

615.47(075.8)

Б90

В. Д. Дідух, Ю. А. Рудяк
Р. Б. Ладика, О. А. Багрій-Заяць
А. Б. Горкуненко, С. Я. Гураль
Л. В. Наумова, Б. М. Паласюк
О. В. Грибков, О. С. Токарський

Будова і принципи роботи медичного обладнання

615.47(075.8)
Б90

В. Д. Дідух, Ю. А. Рудяк, Р. Б. Ладика, О. А. Багрій-Заяць,
А. Б. Горкуненко, С. Я. Гураль, Л. В. Наумова, Б. М. Паласюк,
О. В. Грибков, О. С. Токарський

Будова і принципи роботи медичного обладнання

Тернопіль
ТДМУ
“Укрмедкнига”
2016

615.47(075.8)

УДК 615.475(075.8)

ББК 34.7я73

Б 90

Рецензенти:

Дідух Л. Д. – доктор фізико-математичних наук, професор кафедри фізики Тернопільського національного університету імені Івана Пулюя;

Вадзюк С. Н. – професор, доктор медичних наук, завідувач кафедри нормальної фізіології ДВНЗ “Тернопільський державний медичний університет імені І. Я. Горбачевського МОЗ України”;

Вакуленко Д. В. – кандидат технічних наук, доцент кафедри медичної інформатики ДВНЗ “Тернопільський державний медичний університет імені І. Я. Горбачевського МОЗ України”

Б 90 Будова і принципи роботи медичного обладнання : посібник / В. Д. Дідух, Ю. А. Рудяк, Р. Б. Ладика та ін. – ТДМУ, 2016. – 268 с.

ISBN 978-966-673-243-2

У посібнику розглянуто будову та фізичні основи роботи медичного, діагностичного та лікувального обладнання. Медична апаратура згрупована за фізичними принципами її функціонування, виділено шість розділів, які охоплюють усі базові аспекти сучасного високотехнологічного діагностичного та лікувального обладнання. Книга написана доступною мовою, вона не переобтяжена спеціальною інформацією, формулами, добре проілюстрована. Структура і зміст посібника, у більш спрощеному для сприйняття вигляді, адаптовані до експериментальної навчальної програми “Медична фізика діагностичного та лікувального обладнання”, яка у 2013–2014 роках почала викладатись у ДВНЗ “Тернопільський державний медичний університет ім. І. Я. Горбачевського МОЗ України”.

Посібник призначений для студентів вищих медичних та фармацевтичних навчальних закладів I–II рівнів акредитації, викладачів, науковців і всіх, хто цікавиться фізичними принципами функціонування сучасного медичного діагностичного та лікувального обладнання.

УДК 615.475(075.8)

ББК 34.7я73

482158

НТБ ВІНТУ
м. Вінниця

ISBN 978-966-673-243-2

© В. Д. Дідух, Ю. А. Рудяк, Р. Б. Ладика та ін., 2016
© ТДМУ, “Укрмедкнига”, 2016

ЗМІСТ

ПЕРЕДМОВА	6
Розділ 1. БІОМЕХАНІЧНЕ МЕДИЧНЕ ОБЛАДНАННЯ	7
ГЛАВА 1.1. ОБЛАДНАННЯ ДЛЯ ЛІКУВАННЯ ТА ДІАГНОСТИКИ ДИХАЛЬНОЇ СИСТЕМИ ЛЮДИНИ	7
1.1.1. Біофізика зовнішнього дихання	7
1.1.2. Вивчення роботи мікропроцесорного спірографа СМП-21/01-Р-Д	10
ГЛАВА 1.2. ЗВУКОВІ МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ	16
1.2.1. Звук та його характеристики	16
1.2.2. Фонокардіографія	18
1.2.3. Аудиографія	19
ГЛАВА 1.3. ВИВЧЕННЯ РОБОТИ УЛЬТРАЗВУКОВИХ АПАРАТІВ	24
1.3.1. Фізичні основи ультразвукової діагностики	24
1.3.2. Механізм фізіологічної і лікувальної дії ультразвуку	25
1.3.3. Застосування ультразвуку в медицині	28
Розділ 2. ЕЛЕКТРОМАГНІТНЕ МЕДИЧНЕ ОБЛАДНАННЯ	38
ГЛАВА 2.1. ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФІЯ	38
2.1.1. Електричний диполь. Поле диполя	38
2.1.2. Струмний диполь	38
2.1.3. Теорія Ейнтховена. Компоненти нормальної ЕКГ. Векторелектрокардіографія	39
ГЛАВА 2.2. ЕЛЕКТРОГРАФІЧНІ МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ	47
2.2.1. Енцефалографія	47
2.2.2. Електроміографія	49
ГЛАВА 2.3. МЕДИЧНЕ ОБЛАДНАННЯ ДЛЯ ЛІКУВАННЯ ЕЛЕКТРИЧНИМ СТРУМОМ	51
2.3.1. Електропровідність тканин організму	51
2.3.2. Гальванізація та лікувальний електрофорез	51
2.3.3. Змінний струм. Електротерапія струмами низької частоти	56
2.3.4. Імпеданс тканин організму. Основи реографії	58
2.3.5. Імпульсний струм та його характеристики	61
2.3.6. Використання імпульсного та змінного струму для терапії	62
ГЛАВА 2.4. МЕДИЧНЕ ОБЛАДНАННЯ ДЛЯ ЛІКУВАННЯ ЕЛЕКТРОМАГНІТНИМ ПОЛЕМ	68
2.4.1. Магнітне поле, його характеристики	68
2.4.2. Магнітотерапевтичні апарати	69
2.4.3. Взаємодія електромагнітного поля з речовиною	72

2.4.4. Індуктотермія	75
2.4.5. УВЧ і мікрохвильова терапія	77
2.4.6. Електрохірургія	83
Розділ 3. МЕДИЧНІ ПРИЛАДИ, ПРИНЦИП РОБОТИ ЯКИХ БАЗУЄТЬСЯ НА ЗАКОНАХ ОПТИКИ	84
ГЛАВА 3.1. ОСНОВИ ГЕОМЕТРИЧНОЇ ОПТИКИ	84
3.1.1. Поширення світла	84
3.1.2. Дисперсія світла	86
3.1.3. Волоконна оптика	87
3.1.4. Медичні прилади, які функціонують на основі геометричної оптики	92
ГЛАВА 3.2. ОСНОВИ ХВИЛЬОВОЇ ОПТИКИ	96
3.2.1. Хвильові властивості світла	96
3.2.2. Медичні прилади, які функціонують на основі хвильової оптики	111
ГЛАВА 3.3. ЛАЗЕРНЕ ОБЛАДНАННЯ В ТЕРАПІЇ ТА ХІРУРГІЇ	122
3.3.1. Оптичні квантові генератори	122
3.3.2. Використання лазерів	126
3.3.3. Різновидності лазерів	129
ГЛАВА 3.4. ПРИЛАДИ ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ ТА КОРЕКЦІЇ ОКА ЛЮДИНИ	132
3.4.1. Око як оптичний інструмент	132
3.4.2. Аберация	135
3.4.3. Офтальмологічне обладнання	139
3.4.4. Лазерні дослідження	153
Розділ 4. МЕДИЧНА АПАРАТУРА, ЯКА ВИКОРИСТОВУЄ КВАНТОВО-МЕХАНІЧНІ МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ	157
ГЛАВА 4.1. ТЕПЛОВЕ ВИПРОМІНЮВАННЯ ТІЛ	157
4.1.1. Закони теплового випромінювання	157
4.1.2. Застосування ультрафіолетового та інфрачервоного випромінювання у медицині	159
4.1.3. Термографія	160
ГЛАВА 4.2. ЕЛЕКТРОННІ МІКРОСКОПИ	165
4.2.1. Особливості вимірювання і поглинання енергії атомами і молекулами	167
ГЛАВА 4.3. ЯВИЩЕ ЛЮМІНЕСЦЕНЦІЇ	170
4.3.1. Фізичні основи люмінесценції	170
4.3.2. Люмінесцентний аналіз	172
ГЛАВА 4.4. РЕЗОНАНСНІ МЕТОДИ КВАНТОВОЇ МЕХАНІКИ	174
4.4.1. Електронний парамагнітний резонанс	174

4.4.2. Ядерний магнітний резонанс	176
4.4.3. Магнітно-резонансна томографія (МРТ)	180

Розділ 5. МЕДИЧНЕ ОБЛАДНАННЯ НА ОСНОВІ ДІЇ ІОНІЗУЮЧОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ 185

