палички, їх близько 125–130 млн., розташовані на всій поверхні сітківки і є рецепторами чорно-білого зору, а колбочки, число яких сягає 6–7 млн., в основному зосереджені у центральній частині сітківки, в ділянці центральної ямки, і реагують на забарвлення предметів.

Чутливість паличок, довжина і діаметр яких відповідно рівні 2 і 60 нм, значно вища, ніж у колбочок, що мають довжину і діаметр відповідно 2 і 10 нм. Палички реагують на світло при освітленості $E \approx 10^{-6}$ Лк, а колбочки лише при $E > 10^{-2}$ Лк. Тому у сутінках навколишній світ сприймається чорно-білим.

Вважають, що для того щоб спалах точкового червоного джерела світла був сприйнятим оком, молекули сітківки повинні поглинати від 5 до 10 фотонів світла.

Палички і колбочки містять світлочутливі пігменти родопсин та родопсин, у яких при поглинанні світла виникають і розвиваються фотохімічні реакції, які обумовлюють подальшу передачу інформації у мозок.

Зоровий пігмент паличок родопсин (рис. 5.73) вмонтований у зовнішні сегменти паличок, які містять стопку плаваючих у цитоплазмі органел – світлочутливих дисків, і складається з білка оксину та хромофорної групи ретиналю ($C_{19}H_{27}CHO$).

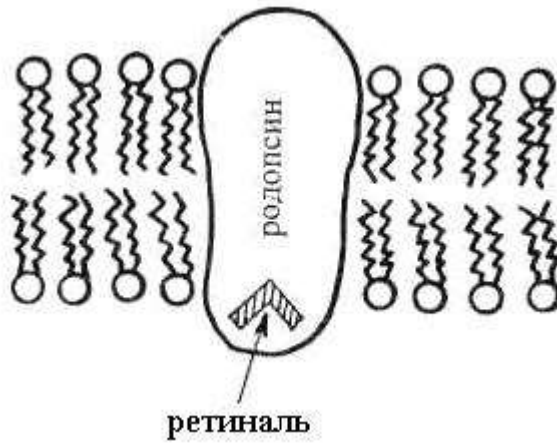


Рис. 5.73. Світлочутливі клітини.

Кожен диск завтовшки 20 нм складається з бішарових ліпідних мембран з інтегральними білками. Світло з різною довжиною хвиль послаблюється неоднаково при проходженні через стопку дисків кожної палички і колбочки.

Із видимого спектра електромагнітних хвиль (380-760 нм) око найчутливіше до зеленого світла ($\lambda=555$ нм).

На рисунку 5.74 показані криві чутливості ока до денного А та сутінкового В світла.

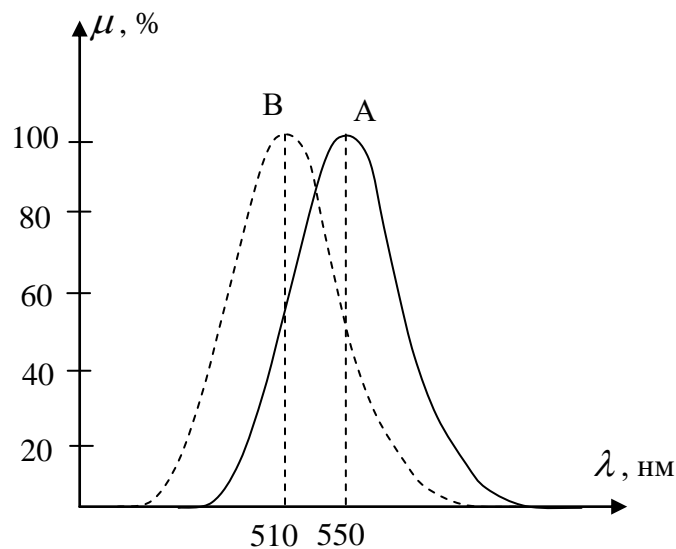


Рис. 5.74. Криві чутливості ока до світла.

5.4.2. Аберация

Аберация оптичних систем – викривлення, похибки зображення, викликані недосконалістю оптичних системи.

Сферична аберация

Сферична аберация виникає в широких пучках світлових променів внаслідок того, що промені в лінзі на різній відстані від оптичної осі заломлюються по-різному. Чим далі від оптичної осі вони падають на лінзу, тим більше заломлюються. Внаслідок сферичної аберации світна точка зображається на екрані,

перпендикулярному до оптичної осі, у вигляді світлового кружечка. Для усунення сферичної аберації використовують діафрагму, що виділяє пучок променів, близьких до параксіальних, або ж компонують систему збиральних і розсіювальних лінз, аберації у яких протилежна за знаком.

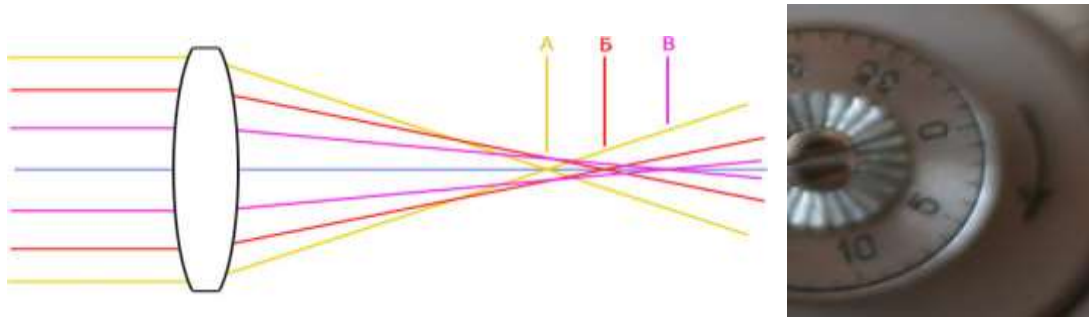


Рис. 5.75. Сферична аберація.

Промені, що проходять через лінзу біля оптичної вісі (ближче до центру), фокусуються в області В, далі від лінзи. Промені, що проходить через крайні зони лінзи, фокусуються в області А, ближче до лінзи (рис. 5.75). Таким чином, виходить, що краї лінзи мають більш короткі фокусні відстані, ніж центр. Приклад (ось це розмиття яке видно при збільшенні картинки до 100% розміру і є сферичною аберацією).

Хроматична аберація

Хроматична аберація — явище, яке зумовлене дисперсією світла. Світлові промені заломлюються під різними кутами (рис. 5.76), тому зображення точки матиме вигляд райдужного кружечка.

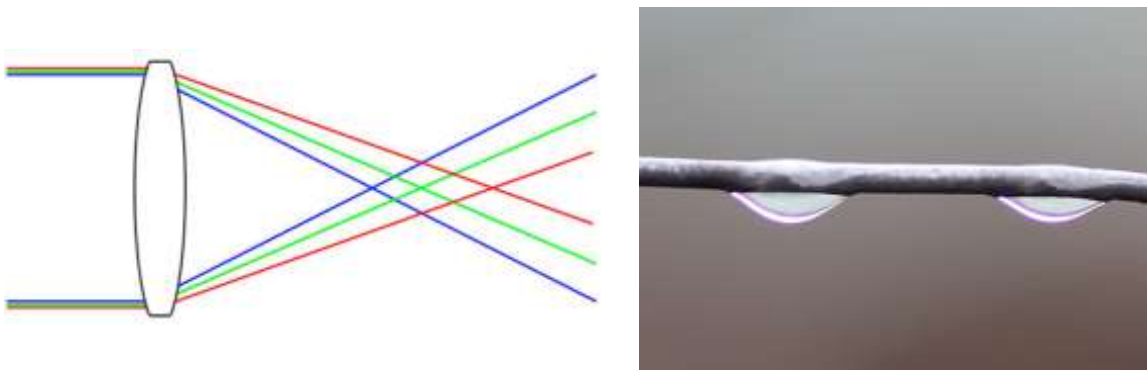


Рис. 5.76. Хроматична аберація.

Хроматичні аберації призводять до зниження чіткості зображення й утворення кольорової “бахроми”, особливо на контрастних об’єктах.

Приклад “бахроми” на краплях:

Коматична аберація

Кома або коматична аберація – це явище, видиме на периферії зображення, яке створює об’єктив, скорегований на сферичну аберацію, й викликає зведення світлових променів, що потрапляють на край об’єктиву під певним кутом, у вигляді комети, а не в формі бажаної точки. Звідси й її назва. Форма комети

орієнтована радіально, причому її хвіст направлений до центру, або від центру зображення. Розмитість на краях зображення називається коматичним засвіченням. Кома зростає по мірі збільшення кута головного променя й веде до зниження контрастності на краях зображення. Кома також може призвести до засвічення розмитих ділянок зображення.

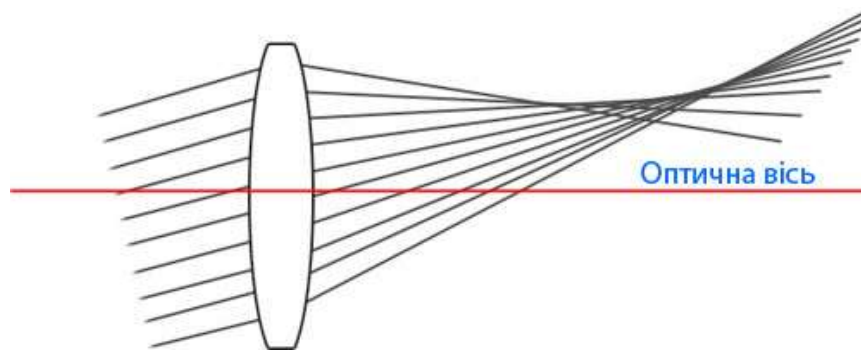


Рис. 5.77. Коматична аберация.

Астигматизм

Якщо пучок променів світної точки, який падає на оптичну систему, утворює кут з оптичною віссю, то він втрачає гомоцентричність, тобто не фокусується в одній точці. Площини, які проходять через вісь системи, називаються меридіальними. Нехай центральний промінь меридіального пучка знаходиться в меридіальній площині. Тоді із такого пучка умовно можна виділити плоску смужку променів, які лежать в меридіальній площині і називаються меридіальними, на відміну від сагітальних, які утворює плоска смужка променів, що знаходяться в перпендикулярній площині. Такий пучок після заломлення в системі фокусується у вигляді двох взаємно перпендикулярних відрізків, що лежать на різних відстанях від системи. Посередині між ними зображення має форму круга, а в проміжних площинах – форму еліпсів (Рис.5.78). Астигматизм ока усувається циліндричними окулярами, контактними лінзами.

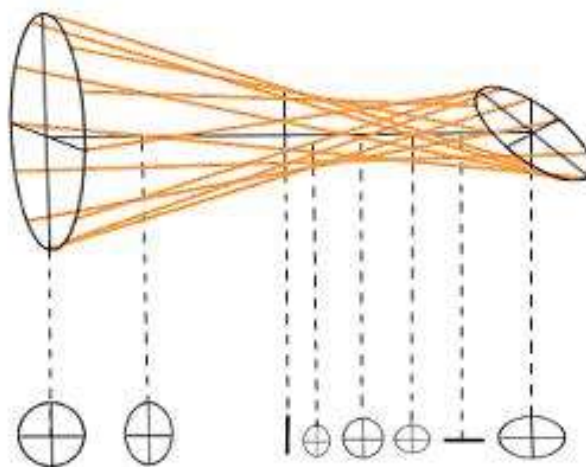


Рис. 5.78. Астигматизм.

У 1890 р. шведський дослідник А. Гульстранд показав, що астигматизм усувається за допомогою циліндричних лінз. Йому, за роботи з діоптрики ока, у 1911 р. була присуджена Нобелівська премія з фізіології та медицини.

Викривлення площини зображення

Розглянемо ще одну особливість, яка зумовлена нахиленими пучками променів. При певному положенні екрана, різкість зображення радіусів вздовж своєї довжини може відрізнятись. Переміщаючи екран, ми можемо покращити зображення одних ділянок, погіршуючи зображення інших. Цей дослід показує, що зображення являє собою не площину перпендикулярну до оптичної осі, а зігнуту поверхню, при чому ступінь згину для меридіальних і сагітальних пучків буде різним.

При такому виді аберацій площина зображення стає вигнутою, таким чином якщо центр зображення в фокусі, то краї зображення не в фокусі й навпаки, якщо краї в фокусі, то центр не в фокусі.

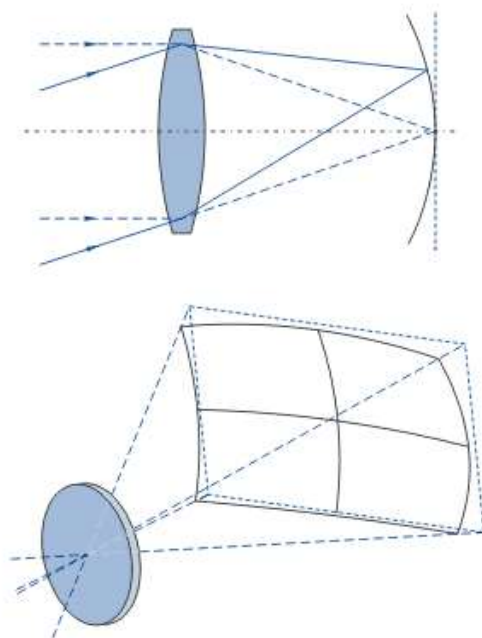


Рис. 5.79. Викривлення площини зображення.

Дисторсія (викривлення) зображення

Коли промені світла падають на систему під значним кутом до оптичної осі, то зображення, яке створюють навіть вузькі пучки, буде спотвореним. Спотворене зображення прямолінійного відрізка істотно виявляється тоді, коли перед лінзою ставлять діафрагми.

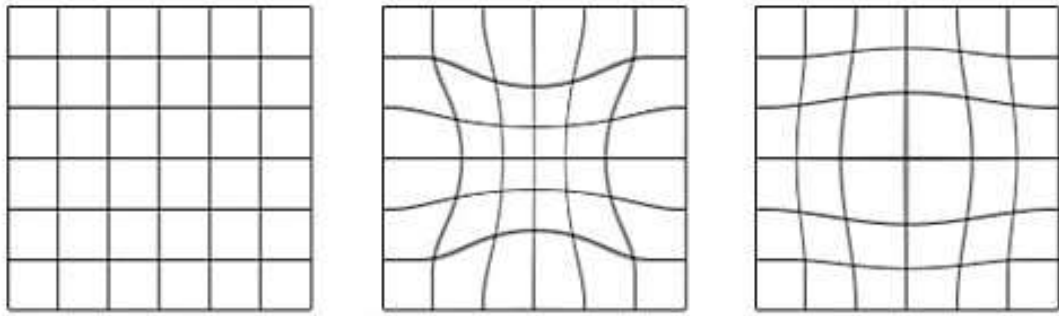


Рис. 5.80. Дисторсія зображення.

Приклад подушкоподібної та діжкоподібної дисторсії:



Рис. 5.81. Подушкоподібна та діжкоподібна дисторсія.

Приклади розв'язку задач

5.5. Розрахувати роздільну здатність людського ока на відстані 10м від предмета, що розглядається. Середня відстань між колбочками складає 5 мкм, відстань між збіжною вузловою точкою (точка оптичної системи, через яку промені проходять і не заломлюються) і сітківкою 15 мм.

Дано:

$$L = 10\text{м}$$

$$l = 15 \cdot 10^{-3}\text{м}$$

$$h = 5 \cdot 10^{-6}\text{м}$$

$$H_{\min} \text{ -?}$$

Розв'язок:

5. Роздільна здатність ока визначається відстанню між колбочками. Розмір зображення на сітківці предмета H :

$$h = \frac{l}{L} H ,$$

де L - відстань до предмета, l - відстань між збіжною вузловою точкою і сітківкою.

6. Мінімальний розмір предмета, який сприймає око на відстані L , тобто роздільна здатність ока:

$$H_{\min} = h_{\min} \frac{L}{l} = 5 \cdot 10^{-6} \frac{10}{15 \cdot 10^{-3}} = 3,3 \text{ мм}$$

Відповідь: Роздільна здатність людського ока на відстані 10м становить 3,3 мм.

Тестові завдання

1. Природне світло проходить крізь поляризатор І аналізатор, між головними площинами яких 45(градусів). Інтенсивність падаючого світла збільшили у 15 разів. Як зміниться інтенсивність пройденого світла?

- А. збільшиться у 10 разів
- В. збільшиться у 15 разів
- С. збільшиться у 5 разів
- Д. не зміниться
- Е. зменшиться у 2,5 рази

2. Яке основне застосування поляриметра?

- А. визначення концентрації розчину
- В. визначення механічної напруженості
- С. спостереження дифракції поляризованого світла
- Д. дослідження дефектів у кристалах
- Е. спостереження інтерференції поляризованого світла

3. Оптично активним називається середовище, яке

- А. розсіює світло
- В. світиться
- С. поглинає світло
- Д. здатне поляризувати світло
- Е. здатне повертати площину плоскополяризованого світла

4. Призму Ніколя використовують для отримання.

- А. поляризованого світла
- В. люмінесцентних явищ
- С. дифракції світла
- Д. інтерференції світла
- Е. резонансних явищ

5. Способи утворення поляризованого світла.

- А. при відбиванні від неметалевих предметів
- В. при заломленні в склі або воді
- С. при подвійному променезаломленні
- Д. при пропусканні світла через ряд скляних пластинок
- Е. за допомогою призми Ніколя

6. Довжина хвилі видимого світла-

- А. 380-760нм
- В. 380-600нм
- С. 500-800нм
- Д. 400-800нм
- Е. 200-760нм

7. Знайти швидкість світла у середовищі з показником заломлення $n=1,5$, якщо швидкість світла у вакуумі $c=3 \cdot 10^8 \text{ м/с}$:
- A. $3 \cdot 10^8 \text{ м/с}$
 - B. $2,7 \cdot 10^8 \text{ м/с}$
 - C. $2,5 \cdot 10^8 \text{ м/с}$
 - D. $2 \cdot 10^8 \text{ м/с}$
 - E. $2,1 \cdot 10^8 \text{ м/с}$
8. Яка роздільна здатність дифракційної ґратки в спектрі другого порядку, якщо вона містить 100 штрихів?
- A. 200
 - B. 600
 - C. 400
 - D. 500
 - E. 300
9. Знайти за законом Малюса відношення (I/I_0) інтенсивності світла, яке вийшло з аналізатора під кутом ϕ до інтенсивності світла, яке виходить з аналізатора для кута $\phi=0$, якщо $\cos^2 \phi = 0,2$:
- A. 0,1
 - B. 0,2
 - C. 0,3
 - D. 0,4
 - E. 0,5
10. Знайти числову апертуру мікроскопа, якщо показник заломлення $n=2$, а $\sin \alpha = 0,2$.
- A. 0,2
 - B. 0,4
 - C. 0,6
 - D. 0,8
 - E. 1
11. Коефіцієнт пропускання шару речовини зменшився у 10 разів. Як зміниться його оптична густина?
- A. залишиться незмінною
 - B. зменшиться у 10 разів
 - C. збільшиться на 1
 - D. збільшиться у 10 разів
 - E. зменшиться на 1
12. У світловій хвилі вектори напруженості електричного поля E і магнітного H знаходяться у площинах.
- A. які утворюють кут 30°
 - B. які утворюють кут 45°
 - C. які утворюють кут 60°

- D. паралельних
- E. взаємно перпендикулярних

13. Що таке центрована оптична система?

- A. система, що складається з декількох лінз, які мають спільну головну оптичну вісь
- B. система, що складається з декількох лінз
- C. система, що складається з розсіювальної і збірної лінз
- D. система, що має два фокуси
- E. система, що має один фокус

14. Інтерференція світла - це явище

- A. накладання хвиль різних частот
- B. розкладання білого світла на кольори
- C. накладання хвиль різних довжин
- D. огинання світлом дрібних перешкод
- E. накладання когерентних хвиль, в результаті якого спостерігається підсилення або послаблення світла

15. Знайти коефіцієнт пропускання, якщо початкова інтенсивність $I_0=10$, а інтенсивність світла, яке пройшло через середовище $I=2$

- A. 0.1
- B. 0.2
- C. 0.3
- D. 0.4
- E. 0.5

16. У порівнюванні яких величин еталонного і досліджуваного розчинів однієї природи полягає принцип концентраційної колориметрії?

- A. кольору
- B. коефіцієнтів заломлення
- C. оптичних густин
- D. інтенсивності розсіяного світла
- E. дисперсії коефіцієнта поглинання

17. Кут схрещення двох поляроїдів збільшили від 45 до 90 градусів. Як змінилася інтенсивність пучка природного світла, який пройшов крізь них?

- A. збільшиться у 10 разів
- B. збільшиться у 2 разів
- C. зменшилась у 2 разів
- D. залишилась незмінною
- E. зменшилась до нуля

18. Яке основне застосування поляриметра?

- A. визначення концентрації розчину
- B. визначення механічної напруженості
- C. спостереження дифракції поляризованого світла

- D. дослідження дефектів у кристалах
- E. спостереження інтерференції поляризованого світла

19. Монохроматичними називаються хвилі:

- A. з різними фазами
- B. однієї частоти
- C. з однаковими фазами
- D. з однаковими амплітудами
- E. з однаковими швидкостями поширення

20. Когерентними називаються хвилі, які мають:

- A. сталу різницю фаз і однакові частоти, однаковий напрям
- B. однаковий напрям поширення та різні частоти
- C. однакову амплітуду та постійну різницю початкових фаз
- D. сталу різницю початкових фаз та різні частоти
- E. різні амплітуди і різні частоти

Відповіді на тестові завдання

Завдання	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Відповіді	B	A	E	A	E	A	D	A	B	B
Завдання	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Відповіді	C	E	A	E	B	C	E	A	B	A

РОЗДІЛ 6. КВАНТОВА БІОФІЗИКА. ФІЗИКА АТОМІВ І МОЛЕКУЛ

ГЛАВА 6.1. ТЕПЛОВЕ ВИПРОМІНЮВАННЯ ТІЛ

Закони теплового випромінювання становлять основу медичної термографії, яка дозволяє проводити вимірювання температури тіла без фізичного контакту з ним і визначає температуру різних його ділянок з точністю до десятих градусів.

Квантова механіка описує поведінку мікрочастинок та їх систем, явища електронного парамагнітного резонансу (ЕПР) та ядерного магнітного резонансу (ЯМР) які містять цінну інформацію про будову органічних молекул, природу міжмолекулярних взаємодій, характер молекулярних рухів.

В основі магнітно-резонансних методів дослідження лежить принцип поглинання енергії системою частинок індукованих високочастотним електромагнітним випромінюванням, що спричиняє переходи між енергетичними рівнями, на які розщеплюються у зовнішньому магнітному полі квантові системи.

6.1.1. Закони теплового випромінювання

У 1800 р. Вільгельм Гершель (1738–1822 рр.), переміщаючи чутливий термометр вздовж сонячного спектра, помітив, що його покази змінюються від ультрафіолетової ділянки спектра до червоної, але максимум був за червоною частиною. Так було відкрито інфрачервоне випромінювання. Цей же вчений у 1781 р. відкрив планету Уран.

Німецький фізик Йоган Ріттер (1776–1810 рр.), досліджуючи у 1801 р. дію різних ділянок сонячного спектра на хлористе срібло, встановив, що хімічна дія випромінювання зростає від червоної ділянки спектра до фіолетової й досягає максимуму за фіолетовою областю, яка не сприймається людським оком. Нове випромінювання, наявне у сонячному спектрі, отримало назву «ультрафіолетового випромінювання».

До ультрафіолетових променів належать відкриті у 1923 р. Гурвічем мітогенетичні промені – випромінювання живих організмів, які збуджуються процесами, що відбуваються всередині клітин і стимулюють клітинний поділ (спектральна ділянка 190–250 нм).

Теплове випромінювання – це електромагнітне випромінювання тіл, зумовлене збудженням атомів і молекул під час співударів у процесі їхнього теплового руху. Кожне тіло, температура якого вище 0°K , є джерелом теплового випромінювання. При тепловому випромінюванні енергія від одного тіла передається до іншого за допомогою випромінювання і поглинання електромагнітних хвиль. Потужність теплового випромінювання людини сягає 100 Вт.

Розглянемо кількісні характеристики теплового випромінювання.

Середню потужність випромінювання за час, значно більший періоду світлових коливань, приймають за потік випромінювання Φ . Потік енергії, що випромінюється 1m^2 поверхні тіла, називається енергетичною світністю R , або випромінювальною здатністю R . Вона виражається у $\text{Вт}/\text{м}^2$.

Нагріте тіло випромінює хвилі різної довжини хвилі. Виділимо певний інтервал довжини хвилі від λ до $\lambda + d\lambda$. Енергетична світність, що відповідає цьому інтервалу, пропорційна його ширині.

$$dR_\lambda = r_\lambda d\lambda \quad (6.1)$$

тут r_λ – спектральна густина енергетичної світності. Проінтегрувавши 6.1) знаходимо повну енергетичну світність у всьому інтервалі довжин хвиль:

$$R_\lambda = \int_0^\infty r_\lambda d\lambda. \quad (6.2)$$

Здатність тіла поглинати енергію випромінювання характеризується коефіцієнтом поглинання, який дорівнює відношенню поглинутого тілом потоку випромінювання до падаючого потоку:

$$\alpha = \frac{\Phi_{\text{погл}}}{\Phi_{\text{пад}}}. \quad (6.3)$$

Оскільки коефіцієнт поглинання залежить від довжини хвилі, то потрібно ввести поняття монохроматичного коефіцієнта поглинання:

$$\alpha_\lambda = \frac{\Phi_{\text{погл}}(\lambda)}{\Phi_{\text{пад}}(\lambda)}. \quad (6.4)$$

При розкладанні світла, випромінюваного нагрітими твердими тілами, рідинами чи газами, виникає спектр випромінювання. Конденсована речовина (тверде тіло чи дуже стиснений газ) випромінює так званий суцільний спектр, у якому присутні всі довжини хвиль видимого діапазону. Причина цього – сильна взаємодія сусідніх атомів між собою. Спектр свічення атомарних газів і парів являє собою набір окремих ліній з характерними значеннями довжин хвиль, обумовлених структурою електронних оболонок атомів даного елемента.

Тіло, коефіцієнт поглинання якого $\alpha=1$, називається абсолютно чорним.

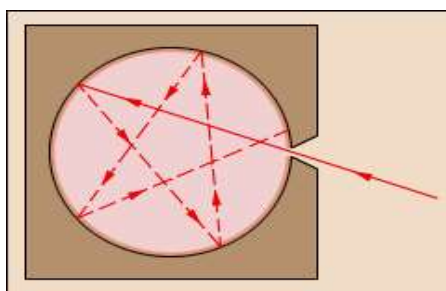


Рис. 6.1. Модель абсолютно чорного тіла

Сірим називається тіло, коефіцієнт поглинання якого менше від 1. Для тіла людини вважають $\alpha = 0,9$.

Згідно із законом Кірхгофа, відношення спектральної густини енергетичної світності до монохроматичного коефіцієнта поглинання для всіх тіл при даній температурі є постійною величиною, яка дорівнює спектральній густині енергетичної світності абсолютно чорного тіла:

$$\left(\frac{r_\lambda}{\alpha_\lambda}\right)_1 = \left(\frac{r_\lambda}{\alpha_\lambda}\right)_2 = \dots = \varepsilon_\lambda \quad (6.5)$$

З (6.5) отримуємо:

$$r_\lambda = \alpha_\lambda \varepsilon_\lambda \quad (6.6)$$

З (6.6) слідує, що більше енергії випромінює те тіло, яке більше поглинає.

Зв'язок між енергетичною світністю абсолютно чорного тіла R і його абсолютною температурою T встановлює закон Стефана-Больцмана: енергетична світність абсолютно чорного тіла пропорційна четвертому степені його температури.

$$R = \sigma \cdot T^4 \quad (6.7)$$

де σ – стала Стефана-Больцмана, $\sigma = 5,6710^{-8} \frac{Вт}{м^2 K^4}$.

У загальному випадку: $R = \delta T^4$, де $\delta = \alpha \sigma$, коефіцієнт випромінювання, що дорівнює добутку сталої Стефана-Больцмана на коефіцієнт α , який менший від одиниці.

На рисунку 6.2 показана залежність спектральної густини енергетичної світності абсолютно чорного тіла від довжини хвилі для різних температур.

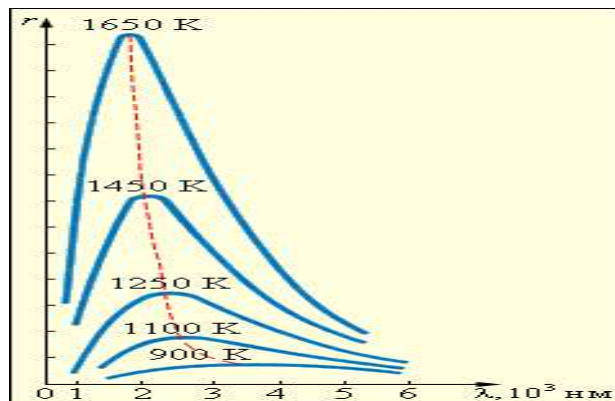


Рис. 6.2. Залежність спектральної густини енергетичної світності абсолютно чорного тіла від температури (розподіл Планка).

Довжина хвилі, на яку припадає максимум спектральної густини енергетичної світності, визначається за законом зміщення Віна (лауреат Нобелівської премії):

$$\lambda_{\text{max}} = \frac{a}{T}, \quad (6.8)$$

де b – стала Віна, $b = 2,910^{-3} м \cdot K$.

Із (4) випливає, що із збільшенням температури максимум спектральної густини енергетичної світності зміщується в бік коротких довжин хвиль.

У кінці XIX століття був зроблений ряд спроб отримати залежність, що виражає густину енергетичної світності ε_λ абсолютно чорного тіла як функцію довжини хвилі λ і абсолютної температури T :

$$\varepsilon_\lambda = f(\lambda, T). \quad (6.9)$$

Формулу, яка добре описує спектральну густину випромінювання абсолютно чорного тіла лише в області великих довжин хвиль, отримали Релей і Джінс:

$$\varepsilon(\lambda, T) = 8\pi kT \lambda^{-4}. \quad (6.10)$$

У класичній фізиці випромінювання і поглинання енергії розглядалися як неперервні процеси. М. Планк прийшов до висновку, що саме ці основні положення не дозволяють отримати правильну залежність $\varepsilon(\lambda, T)$. Він запропонував гіпотезу, згідно якої тіло випромінює і поглинає енергію не неперервно, а певними дискретними порціями – квантами.

Розглядаючи тіло, що випромінює енергію ε як сукупність осциляторів, енергія яких може змінюватися лише на величину, кратну $h\nu$, де h – стала Планка ($h = 6.62 \cdot 10^{-34}$ Дж·с), ν – частота випромінювання.

$$\varepsilon = h\nu = h \frac{c}{\lambda} \quad (6.11)$$

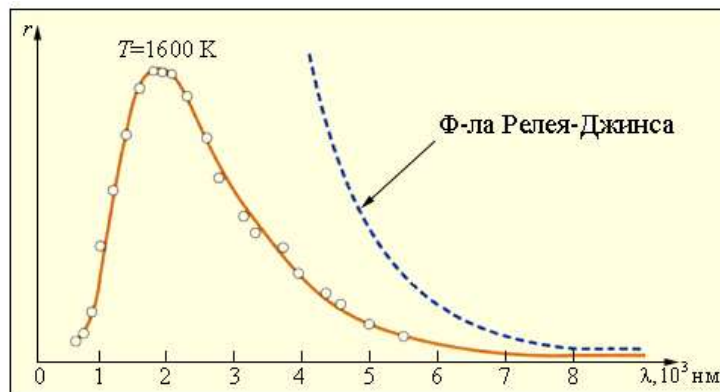


Рис. 6.3. Порівняння закону розподілу енергії за довжинами хвиль

М. Планк отримав формулу для густини енергетичної світимості абсолютно чорного тіла, яка правильно описує випромінювальну здатність абсолютно чорного тіла у всьому діапазоні хвиль:

$$\varepsilon_{\lambda} = \frac{2\pi h c^2}{\lambda^5} \cdot \frac{1}{e^{\frac{hc}{\lambda kT}} - 1}, \quad \text{або} \quad \varepsilon_{\nu} = \frac{2\pi \nu^2}{c^5} \cdot \frac{h\nu}{e^{\frac{h\nu}{kT}} - 1} \quad (6.12)$$

тут h – стала Планка, λ – довжина хвилі, T – абсолютна температура, c – швидкість світла у вакуумі, k – стала Больцмана, ν – частота випромінювання (поглинання).

Виходячи з (6.12) можна отримати закони Стефана – Больцмана і Віна.

6.1.2. Термографія

Інфрачервона термографія - це метод реєстрації і цифровому опрацюванні теплового випромінювання від різних ділянок поверхні досліджуваного об'єкта (тіла людини).

Контактну термографію проводять за допомогою розташованих на пластинчатій тонкій основі рідких кристалів, які здатні змінювати свій колір залежно від температури. Кожний термоіндикатор має певну кольорово-температурну характеристику, за якою можна вивчати розподіл температури на поверхні досліджуваного об'єкта.

Безконтактна (дистанційна) термографія реєструє інфрачервоні промені з поверхні тіла за допомогою дзеркала, яке спрямовує тепло до детекторів. Детекторами служать кристали розміром до 0,5x0,5 мм кожний, в яких при нагріванні виникають електричні сигнали, що підсилюються та відтворюються у вигляді зображення на екрані монітора або роздруковуються на папері.

Ділянка шкіри людини має певну температуру, яка на симетрично розташованих ділянках повинна бути майже однаковою, з різницею, що не перевищує десятої частини градуса. Зміна (збільшення або зменшення) інтенсивності інфрачервоного випромінювання над патологічним вогнищем зумовлена зміною (збільшенням або зменшенням) інтенсивності метаболічних процесів та регіонального кровообігу в ньому.

Якщо за допомогою звичайної термографії (в мікронному діапазоні) досліджується температура поверхні тіла, то в міліметровому та дециметровому діапазонах інфрачервоного спектра випромінювання можна оцінити стан органів людини.

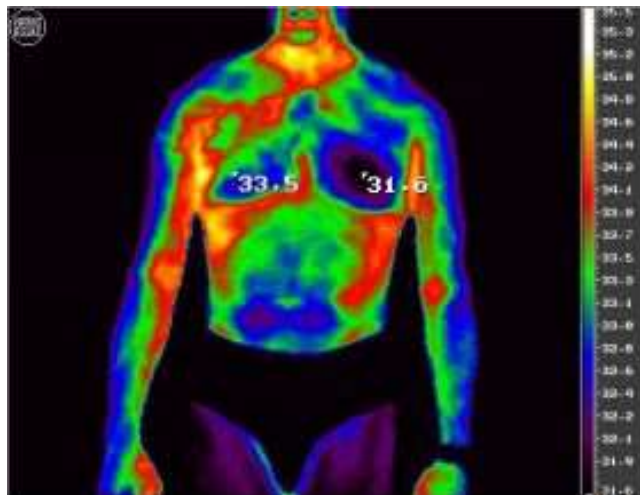


Рис. 6.4. Термографічне зображення.

Область застосування: онкологія, гастроентерологія, нейрохірургія, педіатрія, дерматологія, ортопедія, ревматологія, травматологія, лор-патологія, пульмонологія, ангіологія, ендокринологія, психологія та психіатрія, запальні процеси, локальні пухлини, порушення кровообігу, травми, процеси загоєння ран, психічні процеси.

Прилади для термографії використовуються для термографічної діагностики, які складаються із систем дзеркал, що фокусують інфрачервоні промені від поверхні тіла на чутливий приймач (фотоопір із сурм'янистого індію, активованого германію, із германію з додаванням цинку, золота й ртуті). Такий приймач потребує охолодження (використовується рідкий азот, рідкий водень, неон), яке забезпечує високу чутливість. Тіло людини є джерелом інфрачервоного випромінювання (ІЧ). Максимальна енергія випромінювання припадає на

довжину хвилі 9,6 мкм. У здорової людини розподіл температур по тілу і випромінювання стандартне. Запальні процеси, пухлини можуть змінювати температуру окремих ділянок тіла, за рахунок чого інтенсивність інфрачервоного випромінювання від них змінюється. Тому реєстрація теплового випромінювання від різних ділянок тіла людини використовується як діагностичний метод.

ГЛАВА 6.2. ОСНОВНІ ПОЛОЖЕННЯ КВАНТОВОЇ МЕХАНІКИ

6.2.1. Хвильові властивості частинок.

Об'єкти мікросвіту, що вивчаються квантовою механікою, мають лінійні розміри порядку $10^{-10} \div 10^{-15}$ м. В основі квантової механіки лежать такі уявлення:

1. В 1900 р. М. Планк (Нобелівський лауреат 1919 р.), вивчаючи випромінювання чорного тіла, прийшов до висновку про те, що енергія випромінюється тілом певними порціями (квантами енергії).

2. В 1905 р. А. Ейнштейн (Нобелівський лауреат 1922 р.), вивчаючи механізм фотоефекта, запропонував розглядати випромінювання як потік матеріальних частинок, “квантів випромінювання” чи “фотонів”.

3. У 1913 р. Н. Бор (Нобелівський лауреат 1922 р.), використовуючи розроблену Розерфордом планетарну модель атома, пояснив закономірності лінійчастих спектрів.

Н. Бор припустив, що величини, які характеризують мікросвіт повинні кантуватися, тобто вони не можуть приймати будь-які значення, а тільки певні дискретні значення кратні сталій Планка. Основу теорії Бора становлять такі постулати:

I. Атом може існувати лише в певних стаціонарних станах з відповідними енергіями E_n . В стаціонарних станах атом не випромінює енергію.

II. Перехід атома з одного стаціонарного стану в інший супроводжується випромінюванням чи поглинанням квантів, енергія яких визначається за формулою: $h\nu = E_k - E_n$, де k і n – цілі числа (номери стаціонарних станів), h – стала Планка.

III. Радіуси r стаціонарних станів, по яких рухається електрон масою m , з швидкістю v , задовільняють умову: $mv_n r_n = n\hbar$ ($n=1, 2, 3, \dots$), де $\hbar = \frac{h}{2\pi}$.

Постулати Бора дали змогу пояснити походження лінійчастих спектрів випромінювання і поглинання водню, розрахувати частоти спектральних ліній атома водню.

Стаціонарні стани атома водню (енергетичні рівні) визначаються за формулою:

$$E_n = -\frac{me^4}{8\varepsilon_0^2 h^2 n^2}. \quad (6.14)$$

тут m – маса електрона, e – його заряд, ε_0 – електрична стала.

Виходячи з другого постулата Бора можна знайти частоти випромінювання атома водню:

$$\nu_{kn} = \frac{E_k - E_n}{h} = \frac{me^4}{8\epsilon_0^2 h^3} \left(\frac{1}{n^2} - \frac{1}{k^2} \right). \quad (6.15)$$

тут n і k – відповідні енергетичні рівні атома.

Стан атома з $n=1$ називається основним. В основному стані $n=1$ атом водню може перебувати як завгодно довго (за умови, що зовнішні впливи відсутні). Стани з $n>1$ називаються збудженими. На мал.13. показана система переходів у атомі водню.

А. Комптон (Нобелівський лауреат 1927 р.) в 1923 р., вивчаючи розсіювання рентгенівських променів на атомах речовини, встановив, що воно підлягає законам пружного удару, а значить фотон володіє імпульсом певної величини. Таким чином було встановлено, що крім хвильових, фотон має також і корпускулярні властивості.

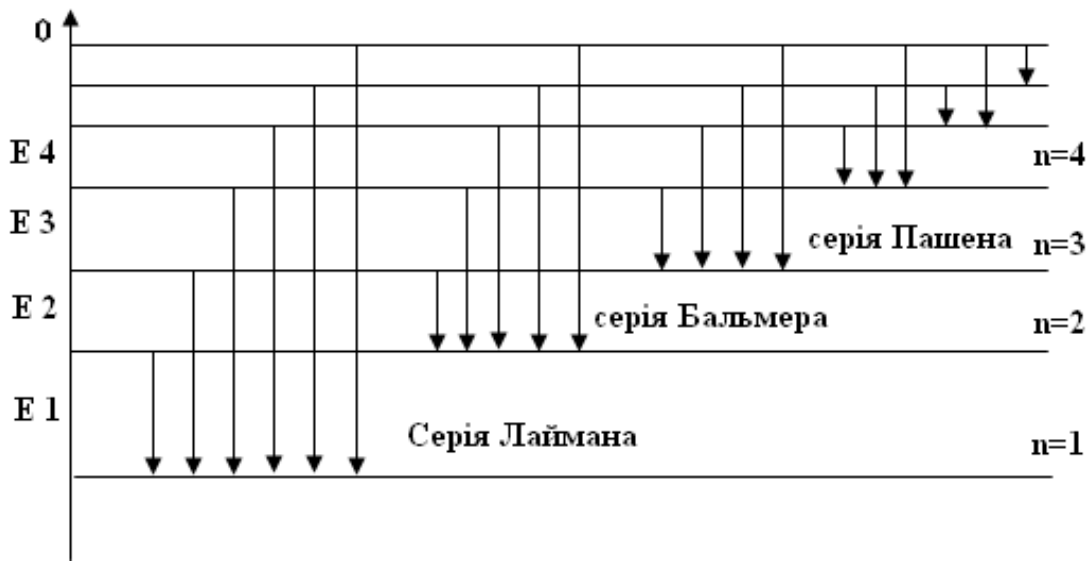


Рис. 6.10. Спектр атома водню

А. Комптон (Нобелівський лауреат 1927 р.) в 1923 р., вивчаючи розсіювання рентгенівських променів на атомах речовини, встановив (рис.6.11), що воно підлягає законам пружного удару, а значить фотон володіє імпульсом певної величини.

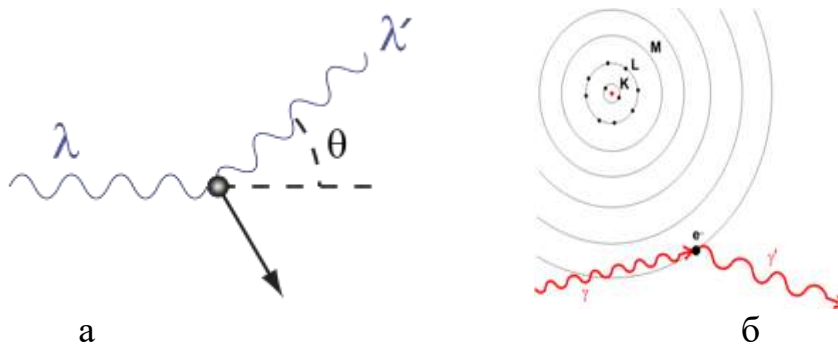


Рис. 6.11. Схематичні зображення:
а)Комптонівського розсіювання на вільному електроні;
б)електроні зовнішньої оболонки атома

Таким чином було встановлено, що крім хвильових, фотон має також і корпускулярні властивості. Досліди Комптона показали, що довжина хвилі λ' розсіяного випромінювання більша за довжину хвилі λ падаючого випромінювання, причому різниця $\lambda' - \lambda$ залежить від кута розсіювання:

$$\Delta\lambda = \lambda' - \lambda = 2 \cdot \lambda_k \cdot \sin^2 \frac{\Theta}{2}, \quad (6.16)$$

тут $\lambda_k = 2.49 \cdot 10^{-12} \text{ м}$ – стала Комптона, Θ – кут між початковим і розсіяним напрямками фотонів.

В основі квантової механіки лежить припущення про те, що хвильово-корпускулярний дуалізм, встановлений для світла, має універсальний характер. Вперше ідея, що всі частинки які мають певний імпульс p , володіють хвильовими властивостями, а їх рух супроводжується деяким хвильовим процесом, була висловлена французьким фізиком Луї де Бройлем (Нобелівський лауреат 1929 р.) в 1924 р.

Формулу для імпульсу фотона:

$$p = \frac{h}{\lambda} \quad (6.17)$$

Можна застосувати для інших частинок масою m , які рухаються зі швидкістю v :

$$p = m \cdot v = \frac{h}{\lambda},$$

Звідки
$$\lambda = \frac{h}{p} = \frac{h}{m \cdot v}. \quad (6.18)$$

Хвилі, про які йде мова, називаються хвилями де Бройля.

Електрон, який рухається з швидкістю 40 м/с, буде мати довжину хвилі:

$$\lambda = \frac{h}{m_0 v} = \frac{6.63 \cdot 10^{-34} \text{ Дж} \cdot \text{с}}{9.1 \cdot 10^{-31} \text{ кг} \cdot 40 \text{ м/с}} = 1.8 \cdot 10^{-5} \text{ м},$$

яка може бути підтверджена експериментом.

Формулу де Бройля експериментально підтвердили в дослідах К. Девісон і Л. Джермер (1927 р.), які спостерігали розсіювання електронів монокристалом нікелю. Згодом Г. Томпсон і С. Тартаковський спостерігали дифракцію електронів на металічній фользі (товщиною 10^{-5} см) (полікристалічне тіло) (рис. 6.12).

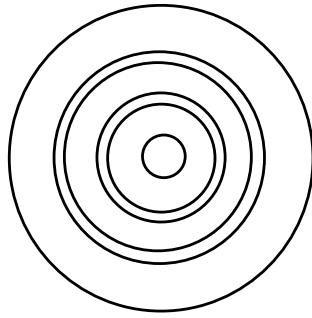


Рис. 6.12. Дифракційна картина, створена електронами

Хвильові властивості електрона можна використовувати не тільки для дифракційного структурного аналізу, але і для отримання збільшених зображень предметів (електронний мікроскоп).

Роздільна відстань оптичного мікроскопа:

$$z = \frac{0,5 \cdot \lambda}{n \cdot \sin \varphi}, \quad (6.19)$$

тут λ довжина хвилі; n - показник заломлення; φ - апертурний кут.

Як випливає з (6.19), роздільна відстань оптичного мікроскопа обмежена довжиною хвилі видимого спектра (400 – 700 нм) і не перевищує $0,5 \lambda$.

Для електронного мікроскопа:

$$\lambda = \frac{h}{mv} = \frac{h}{\sqrt{2 \cdot e \cdot m \cdot u}}, \quad (6.20)$$

де u - прискорююча напруга, і роздільна здатність

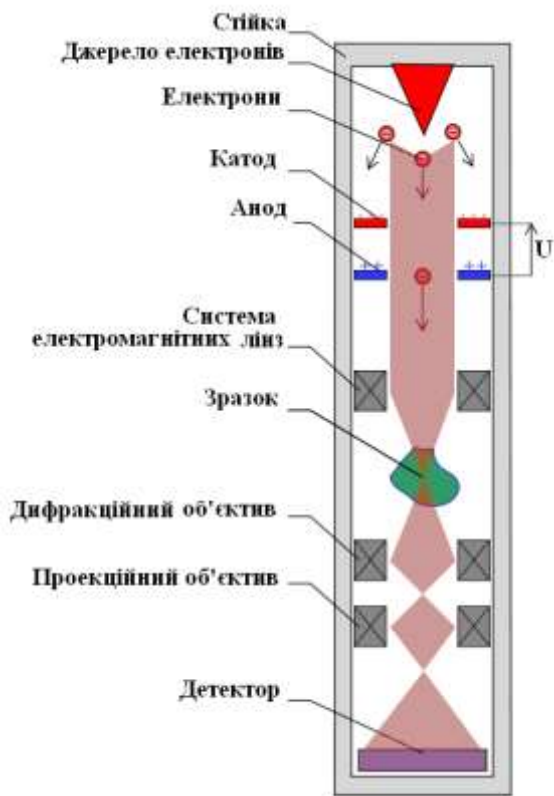
$$z = \frac{0,5 \cdot h}{n \sin \varphi \sqrt{2 \cdot e \cdot m \cdot u}}. \quad (6.21)$$

Довжина хвилі електрона прискорена, прискореного різницею 150 В становить 0,1 нм, що майже співпадає з роздільною відстанню електронного мікроскопа.

Типи електронних мікроскопів:

1. Просвічуючий (трансмісійний) електронний мікроскоп – прилад, в якому електронний пучок променів проходить крізь об'єкт дослідження (рис. 6.13(а)).
2. Скануючий електронний мікроскоп застосовують для дослідження поверхні об'єкта за допомогою вибитих електронним пучком вторинних електронів (рис. 6.15).
3. Рефлекторний електронний мікроскоп, з відповідною системою детектування рентгенівських променів, застосовують для дослідження хімічного складу об'єкта дослідження (рис. 6.16).

Будова і зовнішній вигляд електронного мікроскопа показані на рис. 6.13.

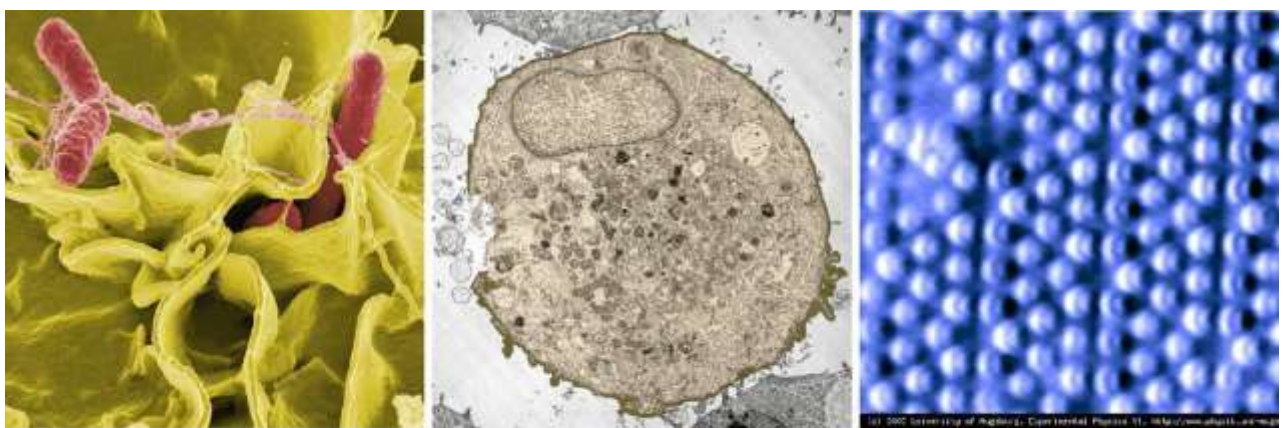


а) Схематична будова

б) загальний вигляд

Рис 6.13. Просвічуючий електронний мікроскоп

У камері мікроскопа, яка обладнена посудиною з рідким азотом, створюють високий вакуум (10^{-6} Па) для усунення взаємодії електронів з молекулами повітря. Пучок променів прискорюється різницею потенціалів порядку 200 кВ (для біологічних об'єктів), управляється системою електромагнітних лінз, щоб він попадав на досліджуваний об'єкт. Та частина електронів що не розсіялася, пройшовши через діафрагму створює на екрані чи на плівці збільшене зображення предмета. Електронні мікроскопи можуть збільшувати зображення у 2 млн. разів.

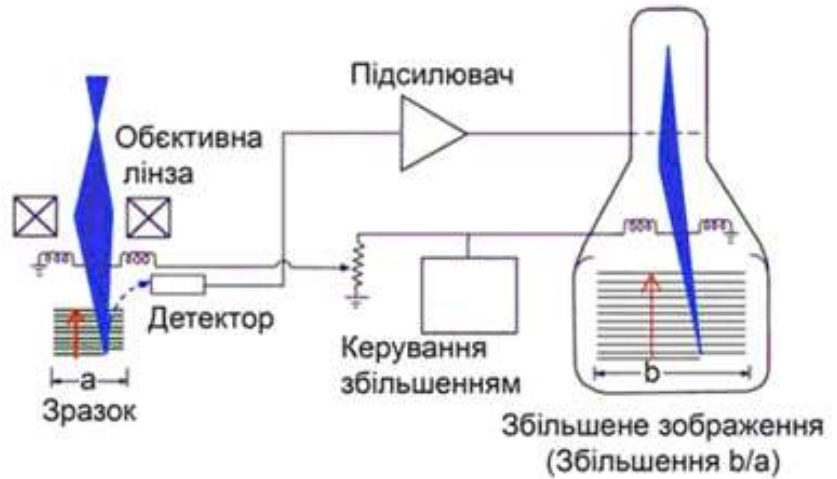


а)

б)

в)

Рис. 6.14. Зображення, отримані за допомогою електронного мікроскопа: а) бактерії сальмонели (скануючий мікроскоп); б) зображення клітини (просвічуючий мікроскоп); в) зображення атомів на поверхні кристала.



а) загальний вигляд

б) схематичне зображення

Рис. 6.15. Скануючий мікроскоп



Рис. 6.16. Загальний вигляд мікроскопа РЕММА-102

Мікроскоп РЕММА – 102, з роздільною здатністю яка не перевищує 5 нм., суміщає функції електронного мікроскопа і рентгенівського мікроаналізатора.

Хвильова функція та її фізичний зміст. Співвідношення невизначеностей

Оскільки з мікрочастинкою співставляють хвильовий процес, який відповідає її рухові, то її стан у квантовій механіці описується хвильовою функцією, яка залежить від координат і часу: $\psi = \psi(x, y, z, t)$.

Інтенсивність хвилі де Бройля визначається величиною квадрата модуля хвильової функції $|\psi|^2$.

З дослідів по дифракції електронів випливає, що інтенсивність хвиль у певній точці простору визначає число електронів, що потрапили в цю точку за 1 с. Це стало основою для своєрідного імовірнісного тлумачення хвиль де Бройля, які описуються Ψ функцією. Ймовірність того, що частинка знаходиться в елементі об'єму dV , пропорційна $|\psi|^2$ і елементу об'єму dV

$$dW = |\Psi|^2 \cdot dV \quad (6.22)$$

Величина $|\psi|^2$ є густиною ймовірності і задає ймовірність перебування частинки в даній точці простору.

$$|\psi|^2 = \frac{dW}{dV} = \rho \quad (6.23)$$

У квантовій механіці існують обмеження в можливостях одночасного визначення координати частинки і величини її імпульсу. Ці обмеження зумовлені хвильово-корпускулярним дуалізмом мікрочастинок. В. Гейзенберг (Нобелівський лауреат 1933 р.) показав, що чим точніше визначена одна з двох змінних величин, які визначають стан мікрочастинки, тим з меншою точністю може бути визначена друга з них, і навпаки. Добуток похибок, з якими визначаються ці величини, не може бути менше сталої Планка $\hbar = \frac{h}{2\pi}$.

Наприклад, якщо координата частинки, яка рухається вздовж осі X визначена з похибкою Δx , то імпульс частинки визначається з похибкою Δp , згідно з принципом невизначеності:

$$\Delta x \cdot \Delta p_x \geq \hbar \quad (6.24)$$

Зміст формули (6.24) полягає не лише в тому, що є певна границя для точності виміру, але і в тому, що при зменшенні області локалізації частинки у просторі збільшується неозначеність у визначенні її імпульса.

Інше співвідношення неозначеностей встановлює зв'язок між енергією і часом:

$$\Delta E \cdot \Delta t \geq \hbar. \quad (6.25)$$

Чим більша точність буде досягнута при вимірі часу dt , тим буде менша точність у визначенні енергії.

Фундаментальний принцип невизначеності Гайзенберга свого часу був оголошений в СРСР таким, що суперечить діалектичному матеріалізму і його заборонили публічно згадувати в наукових доповідях.

В квантовій механіці дію на об'єкти в процесі вимірювання не можна вважати малою або несуттєвою – стан об'єкта при вимірюванні змінюється. Наприклад, для визначення положення електрона його необхідно “освітити” потоком фотонів. В результаті співудару електрона з фотоном імпульс електрона зміниться на величину $\Delta p \geq \frac{\hbar}{\Delta x}$.

Рівняння Шрєдінгера та його розв'язок для атома водню. Квантові числа

Після відкриття в 1927 р. Гейзенбергом співвідношення невизначеностей постало питання створення квантової теорії руху частинок, оскільки виявилася принципова неможливість описати рух частинок за допомогою поняття траєкторії. Стан мікрочастинок можна задати Ψ – функцією, яка визначається рівнянням Е. Шрєдінгера (Нобелівський лауреат 1933 р.), яке відіграє в квантовій механіці таку ж роль, як і рівняння Ньютона в класичній механіці. Образно кажучи, Шрєдінгер переніс поняття класичної механіки на мову квантової теорії. За допомогою хвильового рівняння Шрєдінгера можна описати еволюцію Ψ – функції, якщо вона відома в якийсь момент часу. Е. Шрєдінгер – автор книжки “Что такое жизнь с точки зрения физики” (1943 р.).

Якщо Ψ – функція не залежить від часу $\Psi = \Psi(x, y, z)$, вона задовільняє стаціонарному рівнянню Шрєдінгера, яке для одномірного випадку має вигляд:

$$\frac{d^2\Psi}{dx^2} + \frac{2 \cdot m}{\hbar^2} \cdot (E - E_n) \cdot \Psi = 0 \quad (6.26)$$

тут m – маса частинки, E і E_n – її повна і потенціальна енергія.

Функції Ψ , які задовільняють рівняння Шрєдінгера при заданому вигляді E_n , називаються власними функціями. Вони існують лише при певних значеннях енергії. Сукупність власних значень енергії утворює енергетичний спектр частинки. Знаходження власних значень і власних функцій складає основну задачу квантової механіки.

Опис стану атомів і молекул з допомогою рівняння Шрєдінгера є досить складною задачею. Найпростіше вона розв'язується для одного електрона в полі ядра.