ГЛАВА 5.1. ІОНІЗУЮЧЕ ВИПРОМІНЮВАННЯ	185
5.1.1. Природа іонізуючого випромінювання	185
5.1.2. Види і основні властивості іонізуючого випромінювання	193
5.1.3. Використання радіоактивного випромінювання в медицині	196
ГЛАВА 5.2. МЕДИЧНЕ ОБЛАДНАННЯ НА ОСНОВІ ДІЇ ІОНІЗУЮЧОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ	199
5.2.1. Рентгенівські апарати	199
5.2.2. Методи рентгенодіагностики	205
5.2.3. Медичне обладнання, що базується на гамма випромінюванні	216
ГЛАВА 5.3. ДОЗИМЕТРІЯ ІОНІЗУЮЧИХ ВИПРОМІНЮВАНЬ	223
5.3.1. Суть методу дозиметрії	223
5.3.2. Основні методи вимірювання іонізуючого випромінювання	228
5.3.3. Прилади для проведення дозиметричного контролю	230

Розділ 6. МЕДИЧНА АПАРАТУРА, В ОСНОВУ РОБОТИ ЯКОЇ ПОКЛАДЕНО КОМПЛЕКС ФІЗИЧНИХ ЯВИЩ 233

ГЛАВА 6.1. АПАРАТИ ДЛЯ МОНІТОРИНГУ ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ ЛЮДИНИ	233
6.1.1. Добове моніторування артеріального тиску,	233
6.1.2. Добове моніторування рівня сатурації кисню в крові	236
6.1.3. Обладнання моніторингу для акушерства та гінекології	237
ГЛАВА 6.2. АПАРАТУРА ДЛЯ ШТУЧНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ ЛЮДИНИ	241
6.2.1. Штучна вентиляція легенів	242
6.2.2. Апарат “штучна нирка”	246
6.2.3. Дефібрилятори	248
ГЛАВА 6.3. ОБЛАДНАННЯ КЛІНІЧНИХ ЛАБОРАТОРІЙ	254
6.3.1. Спектрофотометри	254
6.3.2. Полуменеві фотометри	255
6.3.3. Флуориметри	257
6.3.4. Гематологічні аналізатори	259
6.3.5. Газорідинні хроматографи	259
6.3.6. Автоматичний хімічний аналізатор	262
6.3.7. Автоматичний клінічний аналізатор	264
Література	266

Світлої пам'яті людини, ідеї якої започаткували новий напрямок у підготовці медичних працівників – вивчення медичної фізики діагностичного та лікувального обладнання, ректора ТДМУ ім. І. Я. Горбачевського, члена-кореспондента НАМН України, професора Леоніда Якимовича Ковальчука.

ПЕРЕДМОВА

Вирішення проблем, які стоять перед навчальними медичними закладами, неможливе без розуміння студентами функціонування високотехнологічного діагностичного та лікувального обладнання. Темпи розвитку нових технологій, швидкість, з якою змінюється покоління медичної апаратури, обумовлюють принципово нові завдання перед медичними навчальними закладами. Вхідження України в Болонський процес, курс на євроінтеграцію ще більше актуалізують необхідність нових підходів, які покращили б рівень підготовки випускників медичних навчальних закладів. Вивчення роботи медичного обладнання без розуміння фізичних основ функціонування апаратури, створює певні труднощі комплексного сприйняття майбутніми фахівцями принципів роботи медичного устаткування.

Автори вважають, що реалізація навчального процесу, зорієнтованого на вивчення принципів роботи медичного обладнання, сприятиме розширенню можливостей оптимального використання сучасного устаткування випускниками медичних навчальних закладів.

Автори висловлюють глибоку вдячність члену-кореспонденту НАМН України, доктору медичних наук, професору, ректору Тернопільського державного медичного університету Леоніду Якимовичу Ковальчуку за ідею написання цього навчального посібника.

Розділ 1

БІОМЕХАНІЧНЕ МЕДИЧНЕ ОБЛАДНАННЯ

ГЛАВА 1.1. ОБЛАДНАННЯ ДЛЯ ЛІКУВАННЯ ТА ДІАГНОСТИКИ ДИХАЛЬНОЇ СИСТЕМИ ЛЮДИНИ

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 від 2 до 5 мл/хв. Зовнішнє дихання – це процес обміну газів між альвеолами легенів і зовнішнім середовищем (повітрям).

Усі м'язи, що виконують дихальні рухи – скелетні. За сигналом нервової системи про те, що організмові бракує кисню, відбувається скорочення м'язів діафрагми (рис. 1.1), що приводить до сплюснення її купола і збільшення вертикальних розмірів грудної порожнини.

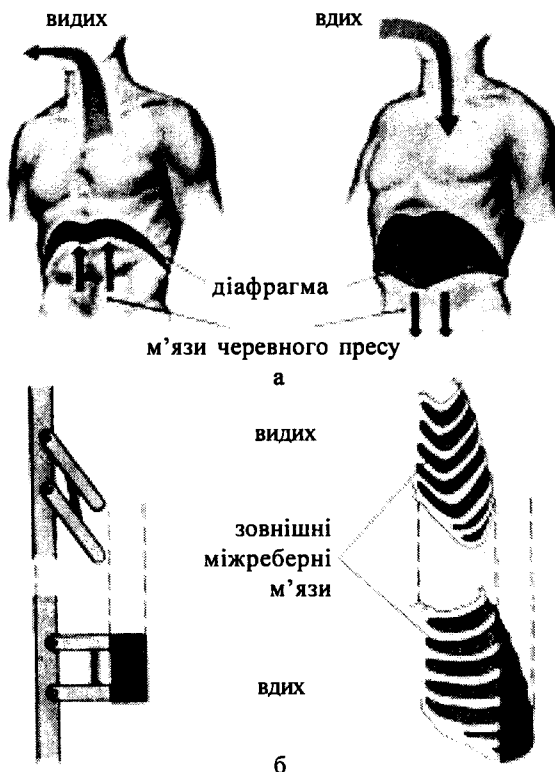


Рис. 1.1. Механізм дихальних рухів (зміна об'єму грудної клітини) за рахунок діафрагми, м'язів черевного пресу (а) і скорочення міжреберних м'язів (б) (зліва модель руху ребер).

Крім діафрагми, основними дихальними м'язами є зовнішні і внутрішні підреберні, які при скороченні притягують ребра одне до другого; при цьому збільшується об'єм легень, що приводить до зменшення у них тиску повітря. Виникає різниця між атмосферним тиском і тиском повітря в легенях, що обумовлює надходження повітря в легені.

Легені покриті особливою плівкою – плеврою, яка однією частиною прикріплена до легені, іншою – до м'язової тканини грудної клітки. Вона утворює непроникну для повітря порожнину.

Усередині плевральної порожнини міститься невелика кількість газу. Тиск цього газу стає рівним тиску повітря в легенях тоді, коли стінки плеври віддаляє невеликий проміжок. Завдяки процесу вдихання об'єм порожнини зростає, а тиск спадає, що приводить до розширення легень.

Спокійний видих відбувається пасивно, без участі м'язів. Під дією сили тяжіння, завдяки еластичності реберних хрящів, зв'язкового апарату, ребра опускаються і нижній кінець груднини 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 притік крові до серця (рис. 1.2).

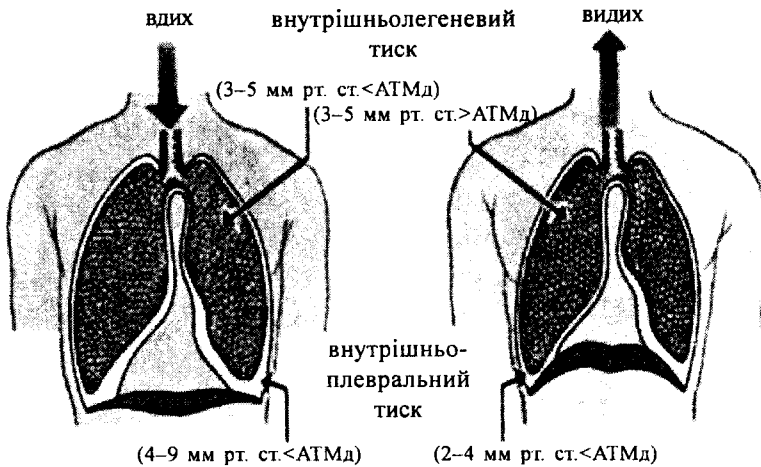


Рис. 1.2. Бронхо-легенева система.

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.

Бронхи мають дуже великі розгалуження, що зумовлює виникнення “завихрень” у місцях розгалужень (рис. 1.3). Тому повітряний потік за своїми властивостями наближається до турбулентного. Внаслідок цього сили, спрямовані на подолання тертя, пропорційні квадратові швидкості. При ламінарному русі повітря вони пропорційні швидкості в першому степені.