При центральній симетрії поля, створеного ядром, задачу зручно розв'язувати у сферичних координатах r , Q і φ . Розв'язок рівняння Шрєдінгера (6.26) знаходять у вигляді добутку трьох функцій, кожна з яких залежить від однієї змінної

$$\Psi(r, Q, \varphi) = f_1(r) \cdot f_2(Q) \cdot f_3(\varphi) \quad (6.27)$$

Загальний розв'язок рівняння Шрєдінгера є дискретним, тобто кожна з функцій f_1 - f_3 має набір (спектр) розв'язків, кожному з яких відповідає відповідне квантове число. Перше з них головне квантове число $n=1,2,3,\dots$. Воно визначає рівні енергії атома:

$$E = -\frac{m \cdot e^4 \cdot z^2}{8 \cdot \epsilon_0^2 \cdot h^2 \cdot n^2} \quad (6.28)$$

Друге квантове число – орбітальне l , яке при даному n може приймати значення $0,1,2,3,\dots,n-1$. Це число характеризує орбітальний момент імпульсу L_l електрона відносно ядра:

$$L_l = \hbar \cdot \sqrt{l \cdot (l + 1)} \quad (6.29)$$

Третє квантове число – магнітне m_l яке при даному l приймає значення $0, \pm 1, \pm 2, \dots, \pm l$; всього $(2l + 1)$ значень.

Це число визначає проєкції орбітального моменту імпульсу електрона на довільно вибраний напрям Z :

$$L_{l_z} = \hbar \cdot m_l \quad (6.30)$$

Четверте квантове число – спінове s . Воно може приймати тільки два значення $\pm 1/2$.

Спіновий момент імпульсу електрона:

$$L_s = \hbar \sqrt{s(s+1)} \quad (6.31)$$

Проекція спінового моменту імпульсу електрона L_s на напрямок зовнішнього магнітного поля, що співпадає з віссю Z ,

$$L_{l_z} = \hbar \cdot m_s \quad (6.32)$$

Число $m_s = \pm 1/2$ називається магнітним спіновим квантовим числом.

Спіновий магнітний момент електрона і його проєкція на напрям зовнішнього магнітного поля, який співпадає з віссю Z :

$$\mu_s = \mu_B \sqrt{s(s+1)}, \quad (6.33)$$

тут μ_B – магнетон Бора.

Електрон, рухаючись по орбіті навколо атомного ядра, має орбітальний момент імпульсу \vec{L}_l , власний спіновий момент \vec{L}_s , а також повний момент імпульсу \vec{J} , який визначається векторною сумою цих моментів:

$$\vec{J} = \vec{L}_l + \vec{L}_s \quad (6.34)$$

Величину повного моменту імпульсу знаходимо за формулою:

$$J = \hbar \sqrt{j(j+1)} \quad (6.35)$$

Квантове число повного моменту імпульсу J може приймати значення $j=l+s$ або $j=l-s$.

Стаціонарний квантовий стан електрона в атомі характеризується повним набором чотирьох квантових чисел: головного n , орбітального l , магнітного m_l і спінового s .

Для елементарних частинок, що мають спін, рівний $\hbar/2$ (електрони, протони, нейтрони та ін.) справедливий принцип Паулі (Нобелівський лауреат 1945 р.): в будь-якій системі частинок із спіном $\hbar/2$ не може бути більше однієї частинки, що знаходиться в стаціонарному стані, який визначається даним набором чотирьох квантових чисел.

Якщо $z_1(n, l, m_l, s)$ є число електронів в атомі, які знаходяться у станах, що визначаються даним набором чотирьох квантових чисел, то

$$z_1(n, l, m_l, s) = 0 \text{ або } 1.$$

Найбільше число $z_2(n, l, m_l)$ електронів в атомі, які знаходяться в станах, що визначаються набором трьох квантових чисел n, l , і m_l :

$$z_2(n, l, m_l) = 2.$$

Найбільше число $z_3(n, l)$ електронів в атомі, які знаходяться в станах, що визначаються набором двох квантових чисел n, l :

$$z_3(n, l) = 2(2l+1).$$

Найбільше число $z(n)$ електронів в атомі, які знаходяться в станах, що визначаються значенням головного квантового числа n :

$$z(n) = 2 \sum_{l=0}^{l=n-1} (2l+1) = 2 \cdot n^2 \quad (6.36)$$

Стану з $n=2$ відповідають 4 орбіталі: $(n, l, m_l) = (2, 0, 0), (2, 1, 1), (2, 1, 0)$ чи $(2, 1, -1)$. Таким чином, в стані з $n=2$ може знаходитися 8 електронів.

Повний орбітальний момент атома:

$$L_L = \hbar \sqrt{L(L+1)} \quad (6.37)$$

тут L – повне орбітальне квантове число, яке приймає лише цілі невід’ємні значення:

$$L = \sum_i l_i, \left(\sum_i l_i \right) - 1, \left(\sum_i l_i \right) - 2, \dots$$

Наприклад, для двох електронів з $l_1=1$ і $l_2=3$ отримуємо: $L_2=4, 3, 2, 1$.

Повний спіновий момент атома:

$$L_s = \hbar \sqrt{S(S+1)} \quad (6.38)$$

тут S – повне спінове квантове число.

У випадку парного числа електронів, коли спіни різних електронів попарно компенсуються $S=0$ і $S=1/2$ – для системи з непарним числом електронів коли всі спіни, крім одного, попарно компенсуються. Таким чином, для двох, трьох, чотирьох, і т.д. електронів S може приймати відповідні значення:

$$S^{(2)}=0, 1; S^{(3)}=3/2, 1/2; S^{(4)}=2, 1, 0 \text{ і т.д.}$$

Повний момент імпульсу атома:

$$L_j = \hbar \sqrt{j(j+1)} \quad (6.39)$$

тут j – повне внутрішнє квантове число, яке для даних L і S може приймати такі значення:

$$L+S, L+S-1, \dots, |L-S|$$

При описі енергетичного стану кожного електрона застосовується спектроскопічна символіка, яка складається із великих літер, які відповідають різним значенням квантового числа:

Значення l	0	1	2	3	4	5
Символ	S	P	D	F	G	H

Приведемо приклад загальноприйнятого короткого запису (при $l=2$):

$n^{2s+1}D_j$, тут n – головне квантове число, $2s+1$ мультиплетність, D позначає, що $l=2$, $j=l \pm s$ – квантове число повного моменту імпульсу.

Такий короткий запис дозволяє, наприклад, позначати $3d$ – електрон як $32 \cdot D_5/2$ чи $32 \cdot D_3/2$, ($n=3, l=2, 2s+1=2 \cdot 1/2 + 1=2, j=2+1/2=5/2$ або $j=2-1/2=3/2$).

Символічне позначення стану атома (спектральний терм): $^{2S+1}T_j$, де $2S+1=K$ – мультиплетність.

Приклад: $T_{\text{ерм}} \text{ } ^3P_2$ розшифровується так: мультиплетність $2S+1=3$; отже, $S=1$, символу P відповідає (згідно спектральної символіки), $L=1$ а $j=2$.

Взаємодія повного моменту атома j із магнітним полем веде до розщеплення його енергетичних рівнів (ефект Зеемана).

4.2.2. Особливості випромінювання і поглинання енергії атомами і молекулами

Спектри атомів

Атоми, перебуваючи в основному стані E_0 мають мінімальну енергією. Їхній перехід із основного рівня E_0 на збуджений рівень E_1 зумовлений поглинанням кванта світла $h\nu$ (рис.6.17,а); при переході з рівня E_1 на рівень E_0 , згідно закону збереження енергії, випромінюється аналогічний квант світла (рис.6.17,б). Переходи супроводжуються різкою зміною поглинання (або випромінювання) під час зміни частоти оптичного випромінювання (рис.6.17,в) або довжини хвилі (рис.6.17,г), тобто характеризується появою вузьких спектральних ліній поглинання або випромінювання.

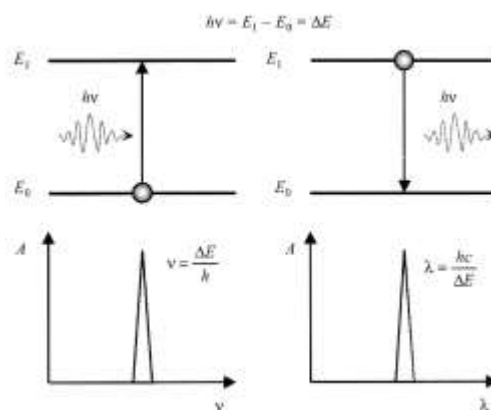


Рис. 6.17. Спектральні властивості атома: *а* – поглинання атомом кванта світла; *б* – випромінювання атомом кванта світла; *в* – спектральна лінія поглинання (або випромінювання); *г* – те саме, в масштабі довжин хвиль

Спектри молекул

Спектри молекул характеризуються дещо складнішою структурою, ніж спектри атомів. Це пов'язано, насамперед, з участю молекули як динамічної системи (що складається з атомів), у трьох видах рухів: *електронному* (рух електронів навколо ядер), *коливальному* (коливання ядер навколо положень рівноваги) та *обертальному* (обертання молекул як цілого у просторі). Таким чином, енергія молекули може бути представлена як:

$$E = E_{ел} + E_{кол} + E_{об}, \quad (6.40)$$

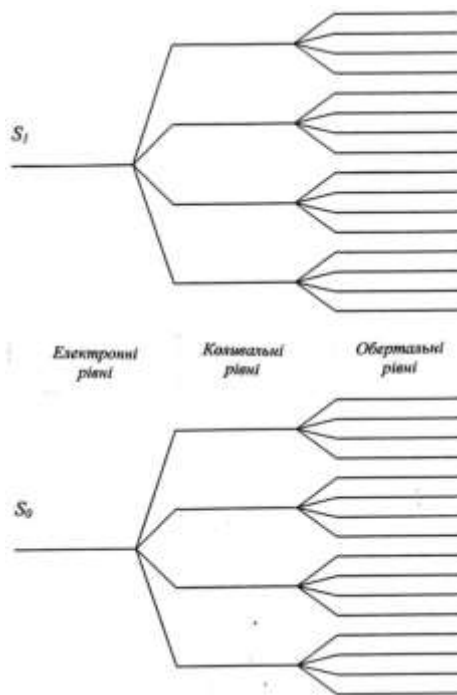


Рис. 6.18. Енергетична діаграма молекули

Згідно постулатів Бора, молекула знаходиться у певних дискретних енергетичних станах. Повна енергія E молекули характеризується набором електронних, коливальних та обертельних рівнів. Міжрівневі переходи молекул супроводжуються утворенням електронно-коливально-обертельних спектрів. Електронні спектри розміщені в ультрафіолетовій та видимій ділянках спектра, коливальні — в інфрачервоній, обертельні — в далекій інфрачервоній та надвисокочастотній ділянках спектра. Енергетична діаграма молекули показана на рис.6.18.

Спектри молекул мають складніший характер ніж спектри атомів, що зумовлено набором окремих спектральних ліній, які перекриваються. Саме тому спектри поглинання молекул характеризуються широкими смугами (рис. 18).

Найбільшу величину енергії мають електронні збуджені рівні. Коливальні рівні мають меншу енергію, обертельні - ще меншу: $E_e > E_k > E_{об} 1000 : 100 : 1$. Відносні енергії переходів зменшуються в ряду: електронні $>$ коливальні $>$ обертельні, причому вони відрізняються приблизно на порядок. Для обертельних переходів достатньо низької енергії (великі довжини хвиль, мікрохвильова або дальня ІЧ-область). Коливальні переходи потребують більшої енергії (ближня ІЧ-область), а для здійснення електронних переходів необхідна ще більш висока енергія (видима і УФ-області).

Після поглинання кванта світла та переходу молекули у збуджений стан вона бере участь у переходах між підрівнями. Тому пік поглинання завжди розміщений у ділянці більш високих частот (або коротких довжин хвиль), ніж пік випромінювання.

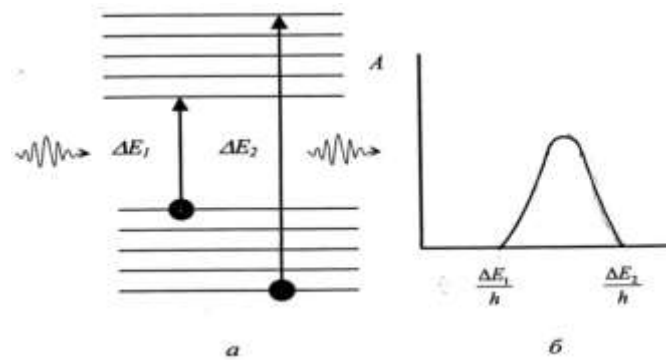


Рис. 6.19. Енергетичні рівні молекули (а) та смуга поглинання (б).

Тестові завдання

Квантово-хвильові процеси і електронна мікроскопія

- Що називають тепловим випромінюванням?
 - явище, зумовлене взаємозв'язком між електричними і тепловими процесами у провіднику
 - процес перенесення теплоти від одного середовища до іншого
 - теплообмін між поверхнею тіла і навколишнім середовищем
 - електромагнітне випромінювання, джерелом енергії якого є тепловий рух частинок речовини
 - передача енергії одних тіл до інших
- Стала Віна в СІ вимірюється у таких одиницях:
 - $\text{ВТ}/(\text{м}^2\text{К}^2)$
 - $\text{ВК}/\text{м}^2$
 - ВТ к м^2
 - $\text{ВТ}/(\text{м}^2\text{К}^4)$
 - МК
- Потік випромінювання – фізична величина, яка:
 - переноситься випромінюванням
 - характеризує просторовий розподіл випромінювання в заданому напрямку
 - визначається відношенням енергії випромінювання до часу перенесення
 - визначається відношенням потоку випромінювання до просторового кута
 - визначається відношенням світлової енергії до малого об'єму, який заповнюється світлом
- Яка гіпотеза лежить в основі закону Планка для теплового випромінювання?
 - теплове випромінювання дискретне
 - густина потоку енергії випромінювання залежить від температури
 - випромінюваність залежить від температури
 - частота теплового випромінювання залежить від температури
 - теплове випромінювання має електромагнітну природу
- Що називають енергетичною світністю тіла?
 - кількість енергії, яка випромінюється тілом з одиниці площі за одиницю часу

- В. яскравість тіла
С. кількість енергії, яка випромінюється всією поверхнею тіла
D. кількість енергії, яка випромінюється в одиничному спектральному інтервалі з одиниці площі за одиницю часу
E. кількість енергії, яка випромінюється всією поверхнею тіла за одиницю часу
6. Спектральна густина енергетичної світності за частотою – фізична величина, яка:
A. дорівнює повній енергії, що випромінюється тілом
B. характеризує просторовий розподіл випромінювання в заданому напрямку
C. визначається відношенням енергетичної світності, яка розглядається в безмежно малому спектральному інтервалі, до ширини цього інтервалу
D. визначається відношенням світлової енергії до малого об'єму, який заповнюється світлом
E. визначається відношенням потоку випромінювання елемента поверхні до площі цього елемента
7. Основою термографії є:
A. зміна частоти ІЧ-випромінювання над патологічним вогнищем
B. зміна довжини хвилі ІЧ-випромінювання над патологічним вогнищем
C. поглинання -квантів атомними ядрами
D. явище перетворення теплової енергії у видиме зображення
E. резонансне поглинання фотонів парамагнітними частинками
8. Тепловізори – це:
A. прилади для термічного аналізу
B. системи тепlobачення, в яких ІЧ-випромінювання об'єкта перетворюється у видиме зображення
C. датчики температури
D. пристрої, в яких підтримується стала температура
E. апарата для здійснення пошарових знімків внутрішніх органів
9. Термоетрія – це:
A. підвищена чутливість до тепла або холоду
B. явище перетворення теплової енергії в електричну
C. вимірювання температури
D. спосіб графічної реєстрації змін температури
E. знижена чутливість до тепла або холоду
10. Термограма – це:
A. графік реєстрації теплового випромінювання тіла на екрані тепловізора
B. явище перетворення теплової енергії в електричну
C. підвищена чутливість до тепла або холоду
D. спосіб графічної реєстрації змін температури
E. знижена чутливість до тепла або холоду
11. Тепlobачення – це:

- A. явище перетворення теплової енергії в електричну
- B. випромінювання тепла нагрітим тілом у навколишнє середовище
- C. графік реєстрації теплового випромінювання шкіри на екрані тепловізора
- D. обмін тепловою енергією між організмом і довкіллям
- E. отримання видимого зображення тіл за їх тепловим випромінюванням

12. Теплопеленгація – це:

- A. випромінювання тепла нагрітим тілом у навколишнє середовище
- B. обмін тепловою енергією між організмом і довкіллям
- C. реєстрація ІЧ-випромінювання від поверхні тіла людини за допомогою тепловізора
- D. визначення напрямку до об'єктів за їх тепловим випромінюванням
- E. отримання видимого зображення тіл за їх тепловим випромінюванням

13. Згідно закону Віна, максимум спектральної густини абсолютно чорного тіла обернено пропорційний

- A. абсолютній температурі
- B. квадрату абсолютної температури
- C. абсолютній температурі в четвертій степені
- D. абсолютній температурі в п'ятій степені
- E. довжині хвилі

14. Абсолютно чорне тіло - це тіло, у якого коефіцієнт поглинання світла не залежить від довжини хвилі і рівний

- A. 0
- B. 100
- C. 0,1
- D. 1
- E. 0,001

15. Сірі тіла – тіла, коефіцієнт поглинання яких дорівнює

- A. 1
- B. нулю
- C. менше 1
- D. більше 1
- E. менше 0,9

16. Визначення закону Стефана-Больцмана для теплового випромінювання тіл.

- A. повна енергетична світність абсолютно чорного тіла прямо пропорційна його абсолютній температурі
- B. абсолютній температурі
- C. повна енергетична світність абсолютно чорного тіла не залежить від його температури
- D. повна енергетична світність абсолютно чорного тіла прямо пропорційна четвертого ступеня його абсолютної температури
- E. повна енергетична світність абсолютно чорного тіла прямо пропорційна другому ступеня його абсолютної температури

17. Формула закону зміщення Віна для теплового випромінювання тіл.
- A. довжина хвилі, на яку припадає максимум енергії випромінювання абсолютно чорного тіла, прямо пропорційна його абсолютній температурі
 - B. довжина хвилі, на яку припадає максимум енергії випромінювання абсолютно чорного тіла, обернено пропорційна його абсолютній температурі
 - C. довжина хвилі, на яку припадає максимум енергії випромінювання абсолютно чорного тіла, не залежить від абсолютної температури
 - D. довжина хвилі, на яку припадає максимум енергії випромінювання абсолютно чорного тіла, пропорційна четвертого ступеня його абсолютної температури
 - E. довжина хвилі, на яку припадає максимум енергії випромінювання абсолютно чорного тіла, пропорційна другому ступеня його абсолютної температури

18. Виділіть фізичне явище, обумовлене взаємодією світла з речовиною

- A. резонанс
- B. кавітація
- C. поглинання
- D. деформація
- E. явище п'єзоефекту

19. Виділіть фізичне явище, спостережуване при взаємодії світла з речовиною

- A. фотолюмінесценція
- B. кавітація
- C. поглинання
- D. деформація
- E. резонанс

20. Інфрачервоне випромінювання.

- A. електромагнітне випромінювання з довжиною хвилі більшою за 760 нм
- B. електромагнітне випромінювання з довжиною хвилі 80-10⁻⁵ нм
- C. електромагнітне випромінювання з довжиною хвилі меншою за 760 нм
- D. електромагнітне випромінювання з довжиною хвилі 400-200 нм
- E. електромагнітне випромінювання з довжиною хвилі 400-600 нм

Завдання	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Відповіді	D	E	C	A	A	C	D	B	C	A
Завдання	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Відповіді	E	D	E	D	C	D	B	C	C	A

ГЛАВА 6.3. ЯВИЩЕ ЛЮМІНЕСЦЕНЦІЇ

6.3.1. Фізичні основи люмінесценції

Люмінісценцією тіла в даній спектральній області називають надлишок випромінювання над тепловим і яке має тривалість понад 10^{-10} с, що значно перевищує період (10^{-15} с) світлових хвиль.

Люмінесценцію можна спричинити бомбардуванням тіл електронами, пропусканням крізь речовину електричного струму або дією електричного поля, освітленням видимим світлом, рентгенівськими і гама-променями, а також деякими хімічними реакціями в речовині. Залежно від способів збудження люмінесцентного світіння розрізняють, відповідно, катодолюмінесценцію, електролюмінесценцію, фотолюмінесценцію, рентгенолюмінесценцію, хемілюмінесценцію.

Люмінесценцію з часом затухання порядку $10^{-8} - 10^{-9}$ с називають флуоресценцією. Такий час затухання характерний для рідин і газів. Фосфоресценція це – люмінесценція, яка зберігається тривалий час після припинення дії збудника світіння.

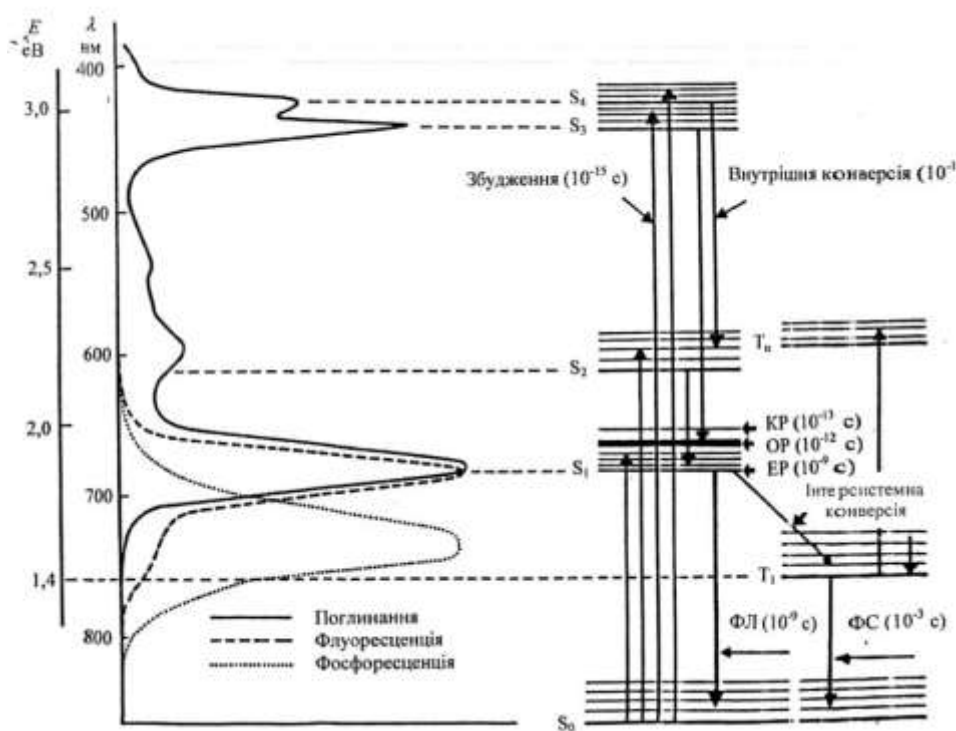


Рис. 6.20. Типова енергетична діаграма хлорофілу

Електронна оболонка молекули молекули, яка перебуває у не збудженому стані, знаходиться в синглетному стані S_0 . Якщо молекули поглинають кванти світла, то електрони зовнішніх ОБОЛОНОК переходять на більш високі енергетичні рівні S_k ($k=1,2, 3...$). Перехід електронів із збуджених рівнів S_k на основний S_0 завжди починається із переходів електронів із верхніх збуджених рівнів на самий нижній не збуджений рівень. Це переходи $S_2 \rightarrow S_1, S_3 \rightarrow S_2$ (рис.21), при яких кванти не випромінюються і електронна енергія переходить у тепло. Наступний етап переходу електронів відбувається із нижнього збудженого стану S_1 на основний S_0 . При цьому буде випромінюватися квант люмінесценції. Люмінесценція, яка супроводжується переходом електронів із триплетного рівня T_1 називається фосфоресценцією. Так як триплетний рівень T_1 знаходиться нижче синглетного збудженого рівня S_1 , то довжина хвилі світла, яка випромінюється при фосфоресценції буде більшою від тієї яка випромінюється при флуоресценції.

Розглянемо явище фотолюмінесценції, яке збуджується електромагнітним випромінюванням видимого або ультрафіолетового діапазону. Д. Стокс встановив, що фотолюмінесценціююча речовина випромінює, як правило, світло, що має більшу довжину хвилі, ніж те випромінювання, яке спричиняє люмінесценцію. Справді, фотон світла, який викликає фотолюмінесценцію, має енергію $h\nu$, яка, за законом збереження енергії, частково витрачається на створення кванта люмінесцентного випромінювання з енергією $h\nu_{\text{люм}}$, і на різні неоптичні процеси:

$$h\nu = h\nu_{\text{епі}} + \dot{A}, \quad (6.41)$$

де E – енергія, витрачена на різні процеси, крім фотолюмінесценції. Звичайно $E > 0$ і $\nu_{\text{люм}} < \nu$, тобто $\lambda_{\text{люм}} > \lambda$, що відповідає правилу Стокса.

У деяких випадках фотолюмінесцентне випромінювання має довжину хвилі, меншу за довжину хвилі збуджуючого світла (так зване антистоксове випромінювання). Це явище пояснюється тим, що до енергії $h\nu$ кванта збуджуючого випромінювання додається енергія теплового руху атомів (молекул або іонів) люмінесціюючої речовини:

$$h\nu_{\text{епі}} = h\nu + akT, \quad (6.42)$$

тут a – коефіцієнт, що залежить від природи люмінесціюючої речовини; k – стала Больцмана; T – абсолютна температура.

Антистоксове випромінювання проявляється дедалі чіткіше з підвищенням температури.

На явищі люмінесценції ґрунтується люмінесцентний аналіз, принцип якого такий: речовина або сама по собі, або після відповідної дії дає характерне люмінесцентне світіння. За характером цього світіння можна, визначаючи інтенсивність лінії у спектрі, визначити не лише якісний, а й кількісний вміст досліджуваної речовини. Люмінесцентний аналіз дозволяє виявити наявність мізерних домішок порядку 10^{-11} г в 1 г досліджуваної речовини. Його у медицині застосовують для діагностики захворювань. При злоякісних хворобах люмінесценція уражених тканин, крові і сечі переважно яскравіша, ніж у здорових людей. Ряд біологічно функціональних молекул, наприклад молекули мембранних білків флуоресценціюють. Флуоресціюючі молекули видозмінюють структуру свого оточення, що дозволяє вивчати хімічні перетворення і міжмолекулярну взаємодію.

6.3.2. Люмінесцентний аналіз

Люмінесцентний аналіз мікроскопічних об'єктів проводять за допомогою спеціальних люмінесцентних мікроскопів, в яких замість звичайних джерел світла використовуються ртутні лампи високого (150–400 мм рт.ст.) і надвисокого (вище атмосферного) тиску, які мають два світлофільтри. Один з них, розташований перед конденсором, виділяє ту частину спектра джерела світла, яка спричиняє люмінесценцію об'єкта. Інший, розташований між об'єктивом і окуляром, виділяє світло люмінесценції.



Рис. 6.21. Зовнішній вигляд і будова флюорисцентного мікроскопа

Основний принцип роботи флюорисцентного мікроскопа полягає в опроміненні зразка певними довжинами хвиль які викликають флуоресценцію зразка і виділити набагато більше слабке випромінювання флуоресценції. На рис.20 показана схема (у розрізі) сучасного флюорисцентного мікроскопа для проведення досліджень в прохідному і відбитому світлі.

Принципова схема флюорисцентного мікроскопа складається з джерела ультрафіолетового випромінювання, що збуджує і замикаючого світлофільтрів, теплового (теплозахисного) фільтра та спеціального люмінесцентного об'єктива. Джерело світла випромінює хвилі в ультрафіолетовій області спектра, які проходять через фільтр, де відсікаються хвилі іншого спектрального ряду. Ультрафіолетові промені потрапляють на досліджуваний препарат і викликають його люмінесценцію. Світло люмінесценції проходить через замикаючий фільтр, який не пропускає світло збудження (ультрафіолетові хвилі) і далі формує зображення в об'єктиві.

Люмінесценція, що спричинюється екзотермічними (з виділенням тепла) хімічними процесами в речовині, називається хемілюмінесценцією. Окремим випадком хемілюмінесценції є біохемілюмінесценція – світіння, що супроводжує хімічні реакції біологічних об'єктів (світіння гнилих дерев, світлячків тощо). Біохемілюмінесценція виникає при рекомбінації перекисних вільних радикалів ліпідів: $RO_2 + RO_2 \rightarrow$ збуджений продукт \rightarrow продукт + квант біохемілюмінесценції. Інтенсивність біохемілюмінесценції значно змінюється при внесенні у досліджувані системи солей двовалентного заліза. Наприклад, якщо внести солі двовалентного заліза в плазму крові при апендициті і холециститі, то світіння в першому випадку значно слабшає. Отже, біохемілюмінесценцію можна використовувати як діагностичний метод. При опроміненні сироватки крові ультрафіолетом біохемілюмінесценція зростає у здорових людей і спадає у онкологічних хворих.