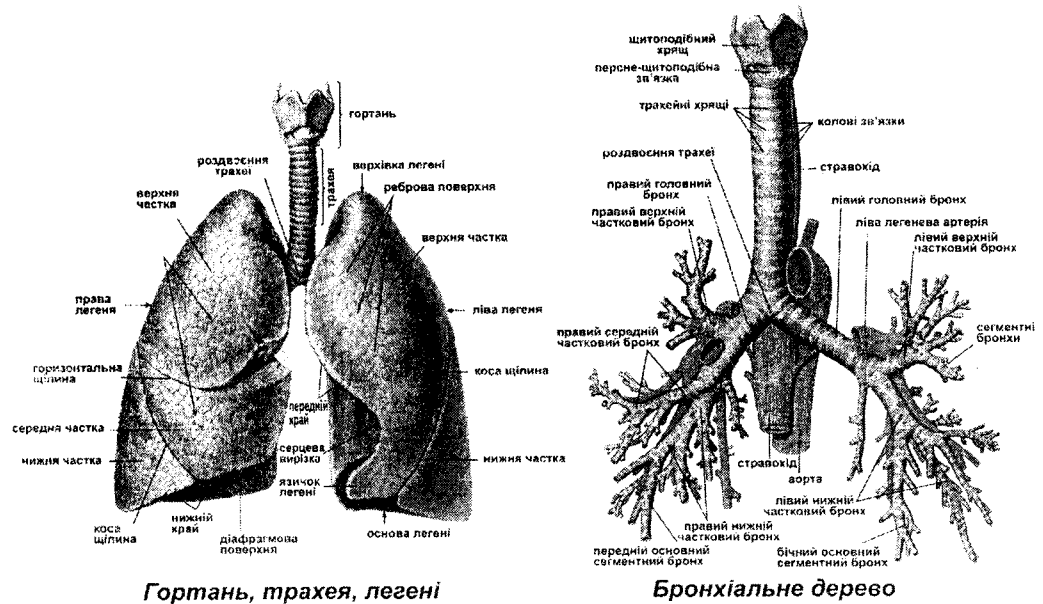


Рис. 1.3. Дихальна система.

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

Величину тиску, який виникає завдяки еластичності грудної клітки і легень, можна розрахувати за формулою:

$$P_{el} = kV, \tag{1.1}$$

де P_{el} – тиск, що виникає в легенях, k – коефіцієнт еластичності системи; V – різниця між об’ємом у даний момент і середнім об’ємом.

Величина тиску в альвеолах визначається рівнянням:

$$P_{el} = k_1V_1 + k_2V_2, \tag{1.2}$$

де P_{el} – різниця тисків повітря у ротовій порожнині і в альвеолах; k_1 – коефіцієнт в’язкості повітря; V_1 – зміна об’єму грудної клітки за одиницю часу; k_2 – коефіцієнт турбулентного опору.

Механічна робота дихання у стані спокою протягом хвилини сягає 0,5 Дж. Із збільшенням частоти дихання зростає робота м'язів. Для того, щоб утворився 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 дифундууючого газу.

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 в 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 O₂/хв, а за фізичних навантажень може сягати 68 мл O₂/хв. Із віком вона зменшується.

1.1.2. Вивчення роботи мікропроцесорного спірографа СМП-21/01-Р-Д

Спірограф призначений для дослідження механічних властивостей апарату вентиляції легень людини, якісної і кількісної оцінки змін функціонального стану легень і застосовується на різних етапах лікувально-діагностичного процесу.

Основні технічні характеристики:

Діапазон вимірювання швидкості потоку повітря:

– для повітря, що вдихається: від 0 до 1,5 л/с, з похибкою $\pm 0,05$ л/с; від 1,5 до 10,0 л/с, з похибкою ± 3 %;

– для повітря, що видихається: від 0 до 1,5 л/с, з похибкою $\pm 0,05$ л/с; від 1,5 до 12,0 л/с, з похибкою ± 3 %.

Діапазон вимірювання об'єму повітря, що вдихається і видихається, від 0 до 10 літрів з абсолютною похибкою ± 3 % або 0,05 л (що більше).

Спірограф будує графіки процедур “вдиху-видиху”, “потік-об'єм”, “потік-час”, “обсяг-час”.

Спірограф проводить виміри і обчислення об'ємних і швидкісних показників до стандартних газових умов (BTPS).

У спірографі закладена можливість його калібрування за допомогою мірного шприца об'ємом 3 літри. Опір датчика спірометра диханню, не більше:

– при потоці 1 л/с 7 мм вод. ст.;

– при потоці 5 л/с 40 мм вод. ст.;

– при потоці 10 л/с 85 мм вод. ст.;

Спірограф виводить результати обстеження на комп'ютер.

Живлення спірографа здійснюється від мережі змінного струму частотою 50 \pm 0,5 Гц напругою 220 \pm 22 В. Потужність, споживана від мережі, не більше 5 Вт. Час готовності до роботи не більше 1 хв після включення живлення.

Опис і робота спірографа

Спірограф – це портативний настільний прилад, що виконує вимірювання та обчислення 26 показників зовнішнього дихання і формує заключний протокол обстеження.

Конструктивно спірограф складається із основного блоку спірометра, його датчика, мундштуків та принтера. Зовнішній вигляд спірографа наведено на рисунку 1.4.

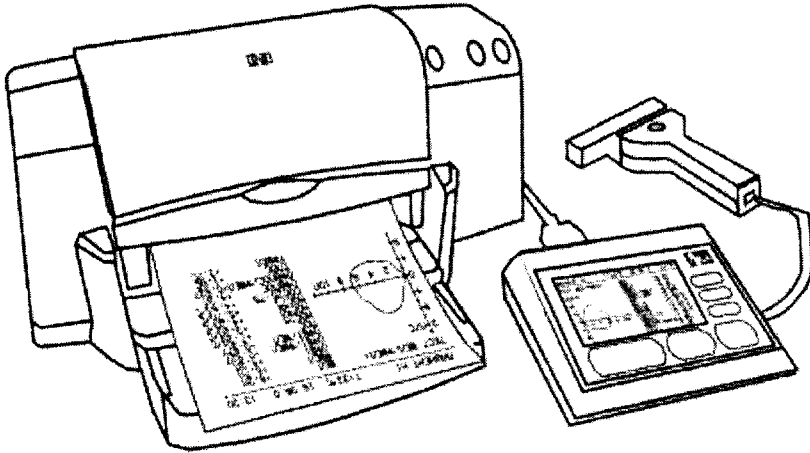


Рис. 1.4. Зовнішній вигляд спірографа.

Структурна схема спірографа наведена на рисунку 1.5.

Датчик спірографа забезпечує вимірювання повітряного потоку при вдиху або видиху пацієнта, перетворення його в напругу і передачу її в основний блок спірометра. Також в датчику спірометра розташований датчик температури для вимірювання температури повітря в приміщенні (для автоматичного приведення до умов ВТРС).

Датчиком повітряного потоку є датчик, створений на основі трубки Флейша, який забезпечує високу точність вимірювань і має малий опір диханню пацієнта. Різниця тисків з двох сторін трубки Флейша пропорційна швидкості повітряного потоку через неї.

За допомогою диференціального датчика тиску ця різниця тисків трансформується у напругу, яка підсилюється і передається в основний блок спірометра.

Датчик повітряного потоку закріплений на ручці за допомогою двох пластмасових засувок. При проведенні очищення та дезінфекції його необхідно від'єднати від ручки. Герметичність з'єднання датчика повітряного потоку з датчиком тиску забезпечується спеціальними гумовими втулками.

Основний блок спірометра забезпечує прийом, підсилення і обробку сигналів, що надходять від датчика спірометра, зберігання результатів обстеження в пам'яті і виведення їх на зовнішній принтер. В основному блоці спірометра розташовані: плата процесора спірометра; клавіатура спірометра; РКІ індикатор; зовнішні роз'єми; основний блок спірометра розміщений у корпусі з ударостійкого пластику.

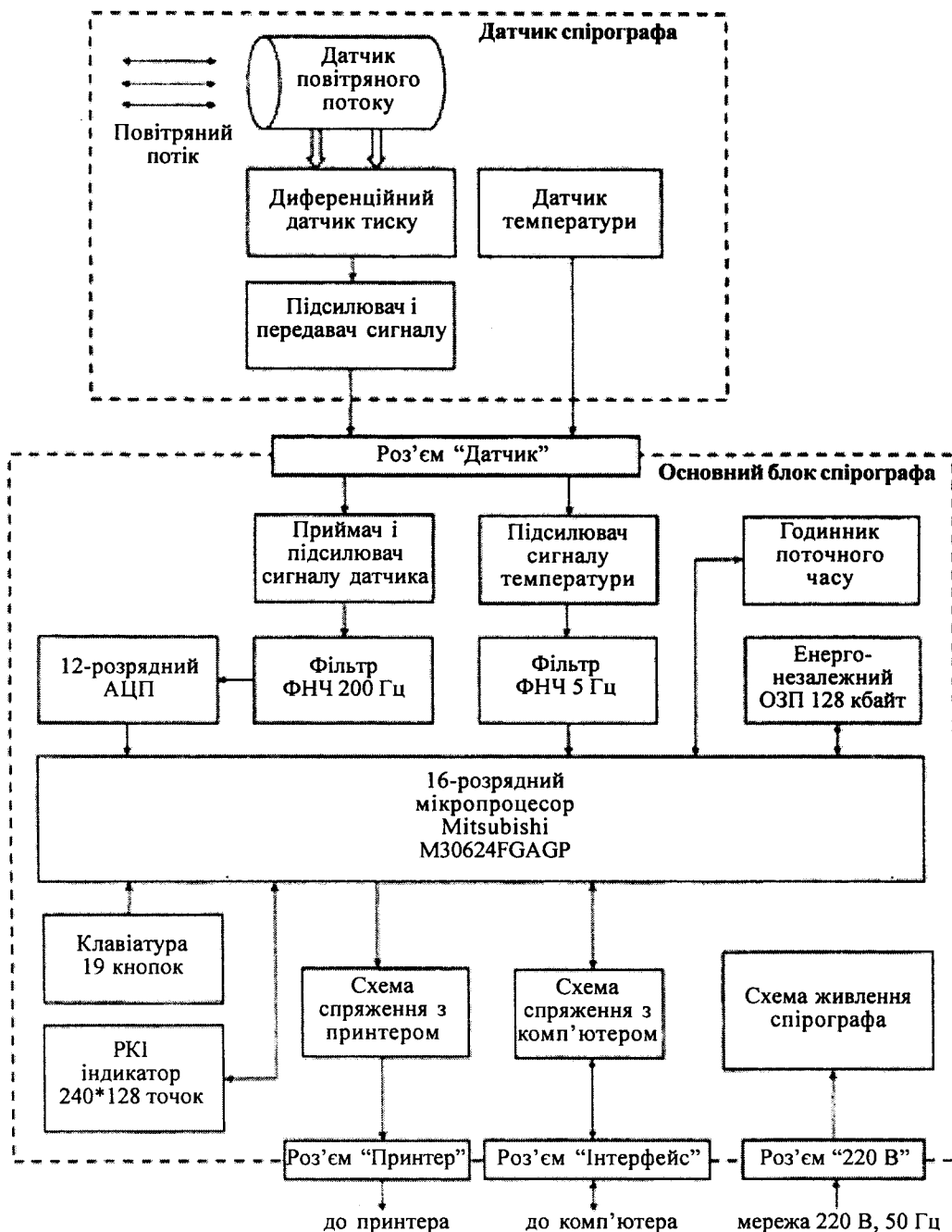


Рис. 1.5. Структурна схема спірографа.

Основні вузли спірометра розташовані на друкованій платі процесора спірометра. Сигнал, який пропорційний швидкості повітряного потоку, від датчика спірометра підсилюється, фільтрується і поступає на вхід 12-розрядного АЦП. Перетворені в

цифрову форму сигнали зчитує 16-розрядний мікропроцесор Mitsubishi M30624FGAGP, який здійснює обробку цього сигналу і обчислення всіх результатів обстеження. Аналогічно, сигнал, який поступає від датчика температури, підсилюється, фільтрується і надходить на внутрішній 10-розрядний АЦП мікропроцесора. На платі процесора спірометра розташовані: схема з'єднання з комп'ютером через стандартний СОМ-порт; схема з'єднання з принтером по інтерфейсу типу USB; схема живлення спірометра від мережі 220 В, 50 Гц.

Клавіатура спірометра являє собою мембранну клавіатуру з 19 кнопками, яка наклеєна на передній панелі основного блоку і з'єднується з платою процесора спірометра гнучким шлейфом.

На клавіатурі спірометра є наступні кнопки (рис. 1.6):

“0”... “9” – десять цифрових кнопок для введення цифрових даних;

“0”... “9” – десять цифрових кнопок для введення цифрових даних;

“^”, “▶”, “Т”, “^” – кнопки для пересування по меню і результатах;

“ВВЕДЕННЯ” – кнопка для введення вибраного режиму або введення даних;

“ВИХІД” – кнопка для повернення в основне меню;

“ПОВТОР” – кнопка для повтору вимірювання;

“ЗАПИС” – кнопка для запису результатів обстеження у базу даних;

“ДРУК” – кнопка виводу результатів на принтер.



Рис. 1.6. Клавіатура спірографа.

У спірографі застосовується графічний РКІ дисплей з організацією – 240×128 пікселів. Розмір екрану – 110×60 мм. РКІ дисплей використовується для виведення результатів обстеження і вибору режиму роботи спірометра.

РКІ індикатор закріплений гвинтами на кришці корпусу основного блоку спірометра.

Спірограф має чотири зовнішніх роз'єми на задній панелі: “ДАТЧИК” – 4-контактний роз'єм для підключення датчика спірометра; “ІНТЕРФЕЙС” – 9-контактний роз'єм послідовного інтерфейсу для зв'язку з комп'ютером через стандартний СОМ-порт. Цей інтерфейс може бути використаний для передачі записаних в пам'ять результатів обстежень в комп'ютер для зберігання і подальшої обробки; “ПРИНТЕР” – USB роз'єм для підключення принтера; “220 В 50 Гц 5 Вт”

– роз’єм для підключення мережевого шнура. Поруч із цим роз’ємом знаходиться вимикач живлення спірометра.

Основна екранна форма, індукованих даних на екрані спірометра після вклучення, наведена на рисунку 1.7:

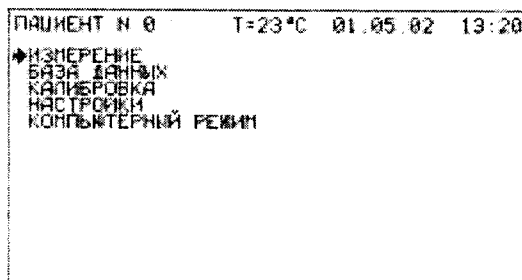


Рис. 1.7. Основна екранна форма.

В основній екранній формі міститься така інформація: номер пацієнта, температура оточуючого повітря, поточна дата, поточний час, основне меню спірографа.

Опис режимів роботи спірографа

Спірограф розрахований на обстеження пацієнта за певною методикою.

Наприклад, у тесті “Хвилинного обсягу дихання” (ХОД): пацієнт спокійно дихає в датчик спірографа протягом заданого часу (рис. 1.8).

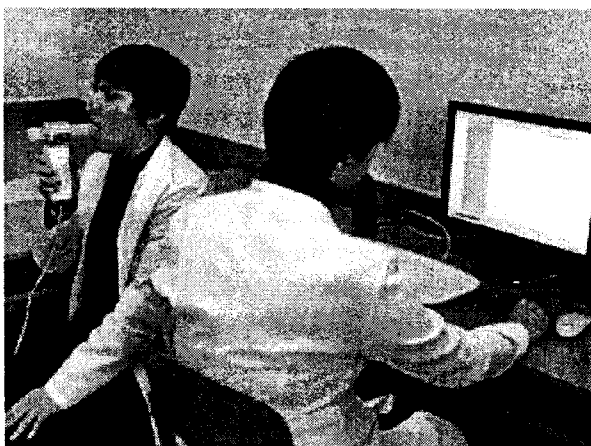


Рис. 1.8. Процедура спірометрії.

При цьому на екрані спірометра появляється графік процесу дихання. Тривалість цього тесту може бути обрана 15, 30 або 60 секунд в підпункті “РЕЖИМ РОБОТИ” пункту основного меню – “ВИМІР”.

При виконанні тесту ХОД визначаються такі параметри:

– Дихальний об’єм (ДО) – середній об’єм повітря, що проходить через легені за один цикл вдиху-видиху, при виконанні тесту вимірювання хвилинного обсягу дихання;

– Середня частота дихання (ЧД) в тесті ХОД (уд./хв).

У цьому тесті частота дихання приводиться до хвилини, незалежно від того, яка тривалість тесту була вибрана. Наприклад, якщо була обрана тривалість тесту 30 секунд, і пацієнт зробив 7 дихальних рухів, то ЧД буде дорівнює 14 дих/хв.

Можливе проведення кількох спроб тесту хвилинного обсягу дихання, перегляд на екрані спірометра результатів усіх спроб і вибір однієї з них для виведення на друк або запису в базу даних спірометра.

У тесті “Життєва ємність легень” (ЖЄЛ) проводиться вимірювання життєвої ємності легень пацієнта. Життєва ємність легень може бути виміряна як на вдиху (ЖЄЛ_{вд}), так і на видиху (ЖЄЛ_{вид}) залежно від дихальних маневрів пацієнта.