ГЛАВА 6.4. РЕЗОНАНСНІ МЕТОДИ КВАНТОВОЇ МЕХАНІКИ

6.4.1. Електронний парамагнітний резонанс

Із розщепленням енергетичних рівнів у магнітному полі (ефект Зеемана), яке зумовлено наявністю в електронів, а також у протонів магнітних моментів, пов'язане явище магнітного резонансу, яке відіграє велику роль у сучасних методах дослідження будови і властивостей речовини.

Магнітним резонансом називають вибіркове поглинання енергії змінного електромагнітного поля речовиною, яка перебуває в постійному магнітному полі. Важливим випадком резонансного поглинання є електронний парамагнітний резонанс, відкритий у 1944 році Є. К. Завойським.

Явище електронного парамагнітного резонансу (ЕПР) полягає в поглинанні парамагнітною речовиною мікрохвильового радіовипромінювання за рахунок переходів між підрівнями зееманівського розщеплення енергетичних рівнів. Розщеплення енергетичних рівнів зумовлене дією постійного магнітного поля на магнітні моменти частинок речовини.

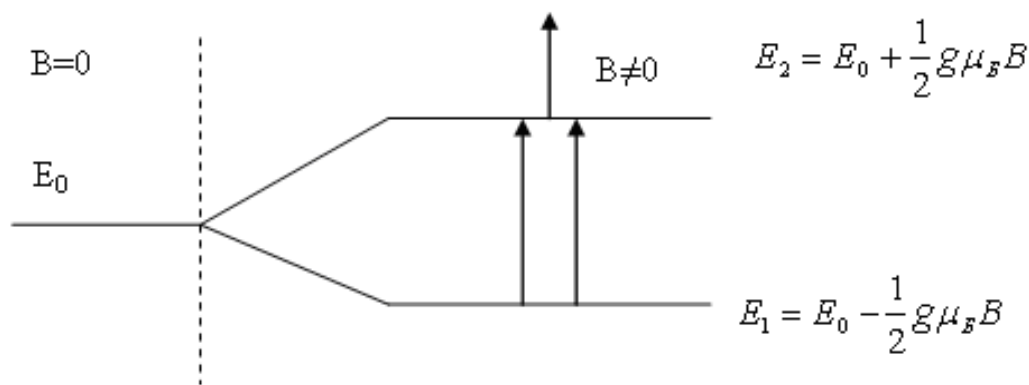


Рис. 6.22. Розщеплення енергетичних рівнів

Магнетон Бора μ_B є одиницею вимірювання електронних магнітних моментів:

$$\mu_B = -\frac{e\hbar}{2m} \quad (6.43)$$

тут e – заряд, m – маса електрона, \hbar – стала Планка.

Подібно до цього, величина $g\mu_B B$ визначає енергію розщеплення енергетичних рівнів електронів в атомах, які перебувають у магнітному полі. Тут g – фактор Ланде, безрозмірний коефіцієнт $g=1$, якщо спіновий момент атома $S=0$, і $g=2$, якщо орбітальний момент атома $L=0$, а повний момент атома рівний спіновому моменту атома $J=S$.

При ЕПР розглядають лише спіновий магнітний момент атома. Розщеплення енергетичних рівнів приводить і до розщеплення спектральних ліній атомів, що знаходяться в магнітному полі.

Відстань між сусідніми підрівнями визначається за формулою:

$$\Delta E = \mu_B \cdot g \cdot B \quad (6.44)$$

Розщеплення енергетичних рівнів зумовлене дією постійного магнітного поля на магнітні моменти електронів, які визначають парамагнітні властивості речовини. Існує переважна орієнтація магнітних моментів атомів уздовж напрямку магнітного поля, що відповідає намагніченому стану парамагнітної речовини. При накладанні на речовину змінного магнітного поля з частотою

$$\nu = \frac{\Delta E}{h} = \frac{\mu_B \cdot g \cdot B}{h}, \quad (6.45)$$

яка збігається з частотою переходу між підрівнями зееманівського розщеплення, відбуватиметься резонанс поглинання електромагнітних хвиль.

Він зумовлений переважанням числа переходів з більш заселених нижніх енергетичних рівнів на менш заселені верхні рівні. Поглинання пропорційне числу поглинаючих атомів в одиниці об'єму речовини. При індукції $B=10^3$ мТл резонансна частота $\nu=10^{11}$ Гц, що відповідає радіодіапазону шкали електромагнітних хвиль ($\lambda=3$ см).

Графік залежності потужності P поглинутої електромагнітної енергії від індукції магнітного поля B називають спектром ЕПР (рис. 6.23).

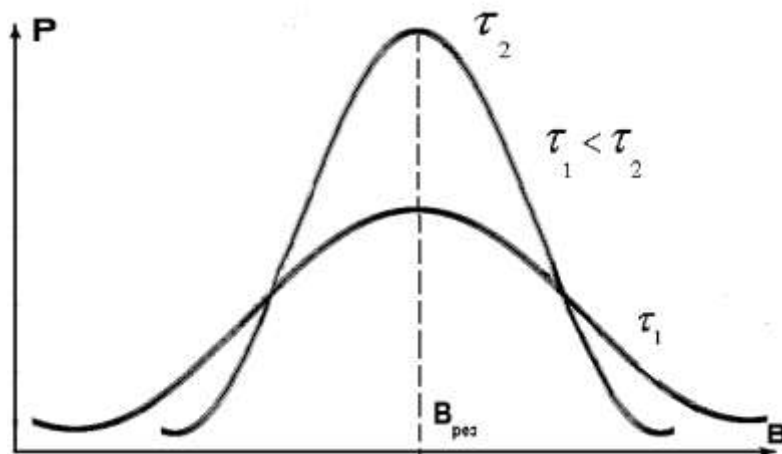


Рис. 6.23. Спектр ЕПР

При ЕПР, поряд з поглинанням енергії, має місце зворотний процес. Відбуваються переходи атомів на нижчі енергетичні рівні, а їх енергія передається кристалічній решітці. Цей процес називають спіно-гратковою взаємодією і характеризують часом релаксації τ . Отже, резонансне поглинання відбувається в деякому інтервалі ΔB . Чим менший час спіно-решіткової релаксації, тим більша ширина лінії ($\tau_1 < \tau_2$).

Застосування ЕПР

В медико-біологічних дослідженнях метод ЕПР використовується для виявлення і дослідження вільних радикалів, фотохімічних процесів, зокрема фотосинтезу, канцерогенності деяких речовин. Якщо досліджувані об'єкти мають діамагнітні властивості, то використовують парамагнітні мітки (радикали кисню), які зв'язуються з молекулами досліджуваного об'єкта. За спектрами ЕПР знаходять положення такої мітки в молекулі. Таким способом можна виявляти розташування різноманітних груп атомів, їх взаємодію і рух. Також використовуються спінові зонди – парамагнітні частинки, які нековалентно

зв'язані з молекулами. Зміна ЕПР – спектра спінових зондів дає інформацію про стан оточуючих його молекул. Основними параметрами ЕПР спектра є інтегральна інтенсивність, півширина ліній і g – фактор.

Інтегральна інтенсивність сигналу – це площа під кривою поглинання. Вона є мірою числа неспарених електронів (вільних радикалів), що знаходяться у досліджуваному зразку.

Положення лінії поглинання в спектрі визначається g – фактором і дає змогу ідентифікувати частинку.

Півширина ліній діє змогу визначити розщеплення енергетичних рівнів. Розширення резонансної смуги може бути зумовлено спін-спіною та спін-решітковою взаємодіями. Характеристикою взаємодії є час релаксації. Розширення смуги, зумовлене спіною взаємодією, пропорційне відстані між парамагнітними частками, тому можна за півшириною смуги виявити розміщення парамагнітних центрів у зразку, а також структуру парамагнітних молекул.

Структурна схема ЕПР – спектрометра показана на рисунку 6.24.

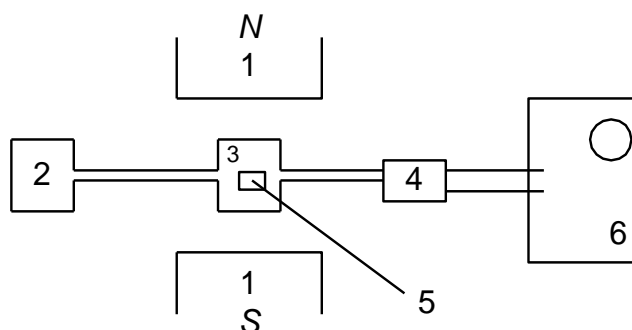


Рис. 6.24. Структурна схема ЕПР – спектрометра:

- 1 – електромагніт; 2 – генератор електромагнітних хвиль; 3 – об'ємний резонатор, який концентрує падаючу енергію на досліджуваному зразку 5;
4 – приймач; 6 – реєструючий пристрій

6.4.2. Ядерний магнітний резонанс

В основі явища ядерного магнітного резонансу (ЯМР) лежить селективне поглинання електромагнітної енергії речовиною, обумовлене квантовими переходами атомних ядер між енергетичними станами з різними орієнтаціями спіну I (власного моменту імпульсу) атомного ядра. Спостерігається ЯМР тоді, коли на зразок діють взаємно перпендикулярні магнітні поля: інтенсивне B_0 та слабке радіочастотне B_1 . Для більшості атомних ядер, частота, при якій спостерігається ЯМР, лежить в діагоналі 1-10 МГц.

Відомо, що ядра всіх елементів мають додатний електричний заряд, який дорівнює за абсолютною величиною сумі зарядів атомних електронів. Ядро, під час обертання, діє як елементарний магніт і має магнітний момент, величина якого залежить від природи ядра. Ядра з парним числом протонів і парним числом нейтронів не мають спіна і магнітного моменту; тоді як ядра з парним числом протонів і непарним числом нейтронів мають спін і дипольний магнітний момент

и. Якщо зразок розмістити в інтенсивному однорідному магнітному полі B_0 , всі диполі починають прецесувати навколо напрямку магнітного поля з певною частотою.

Причому, одна група диполів проявляє сумарну орієнтацію вздовж магнітного поля, тоді як друга - проти поля. У стані рівноваги кількість диполів, що орієнтуються вздовж поля, перевищує кількість протилежно орієнтованих диполів. Це можна пояснити тим, що в основному енергетичному стані, коли магнітні диполі орієнтуються вздовж магнітного поля, енергія ядра менша, ніж у збудженому, для якого притаманна орієнтація, протилежна магнітному полю.

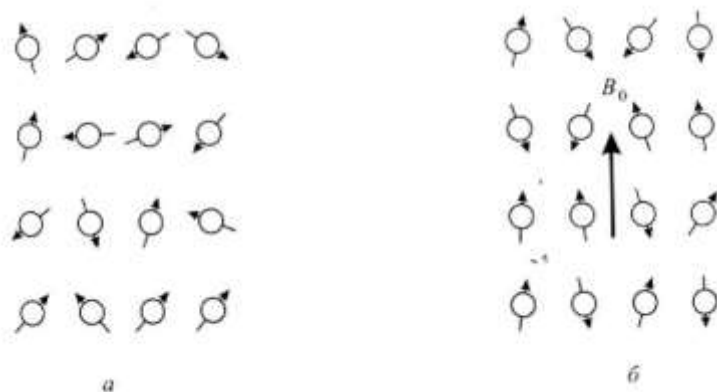


Рис. 6.27. Поведінка магнітних моментів ядер:
 а - акт відсутності зовнішнього магнітного поля;
 б - акт наявності зовнішнього магнітного поля B_0

Магнітні моменти ядер є сумою магнітних моментів нуклонів. Одиницею вимірювання магнітних моментів нуклонів є ядерний магнетон μ_n

$$\mu_n = \frac{e \cdot \hbar}{2 \cdot m_p}, \quad (6.46)$$

тут e і m_p – заряд і маса протона, яка в 1836 разів більша від маси електрона. Ядерний магнетон, таким чином, відповідно у 1836 разів менший від магнетона Бора.

Магнітний момент ядра у постійному магнітному полі може приймати лише дискретну орієнтацію. ЯМР відбувається на ядрах, які мають спіни $1/2, 3/2, 5/2$. Вони орієнтуються у напрямі поля або проти нього. Це означає, що енергії ядра будуть відповідати підрівні енергії, відстань між якими залежить від індукції магнітного поля B .

$$\Delta E = \mu_n \cdot g_n \cdot B, \quad (6.47)$$

тут g_n – ядерний фактор Ланде.

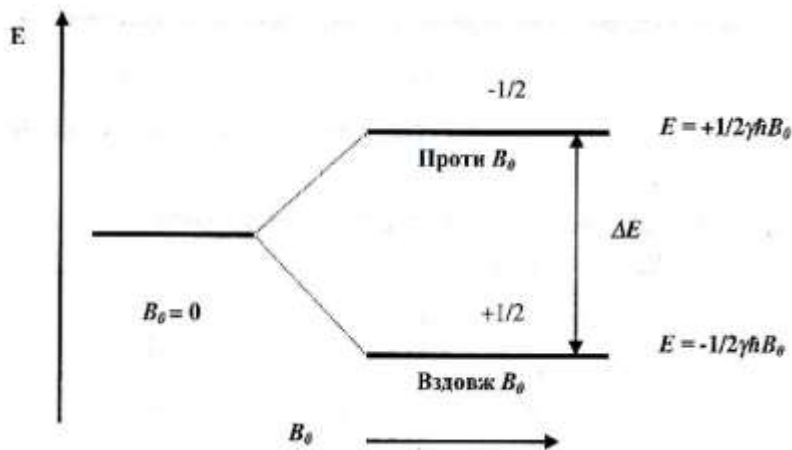


Рис. 6.29. Енергетична діаграма ядерного спіну: різниця енергій ΔE між рівнями пропорційна магнітній індукції

Якщо на ядро подіяти електромагнітним полем, то можна викликати переходи між підрівнями. Щоб здійснити ці переходи, а також поглинання енергії електромагнітного поля, необхідно щоб його частота задовольняла умову:

$$\nu = \frac{\Delta E}{h} = \frac{\mu_{\text{я}} \cdot g_{\text{я}} \cdot B}{h}, \quad (6.48)$$

аналогічну умові (4.45) для ЕПР. Резонансна частота, чи частота Лармора, складає для ядер атома водню 42,52 МГц/Тс

ЯМР можна спостерігати при виконанні умови (36) лише на вільних атомних ядрах. Експериментальне значення ν ядер в атомах і молекулах не відповідає (36). Необхідно враховувати локальне магнітне поле оточення ядер. Тому повне ефективне магнітне поле, що діє на ядро, характеризується функцією:

$$B_{\text{ef}} = (1 - \sigma) \cdot B, \quad (6.49)$$

тут σ – стала екранування, яка за порядком величини рівна 10^{-6} і залежить від електронного оточення ядер. Отже, для даного типу ядер, що перебувають у різному оточенні, резонанс спостерігається при різних частотах, що і визначає хімічний зсув. Якщо ядра в молекулі екрановані по різному, то вони займають хімічно нееквівалентні положення.

Спектр ЯМР такої молекули містить стільки резонансних ліній, скільки хімічно нееквівалентних груп ядер даного типу є в молекулі. Інтенсивність кожної лінії пропорційна числу ядер в даній групі. Спектри твердих тіл мають більшу ширину ліній ніж спектри рідин.

За числом і положенням спектральних ліній можна встановити структуру молекул.

Схему ЯМР-спектрометра наведено на рис.6.30. Чутливість, з якою сприймається ЯМР-сигнал, залежить від природи ізотопу та різниці заселеностей основного та збудженого рівнів. Техніка ЯМР використовується для оцінки т взаємодії клітинної води з мембранами або макромолекулами.

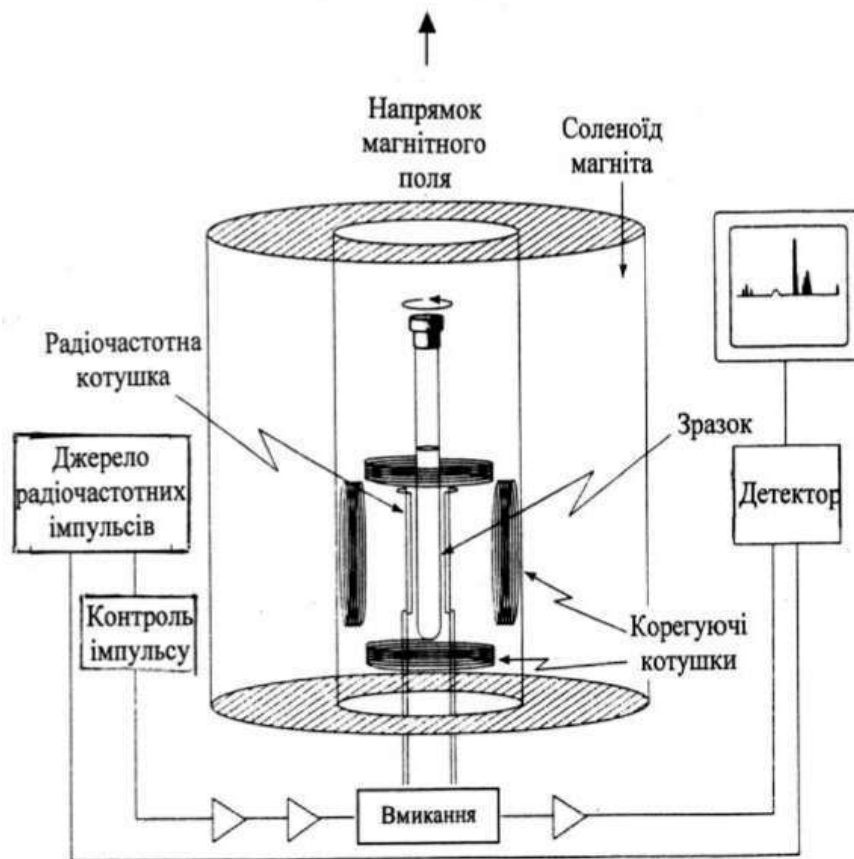


Рис. 6.30. Схема ЯМР- спектрометра

Генератор створює поле з індукцією B_1 , а перпендикулярне поле B створене постійним магнітом. При $\nu = \nu_0$ відбувається резонансне поглинання, внаслідок чого у контурі падає напруга. Спад напруги реєструється детектором, підсилюється і подається на осцилограф. Поле B_1 підібране так, що воно змінюється на 10^{-3} Тл з частотою від 50 Гц до 1 кГц, і таку саму частоту має горизонтальна розгортка осцилографа. На екрані дістаємо смугу поглинання.

6.4.3. Магнітно-резонансна томографія (МРТ)

МРТ – метод дослідження на основі явища ядерного магнітного резонансу. В основі цього явища лежить селективне поглинання електромагнітної енергії речовиною, обумовлене квантовими переходами атомних ядер між енергетичними станами з різними орієнтаціями спіну I (власного моменту імпульсу) атомного ядра. Явище ЯМР (МРТ) відкрите у 1946 р., за що Блох і Персем отримали Нобелівську премію.

Ядра фосфору, фтору, водню та інших елементів, що містяться в організмі людини, подібні до “дзиги”, що обертається навколо своєї осі. Якщо помістити їх в постійне магнітне поле, то осі “дзиги” орієнтуються в напрямі ліній індукції поля: одні вздовж поля, інші – проти нього. Якщо перпендикулярно постійному полю прикласти змінний високочастотний сигнал (радіохвилі), то “ядерні дзиги” отримають енергію і обертатимуться навколо силових ліній магнітного поля на чітко визначеній резонансній частоті (звідси і назва-ядерний магнітний резонанс).

Після вимкнення струму, ядра за інерцією ще деякий час продовжують прецесію. Поступово цей рух послаблюється, але весь час кажуть, що “звучить” спінове ехо. За значенням та швидкістю його спаду можна судити про властивості речовини: чим більша густина, тим швидше затихає ехо.

Нехай об’єкт знаходиться у магнітному полі певної форми та індукції. Розгойдавши “ядерні дзиги”, будемо реєструвати їх спінове ехо. Опрацювавши на ЕОМ результати вимірювань, отримаємо просторовий розподіл концентрації ядер, а також час, протягом якого заспокоюється спінове ехо – МР-томограму.

Вода – основна складова частина біологічних об’єктів, тому досліджуванім сигналом під час МР-томографії є сигнал протонного магнітного резонансу молекул води; а отже їхня кількість атомів водню в 1 мл становить близько 10^{22} .

Частота ЯМР пропорційна індукції зовнішнього магнітного поля і тому, створюючи градієнт поля у тканині, одержуємо спектр МРТ, в якому інтенсивність сигналу за певної частоти буде характеризувати відносний вміст води у тій частині тканини, яка знаходиться в області певного значення магнітного поля.

Досліджуваний біологічний об’єкт розглядають із різних боків у магнітному полі. За одержаними проекціями, використовуючи комп’ютер, отримують зображення. У різних частинах зразка буде різна амплітуда ЯМР-сигналу, і це дає змогу досліджувати кожен точку біологічного об’єкта. Таким способом можна виявити розмір та положення пухлин в організмі. Тканинам пухлин властива більша намагніченість, тому що сигнал ЯМР води пухлини насичується легше, ніж сигнал нормальної тканини. Такий метод дослідження можна використовувати для одержання зображень органів усередині грудної клітки або певних ділянок у ділянці черепа. Окрім дослідження протонного резонансу, у біологічних дослідженнях використовують спектроскопію ЯМР на інших ядрах: ^{13}C , ^{31}P тощо.

Анатомічні області з малою густиною водню, наприклад, повітря, кістки індують дуже слабкий МР-сигнал і на комп’ютерному зображенні темні. Області з великою густиною більш яскраві. Рухливі тканини не генерують МР-сигналу, тому просвіти судин і камери серця темні.

Таким чином, магніто-резонансна томографія - це пошарове дослідження морфології тканин, де яскравість зображення залежить від їхньої структури. На МРТ-зображеннях розрізняють області розміром 2-4 мм. На рис.6.29 показано структуру магнітно-резонансного томографа.

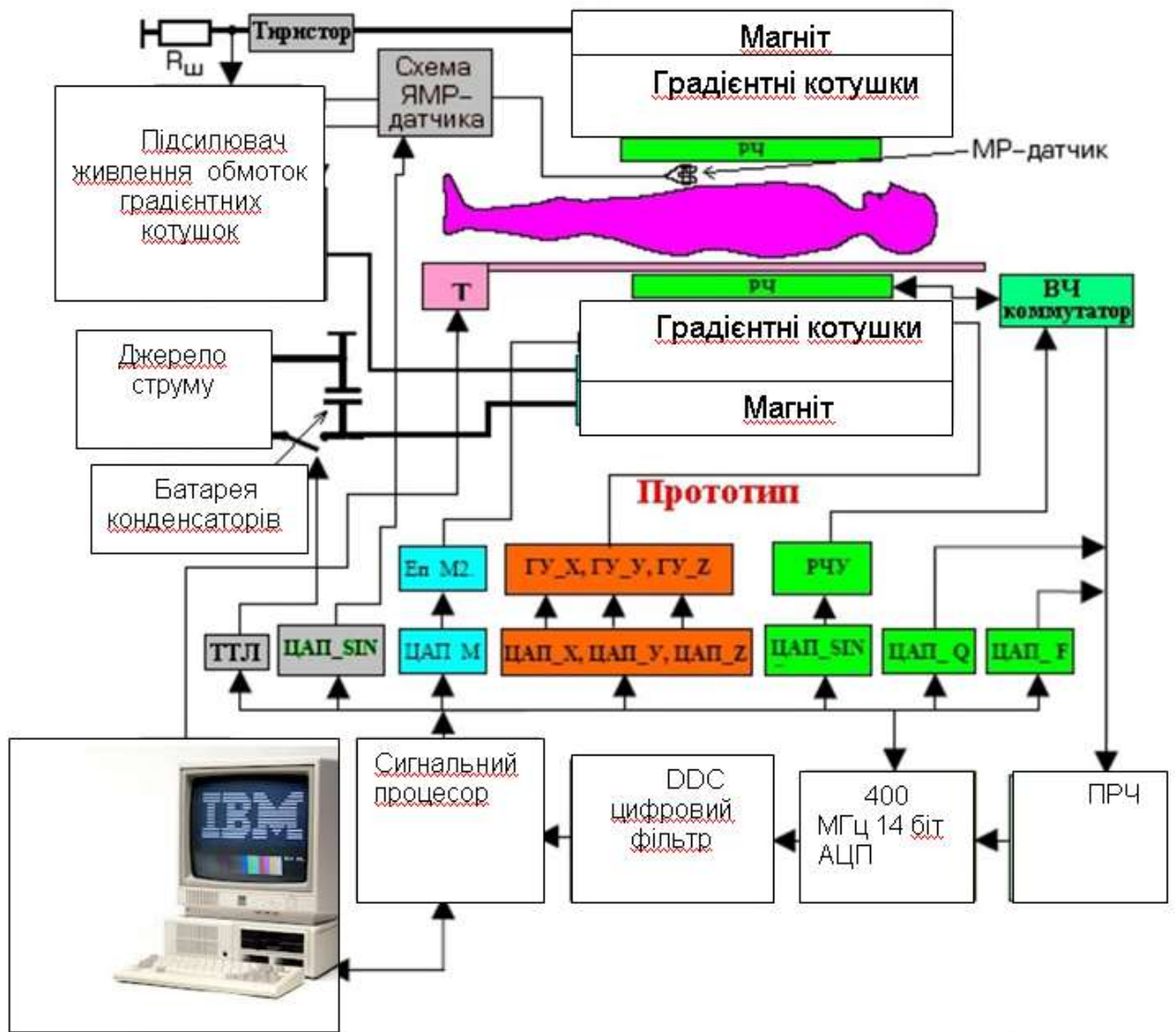


Рис. 6.31. Функціональна схема імпульсного магнітно-резонансного томографа

В системі використовується постійний магніт з циліндровим отвором, вбудованими градієнтними котушками і напруженістю магнітного поля від 0,01 до 2 Тл.

Магніт є основною частиною МР-томографа, що створює постійне магнітне поле. Більшість сучасних магнітів, що випускаються різними виробниками, є надпровідними.

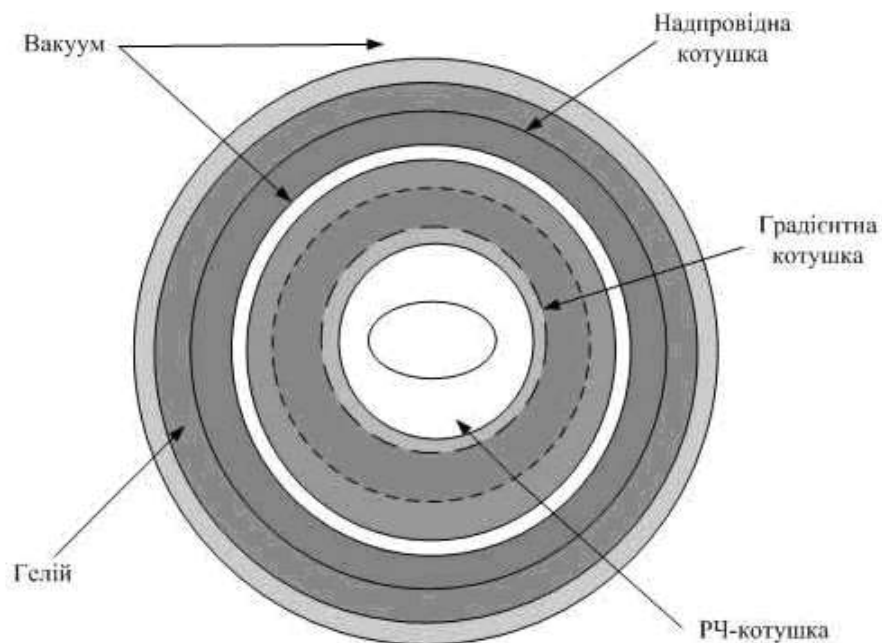


Рис. 6.32. Схема надпровідного магніту

Всередині магніту розташовані градієнтні катушки, призначені для створення контрольованих змін головного магнітного поля B_0 по осях X, Y і Z і просторової локалізації сигналу. Градієнтні катушки завдяки своїй конфігурації створюють керовану, однорідну й лінійну зміну поля в певному напрямку.

Фазочутливим детектором є пристрій, який складається із двох перетворювачів частоти, двох фільтрів, двох підсилювачів і 90° -ного перетворювача фази й має два входи й два виходи. На входи подаються частоти ν та ν_0 і на виході одержують значення поперечної намагніченості M_x і M_y . Аналого-цифровий перетворювач перетворює МР-сигнал в цифровий, що обробляється за допомогою Фур'є-перетворення і відображається у вигляді зображення на моніторі.