При проведенні тесту ЖЄЛ пацієнт спочатку виконує 2–3 цикли спокійного вдиху-видиху. Далі з рівня спокійного дихання робить повний вдих, потім повний видих і переходить до спокійного дихання – в цьому випадку буде виміряна ЖЄЛ_{вд}. Можливий інший варіант: з рівня спокійного дихання пацієнт робить повний видих, потім повний вдих і переходить до спокійного дихання – в цьому випадку буде виміряна ЖЄЛ_{вид}.

У будь-якому випадку спірограф вибирає дихальний маневр пацієнта з максимальною амплітудою і по ньому визначає ЖЄЛ і інші параметри, незалежно від того, був це вдих чи видих.

При проведенні тесту ЖЄЛ визначається 5 параметрів:

- життєва ємність легень (ЖЄЛ) – різниця між обсягами повітря в легенях при повному вдиху і повному видиху;
- резервний обсяг вдиху (РО_{вд}) – максимальний обсяг, який можна додатково вдихнути після спокійного вдиху;
- резервний обсяг видиху (РО_{вид}) – максимальний обсяг, який можна додатково видихнути після спокійного видиху;
- дихальний об’єм (ДО) – об’єм, який видихається і вдихається при спокійному диханні;
- ємність вдиху (Є_{вд}) – сума ДО і РО_{вд}.

Можливе проведення кількох спроб тесту ЖЄЛ, перегляд на екрані спірометра результатів усіх спроб і вибір однієї з них для виведення на друк або для запису в базу даних спірометра.

Спосіб визначення параметрів при виконанні тесту ЖЄЛ пояснюється на графіку, наведеному нижче (рис. 1.9).

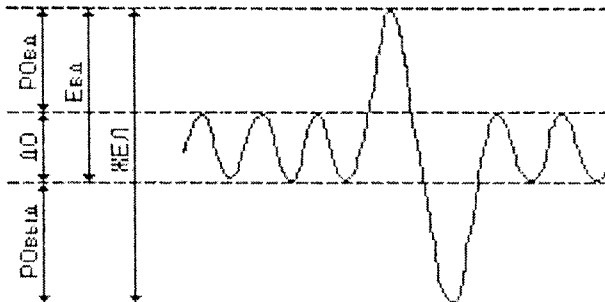


Рис. 1.9. Графік для тесту ЖЄЛ.

ГЛАВА 1.2. ЗВУКОВІ МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ

1.2.1. Звук та його характеристики

Звуком називають 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 за гармонічним законом. Якщо тон являє собою негармонічне коливання, то він називається складним. Простий тон дає камертон, складний – музичний інструмент, голосовий апарат людини. Складний тон, згідно з теоремою Фур'є, може бути розкладений на прості, при цьому тон найменшої частоти називається основним, а інші – обертонами. Основними фізичними (об'єктивними) характеристиками звуку є наступні.

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

$$I = \frac{1}{2} \rho v \omega^2 A^2, \quad (1.3)$$

де ρ – густина середовища, v – швидкість поширення хвилі, ω – циклічна частота, A – амплітуда хвилі. Як видно із формули (1.4), інтенсивність хвилі прямо пропорційна квадрату її амплітуди і частоти.

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

$$I = \frac{P^2}{2\rho v}, \quad (1.4)$$

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) (рис. 1.10).

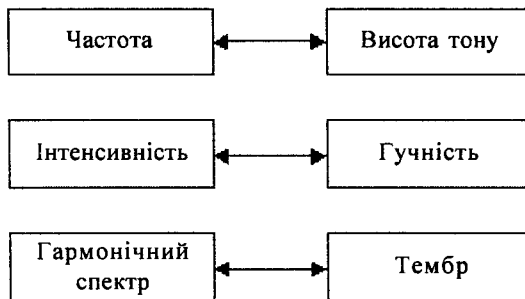


Рис. 1.10. Зв'язок об'єктивних і суб'єктивних характеристик звуку.

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

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 :

$$L = \lg \frac{I}{I_0}. \quad (1.5)$$

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

$$L = \lg \frac{I}{I_0} (\text{Б}) = 10 \cdot \lg \frac{I}{I_0} (\text{дБ}). \quad (1.6)$$

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:

$$L_E = k \cdot \lg \frac{I}{I_0}. \quad (1.7)$$

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. Якщо інтенсивність звуку прийматиме ряд послідовних значень, наприклад I, I^2, I^3 , то відносно їм відчуття гучності звуку буде: $L, 2L, 3L$ 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 збігаються, тобто ($k=1$); на цій частоті децибел шкали рівня інтенсивності буде відповідати децибелу шкали рівня гучності, який називають фоном (рис. 1.11).

Користуючись кривими рівної гучності, можна визначити рівень гучності будь-якого синусоїдального звуку, якщо відомі рівень його інтенсивності і частота. Наприклад, проведемо прямі $\nu=100$ Гц і $L_E=50$ дБ (рис. 1.11) і знайдемо на їх перетині ізофон, перемістившись по якому до частоти 1000 Гц, побачимо, що рівногучний з даним звуком еталонний звук має рівень інтенсивності 40 дБ і рівень гучності 40 фон.

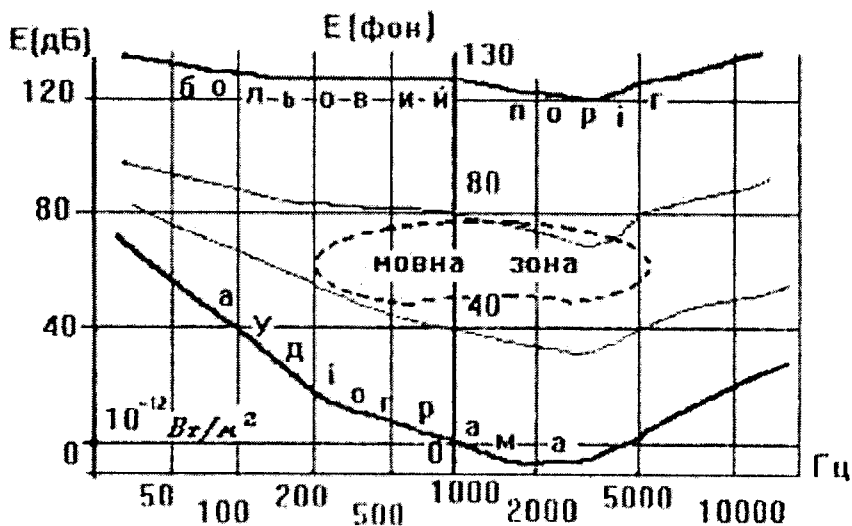


Рис. 1.11. Стандартні криві рівної гучності.

1.2.2. Фонокардіографія

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. 1.12).

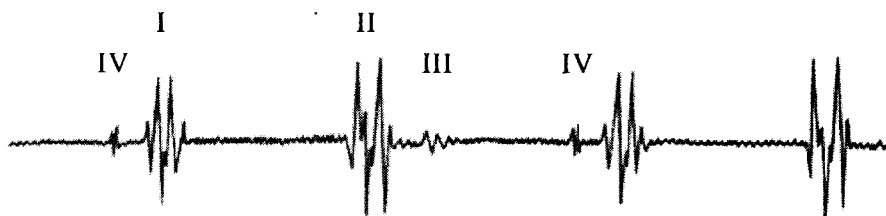


Рис. 1.12. Фонокардіограма (цифрами I, II, III, IV позначені відповідно перший, другий, третій і четвертий тони серця).

Для фонокардіографії використовують спеціальні прилади – фонокардіографи або фонокардіографічні приставки, основними елементами конструкції яких є мікрофон, який 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. 1.13).

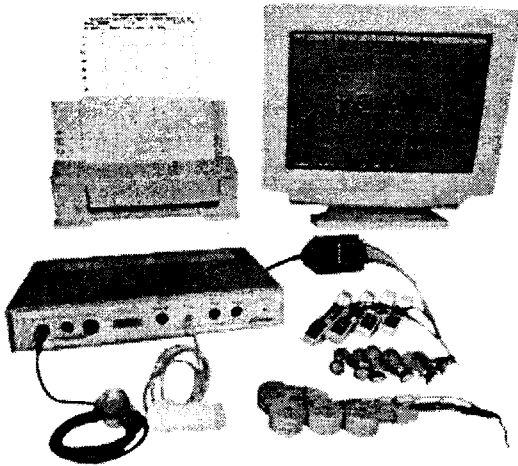


Рис. 1.13. Фонокардіограф комп'ютерний "Сфера".

1.2.3. Аудиографія

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.

Основним методом дослідження слухового апарату людини є тональна порогова аудіометрія. Величина порогу слухового відчуття і її залежність від частоти є важливим діагностичним фактором, який дозволяє в ряді випадків визначити локалізацію патологічних змін органів слуху. Крім того, це важливо і для розуміння різних діагностичних методик: аускультатії, перкусії, фонокардіографії, для розуміння дії на органи людини інфразвуку і шумів.

При погіршенні слуху крива порогу слухового відчуття буде розташована вище від нормальної.

На кожній частоті різниця рівня інтенсивності в патології і нормі відповідає різниці рівня гучності, тобто відчуття одного й того ж звуку в нормі і при патології. Ця різниця в нормі і патології називається втратою слуху. Втрата слуху – це зниження рівня гучності сприйняття пацієнтом звуку даної частоти (рівня інтенсивності) по відношенню до норми. Втрату слуху прийнято оцінювати за підвищенням рівня інтенсивності порівняно з нормою. Оскільки дослідження проводиться на рівні порогу слухового відчуття, то метод називається пороговим, а оскільки вимірювання проводиться на чітко визначеній частоті, то метод називається тональним.

Органом сприйняття і аналізу пружних коливань середовища є слуховий аналізатор – вухо людини. В результаті тривалої еволюції орган слуху людини набув складної структури, яка забезпечує сприйняття звукових коливань в діапазоні від 16 до 20 КГц.

Для оцінки втрати слуху будується аудіограма. Аудіограма – це графік, який показує втрату слуху в децибелах залежно від частоти коливань (рис. 1.14).

Зовнішній вигляд і блок-схема аудіометра АП-2, який застосовують у поліклініці, наведені на рисунках 1.15 і 1.16.

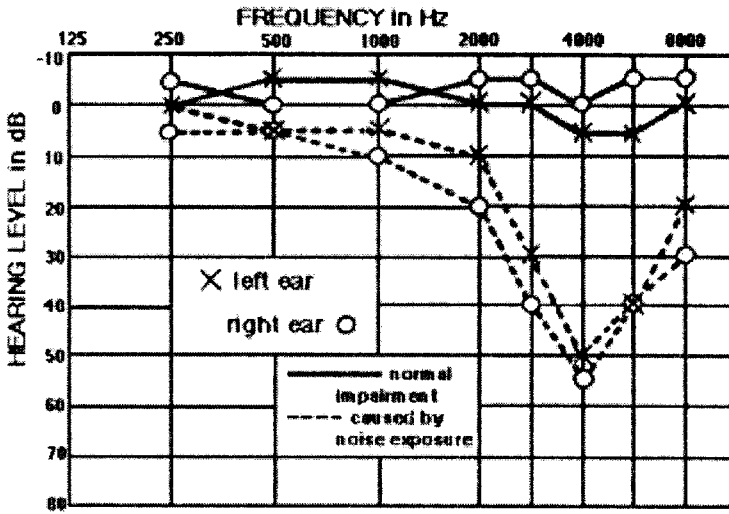


Рис. 1.14. Аудиограма.

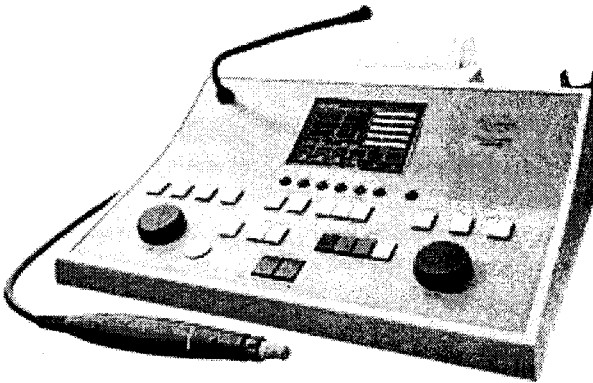


Рис. 1.15. Зовнішній вигляд аудіометра INTERAC.

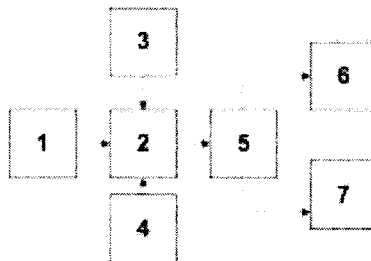


Рис. 1.16. Структурна схема аудіометра АП-2:

- 1 – блок живлення; 2 – генератор звукових коливань; 3 – регулятор рівня інтенсивності;
- 4 – перемикач частот; 5 – перемикач навушників; 6 – навушники звукової провідності;
- 7 – вібратор кістковий.

Сучасні аудіометри

Поліклінічні аудіометри мають два режими роботи: ручний (з участю медичного персоналу) і автоматизований – з вбудованою програмою процедури обстеження в автоматизованому режимі роботи (дозволяє вибрати частоти, на яких проводиться обстеження, провести скринінгове обстеження) (рис. 1.17). Їхні 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 видає результат про стан слуху: “Норма – Не норма – Невизначеність”. Поліклінічні аудіометри мають можливість підключення струменевого принтера або комп’ютера.



Рис. 1.17. Аудіометр поліклінічний АА-02.

Можливості обробки результатів дослідження аудіометра на ПК: підключений до аудіометра комп’ютер, після встановлення на нього програми обробки результатів аудіометричних обстежень, дозволяє створювати базу даних пацієнтів, відображати результати обстежень на екрані монітора і роздруковувати їх на будь-якому принтері. База даних складається з набору індивідуальних карток пацієнтів, розбитих на картотеки за певною ознакою. У картці містяться відомості про пацієнта (ПІБ, стать, рік народження, адреса, місце роботи) і відомості про пройдені ним за допомогою аудіометра обстеження (дата обстеження, аудіограма, висновок лікаря). Повітряне звуковідтворення: частоти: 125, 250, 500, 750, 1000, 1500, 2000, 3000, 4000, 6000, 8000 Гц.

Тимпанометр АА220 (рис. 1.18) суміщає функції двоканального поліклінічного аудіометра і імпедансометра АТ235. Всі дані можуть роздруковуватися на вбудованому термопринтері і передаватися на зовнішній лазерний принтер або комп’ютер.

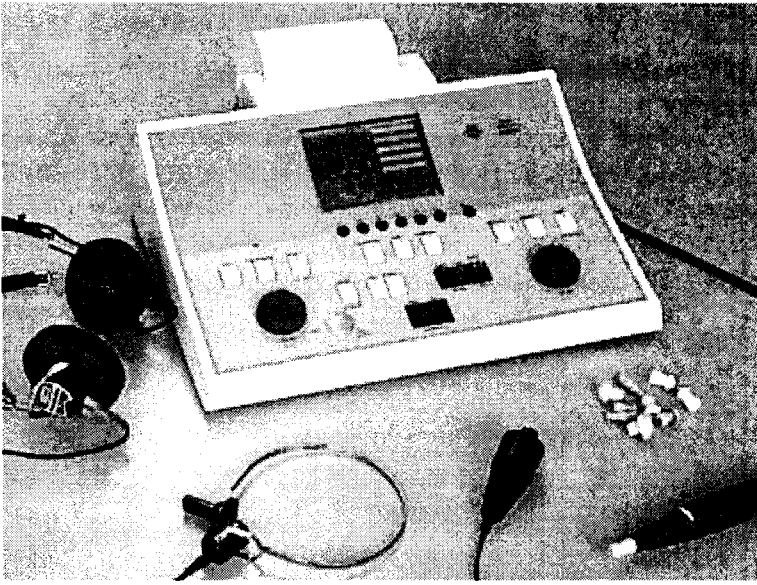


Рис. 1.18. Аудиометр-тимпанометр АА 220.

Прилад призначений для виконання державних програм скринінгу новонароджених на чинники ризику туговухості. Тестування можна проводити починаючи з 10 годин після народження. Час дослідження: 10 с – одне вухо. Є модифікації для одного пацієнта (в установах, де в рік обстежуються 200 новонароджених) і для великої кількості пацієнтів (для великих пологових будинків). Багатопацієнтна модифікація дозволяє внести в пам'ять 150 імен пацієнтів і 350 тестових результатів (рис: 1.19).

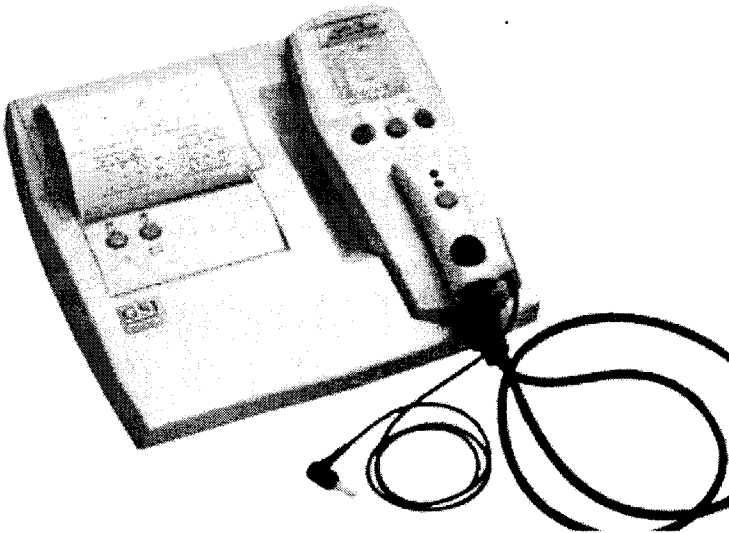


Рис. 1.19. Аудиометр (багатопацієнтна модифікація) GSI-70.