У комп'ютері, який контролює всі компоненти томографа, міститься блок прийняття і передачі даних, реконструкції зображень, зберігання даних і оперативної пам'яті, а також периферійні пристрої, до яких можна віднести блок зберігання даних і пристрою введення/виведення. Комп'ютер керує програматором градієнтів, що визначають вид і амплітуду кожного із трьох градієнтних полів, необхідних для одержання даних, а також обробленням даних для відображення зображень. Градієнтний підсилювач збільшує потужність градієнтних імпульсів до рівня, достатнього для керування градієнтними катушками. Джерело РЧ-імпульсів і програматор імпульсів є РЧ-компонентами, що перебувають під контролем комп'ютера. РЧ-підсилювач збільшує потужність імпульсів від міліват до кіловат. Вибір і модифікація послідовності, що відображає введення даних у комп'ютер здійснюються через блок керування.

ЯМР дозволяє візуалізувати будову різних внутрішніх органів людського тіла у вигляді набору зображень окремих зрізів (перетинів) з їх контрастуванням по протонній густині, по T1 (час спин-граткової релаксації) і T2 (час спин-спінової релаксації), забезпечуючи диференціальну діагностику патологій різних внутрішніх органів (рис. 6.34). Отримані зображення зберігаються в базі даних і

можуть бути проаналізовані на екрані монітора або виведені на друк з використанням паперу або прозорої плівки.



Рис. 6.33. Проведення томографічного обстеження



Рис. 6.34. Зображення органів людини за допомогою ЯМР

Діагностичні можливості магнітно-резонансної томографії:

- МР-томографія головного мозку;
- МР-томографія хребта і спинного мозку;
- МР-томографія серця та його ділянки;
- МР-томографія органів черевної порожнини та її простору;
- МР-томографія органів малого таза (гінекологія, урологія);
- МР-томографія орбіт;
- МР-томографія придаткових пазух носа;
- МР-томографія ангіографія судин: головного мозку, сонних і хребетних артерій, грудної і черевної аорти, ниркових артерій, артерій нижніх кінцівок;
- МР-томографія венографія (флебографія) головного мозку і нижньої статевої вени.

Тестові завдання

1. ЯМР-томографія – це:

- A. метод тримання на основі ядерного магнітного резонансу зображень довільних перерізів непрозорих об'єктів
- B. метод дослідження діяльності серця реєстрацією змін у часі магнітної складової електромагнітного поля серця
- C. запис біоелектричних потенціалів сітківки ока
- D. застосування з лікувальною метою магнітного поля
- E. метод дослідження різних об'єктів, оснований на явищі ЕПР

2. Роздільна здатність сучасних електронних мікроскопів досягає:

- A. 10 – 2 мкм
- B. 1 – 2 мм
- C. 0,1 – 0,2 нм
- D. 10 – 20 фм
- E. 0,2 – 3 пм

3. Робота виходу електронів з металу визначається:

- A. частотою електромагнітної хвилі, яка падає на поверхню металу
- B. хімічним складом металу
- C. амплітудою електромагнітної хвилі, яка падає на поверхню металу
- D. кольором випромінювання, яке падає на поверхню металу
- E. густиною електромагнітної хвилі, яка падає на поверхню металу

4. Фотоіонізація – це...

- A. розпад молекул під дією поглинутого світла
- B. фотохімічна реакція відновлення збуджених молекул
- C. дисоціація молекул або багатоатомних іонів під дією світла
- D. реакція організмів на добовий ритм освітлення
- E. вихід електрона за межі атомів або молекул під дією фотонів

5. Біохемілюмінесценція – це ...

- A. світіння живих організмів, яке виникає за рахунок енергії біохімічних реакцій, що в них протікають
- B. світіння організмів, пов'язане з процесами їх життєдіяльності
- C. вид люмінесценції, що збуджується світлом і УФ промінням
- D. люмінесценція, яка супроводжує хімічні реакції
- E. світіння люмінофора, збуджене іонізуючим випромінюванням

6. Хемілюмінесценція – це ...

- A. світіння живих організмів, яке виникає за рахунок енергії біохімічних реакцій, що в них протікають
- B. світіння організмів, пов'язане з процесами їх життєдіяльності
- C. вид люмінесценції, що збуджується світлом і УФ промінням
- D. люмінесценція, яка супроводжує хімічні реакції

Е. світіння люмінофора, збуджене іонізуючим випромінюванням

7. Фотолюмінесценція – це ...

А. світіння живих організмів, яке виникає за рахунок енергії біохімічних реакцій, що в них протікають

В. світіння організмів, пов'язане з процесами їх життєдіяльності

С. вид люмінесценції, що збуджується світлом і УФ промінням

Д. люмінесценція, яка супроводжує хімічні реакції

Е. світіння люмінофора, збуджене іонізуючим випромінюванням

8. Радіолюмінесценція – це ...

А. світіння живих організмів, яке виникає за рахунок енергії біохімічних реакцій, що в них протікають

В. світіння організмів, пов'язане з процесами їх життєдіяльності

С. вид люмінесценції, що збуджується світлом і УФ промінням

Д. люмінесценція, яка супроводжує хімічні реакції

Е. світіння люмінофора, збуджене іонізуючим випромінюванням

9. Біолюмінесценція – це ...

А. світіння живих організмів, яке виникає за рахунок енергії біохімічних реакцій, що в них протікають

В. світіння організмів, пов'язане з процесами їх життєдіяльності

С. вид люмінесценції, що збуджується світлом і УФ промінням

Д. люмінесценція, яка супроводжує хімічні реакції

Е. світіння люмінофора, збуджене іонізуючим випромінюванням

10. Закон Стокса для люмінесценції:

А. частота люмінесценції дорівнює частоті збуджуючого світла

В. частота люмінесценції більша від частоти збуджуючого світла

С. немає правильної відповіді

Д. частота люмінесценції менша від частоти збуджуючого світла

Е. частота люмінесценції менша рівна від частоти збуджуючого світла

11. Принцип ядерно магнітного резонансу полягає в:

А. в резонансному поглинанні електромагнітного випромінювання неспареними електронами

В. на порівнянні вимірюваної частоти з частотою власних коливань коливальної ланки

С. за рахунок магнітних властивостей ядер

Д. в результаті переходів між різними спіновими станами ядер в хімічних молекулах, що призводить до розщеплення сигналів ЯМР.

Е. немає правильної відповіді

12. Електронний парамагнітний резонанс застосовують при визначенні:

А. густини

В. температурі кипіння

С. концентрації

- D. в'язкості
- E. немає правильної відповіді

13. Умови ядерного магнітного резонансу (ЯМР):

- A. $ph = \mu N g B^2$;
- B. $h\nu = \mu g B$;
- C. $h\nu = \gamma B$;
- D. $h\nu = \mu V g B$;
- E. $h\lambda = \chi B$.

14. Фізичною основою спектроскопії ядерного магнітного резонансу (ЯМР) є:

- A. вплив на речовину електромагнітних хвиль радіочастотного діапазону;
- B. резонансна взаємодія магнітних моментів ядер з оптичним випромінюванням;
- C. комбінований вплив на спінову ядерну систему магнітного поля і електромагнітних хвиль радіочастотного
- D. вплив перемінного магнітного поля на ядерну систему;
- E. розщеплення ядерних енергетичних рівнів на підрівні в постійному магнітному полі.

15. Які блоки (пристрої) відсутні у магнітно-резонансного томографа?

- A. градієнтні котушки;
- B. магніт;
- C. високочастотний генератор;
- D. підсилювач живлення обмоток градієнтних котушок;
- E. ультразвуковий датчик.

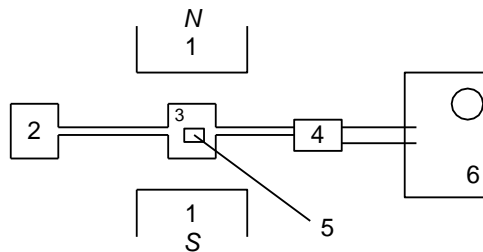
16. Який пристрій відсутній у магнітно-резонансному томографі?

- A. Тепловізійна камера.
- B. Магніт.
- C. Радіочастотний генератор.
- D. Приймач.
- E. Система відображення.

17. Який пристрій відсутній у магнітно-резонансному томографі?

- A. ЯМР-спектрометр.
- B. Магніт.
- C. Радіочастотний генератор.
- D. Приймач .
- E. Система відображення.

18. Якій цифрі відповідає генератор ЕПР-спектроскопа електромагнітних хвиль?



- A. 2
- B. 1
- C. 3
- D. 4
- E. 5

19. Червона межа фотоелектру визначається за формулою:

- A. $hc \cdot \lambda = A$
- B. $hc / \lambda = A$
- C. $hc / \nu = A$
- D. $hc \cdot \nu = A$
- E. $\lambda = Ah / c$

20. Зовнішній фотоелект – це:

- A. виникнення пари електрон – дірка
- B. іонізація атомів або молекул під дією фотонів
- C. розклад молекул під дією світла
- D. виривання електронів з поверхні тіла під дією світла
- E. вид люмінесценції, що збуджується ультрафіолетовим світлом

Відповіді на тестові завдання

Завдання	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Відповіді	A	C	B	A	A	D	C	E	B	D
Завдання	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Відповіді	C	C	C	A	C	E	A	A	B	D

РОЗДІЛ 7. ІОНІЗУЮЧЕ ВИПРОМІНЮВАННЯ

ГЛАВА 7.1. ІОНІЗУЮЧЕ ВИПРОМІНЮВАННЯ

7.1.1. Природа іонізуючого випромінювання

Іонізуючим випромінюванням називаються випромінювання, здатне іонізувати середовище, в якому воно поширюється. До нього відносяться: X – промені (рентгенівські), γ - випромінювання, а також потоки заряджених і нейтральних частинок (електронів, позитронів, нейтронів, α - частин і інших).

Джерелом іонізуючих випромінювань є природна і штучна радіоактивність. Радіоактивність – самочинне перетворення (розпад) атомних ядер, яке приводить до зміни їх атомного номера (якщо випромінюються заряджені частини) або масового числа при випромінюванні нейтральних частинок. Зміна атомного номера приводить до перетворення одного хімічного елемента в інший: при зміні масового числа проходить перетворення ізотопів даного елемента. До явища радіоактивності відноситься також зміна енергетичного стану ядер, яке супроводиться γ -випромінюванням, при цьому склад ядер не змінюється.

Природні джерела випромінювань розподіляють на дві категорії: зовнішнього і внутрішнього опромінення. До зовнішніх відносяться: космічне випромінювання, сонячна радіація, випромінювання земної кори і повітря. Внутрішнє опромінення обумовлено тими природними радіоактивними речовинами, які попадають всередину організму: уран, радій та інші. Природні джерела створюють природний фон Землі. Середнє значення потужності поглинутої дози в повітрі на висоті 1 м від поверхні Землі складає $(4,85 \pm 1,1) \times 10^{-8}$ Гр/год.

Історія відкриття X-променів

Рентгенівське випромінювання – це електромагнітні хвилі з довжиною хвилі від 80 нм до 10^{-5} нм, що займають ділянку спектра між гамма і ультрафіолетовим випромінюванням. У медицині для рентгенодіагностики і рентгенотерапії застосовують рентгенівське випромінювання з довжиною хвиль від 10 до 10^{-3} нм.

Вперше про відкриття X-променів, які виникали при співударі швидких електронів з речовиною (названих X-променями) було повідомлено у листопаді 1895 р. німецьким фізиком В. Рентгеном (Нобелівський лауреат 1901 р.).

Досліди по взаємодії швидких електронів із тугоплавкою речовиною проводив світового рівня фізик і електротехнік І. Пуллой (1845-1918 р.), знаменитий своїми дослідженнями в галузі молекулярної фізики, катодних та X-променів, який народився у містечку Гримайлові на Тернопільщині. Після завершення навчання у Тернопільській гімназії закінчив теологічний і філософський факультети Віденського університету, а у 1877 році в Страсбурзі, захистивши дисертацію з фізики, здобув науковий ступень доктора натуральної філософії. У 1884 році Міністерством освіти Австрії І. Пуллой був призначений професором експериментальної і технічної фізики Німецької вищої технічної

школи у Празі, а через п'ять років його обрали ректором цього ж навчального закладу.

Він не лише відкрив іонізуючу здатність X-променів під час їх проходження через розріджені гази, дослідив місце їх виникнення та просторовий розподіл, але й, що дуже важливо, першим дав пояснення їх природи та механізму утворення.

“Лампа Пулюя” (1881 р.) була прототипом рентгенівської трубки. За видатні наукові досягнення в галузях фізики і електротехніки в 1906 році І. Пулюй був нагороджений орденом Залізної корони, а в 1910 році отримав титул радника цісарського двору.

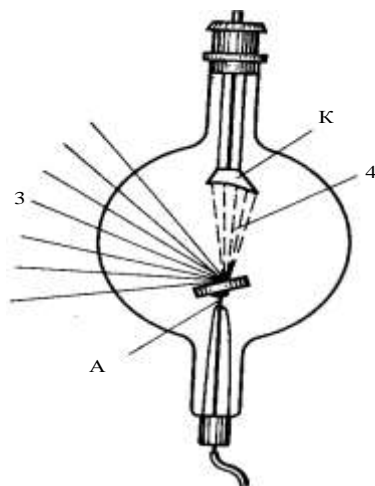


Рис. 7.1. “Лампа Пулюя”

Рентгенівські (X-промені) виникають у трубках Пулюя – скляних балонах, з яких викачано повітря до тиску $10^{-6} - 10^{-7}$ мм рт.ст., в які впаяні катод K і анод A (рис. 7.1). Останній зроблений з тугоплавкого металу. Спіраль катода розігрівається електричним струмом від джерел розжарювання і випромінює електрони, які, прискорюючись електричним полем, бомбардують анод, у результаті чого виникає X-випромінювання.

Інтенсивність X-випромінювання W пропорційна квадратові напруги U між анодом і катодом, атомному номеру речовини z анода і силі струму I :

$$W = kzIU^2, \quad (7.1)$$

тут k – коефіцієнт пропорційності.

Гальмівне X-випромінювання

Гальмівне X-випромінювання зумовлене гальмуванням швидких електронів $10^{-14} - 10^{-16}$ еВ (1 еВ – енергія, яку набуває електрон рухаючись в електричному полі між точками, різниця потенціалів між якими рівна 1 В) електростатичним полем атомами речовини. Знайдемо мінімальну величину довжини хвилі X-випромінювання. Нехай вся кінетична енергія електрона перетворюється в енергію фотона:

$$eU = h\nu_{\max}, \nu_{\max} = \frac{c}{\lambda_{\min}}, \text{ тоді } eU = \frac{hc}{\lambda_{\min}}, \quad (7.2)$$

Звідки знаходимо:

$$\lambda_{\min} = \frac{hc}{eU}. \quad (7.3)$$

Враховуючи значення сталої Планка, швидкості світла і заряду електрона одержуємо:

$$\lambda_{\min} = \frac{1.24}{U} 10^{-6} \text{ м}, \quad (7.4)$$

тут λ_{\min} – мінімальна довжина рентгенівського випромінювання при даному U .

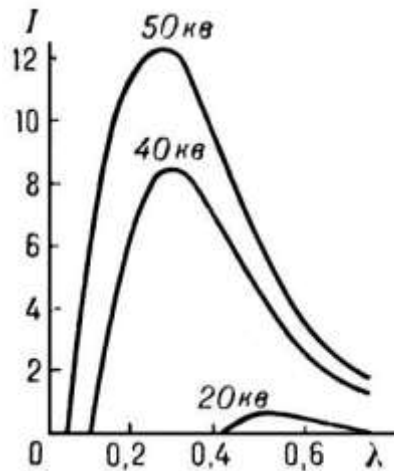


Рис. 7.2. Залежність інтенсивності гальмівного X-випромінювання від напруги

Довжина рентгенівської хвилі, на яку припадає максимум енергії випромінювання, пов'язана з мінімальною довжиною рентгенівської хвилі U такою залежністю:

$$\lambda_{\max} = \frac{3}{2} \cdot \frac{hc}{eU} = \frac{3}{2} \lambda_{\min}. \quad (7.5)$$

Характер суцільного спектра гальмівного рентгенівського випромінювання залежить від матеріалу анода.

Спектр гальмівного X-випромінювання є суцільним; його вигляд залежить від прикладеної напруги між катодом і анодом.

Характеристичне X-випромінювання

Характеристичне X-випромінювання виникає після іонізації атома, при якому відбуваються електронні переходи в оболонках, ближчих до ядра.

При збільшенні напруги між катодом і анодом спектр X-випромінювання буде зміщуватися у бік коротких хвиль, як і у випадку гальмівного випромінювання.

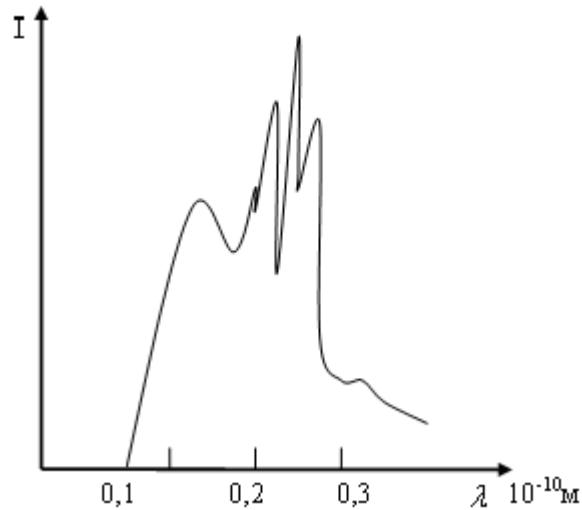


Рис. 7.3. Характеристичний спектр

Характеристичний (лінійчастий) спектр X-випромінювання спричинений вибиванням електронів із внутрішніх шарів атома.

Спектр такого випромінювання є характерним для атомів кожного елемента, тому лінійчастий рентгенівський спектр називається характеристичним. Згідно міжрівневим переходам певні групи характеристичних ліній отримали відповідно назви K, L, M, N – електронні оболонки атома (рис. 7.4).

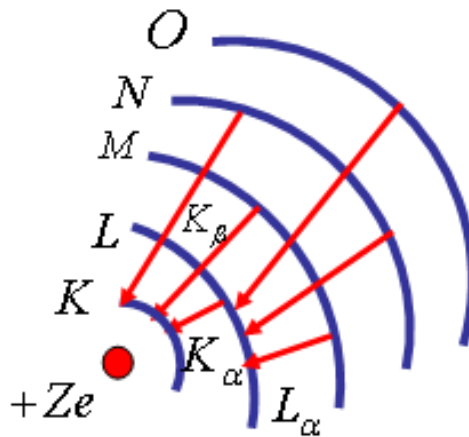


Рис. 7.4. Механізм виникнення характеристичних спектрів

Г. Мозлі відкрив закон (закон Мозлі), який пов'язує частоту спектральних ліній з порядковим номером випромінюючого елемента в періодичній таблиці Менделєєва:

$$\sqrt{\nu} = C(Z - \sigma), \quad C = \sqrt{R \left(\frac{1}{n^2} - \frac{1}{m^2} \right)} \quad (7.6)$$

тут σ – коефіцієнт, характерний для певної серії випромінювання (для K – серії $\sigma = 1$, для L – серії $\sigma = 7,5$), R – стала Рідберга.

Характеристичні спектри атомів, на відміну від оптичних, у сполуках і у вільному стані мають однаковий вигляд.

Ч. Баркле за відкриття характеристичного випромінювання у 1917 р. була присуджена Нобелівська премія з фізики.

Радіоактивність

*...І впала з неба зоря велика, що палала,
як смолоскип, і впала на третину річок і на
джерела вод. Ім'я зорі тій – Полин.
І стала третина вод полином,
і багато людей померло від вод, бо згіркли.
Одкровення Івана Богослова, гл. 8*

Природна радіоактивність – це явище самовільного перетворення атомних ядер нестійких ізотопів у стійкі, що супроводжується випромінюванням частинок речовини і високочастотним електромагнітним випромінюванням. Радіоактивність була відкрита в 1896 р. французьким фізиком А. Беккерелем (Нобелівський лауреат 1903 р.). Він виявив, що солі урану випускають невидимі промені або частинки, які проникають через непрозорі тіла, викликаючи фотолюмінесценцію, іонізують речовину і здатні засвічувати фотопластинку. А. Беккерель, пропускаючи бета-частинки через перехресні електричні і магнітні поля, першим виміряв відношення заряду до маси бета-частинки (1900 р). Він, незалежно від П. Кюрі, виявив фізіологічну дію радіоактивного випромінювання (1901р). Подальші дослідження, які були проведені П. Кюрі і М. Кюрі – Склодовською (лауреати Нобелівської премії 1903 р.), показали, що природна радіоактивність властива не тільки для урану, але й для багатьох важких хімічних елементів.

М. Склодовська – Кюрі також отримала Нобелівську премію з хімії (1911 р.) за відкриття і виділення природного радіоактивного елементу радію.

Радіоактивний розпад має імовірнісний характер, оскільки неможливо передбачити, який саме атом розпадеться. Інтенсивність радіоактивного випромінювання зменшується з часом.

Експериментально було встановлено, що число атомів dN , які розпалися за час dt , пропорційне часу і загальному числу атомів N радіоактивного елемента:

$$dN = -\lambda N dt, \quad (7.7)$$

тут λ – стала розпаду. Ця величина пропорційна імовірності розпаду ядра і неоднакова для різних радіоактивних елементів. Знак мінус показує, що число атомів у радіоактивному елементі з часом зменшується.

Інтегруючи рівняння (1) в межах від $t = 0$ до t отримуємо:

$$N = N_0 \exp\{-\lambda t\}, \quad (7.8)$$

тут N_0 - число атомів елемента в початковий момент часу $t = 0$;

N – число атомів у момент часу t .

Графічно закон радіоактивного розпаду зображений на рис. 7.5.

Період напіврозпаду T – проміжок часу, за який кількість ядер, які розпалися, зменшується у двічі. Підставляючи в рівняння (2) $N = N_0/2$ і $t = T$, одержуємо зв'язок між T і λ :

$$T = \ln 2 / \lambda = 0,693 / \lambda. \quad (7.9)$$

Величину $\tau = 1/\lambda$ називають середнім часом життя радіоактивного ядра. За середній час життя атомів у збудженому стані приймається час, протягом якого число атомів зменшиться в $e = 2,72$ рази.

Оскільки всі рослини використовують для свого росту вуглекислий газ, який засвоюється ними із атмосфери, частина вуглецю в рослинах дещо радіоактивна. Коли рослина гине, додаткова кількість вуглецю C^{14} у неї не поступає, а той вуглець, який накопичився у тканинах рослини, починає розпадатися. Вимірюючи кількість ізотопів вуглецю C^{14} і C^{12} в органічних археологічних залишках, можна датувати вік знайденого предмета чи оцінити час певної історичної події.

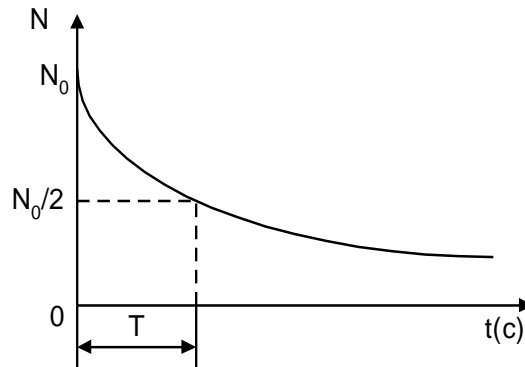


Рис. 7.5. Графічне зображення закону радіоактивного розпаду

Таблиця 7.1.

Характеристики екологічно важливих радіонуклідів

Радіонукліди	Період піврозпаду	Тип випромінювання		
		α	β	γ
Тритій (^3H)	12,4 р.		+	
Вуглець-14 (C)	5569 р.		+	
Фосфор-32 (P)	14,5 дн.		+++	
Стронцій-90 (Sr)	27,7 р.		++	
Йод-131 (J)	8 дн.		++	++
Цезій-137 (Cs)	32 р.		++	+
Радон-222 (Rn)	3,8 дн.	++++		
Радій-226 (Ra)	1600 р.	++++		
Уран-238 (U)	4,5 млрд р.	++++		
Плутоній-239 (Pu)	24 000 р.	++++		++

У таблиці 7.1 значком (+) позначено випромінювання з малою енергією. Частинка з такою енергією до зупинки іонізує 500-1500 молекул живої речовини. Знак (++) відповідає більшій енергії й утворенню до 6 тис. пар іонів кожною частинкою з такою енергією. А от для енергії (+++) кількість іонізованих молекул досягає 10 тис. і більше. Найбільшу енергію (++++) мають ачастинки, які до зупинки можуть створити аж 100 тис. пар іонів.

Активність. Одиниці активності

Активністю A елемента називається число атомних розпадів, які відбуваються в радіоактивному елементі за одну секунду:

$$A = -dN/dt. \quad (7.10)$$

Тоді

$$A = \lambda N_0 e^{-\lambda t} = \lambda N = N \frac{\ln 2}{T} \quad (7.11)$$

Активність елемента пропорційна кількості атомів елемента і обернено пропорційна періоду напіврозпаду. Активність препарату з часом зменшується за експоненціальним законом.

Розглянемо одиниці активності.

Бекерель (Бк) – така активність ядерного ізотопу, при якій за 1 с відбувається один акт розпаду, $1\text{Бк} = \frac{1}{\text{с}}$.

Резерфорд (Рд): $1\text{Рд} = 10^6 \text{Бк} = 10^6 \frac{1}{\text{с}}$.

Кюрі (Кі). За одиницю активності приймають Кюрі (Кі) – активність такого препарату, в якому за 1 с відбуваються $3,7 \cdot 10^{10}$ актів розпаду.

$1\text{Кі} = 3,7 \cdot 10^{10}$ розпадів/с.

Використовують також похідні одиниці від Кі: мКі (мілікюрі) і мкКі (мікрокюрі).

$1\text{мКі} = 10^{-3} \text{Кі}$, $1\text{мкКі} = 10^{-6} \text{Кі}$.

Для характеристики активності одиниці маси радіоактивного джерела вводять величину, яка є питомою активністю, що дорівнює відношенню активності ізотопу до його маси (Бк/кг).

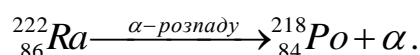
Види радіоактивного розпаду

Альфа – розпад. Альфа – випромінювання – це потік α -частинок, які вилітають із ядер атома. α -частинки складаються із двох протонів і двох нейтронів – це ядра гелію. Швидкість α -частинок $(0,4 \div 2)10^8$ м/с, що відповідає кінетичній енергії від 4 до 8,8 МеВ. Спектр α -випромінювання складається з декількох близько розміщених ліній, тобто лінійчастий.

При α -розпаді “материнське ядро” випускає α частинку і перетворюється в “дочірнє ядро”. Якщо врахувати закон збереження заряду і маси, то реакція має вигляд:



Наприклад, перетворення радону ${}^{222}_{86} \text{Ra}$ в полоній ${}^{218}_{84} \text{Po}$ здійснюється за схемою:



Вперше пояснив α -розпад геніальний фізик Г. Гамов (1904-1968) який народився в Одесі. Він любив підкреслювати, що його родовід походить із запорізьких козаків Лебединців.

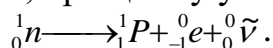
Г. Гамов у 24-річному віці завоював визнання наукового світу своєю теорією α - розпаду. У 1931 р. 27-річний Гамов став членом-кореспондентом АН СРСР.

У 1933 р., перебуваючи на конгресі фізиків у Брюсселі, прийняв рішення не повертатися в СРСР. З 1934 р. працював в США. Його модель атомного ядра у вигляді рідкої краплини привела до створення сучасної теорії ядерних реакцій розщеплення і злиття.

Г. Гамову належить теорія «великого вибуху» Всесвіту, і саме він першим зробив розрахунок генетичного коду. Недооцінений за життя, сьогодні він є одним з найбільш цитованих авторів. І навіть через десятиріччя після його смерті, висунуті ним наукові гіпотези знаходять підтвердження. Серед них гіпотеза про реліктове випромінювання космосу, температуру якого він зумів оцінити, і та, що зірка, яка спалахує, як нова, втрачає 99 % енергії внаслідок випромінювання величезного потоку нейтронів.

Бета – розпад. Існують три різновиди β - розпаду. В першому випадку ядро, яке зазнає радіоактивного розпаду, випускає електрон, в другому – позитрон, а в третьому електрон захоплюється ядром - κ - захоплення (або електронне захоплення).

Електронний β -розпад. Якщо в ядрі є надлишок нейтронів, то відбувається електронний β -розпад ядра, при якому один з нейтронів перетворюється в протон, при цьому утворюються електрон і антинейтрино:



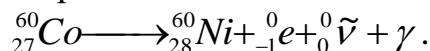
При β -розпаді елемент у періодичній таблиці зміщується на один номер без зміни масового числа. Символічно це зміщення записується так:



Наприклад, ізотоп калію ${}^{40}_{19}K$ перетворюється в ізотоп кальцію ${}^{40}_{20}Ca$.

β -розпад, так само як і α -розпад, може супроводжуватися випусканням γ -променів. Дочірнє ядро, яке виникає, може перебувати не тільки в нормальному стані, але і в збуджених його станах. Переходячи у стан з меншою енергією, ядро випромінює γ - квант.

Наприклад, кобальт ${}^{60}_{27}Co$ є джерелом γ -квантів великих енергій, які використовуються в медицині з терапевтичною метою:



Позитронний β^+ -розпад. Якщо в ядрі є надлишок протонів, то відбувається позитронний β^+ -розпад ядра, при якому один з протонів перетворюється в нейтрон при цьому утворюються позитрон і нейтрино:



Для вільного протона такий процес неможливий.

Схема β^+ -розпаду:



Прикладом β^+ -розпаду є перетворення ізотопу фосфору ${}^{30}_{15}P$ в ізотоп кремнію ${}^{30}_{14}Si$.

Експериментно було доведено, що при β -розпаді енергія розподіляється між β -частинкою і нейтрино або антинейтрино.

Швидкість β -частинок змінюється в широких інтервалах. Найбільша їх початкова швидкість порядку $1,6 \cdot 10^8$ м/с. Максимальна кінетична енергія для м'якого β -випромінювання лежить у межах $(0,015 \div 0,05)$ MeV, а для жорсткого – $(10 \div 12)$ MeV. Спектр β -випромінювання неперервний. Альфа і бета частинки відхиляються в електричному і магнітному полях.

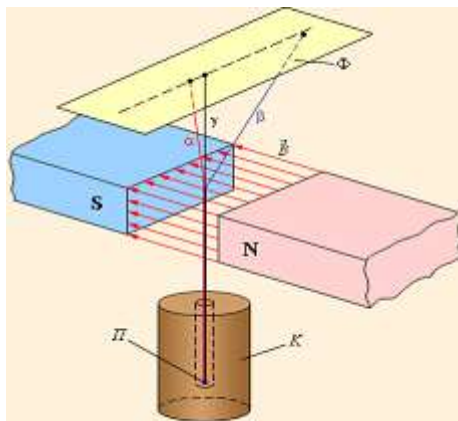


Рис. 7.6. Схема досліду з виявлення природи α , β і γ випромінювань. К-свинцевий контейнер, П-радіоактивний препарат, Ф- фотопластина

К-захоплення або е-захоплення полягає в тому, що ядро поглинає один із електронів, який знаходиться на К оболонці (рідше захоплюється електрон із L- або M-оболонки). В результаті такого ефекту один з протонів перетворюється в нейтрон і випромінює нейтрино:

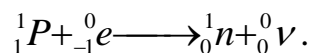


Схема електронного К- захоплення:



Прикладом К-захоплення є перетворення ізотопу калію ${}^{39}_{19}K$ ізотоп аргону ${}^{40}_{18}Ar$.

Існує також протонна радіоактивність. При такому виді радіоактивності ядро випромінює один або два протони.

Гамма промені – це потік квантів електромагнітного випромінювання великої частоти – порядку 10^{20} Гц, що відповідає довжині хвилі порядку 10^{-12} м. Енергія γ -променів для різних радіоактивних речовин лежить у межах від $0,2$ до $5,0$ MeV і більше.

7.1.2. Види і основні властивості іонізуючого випромінювання

X-промені і γ -випромінювання мають електромагнітну природу і являють собою потік фотонів з високою енергією і відповідно малою довжиною хвилі. Діапазон довжин хвиль для X-променів $(80 \div 10^{-5})$ нм для γ -випромінювання $\lambda \leq 0,1$ нм. Для цих видів іонізуючого випромінювання характерна велика

проникна здатність, а їх іонізуюча здатність значно менша, ніж у α - і β -частинок. α -частинки – двічі іонізовані атоми гелію. Ядро гелію ${}^4_2\text{He}$ складається з двох протонів і двох нейтронів, початкова кінетична енергія ($4 \div 8,8$) MeV. Проходячи через речовину α - частинки гальмуються за рахунок іонізації і збудження атомів і молекул, а також дисоціації молекул. Довжина пробігу: α -частинки з високою енергією можуть пройти шар повітря при нормальному атмосферному тиску ($7 \div 9$) см, шар води $\sim 1,5 \cdot 10^{-3}$ см, шар скла $4 \cdot 10^{-3}$ см.

β -частинки – це електрони і позитрони, які випромінюються при β -розпаді ядер. Позитрон (β^+ -частинка) це стійка елементарна частинка, маса якої рівна масі електрона з позитивним елементарним зарядом. Проникна здатність β -випромінювання значно вища, ніж α - випромінювання. Так, β - випромінювання пронизує шар алюмінію товщиною 5 мм. Енергія β -частинок лежить в межах від ($0,015 \div 0,05$) MeV (м'яке β -випромінювання) до ($10 \div 12$) MeV (жорстке випромінювання).

Нейтрони – це нейтральні елементарні частинки. У вільному стані нейтрон нестабільний і має час життя близько 16 хв. Разом з протонами нейтрони входять до складу ядра; в ядрі нейтрон є стабільною частинкою. Нейтронне випромінювання має велику проникну здатність.

Існують певні особливості проходження електронів через речовину. Вони пов'язані з тим, що з усіх заряджених частинок у них найменша маса. Електрони малої енергії при зіткненні з електронами, а тим більше з ядрами атомів середовища, часто сильно змінюють напрям свого руху, а в той же час важкі частинки при зустрічі з електронами не змінюють свого напрямку. Якщо товщина шару менша довжини пробігу важких частинок в речовині, то із нього практично виходять всі частинки, які попадають в речовину. При товщині шару більшій за довжину пробігу, важкі частинки зовсім не виходять із нього. Якщо електрони володіють великою енергією, то, згідно з теорією відносності, їх маса збільшується і вони ведуть себе подібно до важких частинок.

Розглянемо особливості взаємодії α , β - частинок і γ - випромінювання з речовиною.

Альфа-частинки з енергією 1 MeV здатні іонізувати середовище і проникають в організм на малу глибину ($10 \div 100$) мкм. Альфа-частинки повністю поглинаються, наприклад, шаром алюмінію товщиною 0,06 мм або шаром біологічної тканини чи листком паперу.

Для утворення однієї пари іонів у повітрі необхідно затратити енергію 31 eV. Таким чином, α - частинка утворює на своєму шляху 10^5 пар іонів/м.

Бета-частинки мають меншу іонізуючу здатність, але більшу проникність у повітрі, яка сягає 10–15 мм при тій же енергії.

Пробіг β -частинок великої енергії в повітрі – 40 мм, в алюмінії – 2 см, а в біологічних тканинах – приблизно 6 см. Захиститися від β -частинок можна металевими або пластмасовими листами відповідної товщини.

Гамма-промені поглинаються атомами речовини і вибивають із них електрони, які потім беруть участь в іонізації. Взаємодія γ -квантів великої енергії

($0,02 \div 10 \text{ MeV}$) приводить до фотоэффекту, комптон-ефекту і утворення пари позитрон-електрон.

Гама-промені мають найбільшу проникну здатність. Жорсткі γ -промені проходять через свинець товщиною 5 см або шар повітря товщиною в декілька сотень метрів, пронизують все тіло людини.

Особливості взаємодії α , β -частинок і γ -випромінювання з речовиною показані на рис. 7.7.

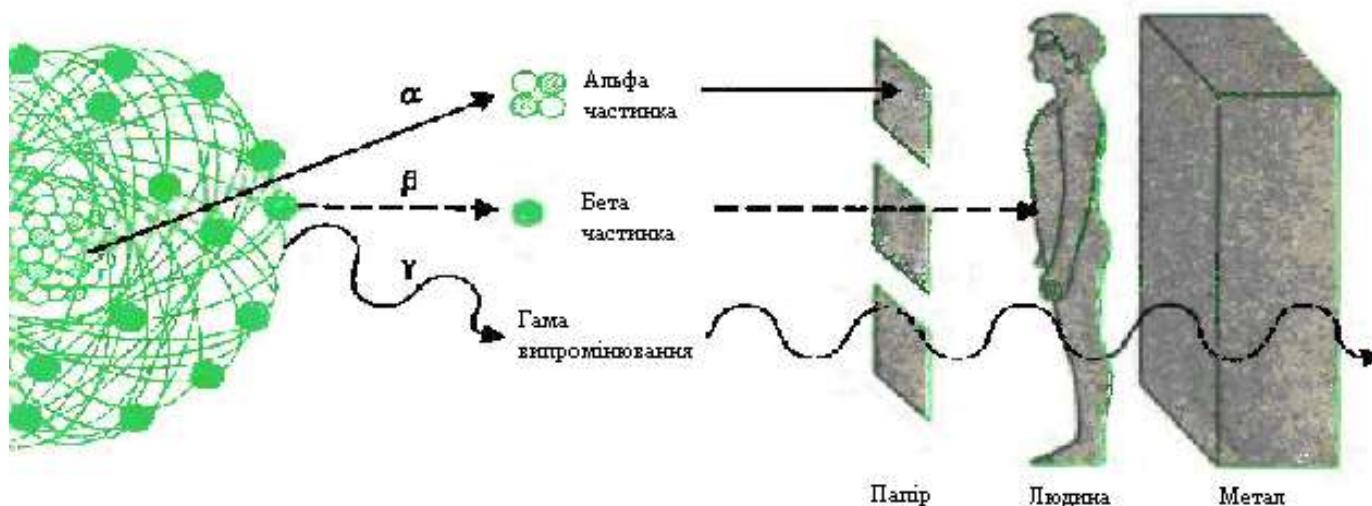


Рис. 7.7. Три типи випромінювання і їхня проникна здатність

Іонізуюча здатність γ -променів невелика; в повітрі утворюється 100 пар іонів (в середньому 1-2 іон на 1 см пробігу).

Взаємодія заряджених частин (α і β) з речовиною кількісно оцінюється такими характеристиками:

а) лінійна густина іонізації – це відношення числа dn іонів одного знаку утворених зарядженою іонізуючою частиною на елементарному шляху dl до цього шляху: $i = \frac{dn}{dl}$

б) лінійна гальмівна здатність речовини S - це відношення енергії dE , яка втрачається зарядженою частиною при проходженні елементарного шляху dl в речовині, до довжини цього шляху: $S = \frac{dE}{dl}$

в) середній лінійний пробіг частини R зарядженої частини – це середнє значення віддалі між початком і кінцем пробігу зарядженої іонізуючої частини в даній речовині. Коли швидкість іонізуючої частини приблизно буде дорівнювати швидкості теплового руху, то вона втрачає свою активність.

7.1.3. Використання радіоактивного випромінювання в медицині

Радіоактивне випромінювання в медицині використовується головним чином з діагностичною та лікувальною метою.

Для діагностики цілого ряду захворювань використовують радіоактивні ізотопи – мічені атоми. Суть методу мічених атомів полягає в тому, що в організм вводять радіоактивні ізотопи і визначають їх розподіл та локалізацію в різних частинах тіла. Радіоактивні ізотопи є джерелами γ - випромінювання, розподіл інтенсивності якого реєструють за допомогою гамма-топографа. Наприклад, для діагностики захворювань щитоподібної залози застосовують ізотопи $^{125}_{53}\text{I}$ або $^{131}_{53}\text{I}$, які мають здатність концентруватися в цій залозі.

За швидкістю збільшення концентрації радіоактивного йоду можна судити про зміни в роботі щитовидної залози, а також виявити метастази у випадку її ураження раком.

Радіоізотопна діагностика (РД) – це розпізнавання патологічних змін в організмі людини за допомогою радіоактивних сполук, яке ґрунтується на реєстрації та вимірюванні випромінювання від введених в організм препаратів. З їх допомогою вивчають роботу органів і систем, обміну речовин, швидкість руху крові тощо.

В РД використовують два способи:

- 1) хворому вводять радіофармацевтичний препарат із подальшим дослідженням його руху або його концентрації в органах та тканинах;
- 2) в пробірку з досліджуваною кров'ю додають мічені речовини, оцінюючи їх взаємодію. Це так званий скринінг-тест для раннього виявлення різних захворювань у необмеженого контингенту пацієнтів.

Показаннями до радіоізотопного дослідження є захворювання залоз внутрішньої секреції, органів травлення, а також кісткової, серцево-судинної, кровотворної систем, головного та спинного мозку, легень, органів виділення, лімфатичного апарату. Його проводять не тільки при підозрі на якусь патологію, але й при відомому захворюванні для уточнення ступеня ураження та оцінки ефективності лікування. Протипоказань для радіоізотопного дослідження немає, існують лише деякі обмеження. Велике значення має порівняння радіоізотопних, рентгенологічних та ультразвукових даних.

Розрізняють шість основних методів радіоізотопної діагностики:

1. Клінічна радіометрія.
2. Радіографія.
3. Радіометрія всього тіла.
4. Сканування та сцинтиграфія.
5. Визначення радіоактивності біологічних проб.
6. Радіоізотопне дослідження біологічних проб у пробірці.

Розподіл радіоактивних ізотопів в організмі можна визначити методом авторадіографії. На досліджувану частину тіла наносять шар високочутливої фотоемульсії. Ізотопи, які знаходяться в даній частині тіла залишають слід – почорніння фотоемульсії у відповідному місці, (рис. 7.8).

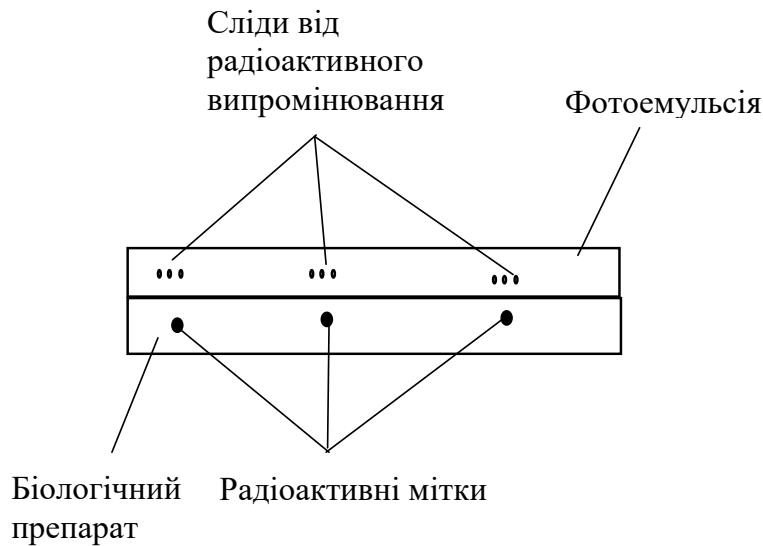


Рис. 7.8. Авторадіограма

Отриманий знімок називають радіоавтографом або авторадіограмою.

Першим у світі використав X-промені для просвічування і діагностики захворювань М. Пильчиков (1857 – 1908), родом з Полтави. Уже в гімназії він займався експериментами в галузі фізики, хімії і техніки, а навчаючись на II курсі винайшов електричний фонограф, випередивши, зокрема, Т. Едісона, фонограф якого був механічним. М. Пильчиков розробив 9 фізичних і фізико-хімічних приладів, його рефлектметр для рідин був визнаний у всьому світі, розробив ефективний оптично - гальванічний метод вивчення процесів електролізу. Будучи ординарним професором Харківського університету, М. Пильчиков створив метеорологічну станцію, де проводив практичні заняття та власні дослідження.

Все своє життя боровся за піднесення рідної мови, рідної науки, за що зазнав переслідувань і цькувань.

Для діагностики використовують X-випромінювання з енергією фотонів 60-100 кеВ. При таких енергіях масовий коефіцієнт поглинання τ головно визначається фотоефектом. Його значення прямо пропорційне третьому степеню довжини хвилі λ і атомного номера Z поглинаючої речовини:

$$\tau = k\lambda^3 Z^3, \quad (7.17)$$

тут k – коефіцієнт пропорційності.

Порівняємо коефіцієнти τ для кісток (до складу яких входять, головним чином, кальцій, фосфор та кисень) і води:

$$\frac{\tau_{Ca_3(PO_4)_2}}{\tau_{H_2O}} = \frac{3 \cdot 20^3 + 2 \cdot 15^3 + 8 \cdot 8^3}{2 \cdot 1^3 + 1 \cdot 8^3} \approx 68.$$

Звідси випливає, що кістки поглинають X-випромінювання в 68 разів сильніше, ніж м'які тканини. При проходженні X-променів через тіло людини на флуоресціюючому екрані (рентгенівській плівці) будуть спостерігатися ділянки з

різними ступенями освітленості. Менш різкі тіні, ніж кістки і метали, дають. серце, легені та інші органи

Тіньове зображення шлунка та кишок стає чітким, якщо у них ввести сульфат барію у вигляді каші, який поглинає випромінювання сильніше, ніж середовище. У деяких випадках як контрастні речовини використовують гази. Їхня густина менша від густини тканин, тому вони поглинають випромінювання слабше.

За одиницю експозиційної дози D приймається така доза рентгенівського випромінювання, яка внаслідок іонізації 1 кг сухого повітря викликає появу електричного заряду в $2,58 \cdot 10^{-4}$ кулона.

Ця одиниця називається рентгеном. При експозиційній дозі в 1 рентген (1 р) внаслідок повної іонізації під дією рентгенівського і γ -випромінювання в 1 см^3 сухого повітря утворюється близько 2 мільярдів пар іонів. Прийнято вважати, що для тканин організму експозиційна доза 1 р викликає поглинання приблизно 10^{-2} Дж на 1 кг маси.

Потужність експозиційної дози визначається відношенням експозиційної дози до часу випромінювання.

$$P_D = \frac{D}{t}. \quad (7.18)$$

Людський організм без шкоди переносить дози щоденного опромінення до 0,05 рентгена. Дози в 5-400 рентгенів викликають різноманітні ускладнення, а дози близько 500 рентгенів-смертельні.

Для захисту від X-променів використовують свинець, товсті шари солей барію, спеціальні сорти скла, які містять у своєму складі багато свинцю.

Дж. Мьоллеру, за відкриття виникнення мутацій під дією рентгенівських променів у 1946 р. була присуджена Нобелівська премія.

ГЛАВА 7.2. ДОЗИМЕТРІЯ ІОНІЗУЮЧИХ ВИПРОМІНЮВАНЬ

7.2.1. Суть методу дозиметрії

Дозиметрія – це галузь прикладної ядерної фізики, в якій вивчають фізичні величини, котрі характеризують дію іонізуючого випромінювання на різні об'єкти, а також методи і прилади їх вимірювання. Дія іонізуючого випромінювання перш за все визначається поглинутою дозою.

Поглинута доза – це універсальне поняття, яке характеризує результат взаємодії поля іонізуючого випромінювання і середовища, на яке воно діє. Між поглинутою дозою і радіаційним ефектом існує пряма залежність: чим більша поглинута доза, тим більший радіаційний ефект.

Поглинута доза випромінювання D_n (або просто доза випромінювання) – це кількість енергії іонізуючого випромінювання, яка поглинається одиницею маси опроміненої речовини.

D_n залежить від природи і властивостей випромінювання (зокрема, від енергії частинок), та від природи речовини, в якій воно поглинається, і пропорційна часу опромінення. Одиницею вимірювання поглинутої дози

випромінювання в системі СІ є греї (Гр), $1\text{Гр}=1\text{Дж/кг}$. Застосовується також позасистемна одиниця, яка називається рад (Radiation Absorbed Dose). Співвідношення між греєм і радом таке: $1\text{Гр}=100\text{ рад}$. Відношення дози до часу опромінення, називають потужністю дози. В системі СІ потужність дози вимірюється в Гр/с, позасистемна одиниця – рад/с.

На практиці для визначення радіаційного ефекту практично неможливо оцінити D_n , оскільки тіло, як правило, неоднорідне і енергія іонізуючого випромінювання розсіюється по всіх можливих напрямках і т.п., але можна розрахувати поглинуту дозу за іонізуючою дією випромінювання, яке оточує тіло. У зв'язку з цим вводять ще одне поняття дози для рентгенівського і γ -випромінювання – експозиційну дозу випромінювання, яка є мірою іонізації сухого повітря рентгенівським або γ - випромінюванням при нормальному атмосферному тиску.

За одиницю експозиційної дози прийнято Кл/кг. На практиці частіше використовують позасистемну одиницю, яку називають рентгеном (Р). Рентген – експозиційна доза рентгенівського або γ -випромінювання, при якій в результаті повної іонізації в 1 м^3 повітря при нормальному атмосферних умовах (0°C і 760 мм рт. ст.) утворюється $2,8 \cdot 10^9$ пар іонів. Одиницею потужності експозиційної дози є IA/кг , а позасистемною одиницею – IP/с .

Для переходу в розрахунках від експозиційної дози $D_{\text{екс}}$, як характеристики взаємодії поля і опроміненого середовища, необхідно знати властивості цього середовища і врахувати, що поглинута доза пропорційна падаючому іонізуючому випромінюванню. Зв'язок між цими величинами має наступний вигляд:

$$D_n = f \cdot D_{\text{екс}}, \quad (7.19)$$

тут f – коефіцієнт пропорційності, який залежить від складу опромінюваної речовини і енергії фотонів.

Для води і м'яких тканин тіла людини $f=1$, тобто доза випромінювання в радах чисельно рівна відповідній експозиційній дозі в рентгенах. Це обумовлює використання позасистемних одиниць рада і рентгена. Для повітря $f=0,88$, для кісткової тканини із збільшенням енергії фотона f зменшується від 4,5 до 1. Це значить, що при одній і тій же експозиційній дозі повітря буде передана енергія менша ніж воді, а воді менша, ніж речовині, яка складається із елементів середини таблиці Менделєєва.

Оскільки $D_{\text{екс}}$ характеризує поле випромінювання, а воно в свою чергу, залежить від активності A радіопрепарату, то можна встановити зв'язок між потужністю експозиційної дози на відстані від джерела, і його активністю. Цей зв'язок задається виразом:

$$\frac{D_{\text{екс}}}{t} = \frac{K_\gamma \cdot A}{r^2} \quad (7.20)$$

де K_γ - гамма стала, яка характерна для даного радіонукліда; таблична величина – враховує той факт, що енергія γ -кванта різна у різних радіонуклідів.

7.2.2. Біологічна дія іонізуючого випромінювання. Еквівалентна доза

Виявилось, що для живих організмів потрібно врахувати при переході від $D_{екс}$ до D_k не лише склад тканин і енергію частин (коефіцієнт f), але й тип випромінювання – рентгенівське, нейтронне, γ - випромінювання тощо. Одні і ті ж поглинуті дози випромінювання різної природи по різному діють на живий організм. Крім того, виявилось, що радіобіологічний ефект залежить не тільки від поглинутої дози, але й від деяких інших факторів. Основним серед них слід вважати лінійну густину іонізації.

Для кількісної оцінки цього фактора введено поняття коефіцієнта відносної біологічної ефективності або коефіцієнта якості випромінювання. Цей коефіцієнт показує, у скільки разів ефективність біологічної дії даного виду випромінювання більша, ніж рентгенівське або γ -випромінювання, при однаковій поглинутій дозі в тканинах. Так, катаракта, яка виникає при опроміненні γ -випромінюванням, виникає при дозі 200 рад, а при дії швидких нейтронів при дозі 20 рад. Таким чином, для швидких нейтронів коефіцієнт якості рівний 10.

В таблиці 7.2 наведені значення коефіцієнта якості для деяких видів іонізуючого випромінювання.

Таблиця 7.2

Вид іонізуючого випромінювання	Значення коефіцієнта якості
Рентгенівське (X – промені), і γ - випромінювання	1
α - випромінювання	20
Нейтрони з енергією 0.1 10 MeV	10
Нейтрони з енергією 20 KeV (теплові)	3

Поглинута доза разом з коефіцієнтом якості дає уявлення про біологічну дію іонізуючого випромінювання. В зв'язку з цим в радіобіології і радіаційній дозиметрії з'явилось нове поняття – еквівалентна доза $D_{екв}$.

$$D_{екв} = K \cdot D_n \quad (7.21)$$

тут K – коефіцієнт якості. Оскільки K – безрозмірний коефіцієнт, то еквівалентна доза випромінювання має ту ж розмірність, що й поглинута доза, але називається зівертом (Зв), на честь відомого шведського радіолога Рольфа Зіверта. Позасистемною одиницею вимірювання $D_{екв}$ є біологічний еквівалент рентгена – бер; 1 бер $= 10^{-2}$ Зв. Еквівалентна доза в берах рівна поглинутій дозі в радах, помноженій на коефіцієнт якості: 1бер=1/годК.

У випадку сумарної дії α - і β -випромінювання, що характерно для забрудненої місцевості після аварії ядерного реактора, можна користуватись вимірюванням поглинутої дози і потім переводити її в еквівалентну дозу $D_{екв}$. Практично в таких випадках завжди вимірюють потужність експозиційної дози $D_{екс}$ в мР/год або мкР/с.

Радіаційну загрозу радіоактивної речовини оцінюють за активністю, яка вимірюється в Кюрі (Ки) або бекерелях (Бк).

Знаючи активність джерела можна розраховувати потужність експозиційної дози на різних відстанях від нього і таким чином визначити допустимий час перебування в цьому полі.

Ступінь радіаційного впливу на людину іонізуючого випромінювання і радіонуклідів, які накопичуються в окремих органах і тканинах, визначається дозами зовнішнього і внутрішнього опромінення. Характер накопичення радіонуклідів в організмі і його окремих органах і тканинах залежить від швидкості їх поступлення з харчовими продуктами, водою і повітрям в шлунково-кишковий тракт або легені, засвоєння і розподілу їх в органах або тканинах, часу їх утримання у них тощо.

Для розрахунку дози опромінення необхідно знати деякі фізіологічні параметри, які характеризують обмінні процеси в організмі. Міжнародна комісія із радіаційного захисту рекомендує використовувати при таких розрахунках наступні величини: хвилинний об'єм дихання; кількість повітря, яку вдихає людина; споживання води; водний баланс. Кількісна інформація про радіобіологічні ефекти для людини наведена в таблиці 7.2.

Наведемо деякі додаткові відомості:

- 0,011 мбер/год потужність дози обумовлена природною радіоактивністю Землі і космічним випромінюванням, тобто природний фон Землі;
- 100 мбер – фонове опромінення за рік;
- 500 мбер – допустиме опромінення населення в нормальних умовах за рік.

Доза в 600 рад (6 Зв або 6 Гр) для γ -або рентгенівського випромінювання (одноразове опромінення) є смертельною для людини, проте відносна кількість іонів, які утворюються при такій дозі, невелика. Цій дозі відповідає близько 1000 іонів/см³ тканини, що в перерахунку на іонізацію молекул води складає лише одну іонізовану молекулу води на 10 мільйонів молекул. Таким чином, прямою іонізацією (без врахування вторинних ефектів) не можна пояснити шкідливої дії випромінювання.

Таблиця 7.3.

Клінічні наслідки опромінення людини

Доза опромінення, бер	Тип опромінення	Наслідок опромінення
25	все тіло	Клінічні симптоми не проявляються
50	все тіло	Тимчасове зменшення кількості лімфоцитів
100	все тіло	В'ялість у всьому тілі, значне зменшення лімфоцитів
150	все тіло	Смертність - 5%; "похмілля" від опромінення – 50%
200	все тіло	Значне зменшення лейкоцитів
400	все тіло	Смертність 50% за 10 діб
600	все тіло	Смертність 90% за 14 діб
800	все тіло	Смертність 100%

7.2.3. Механізм взаємодії іонізуючого випромінювання з речовиною

Дія іонізуючого випромінювання на речовину приводить до:

- збудження атомів і молекул;
- іонізації або рекомбінації атомів і молекул;
- появи нового випромінювання;
- виникнення нових радіонуклідів.

Основний процес, який спричиняє біологічну дію випромінювання, обумовлений розривом хімічних зв'язків з утворенням високоактивних у хімічному відношенні збуджених молекул, іонів радикалів. Розглядаючи первинні фізико-хімічні процеси в організмі при дії іонізуючих випромінювань, слід врахувати дві принципово різні можливості взаємодії з молекулами води (радіоліз води) і з молекулами органічних сполук. Сполуки, які отримуються в результаті опромінення, взаємодіють з іншими молекулами біологічної системи, що приводить до порушення мембран, клітин і функцій всього організму, тобто буде генеруватися ряд процесів, які в своїй сукупності складають радіаційний синдром. При опроміненні нитки молекул ДНК скручуються, що приводить до руйнування спіральної будови молекул. Молекулярна вага і радіус спіралей ДНК змінюються залежно від величини дози опромінення.

При дії іонізованої радіації в організмах протікають фізико-хімічні процеси, внаслідок яких утворюються високоактивні у хімічному відношенні сполуки. Враховуючи, що живий організм на 60 - 80 відсотків складається з води, то очевидно, що процес радіоліза води має особливе значення у розвитку променевого ураження.