Аудіометр НЕЙРО-АУДІО – двоканальний прилад для проведення об'єктивної аудіометрії і дослідження затриманої викликаної отоакустичної емісії. Прилад для аудіологічного скринінгу новонароджених (рис. 1.20).

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).

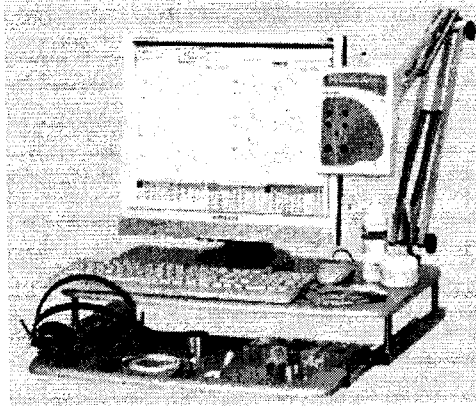


Рис. 1.20. Аудіометр НЕЙРО-АУДІО.

Мікропроцесорний портативний аудіометр GSI-17 (рис. 1.21) 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 туговухості. Область застосування: медпункти, поліклініки, приймальні відділення лікарень і шпиталів.

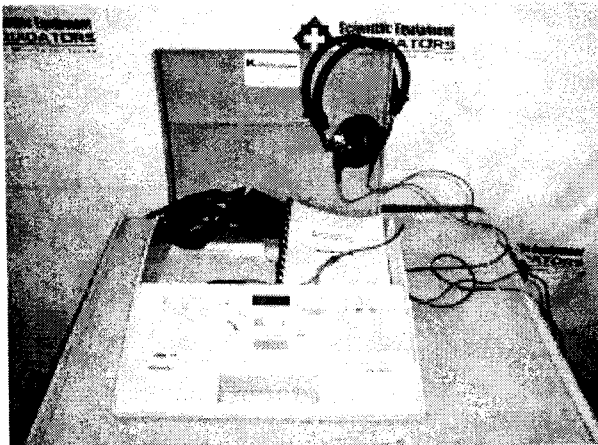


Рис. 1.21. Мікропроцесорний портативний аудіометр GSI-17.

ГЛАВА 1.3. ВИВЧЕННЯ РОБОТИ УЛЬТРАЗВУКОВИХ АПАРАТІВ

1.3.1. Фізичні основи ультразвукової діагностики

Ультразвук – це досить широка область механічних коливань, що лежать за межею порогу чутливості людського вуха (вище 16 кГц).

Графічно він зображається у вигляді синусоїди, додатні півхвилі якої відповідають згущенню в середовищі, а від’ємні – розрідженню (рис. 1.22).

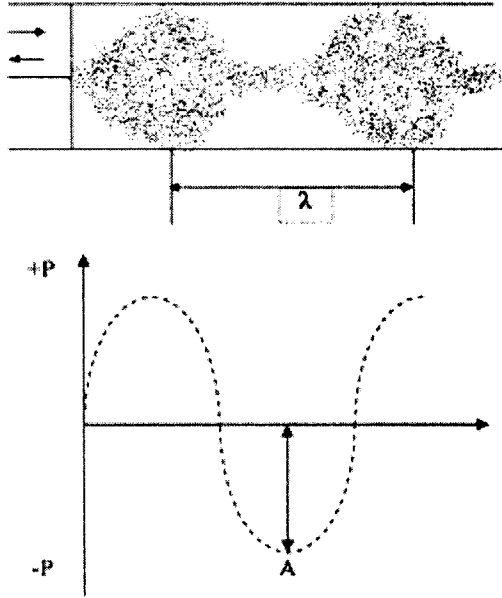


Рис.1.22. Графічне зображення згущення і розрідження хвиль:
 λ – довжина хвилі; A – амплітуда; P – акустичний тиск.

Існує широкий клас кристалів, у яких виникає зміщення іонів під впливом механічного навантаження, тобто внаслідок деформації кристала. Таке явище називають прямим п’єзоелектричним ефектом (рис. 1.23).

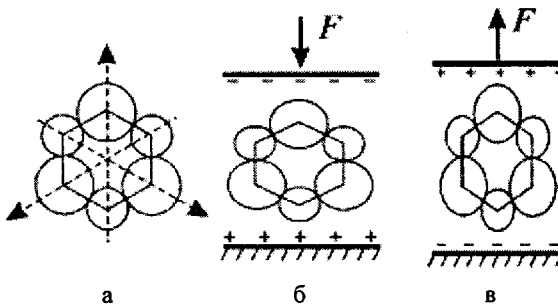


Рис. 1.23. Ілюстрація явища п’єзоелектричного ефекту:

а) спрощена структура кристалу кварцу; б) деформація стиску; в) деформація розтягу.

Ультразвук отримують за допомогою зворотного п'єзоелектричного ефекту ПЕЕ, фізична суть якого полягає у тому, що при прикладанні до торцевої поверхні пластини з кварцу чи титанату барію змінної електричної напруги пластини буде періодично змінювати свою товщину (стиск – розтяг). В свою чергу це приведе до того, що в прилягаючих до пластини шарах зовнішнього середовища виникають розрідження і згущення частинок середовища, тобто виникають механічні коливання ультразвукової частоти.

Генератором ультразвукових хвиль є передавач, який одночасно відіграє роль приймача відбитих сигналів. Генератор працює у імпульсному режимі, випромінюючи близько 1000 імпульсів за секунду. У проміжках між генеруванням ультразвукових хвиль п'єзодатчик фіксує відбиті сигнали.

У системах медичної ультразвукової діагностики зазвичай використовують частоту від 2 до 10 МГц.

Ультразвукові хвилі відбиваються від межі різнорідних середовищ. Із збільшенням акустичного опору середовища коефіцієнт відбиття хвиль зростатиме. Так відбувається на межі біологічних тканин із повітрям, яке сильно поглинає ультразвукові хвилі. Звідси впливає основна і найважливіша вимога до методики ультразвукової діагностики: забезпечення безповітряного контакту ультразвукового випромінювача з ділянкою тіла. Для цього використовують відповідні контактні середовища: вазелін, гліцерин, ланолін, дегазовану воду. Відбиття ультразвукових хвиль залежить і від кута їхнього падіння на зону дії. Чим більше кут падіння сигналів відхиляється від перпендикуляра, проведеного до поверхні середовища, тим більший коефіцієнт відбивання. Ультразвук поглинається біологічними тканинами нерівномірно: із збільшенням акустичного опору тканин зростатиме коефіцієнт його поглинання.

Глибина проникнення ультразвукових коливань залежить від їхньої частоти і від особливостей самих тканин. Прийнято вважати, що ультразвук частотою 800–1000 кГц проникає на глибину 8–10 см, а при частоті 2500–3000 кГц – на 1–3 см.

Енергія ультразвукових хвиль вимірюється в джоулях (Дж). Акустична потужність являє собою енергію, що переноситься за одиницю часу через поверхню, перпендикулярну до напрямку розповсюдження звукової хвилі, вимірюється у ватах (Вт).

У медицині виділяють 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 – високий рівень інтенсивності.

1.3.2. Механізм фізіологічної і лікувальної дії ультразвуку

При дії ультразвуку на організм виникає ряд процесів, які схематично зображені на рисунку 1.24.

Дія ультразвукової хвилі малої інтенсивності близько 1 Вт/м прискорює фізіологічні процеси у клітинах. При збільшенні інтенсивності ультразвуку на декілька порядків (до 10⁶ Вт/м² 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.