Іонізована молекула води реагує з іншою нейтральною молекулою води, внаслідок чого утворюється високореактивний радикал гідроксилу $\text{OH}\cdot$: $\text{H}_2\text{O}^+ + \text{H}_2\text{O} \Rightarrow \text{H}_3\text{O}^+ + \text{OH}\cdot$. Вирваний електрон також дуже швидко передає енергію оточуючим молекулам води.

Внаслідок чого виникає сильно збуджена молекула води H_2O^* , що дисоціює з утворенням двох радикалів H^* і OH^{\cdot} : $\text{H}_2\text{O}^* + e^- \Rightarrow \text{H}_2\text{O}^+ \Rightarrow \text{H}^* + \text{OH}^{\cdot}$. Оскільки у вільних радикалах є неспарені електрони, то вони відрізняються надзвичайно високою реакційною здатністю.

Таким чином, у процесі розвитку променевого ураження у біологічних об'єктів утворюються збуджені молекули, іони, радикали, які вступають у реакції із складними біохімічними системами живого організму, які видозмінюють його функціональний стан.

Відзначимо, що сприйнятливість до дії іонізуючих випромінювань різна у різних тканин і органів людини. Неоднакова радіостійкість різних тканин організму пояснюється особливостями тканинних клітин.

При опроміненні організму його витривалість і ступінь прояву синдрому визначається виходом за межі норми функціонування найбільш пошкоджених тканин і органів, які відіграють визначальну роль в життєдіяльності організму. Такі тканини і органи відносять до критичних, серед них виділяють наступні три групи:

1 група – червоний кістковий мозок, гонади;

2 група – щитоподібна залоза, печінка, легені, нирки, селезінка, шлунково-кишковий тракт, м'язи, кришталік очей;

3 група – кісткова тканина, шкіра, передпліччя, стопи.

Гранично допустимі дози опромінення при профілактичних дослідженнях для першої, другої і третьої груп становлять відповідно 5.0; 15; 30 мЗв/год. Для онкохворих даних груп потужність опромінення зростає у 50 разів.

У людини радіаційне пошкодження має системний характер і проявляється по різному, залежності від рівня дози опромінення. За клінічною картиною при гострій променевої хворобі виділяють три патогенетичних механізми променевого пошкодження:

- при малих дозах критичною тканиною є кістковий мозок, пошкодження якого впливає на процес кровотворення;
- при більш високих дозах відбувається радіаційне пошкодження тканин шлунково-кишкового тракту;
- при високих дозах настають загальні церебральні порушення.

Розглянемо вплив внутрішнього опромінення – процесу, при якому джерело опромінювання знаходиться всередині людського організму, попадаючи туди при диханні, з їжею, а також через пошкоджену шкіру. Внутрішнє опромінення має ряд особливостей, внаслідок яких воно в багато разів шкідливіше за зовнішнє при одних і тих же кількостях радіонуклідів.

Різка збільшення часу опромінення тканин організму, оскільки на відміну від зовнішнього опромінення, при якому доза визначається часом перебування в зоні дії радіоактивного випромінювання, при внутрішньому опроміненні цей час збігається з часом перебування радіоактивної речовини в організмі. Деякі речовини, такі як радій-226 (Ra^{226}) або плутоній-239 (Pu^{239}) з організму практично не виводяться і опромінення здійснюється протягом всього життя.

Доза внутрішнього опромінення різко зростає через практично нескінченно малу віддаль до тканини, яка опромінюється, із збільшенням тілесного кута до 4π .

Введення радіоактивних речовин в організм означає виключення поглинання α -частинок роговим шаром шкіри і переводить α -активні речовини із розряду повністю безпечних при зовнішньому опроміненні в розряд найбільш шкідливих.

Радіоактивні речовини розподіляються по тканинах організму не рівномірно, а селективно, концентруючись в окремих тканинах, підсилюючи їх локальне опромінення.

У випадку внутрішнього опромінення немає можливості застосувати методи захисту, які розроблені для зовнішнього опромінення.

Кількісні значення гранично допустимих доз при внутрішньому опроміненні були встановлені на основі аналізу радіаційних пошкоджень. При розрахунках гранично допустимих концентрацій всіх інших радіонуклідів, які вводяться в організм при диханні, споживанні води, харчових продуктів, використовується ця величина.

За характером розподілу в організмі людини радіонукліди поділяються на три групи:

- а) переважно накопичуються в скелеті – Sr^{90} , Y^{90} , Ra^{226} , U^{239} , P^{239} ;
- б) переважно накопичуються в кровотворних органах і лімфатичній системі – Au^{198} , P^{239} ;
- в) рівномірно розподіляються по всіх органах і тканинах – H^3 , C^{14} , C_3^{137} , Ru^{103} .

Слід окремо виділити йод як речовину, яка надзвичайно селективно відкладається в щитоподібній залозі. При розрахунках допустимих величин внутрішнього опромінення використовують ефективну сталу розпаду або ефективний період, які враховують виведення радіоактивної речовини з організму двома шляхами: за рахунок розпаду і в результаті звичайних процесів виділення.

При внутрішньому опроміненні слід враховувати межу річного поступлення радіонуклідів в організм людини. Крім цього критерію існує ще гранично допустимий вміст радіонуклідів в так званих критичних органах, опромінення яких несе максимальну шкоду здоров'ю людини. Виходячи з цього, встановлені граничні концентрації радіонуклідів в повітрі, воді і харчових продуктах. Причому ці величини малі для повітря, значно менші, ніж для води і продуктів. Як приклад, приведемо граничні концентрації (кюрі на літр) деяких радіонуклідів:

Ra^{226} в повітрі - 1×10^{-14} ; у воді - 5×10^{-11} ;
 Sr^{90} в повітрі - 1×10^{-11} ; у воді - 1×10^{-8}

26 квітня 1986 року в Україні сталась екологічно-соціальна катастрофа, спричинена вибухом і подальшим руйнуванням четвертого блоку Чорнобильської атомної електростанції. Відбувся викид радіоактивних речовин, у тому числі ізотопів урану, Плутону, йоду, цезію, стронцію, потужністю в 300 Хіросім.

Сумарна активність речовин склала за різними оцінками до $14 \cdot 10^{18}$ Бк (14 ЕБк), у тому числі:

1,8 ЕБк йоду-131,
 0,01 ЕБк стронцію,
 0,088 ЕБк цезію 137,
 0,003 Бк ізотопів плутонію.

Зупинити активнее виверження радіоактивних речовин із зруйнованого реактора вдалося лише до кінця травня 1986 року мобілізацією ресурсів усього СРСР і ціною масового опромінення тисяч ліквідаторів, багато із них отримали дозу, яка перевищує допустимий рівень опромінення (10 мЗв) у десятки разів.

Із 81 населених пунктів України було евакуйовано 90784 чол. і ще близько 25000 із 107 населених пунктів Білорусії. Забрудненню піддалось понад 200000 км² території Україна та Білорусії. Чорнобильська катастрофа призвела до опромінення більш 3,3 млн. осіб, на забруднених територіях проживає близько 2 млн. людей.

Останнім часом апробовані тисячі препаратів у пошуках ефективних радіопротекторів – речовин, введення яких в організм підвищують його стійкість до дії йонізуючих випромінювань. Було досліджено, що полісахариди (пектин, декстрин, ліпополісахариди, які містяться в листках винограду і чаю), флаваноїди, які присутні у мандаринах, чорноплідній горобині, обліпісі, бояришнику, пустиннику, а також етиловий спирт, здатні зв'язувати і виводити із організму радіонукліди.

Тестові завдання

Комп'ютерна томографія (КТ). радіоактивність, радіологічні системи

1. Що являє собою період напіврозпаду радіоактивного препарату?
 - A. час, протягом якого розпадається десята частина вихідного числа радіоактивних ядер
 - B. час, протягом якого розпадається четверта частина вихідного числа радіоактивних ядер
 - C. час, протягом якого розпадається половина початкового кількості радіоактивних ядер
 - D. час, за який інтенсивність радіоактивного випромінювання ослабляється в e раз
2. За яким законом змінюється кількість радіоактивних ядер з часом?
 - A. зменшується за експоненціальним законом
 - B. збільшується за експоненціальним законом
 - C. зменшується за лінійним законом
 - D. зменшується по квадратичному закону
3. Що називається активністю радіоактивного препарату?
 - A. енергія випромінювання, поглинена одиницею маси речовини за час опромінення
 - B. число ядер радіоактивного препарату, що розпадаються в 1с
 - C. величина, пропорційна ймовірності розпаду одного радіоактивного ядра в одиницю часу
 - D. час, протягом якого розпадається половина початкового кількості радіоактивних ядер
4. Що являє собою Беккерель (Бк), як одиниця вимірювання активності радіоактивного препарату? Це така одиниця виміру, коли за 1 с відбувається
 - A. 1 акт розпаду
 - B. $3,7 \cdot 10^{10}$ актів розпаду
 - C. 10^6 актів розпаду
 - D. 10^9 актів розпаду
5. Що називається Кюрі (Ки), як одиниця вимірювання активності радіоактивного препарату? Це така одиниця виміру, коли за 1 с відбувається
 - A. 1 акт розпаду
 - B. $3,7 \cdot 10^{10}$ актів розпаду
 - C. 10^6 актів розпаду
 - D. 10^9 актів розпаду
6. Чому рівний 1 Кюрі (Ки), як одиниця вимірювання активності радіоактивного препарату, якщо його виразити через Бк (Беккерель)?
 - A. 10^6 Бк

В. $3,7 \cdot 10^{10}$ Бк

С. 1 Бк

Д. 10^8 Бк

7. Найглибше в організм проникає:

А. альфа-частинки

В. гамма-промені

С. бета-частинки

Д. нейтрони

8. На яку глибину в тканини організму проникають альфа-частинки?

А. проходять наскрізь через тіло людини

В. до декількох см

С. до 0,1 мм

Д. до 10 см

9. На яку глибину тканини організму проникають бета-частинки?

А. проходять наскрізь через тіло людини;

В. до декількох см

С. до 0,1 мм

Д. до кількох метрів

Е.

10. На яку глибину тканини організму проникають гамма-частинки?

А. проходять наскрізь через тіло людини

В. до декількох см

С. до 0,1 мм

Д. відбивається і глибина проникнення дорівнює нулю

11. Який матеріал може бути достатнім для захисту організму від дії альфа-випромінювання?

А. шар дерева, плексіглаза, скла, легкого металу товщиною 1-2 см

В. тонкий шар будь-якої речовини (одяг, папір, целофан і т.д.)

С. товстий шар води, землі, бетону

Д. товстий шар важких металів, свинцю товщиною в кілька см

12. Що собою являє альфа-випромінювання?

А. випромінювання електронів

В. потік ядер гелію

С. потік протонів

Д. випромінювання ядер атомів водню

13. Радонова терапія:

А. лікування організму за допомогою таблеток, до складу яких входять радіоактивні елементи

В. дихальні вправи в атмосфері, в яку входить ізотоп радону і його дочірні продукти

С. терапія, заснована на введенні в організм препаратів, багатих радоном і його дочірніми продуктами

Д. використання мінеральних вод, що містять радон і його дочірніх продуктів для впливу на шкіру, органи травлення, дихання

14. Дозиметрія, розділ ядерної фізики та вимірювальної техніки, який

А. вивчає величини, що характеризують дію іонізуючого випромінювання на організм, а також методи і прилади для їх вимірювання

В. вивчає величини, що характеризують процес розпаду радіоактивних елементів, а також методи і прилади вимірювання цього процесу

С. вивчає активність радіоактивних елементів

Д. розробляє методи визначення характеристик радіоактивних елементів

15. Радіоактивність

А. мимовільний розпад нестійких ядер

В. електрична активність іонів і вільних радикалів

С. мимовільний синтез нестійких ядер

Д. кількість частинок, що утворюються за одиницю часу при розпаді радіоактивних ядер

16. За яким законом змінюється кількість радіоактивних ядер з часом?

А зменшується за експоненціальним законом

В. збільшується за експоненціальним законом

С. зменшується за лінійним законом

Д. зменшується по квадратичному закону

17. Який із зазначених нижче радіоізоотопів використовується в методі мічених атомів для діагностики стану щитовидної залози?

А. ^{60}Co ;

В. ^{131}I ;

С. ^{222}Rn ;

Д. ^{218}Ra ;

18. Який радіоізоотоп знаходиться в мінеральних водах, використовуваних для радонової терапії?

А. ^{60}Co ;

В. ^{131}I ;

С. ^{222}Rn ;

Д. ^{218}Ra ;

19. Який радіоізоотоп зазвичай використовується в якості джерела гамма-випромінювання в гамма-терапії?

А. ^{60}Co ;

В. ^{131}I ;

С. ^{222}Rn ;

Д. ^{218}Ra ;

20. Про рак того чи іншого органу (наприклад, щитовидної залози), який дає метастази в різні органи, судять:

А. за величиною енергії частинок, що випромінюються радіоактивним препаратом в органі;

В. за природою частинок, які викидаються їх радіоактивного препарату в органі;

С. по числу частинок, які викидаються з радіоактивного препарату в органі за 1 с;

Д. по накопиченню радіоактивного препарату в органах, на яких відбилися метастазне ефекти;

Відповіді на тестові завдання

Завдання	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Відповіді	С	А	В	А	В	В	В	С	В	А
Завдання	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Відповіді	В	В	Д	А	А	А	В	С	А	Д

РОЗДІЛ 8. ФІЗИЧНІ МЕТОДИ АНАЛІЗУ

Фізичні методи дослідження речовин - це сукупність методів дослідження структури, складу і властивостей речовин, а також фізико-хімічних процесів, що в них відбуваються з метою ідентифікації та створення речовин із заданими властивостями. Усі фізичні і фізико-хімічні методи аналізу поділяють на : електрохімічні, спектральні(оптичні), хроматографічні, радіометричні, мас-спектроскопічні, ядерно-фізичні. Фізичні методи аналізу дозволяють визначити структуру речовин, геометричну будову молекули, обертальні і коливальні спектри.

ГЛАВА 8.1. СПЕКТРАЛЬНИЙ АНАЛІЗ

Спектральний аналіз - це фізичний метод кількісного і якісного складу речовини, оснований на отриманні і дослідженні його спектрів електромагнітного спектру випромінювання. Спектром речовини називають упорядковане по довжинах хвиль електромагнітне випромінювання, що випускається, поглинається, розсіюється або переломлюється речовиною. Спектр речовини отримують, впливаючи на нього температурою, потоком електронів, світловим потоком (електромагнітною енергією) з певною довжиною хвилі (частоти випромінювання) та іншими способами. При певній величині енергії впливу речовина здатна перейти в збуджений стан. При цьому відбуваються процеси, що призводять до появи в спектрі випромінювання з певною довжиною хвилі. Дослідження лінійчатих спектрів речовини дозволяють визначити, з яких хімічних елементів вона складається, і в якій кількості міститься кожного елементу у даній речовині. Для кожного хімічного елемента притаманний характеристичний лінійчатий спектр, який не співпадає зі спектром іншого елемента, тому що кожний атом має свій набір енергетичних рівнів. Це дає можливість визначення хімічного складу речовини. При якісному спектральному аналізі порівнюють спектри досліджуваного зразка зі спектрами індивідуальних сполук; при кількісному аналізі – інтенсивність спектральних ліній визначеного компоненту в досліджуваному і стандартному зразку.

Спектроскопія ЯМР. Метод ядерного магнітного резонансу (ЯМР) заснований на взаємодії зовнішнього магнітного поля з ядрами для яких спінове квантове число дорівнює $\frac{1}{2}$, а також для ряду ядер зі спіновим квантовим числом, більшим $\frac{1}{2}$. Одні й ті ж ядра атомів у різних середовищах в молекулі показують різні сигнали ЯМР. Відмінність такого сигналу ЯМР від сигналу стандартногоречовини, дозволяє визначити так званий хімічний зсув, який обумовлений хімічною будовою досліджуваної речовини. У методах ЯМР є багато можливостей визначати хімічну будову речовин, конформації молекул, ефекти взаємного впливу, внутрішньомолекулярні перетворення.

ІЧ-спектроскопія (infra-red spectroscopy) - різновид молекулярної оптичної спектроскопії, заснований на взаємодії речовини з електромагнітним випромінюванням в ІЧ діапазоні: між червоним краєм видимого спектр (хвильове число 14000 см^{-1}) початком короткохвильового радіодіапазону (20 см^{-1}). ІЧспектри виникають при поглинанні ІЧ-випромінення на частотах, що співпадають з деякими власними коливальними і обертальними частотами молекул або з частотами коливань кристалічної ґратки.

УФ-спектроскопія — розділ спектроскопії, що займається отриманням, дослідженням і застосуванням спектрів випромінювання, поглинання і віддзеркалення в УФ-області спектру від 400 нм до 10 нм. При вимірюванні інтенсивності УФ-випромінювання: як еталон застосовують джерела, що мають в УФ-області спектру відомий розподіл спектральної яскравості (стрічкова вольфрамова лампа, вугільна дуга, а також синхротронне випромінювання); стандартними приймачами в цій області спектру є термопара і градуйовані фотоелементи.

ГЛАВА 8.2. ХРОМАТОГРАФІЯ

Хроматологія – сукупність методів, призначених для розділення сполук речовин на компоненти. У газорідному методі рухомою фазою є газ, а нерухомою — тверда речовина або рідина, яка нанесена на твердий інертний носій чи рівномірно покриває внутрішні стінки колонки (нерухома фаза поміщена у колонку).

Хроматографічні методи ґрунтуються на сорбційних процесах. Сорбція – це поглинання речовини (сорбата) твердим або рідинним поглиначем (сорбентом). Розрізняють поглинання поверхневим шаром твердого тіла або рідини (адсорбцію) і поглинання всім об'ємом сорбента (абсорбцію). Різна здатність до поглинання певним сорбентом різних компонентів сорбата спричинює різну швидкість розповсюдження компонентів у поглинальній речовині і, як наслідок, розділення суміші. Конструкційно, розділення здійснюється в обмеженому об'ємі (дуже часто це циліндр або так звана колонка), заповненому пористою гранульованою твердою речовиною (нерухома фаза), через яку рухається (рухома фаза) носій (рідина або газ) з досліджуваною сумішшю. Нерухомою фазою може бути також плівка рідини на твердому тілі. На вхід (згори) вертикально розташованої колонки подається рухома фаза з сумішшю, а на виході (внизу) спостерігаємо послідовну появу різних компонентів суміші. Оскільки процес переміщення рухомої фази під дією сил тяжіння повільний, то для його прискорення створюють додаткові тиски (іноді до сотень атмосфер). На виході хроматографічної колонки компоненти детектують (визначають за допомогою детекторів різної природи, наприклад, спектральних приладів).

Хроматографію використовують: для аналізу ароматичних вуглеводнів, пестицидів, хлорорганічних сполук), для аналізу проб води (визначення Na, K, Mg, Ca, Ni, Co, Cu, Cd, Hg, F –, Br –, Cl – йонів, органічних кислот, альдегідів, кетонів, спиртів, фенолів, амінів, ароматичних вуглеводнів, нафтопродуктів, хлорорганічних сполук, СПАР, пестицидів); для аналізу проб повітря (визначення CO, CO₂, SO₂, Cl₂, CCl₄, альдегідів, кетонів, спиртів, ефірів, галогеноорганічних сполук, карбонових кислот, ароматичних сполук, аміно- та нітросполук, сірковмісних органічних сполук, пестицидів, Be, Al, Cr, Cu, Co, Ni).

8.2.1. Газорідні хроматографи

У фармацевтичних дослідженнях газова хроматографія використовуються для контролю залишкових кількостей органічних розчинників у субстанціях, ідентифікації й кількісного визначення розчинників та інших сполук.

На рис. 8.1 представлений принцип роботи газорідного хроматографа.

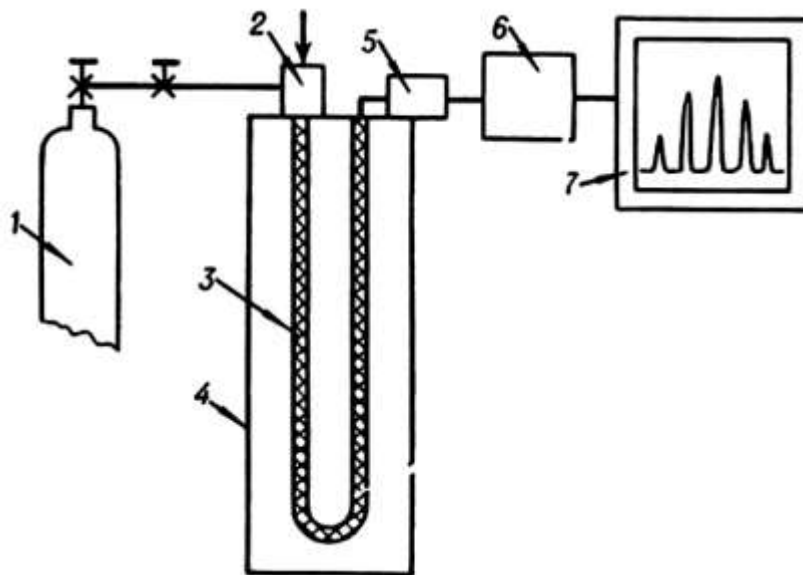


Рис. 8.1. Принципова схема газорідинного хроматографа:
 1 - балон з інертним газом; 2 - пристрій для введення проби в хроматографічну колонку (дозатор); 3 - хроматографічна колонка, 4 - термостат; 5 - детектор; 6 - перетворювач сигналів; 7 - реєстратор.

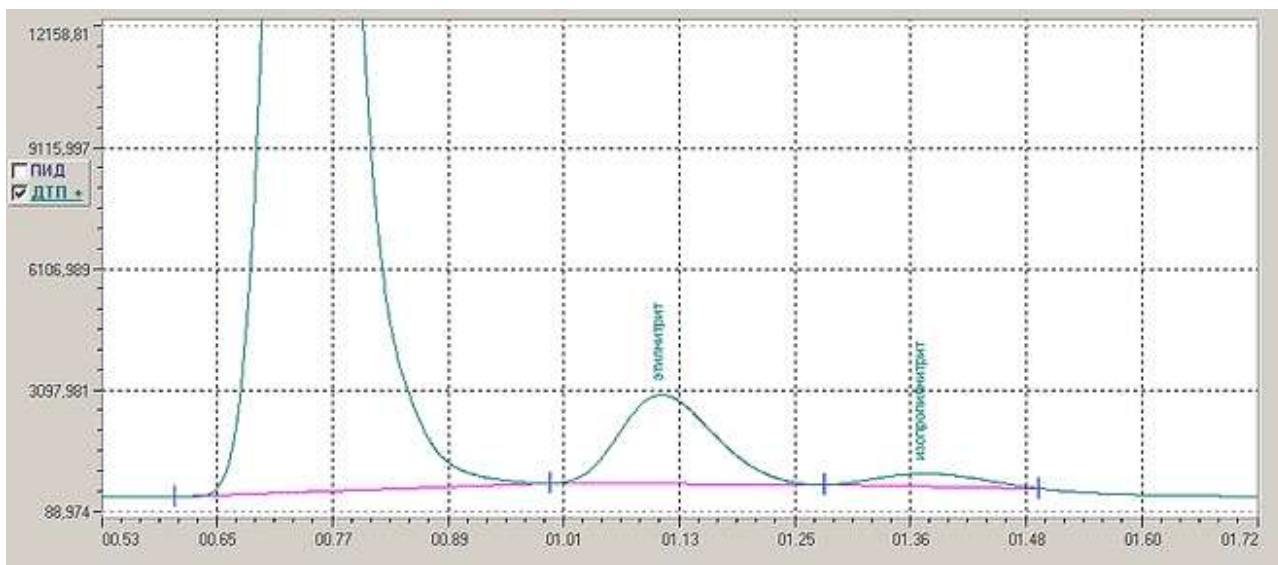


Рис. 8.2. Приклад хроматограми аналізу алкоголю, що знаходиться в крові:
 вісь X – час затримки (хв.), Y – сигнал детектора (мв.)

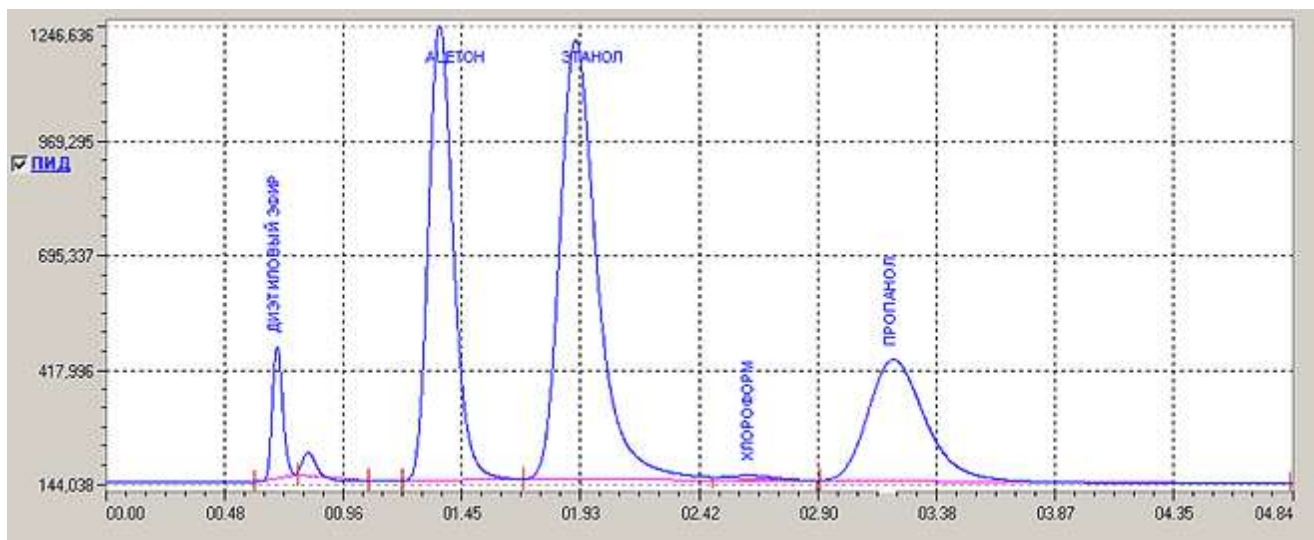


Рис. 8.3. Приклад хроматограми аналізу рідини, що знаходиться в шлунковому соці

Сучасні газорідинні хроматографи

Газовий хроматограф «Кристаллюкс 4000М» (рис. 8.4) повністю автоматизований, починаючи від введення проби і закінчуючи обробкою хроматографічної інформації.



Рис. 8.4. Газовий хроматограф



а) Газовий хроматограф
«Кристаллюкс 4000М»



б) Газовий хроматограф 430-GC
та його цифровий екран

Рис. 8.5.

Газові хроматографи проводять аналіз речовин впродовж 15-60 хв.

8.2.2. Автоматичний хімічний аналізатор

Автоматичні хімічні аналізатори значно підвищують ефективність клінічних лабораторій.

Автоматичний хімічний аналізатор Синхрон СХ4 (виробник Beckman), що представлений на рис. 8.6.



Рис. 8.6. Синхрон CX4

Система Синхрон CX4 ідеальний біохімічний аналізатор для малих і середніх лабораторій, що виконує весь спектр тестів, включаючи лікарський моніторинг та визначення наркотичних засобів. Максимальна продуктивність 225 тестів на годину. Можливість визначення в одному зразку 24 різних параметрів.

Призначення елементів хімічного аналізатора, зображеного на рис.8.7:

1. Мультифункціональний пробовідбірник для реагентів.
2. Мультифункціональний пробовідбірник для зразків.
3. Міксер.
4. Блок завантаження кювет.
5. Блок для реагентів.
6. Блок для зразків.
7. Реакційний блок.

Результати тестів роздруковуються в формі звіту, який можна вкласти у медичну картку пацієнта і передати її лікуючому лікарю.



Рис. 8.7. Будова автоматичного хімічного аналізатора

8.2.3. Автоматичний клінічний аналізатор

Автоматичний клінічний аналізатор (АКА) виробництва фірми DuPont автоматично здійснити будь-який набір з 40 тестів.



Рис. 8.8. Клінічні аналізатори АКА

Принцип дії АКА заснований на концепції автоматичних маніпуляцій з касетами біологічних зразків (КБЗ) і з касетами хімічних реактивів (КХР).

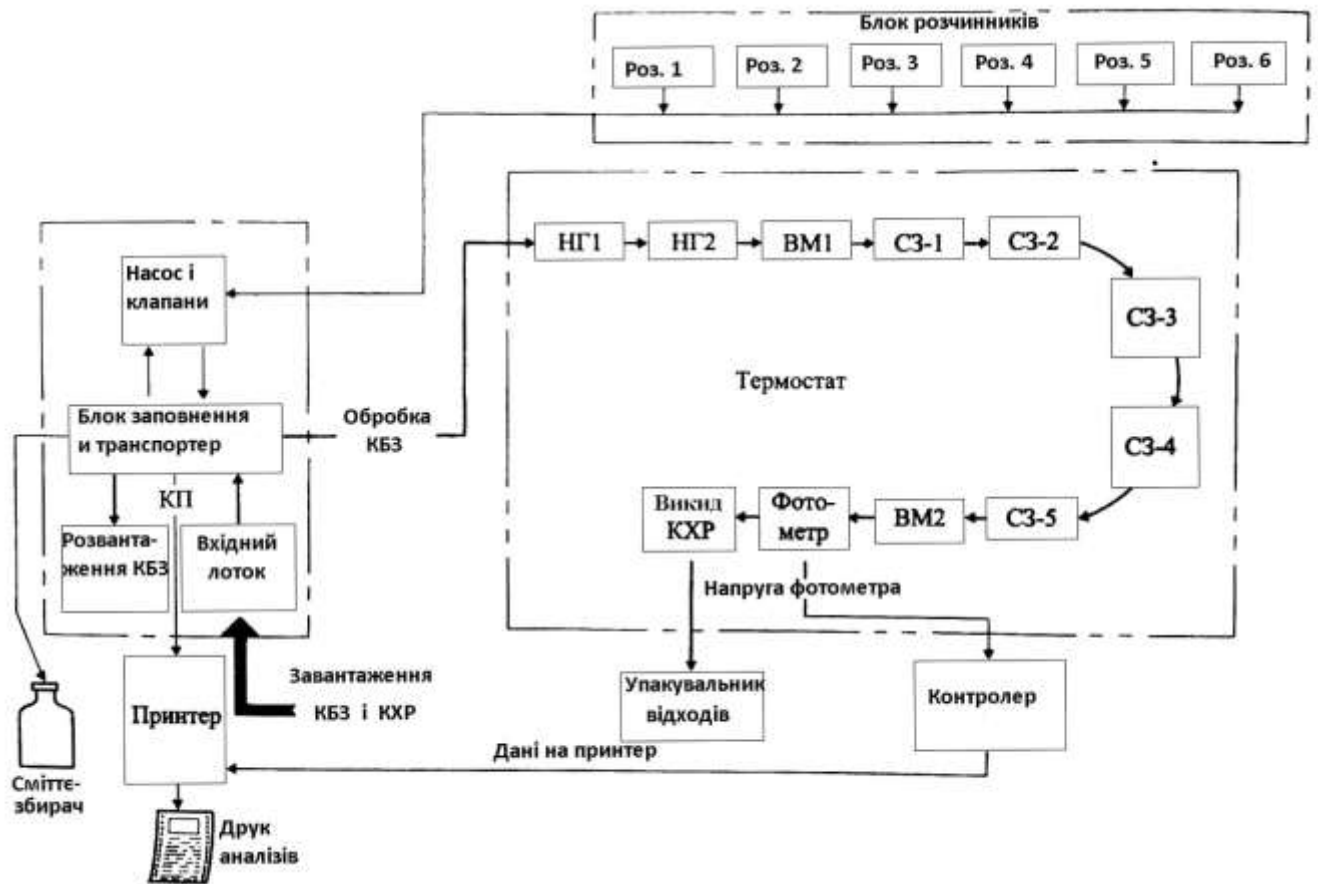


Рис. 8.9. Блок-схема автоматичного клінічного аналізатора (АКА). КБЗ - касета біологічних зразків. КХР - касета хімічних реактивів

АКА використовує один з трьох методів вимірювання: кінетичний, двофільтровий і двокасетний (із двома КХР). Коефіцієнт поглинання світла в кюветі вимірюється двічі, якщо концентрації досліджуваної речовини визначається по кінетичному методу. Двофільтровий метод вимірювання коефіцієнта поглинання здійснюється із двома різними світлофільтрами. Концентрація досліджуваної речовини пропорціональна різниці між отриманими значеннями коефіцієнтів поглинання світла. При роботі по двохкасетному методу, на одній і тій же довжині хвилі визначається різниця коефіцієнтів поглинання світла сумішшю досліджуваної речовини і реагентів двох різних КХР. Вихідний сигнал фотометра перетворюється у цифрову форму, що задається контролером фотометра, і пересилається на принтер.

Принтер відруковує звіт, який містить ідентифікаційні дані пацієнта, зчитані блоком заповнення і результати фотометричного виміру для кожного пакета КХР, заповненого відповідним зразком.

Приклади розв'язку задач

8.1. Електрична ємність конденсатора, підключеного до джерела постійної напруги $U = 1000 \text{ В}$, дорівнює $C_1 = 5 \text{ пФ}$. Відстань між його обкладинками

зменшили в $n = 3$ рази. Визначте зміна заряду на обкладинках конденсатора і енергії електричного поля.

Дано:
 $U = 1000 \text{ В}$
 $C_1 = 5 \text{ пФ}$
 $n = 3$

$\Delta q - ? \Delta W_n - ?$

Розв'язок:

1. Заряд конденсатора $q = CU$.

2. Зміна заряду

$$\Delta q - (C_2 - C_1)U = (nC_1 - C_1)U = (n-1)C_1U = 10^{-8} \text{ Кл}$$

3. Зміна енергії електричного поля

$$\Delta W_n = W_{n2} - W_{n1} = \frac{q_2 U}{2} - \frac{q_1 U}{2} = \frac{(q_2 - q_1)U}{2} = \frac{(n-1)C_1 U^2}{2} = 5 \cdot 10^{-6} \text{ Дж}$$

Відповідь: Зміна заряду рівна 10^{-8} Кл , а зміна енергії електричного поля $5 \cdot 10^{-6} \text{ Дж}$.

8.2. Обчислити середній об'єм клітини (СОК), середню кількість гемоглобіну в еритроциті (СКГ), середню концентрацію гемоглобіну в еритроцитах (СКГЕ), якщо кількість еритроцитів (ЕРЦ) = 5 мільйонів / мкл, гемоглобіну (Нб) = 15 г / дл, гематокриту (ГМК) = 45%.

Дано:
 $\text{Нб} = 15 \text{ г / дл}$
 $\text{ГМК} = 45\%$
 $\text{ЕРЦ} = 5 \text{ млн / мкл}$

$\text{СОК} - ? \text{СКГ} - ? \text{СКГЕ} - ?$

Розв'язок:

1. Середній об'єм клітини

$$\text{СОК} = \frac{10 \text{ ГМК}}{\text{ЕРЦ}}, \text{ тому } \text{СОК} = \frac{450}{5} = 90 \text{ мкм}^3.$$

2. Середня кількість гемоглобіну в еритроциті

$$\text{СКГ} = \frac{10 \text{ Нб}}{\text{ЕРЦ}}, \text{ тому } \text{СКГ} = \frac{150}{5} = 30 \text{ нг}.$$

3. Середня концентрація гемоглобіну в еритроцитах

$$\text{СКГЕ} = \frac{100 \text{ Нб}}{\text{ГМК}}, \text{ тому } \text{СКГЕ} = \frac{1500}{45} = 33,3\%.$$

Відповідь: Середній об'єм клітини рівний 90 мкм^3 , середня кількість гемоглобіну в еритроциті - 30 нг , а середня концентрація гемоглобіну в еритроцитах - $33,3\%$.

Тестові завдання

1. Яка основна залежність вивчається в спектрофотометрії?

- А. залежність енергії світла, що поглинається від часу випромінювання
- В. залежність інтенсивності поглинання падаючого світла від довжини хвилі
- С. поглинання світла приладом більше від випромінювання
- Д. залежність вторинного випромінювання при термічній дисоціації
- Е. спектр світла залежить від його поглинання

2. Вкажіть одиниці вимірювання рухливості іонів при зональному електрофорезі?

- А. м/сек

- В. кл/в²
- С. Ф/(В*сек)
- Д. гн/(В*сек)
- Е. см²/(В*сек)

3. Пристрій для кількісного відбору і введення в хротатографічну колонку газорідного хроматографа?

- А. детектор
- В. хроматограф
- С. флуориметр
- Д. колонка
- Е. дозатор

4. Що є джерелом світла у флуорометра?

- А. коліimator
- В. збираюча лінза
- С. дугова лампа
- Д. кювета
- Е. селективне дзеркало

5. Що описує закон Бугера-Ламберта-Бера?

- А. швидкість проходження електричного струму в речовині
- В. концентрацію чистих металів в речовині
- С. відношення формених елементів в крові
- Д. інтенсивність поглинання світла речовиною
- Е. властивість до розкладання речовини при проходженні через неї газу

6. В яких одиницях вимірювання подається сигнал з детектора газорідного хроматографа?

- А. рад
- В. грей
- С. кг
- Д. нм
- Е. мв

7. Метод заснований на вимірюванні інтенсивності світла, випромінюваного збудженими частками (атомами або молекулами) при введенні речовини в полум'я пальника.

- А. іонізація
- В. електрофорез
- С. хроматографія
- Д. полум'яна фотометрія
- Е. флуориметрія

8. Яке явище відбувається з молекулами рідини у полум'ї (полуменева фотомерія)?

- А. іонізації

- В. дифракції
- С. термічна дисоціація
- Д. флуоресценсія
- Е. ефект Комптона

9. Що показує калібрувальна крива спектрофотометра?

- А. залежність між оптичною щільністю та концентрацією розчину
- В. залежність між електричним опором та концентрацією розчину
- С. залежність між флуорисценсією та концентрацією розчину
- Д. залежність між механічним рухом та концентрацією розчину
- Е. залежність між термодинамікою та концентрацією розчину

10. В яких одиницях вимірюється коефіцієнт пропускання розчину (T) у спектрофотометрі?

- А. джоулях
- В. грамах
- С. нанометрах
- Д. кулонах
- Е. відсотках

11. Нормальними показниками сатурації (SpO_2) є:

- А. 90-99%
- В. 35-44%
- С. 42-67%
- Д. 25-40%
- Е. 95-98%

12. Яка напруга розряду у дефібриляторі?

- А. 700 В
- В. 10000 В
- С. 5000 В
- Д. 70 В
- Е. 500 В

13. Напруга зарядженого конденсатора визначається за формулою?

- А. $U=C/Q$
- В. $U=Q/C$
- С. $C=U/Q$
- Д. $Q=U/C$
- Е. $U=Q \cdot C$

14. В пульсоксиметрі встановлено два світло діоди, які випромінюють:

- А. рубінове та гелієве випромінювання
- В. денне та монохроматичне світло
- С. червоне і інфрачервоне світло
- Д. біле та місячне світло
- Е. альфа та бета випромінювання

15. Яка довжина хвилі червоного випромінювання у пульсоксиметрах?

- A. 200 нм
- B. 660 нм
- C. 940 нм
- D. 100 нм
- E. 50 нм

16. Яка довжина хвилі інфрачервоного випромінювання у пульсоксиметрах?

- A. 200 нм
- B. 660 нм
- C. 940 нм
- D. 100 нм
- E. 50 нм

17. Енергію дефібриляції визначають за формулою ?

- A. $E=1/4 * C * U$
- B. $E=1/10 * U * Q$
- C. $E=1/2 * C * U^2$
- D. $E=1/2 * Q * C * U$
- E. $E=1/5 * U * Q$

18. Швидкість дизурії описується...

- A. першим законом Фіка
- B. закон Бугера-Ламберта -Бера
- C. першим законом термодинаміки
- D. другим законом термодинаміки
- E. законом Архімеда

19. В яких одиницях вимірюють коефіцієнт дифузії D?

- A. $m^2/сек$
- B. $сек/m^2$
- C. нм
- D. кл
- E. %

20. Експериментально встановлено, що з підвищенням ____ дифузія відбувається швидше.

- A. вологості
- B. в'язкості
- C. густини
- D. тиску
- E. температури

Відповіді на тестові завдання

Завдання	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Відповіді	B	E	E	C	D	E	D	C	A	E
Завдання	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Відповіді	E	C	B	C	B	C	C	A	A	E

ЛІТЕРАТУРА

1. Авоста В. Основы современной физики / В. Авоста, К. Коган, Б. Брэм // – М.: Просвещение, 1981. – 490 с.
2. Антонов В.Ф. Практикум по биофизике / В.Ф. Антонов, А.М. Черныш, В.И. Пасечник. – М.: ГИЦ ВЛАДОС, 2001. – 352 с.
3. Антонюк В.С, Тимчак Г.С, Бондаренко М.О. та ін. Біофізика в задачах та прикладах. К.: НТУУ „КПІ”, 2015, 208 с.
3. Бегун П.И. Биомеханика: учебник для вузов / П.И. Бегун, Ю.А. Шукейло. – СПб.: Политехника, 2000. – 464 с.
4. В.Д. Дідух, Ю.А. Рудяк, Р.Б. Ладика та ін. Фізичні основи променевих та ядерних методів діагностики та лікування: навч. посіб. /– ТДМУ, 2018. – 104 с.
5. В.Д. Дідух, Ю.А. Рудяк, Р.Б. Ладика, О.А. Багрій-Заяць та ін. Фізичні основи функціонування медичного обладнання. – ТДМУ, 2015. – 284 с.
6. Васькін Р. А., Васькіна І. А. Методичні вказівки до практичних занять з дисципліни «Радіоекологія» / укладачі: Р. А. Васькін, І. В. Васькіна. – Суми: Сумський державний університет, 2010. – с.42.
7. Біофізика: Підруч. для студ. біолог., медичних та фізичних факультетів ВУЗів / Під ред. П.Г. Костюка. - К.: Обереги, 2001. – 544 с.
8. Біофізика і біомеханіка: підруч. для студ. вищ. навч. закл. / В.С. Антонюк, М.О. Бондаренко, В.А. Ващенко [та ін.]. – К.: НТУУ «КПІ», 2012.– 344 с.
9. Г. С. Корнющенко, У. С. Швець, Л. Ф. Суходуб. Медична та біологічна фізика: практикум Навчальний посібник У двох частинах Частина 1. Суми. Сумський державний університет, 2017. – 186 с.
10. Злепко С. М., Коваль Л. Г., Гаврілова Н. М., Ткачик І. С. Медична апаратура спеціального призначення. Навчальний посібник. Вінниця. ВНТУ, 2010, с.17.
11. Кравчук С. Ю. Основы промєнєвої діагностики / С. Ю. Кравчук, А.П. Лазар // - Чернівці, 2005. - 208 с.
12. Марценюк В. П., Дідух В. Д., Ладика Р. Б.,Сверстюк А. С., Андрущак І. Є.Чернецький Д. В. Медична та біологічна фізика.
13. О. П. Овчаренко, А. П. Лазар, Р. П. Матюшко. Основы радіаційної медицини. Одеса. Одеський університет, 2002, с.12-13.
14. Пулюй І. Листи /І. Пулюй; збір, упор. Та «Слово до читача» О. Збожної. – Тернопіль, 2007. – с.337 - 339.
15. Пулюй І. «Україна та її міжнародне значення» / І. Пулюй. – Прага, 1915, с.15–20.
16. Сторчун Є. В., Матвійчук Я. М. Біофізичні та математичні основи інструментальних методів медичної діагностики. Навч. посібник. – Львів: Вид. «Ростр – 7», 2009. –216 с.
17. Федів В, І, Олар О. І, Микитюк О. Ю., Д. І. Остафійчук, Боєчко В. Ф. Медична та біологічна фізика. Навчальний посібник для студентів вищих медичних навчальних закладів. Чернівці. «Буковинський державний медичний університет. 2018. –194 с.
18. Чалий О.В. Медична і біологічна фізика в 2-ох томах. / О.В. Чалий //– К.:ВПОЛ, 2001 – 840 с.
19. Черняев А. П., Волков Д. В., Лыкова Е. Н. Физические методы визуализации в медицинской диагностике. Учеб. Пособ. – М. : ООП физического факультета МГУ, 2019, с.42.
20. Яворський Б.М. Курс фізики ч.ІІ / Б.М. Яворський, А.А. Детлаф, Л.Б. Милковська // - К.: Вища школа, 1972. – 345 с.
21. Ярослав Лопушанський. Медична і біологічна фізика. Збірник задач і запитань. Вінниця.»Нова книга», 2010 – 583 с.
22. Василенко І. А. Збірник задач та вправ для вивчення термодинамічних процесів. Навч. посіб. / І. А. Василенко, С. О. Куманьов, О. А. Півоваров – Д.: Акцент ПП, 2014. – 249 с.

23. Біофізика і фізичні методи аналізу: Навчальний посібник для студентів фармацевтичного факультету/ Е.І. Сливко, О.З. Мельнікова, О.З.Іванченко, Н.С. Біляк, О.Є. Прокопченко. - Запоріжжя, 2018.- 234 с.

24. Біофізика. Практикум/ М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик, І.О. Яковенко - Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, Вид-во «Політехніка», 2019. – 288 с.

25. Москаленко О.В., Циганков С.А., Янченко В.О., Суховсєв О.В. Сучасні методи аналізу сполук і матеріалів (спектральні методи аналізу). – Ніжин: Видавництво НДУ імені Миколи Гоголя, 2017. – 250 с.

26. Назаренко Н.С. Методичні вказівки для самостійної роботи студентів при підготовці до практичного заняття. Вінниця, ВНМУ – 2010, 38 с.

27. Біофізика. Фізичні методи аналізу та метрологія: підручник. /Е. І. Личковський, В. О. Тиманюк, О. В Чалий [та ін.]: за редакцією Е. І. Личковського, В. О. Тиманюка. – Вінниця. Нова книга, 2014. 464 с.

29. Энциклопедия физики и техники femto.com.ua

Додатки

Основні одиниці SI

Величина			Одиниця				
Назва	Символ	Розмірність	Назва	Позначення		Рекомендовані кратні та частинні одиниці	
				укр.	міжн.	укр.	міжн.
Довжина	l, L	L	метр	м	m	км; см; мм; мкм; нм; пм; фм	km; cm; mm; μm; nm; pm; fm
Маса	m	M	кілограм	кг	kg	кг; г; мг; мкг	kg; g; mg; μg
Час	t, T	T	секунда	с	s	кс; мс; мкс; нс	ks; ms; μs; ns
Сила електричного струму	I	I	ампер	A	A	кА; мА; мкА; нА	kA; mA; μA; nA
Термодинамічна температура	T, Θ	Θ	кельвін	K	K	МК; кК; мК; мкК	MK; kK; mK; μK
Сила світла	I_v	J	кандела	кд	cd		
Кількість речовини	N	N	моль	моль	mol	кмоль; ммоль; мкмоль	mol; mmol; μmol

Примітка 1. Одиницю кельвін та її позначення K можна використовувати для вираження інтервалу чи різниці температури.

Примітка 2. Додатково до термодинамічної температури (символ T), поданої у кельвінах, використовують температуру за Цельсієм (символ t), яка визначається співвідношенням $t = T - T_0$, де за визначенням $T_0 = 273,15$ К. Дозволено використовувати вираз “температура за Цельсієм” та одиницю “градус Цельсія”. за розміром градус Цельсія дорівнює кельвіну. Інтервал чи різницю температур за Цельсієм можна виражати у кельвінах так само, як у градусах Цельсія.

Розмірність деяких фізичних величин, які найчастіше застосовують у медико-біологічних дослідженнях

Фізична величина	Позначення	Визначальне рівняння	Розмірність	Позначення одиниці в SI	
				укр.	міжн.
Площа	S, A	$S = a^2$	L^2	m^2	m^2
Частота	ν	$\nu = 1/T$	T^{-1}	Гц	Hz
Об'єм	V	$V = a^3$	L^3	m^3	m^3
Сила	F	$F = m \cdot a$	$LM T^{-2}$	Н	N
Тиск	P	$P = F / S$	$L^{-1} M T^{-2}$	Па	Pa
Осмотичний тиск	Π	$\Pi = C_B R T$	$L^{-1} M T^{-2}$	Па	Pa
Енергія, робота	E, A	$A = F d$	$L^2 M T^{-2}$	Дж	J
Гرادієнт температури	$grad T$	$grad T = dT / dl$	$L^{-1} \theta$	К/м	K/m
Теплоємність	C	$C = \Delta Q / \Delta T$	$L^2 M T^{-2} \theta^{-1}$	Дж/К	J/K
Ентропія	ΔS	$\Delta S = \int \delta Q / T$	$L^2 M T^{-2} \theta^{-1}$	Дж/К	J/K
Молярна концентрація речовини	C	$C = n / V_p$	$L^{-3} N$	моль/м ³	mol/m ³
Масова концентрація речовини	ρ	$\rho = m / V$	$L^{-3} M$	кг/м ³	kg/m ³
Молярність речовини в розчині	C_m	$C_m = n / m_s$	$M^{-1} N$	моль/кг	mol/kg
Молярна маса	M	$M = m / n$	$M N^{-1}$	кг/моль	kg/mol
Кількість електрики	Q	$Q = I \cdot t$	$T I$	Кл	C
Електричний опір	R	$R = U / I$	$L^2 M T^{-3} I^{-2}$	Ом	Ω
Електрична провідність	σ	$\sigma = 1 / R$	$L^{-2} M^{-1} T^3 I^2$	См	S
Електричний потенціал	ϕ, U	$\phi = W / q$	$L^2 M T^{-3} I^{-1}$	В	V
Магнітна індукція	B	$B = F(qv)$	$M T^{-2} I^{-1}$	Тл	T
Світловий потік	Φ	$\Phi = I \cdot \omega$	J	лм	lm
Освітленість	E	$E = \Phi / S$	$L^{-2} J$	лк	lx
Активність радіонукліда	A	$A = N / T$	T^{-1}	Бк	Bq

**Таблиці фізичних величин
Фундаментальні фізичні сталі**

Назва величин	Позначення	Значення величин
Швидкість світла у вакуумі	c	299 792 458 м/с
Магнітна сила	μ_0	$4\pi \cdot 10^{-7}$ Гн / м = $12,566370614 \cdot 10^{-7}$ Гн / м
Електрична сила	ϵ_0	$8,854187817 \cdot 10^{-12}$ Ф/ м
Гравітаційна сила	G	$(6,67259 \pm 0,00085) \cdot 10^{-11}$ м ³ кг ⁻¹ · с ⁻²
Стала Планка	h	$(6,6260755 \pm 0,0000040) \cdot 10^{-34}$ Дж · с
Стала Дірака	\hbar	$(1,05457266 \pm 0,00000063) \cdot 10^{-34}$ Дж · с
Елементарний заряд	e	$(1,60217733 \pm 0,00000049) \cdot 10^{-19}$ Кл
Магнетон Бора	μ_B	$(9,2740154 \pm 0,0000031) \cdot 10^{-24}$ Дж · Тл ⁻¹
Ядерний магнетон	μ_N	$(5,0507866 \pm 0,0000017) \cdot 10^{-27}$ Дж · Тл ⁻¹
Стала Рідберга	R	$10973731,534 \pm 0,013$ м ⁻¹
Борівський радіус	a_0	$(0,529177249 \pm 0,000000024) \cdot 10^{-10}$ м
Маса спокою електрона	m_0	$(9,1093897 \pm 0,0000054) \cdot 10^{-31}$ кг
Відношення заряду електрона до його маси	-	$(-1,75881962 \pm 0,00000053) \cdot 10^{11}$ Кл · кг ⁻¹
g- фактор вільного електрона	g	$2,002319304386 \pm 0,000000000020$
Маса спокою протона	m_p	$(1,6726231 \pm 0,0000010) \cdot 10^{-27}$ кг
Маса спокою нейтрона	m_n	$(1,6749286 \pm 0,0000010) \cdot 10^{-27}$ кг
Стала Авогадро	N_A	$(6,0221367 \pm 0,0000036) \cdot 10^{23}$ моль ⁻¹
Атомна одиниця маси (уніфікована)	$a.o.m.$	$(1,660 5402 \pm 0,0000010) \cdot 10^{-27}$ кг
Стала Фарадея	F	$96485,309 \pm 0,029$ Кл · моль ⁻¹
Універсальна (молярна) газова стала	R	$8,314510 \pm 0,000070$ Дж · моль ⁻¹ · К ⁻¹
Стала Больцмана	k	$(1,380658 \pm 0,000012) \cdot 10^{-23}$ Дж · К ⁻¹
Стала Лошмідта	n_0	$(2,686763 \pm 0,000023) \cdot 10^{25}$ м ⁻³
Стала Стефана Больцмана	σ	$(5,67051 \pm 0,00019) \cdot 10^8$ Вт · м ² К ⁻⁴
Стала Віна	b	$(2,897756 \pm 0,000024) \cdot 10^{-3}$ м · К

**МНОЖНИКИ І ПРЕФІКСИ ДЛЯ УТВОРЕННЯ ДЕСЯТКОВИХ,
КРАТНИХ І ЧАСТКОВИХ ОДИНИЦЬ І ЇХ НАЙМЕНУВАННЯ**

Множник	Префікс		
	вимова	позначення	
		українське	міжнародне
10^{18}	екса	Е	E
10^{15}	пета	П	P
10^{12}	тера	Т	T
10^9	гіга	Г	G
10^6	мега	М	M
10^3	кіло	к	k
10^2	гекто	г	h
10^1	дека	да	da
10^{-1}	деци	д	d
10^{-2}	санти	с	c
10^{-3}	мілі	м	m
10^{-6}	мікро	мк	μ
10^{-9}	нано	н	n
10^{-12}	піко	п	p
10^{-15}	фемто	ф	f
10^{-18}	атто	а	a

Співвідношення між одиницями

1 а.о.м. = 1,6605 10^{-27} кг
(1 а.о.м.) c^2 = 931,481 МеВ , c - швидкість світла у вакуумі
1еВ = = 1,602·10^{-19} Дж
1МеВ = 1,602·10^{-13}Дж
1Тл = 1Вб/м²=10^4Гс
1ккал = 14186Дж

Відношення інтенсивностей (сил) звуку, виражені в дБ

L_1/L_2	$\Delta\beta = 10\lg(L_1/L_2)$	L_1/L_2	$\Delta\beta = 10\lg(L_1/L_2)$
1	0	6	7.78
2	3.01	7	8.45
3	4.77	8	9.03
4	6.02	9	9.54
5	6.99	10	10.00

Характеристики різних видів електромагнітного випромінювання

Вид випромінювання	Характерна довжина хвилі	Частота, Гц	Енергія фотона
γ - випромінювання	10^{-13}	$3 \cdot 10^{21}$	12 МеВ
Рентгенівське	10^{-11}	$3 \cdot 10^{19}$	120 кеВ
Ультрафіолетове	10^{-7}	$3 \cdot 10^{15}$	12 еВ
Видиме світло	$6 \cdot 10^{-7}$	$3 \cdot 10^{14}$	2 еВ
Інфрачервоне	10^{-5}	$3 \cdot 10^{13}$	0, 12 еВ
Ультракоткохвиль	10^{-2}	$3 \cdot 10^{10}$	$1,92 \cdot 10^{-23}$ Дж
Радіохвилі	300	10^6	$4 \cdot 10^{-9}$ еВ

Електронні ресурси

1. Part 2 Computer tomography: URL: <http://www.youtube.com> – Назва з екрану.
2. Комп'ютерна томографія. URL: <http://www.youtube.com> – Назва з екрану.
3. Gama Knife Surgery. URL: <http://www.youtube.com> – Назва з екрану.
4. Redefining Radiosurgery. URL: <http://www.youtube.com> – Назва з екрану.
5. Linear acceleration. URL: <http://www.youtube.com> – Назва з екрану.
6. c:\users\admin\Desktop\фотоелектроколориметр. html.
7. www.cmd.sumdu.edu.ua/files/metodiki_org_mikroelementov/pdf
8. Просвічуючий електричний мікроскоп. URL: <http://www.youtube.com> – Назва з екрану.
9. Теплове випромінювання біооб'єктів. Термографія. Koleso – to.narod.ru/med/biofizika/teplo/teplo/.html
10. Ядерний магнітний резонанс: МРТ. URL: <http://www.youtube.com> – Назва з екрану.
11. МРТ. Магнітно-резонансна томографія. URL: <http://www.youtube.com> – Назва з екрану.
12. Біомедична апаратура високої інтелектуальної складності. URL: http://www.Posibnyky.VNTU.edu.ua/b_ar?11.html – Назва з екрану.
13. oftalmolog.in.ua. URL: <http://oftalmolog.in.ua> – Назва з екрану.
14. C:\users\admin\Desktop\Курс истории физики (Кудрявцев П. С.).html.
15. <https://mipt.ru/dmcp/.../lab21-arpfeluv/uj.pdf>.
16. https://ru.wikipedia.org/wiki/флуоресценция_в_биологических_исследованиях.
17. Спектроскопия ядерного магнитного резонанса высокого разрешения. www.chem.msu.su./rus/teaching/ustyniuk-nmr-lectures/Lecture-1.
18. www.wikivand.com/uk/Флуоресцентная_микроскопия.
19. www.lazer.ru/groups/show-68.htm.
20. www.imc-ua.com/blog/jadernaja_medicina/2014-12-13-35.
21. bourabai.kzp/physics/lasers.html.
22. http://www.romanenko.biz/ua/library/artikle_pilchikov.html.