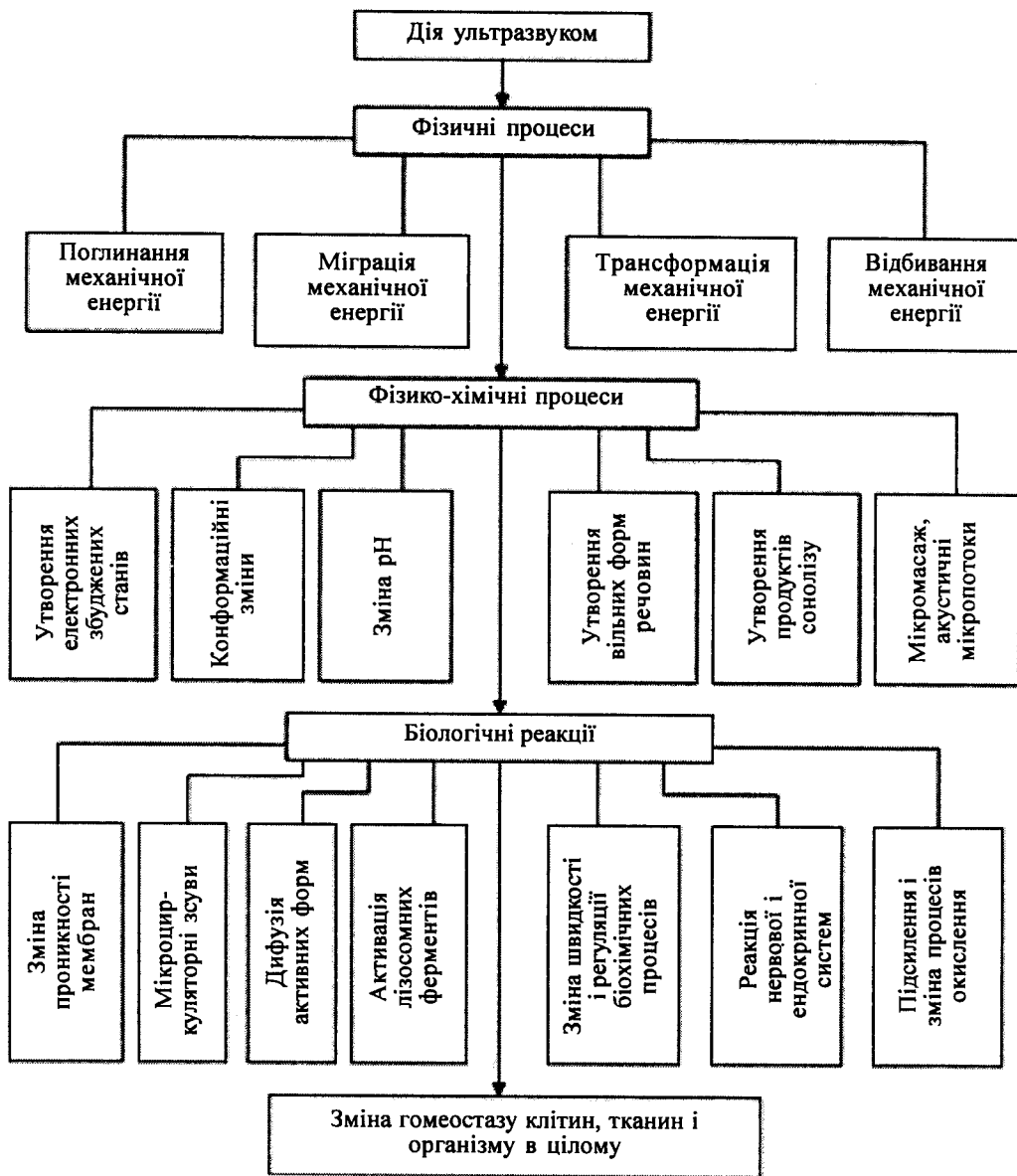


Рис. 1.24. Схема взаємодії ультразвукової енергії з біологічним середовищем і реакції організму.

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/м² 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 рисунку 1.25 показано зовнішній вигляд апарата для ультразвукової терапії УЗТ-1.01 Ф.

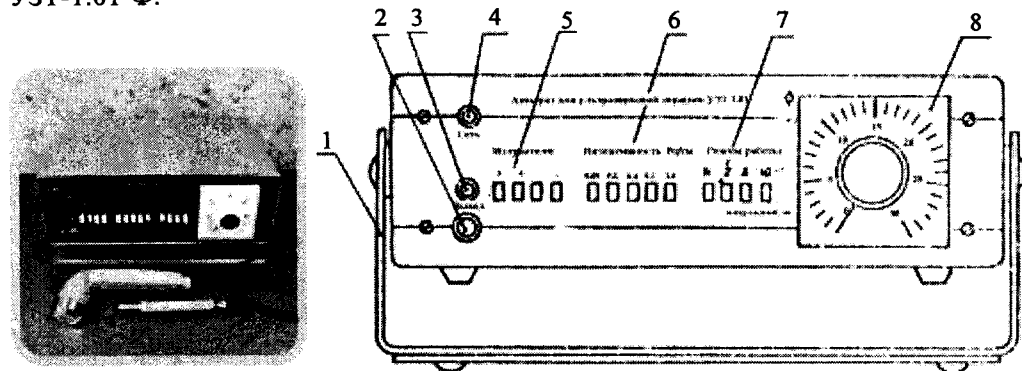


Рис. 1.25. Зовнішній вигляд апарата для ультразвукової терапії УЗТ-1.01 Ф:

1 – ручка, 2 – роз’єм “Выход” для під’єднання випромінювачів, 3 – світловий індикатор вихідної напруги, 4 – світловий індикатор вмикання мережі, 5 – перемикач “Излучатели”, 6 – перемикач “Интенсивность, Вт/см²”, 7 – перемикач “Режим работы”, 8 – процедурний годинник, який вмикає апарат у мережу і встановлює час тривалості процедури.

Схематична будова ультразвукового випромінювача (головки) показана на рисунку 1.26.

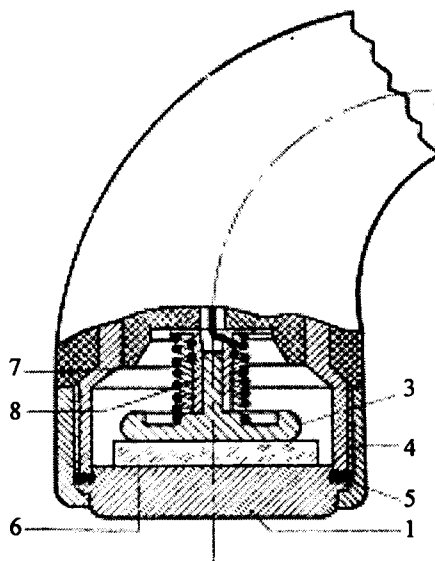


Рис. 1.26. Схема головки апарата для ультразвукової терапії.

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 апарату УЗТ.

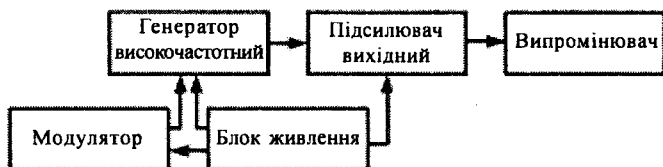


Рис. 1.27. Структурна схема апарату УЗТ.

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.

1.3.3. Застосування ультразвуку в медицині

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 уявити, що всі вони складаються з шести основних взаємопов'язаних частин відповідно до рисунку 1.28.



Рис. 1.28. Блок-схема, що показує зв'язок між основними вузлами ехо-імпульсних діагностичних систем.

Ультразвукова діагностика

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

Ультразвукове дослідження (сонографія) є одним з найінформативніших методів неінвазивної діагностики в медицині. Завдяки тому, що органи й тканини мають різну проникність для ультразвукових хвиль, від одних структур хвиля відбивається, іншими поглинається та проходить практично вільно. Цей принцип ехолокації був покладений в основу УЗД-сканерів – відбиті від неоднорідних за проникністю структур ультразвукові хвилі виявляються давачем апарату і після комп'ютерної обробки перетворюються на екрані монітора в точки світіння, з яких і формується зображення у вигляді зрізу тканин.

На рисунку 1.29 показано зовнішній вигляд сканера Explorer 2100.

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.

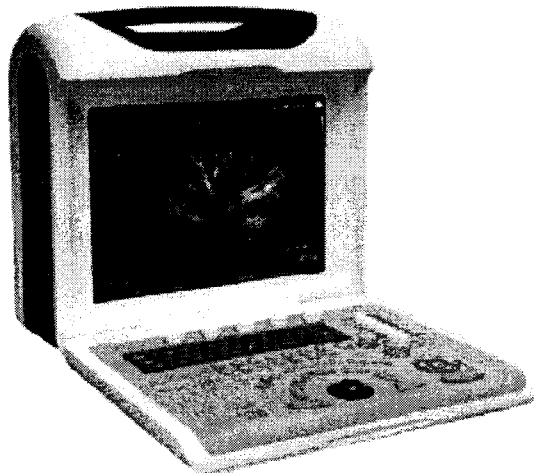


Рис. 1.29. Ультразвуковий сканер Explorer 2100 з кольоровим доплерівським картуванням.

На рисунку 1.30 зображена блок-схема УЗ-сканера з лінійним випромінювачем.

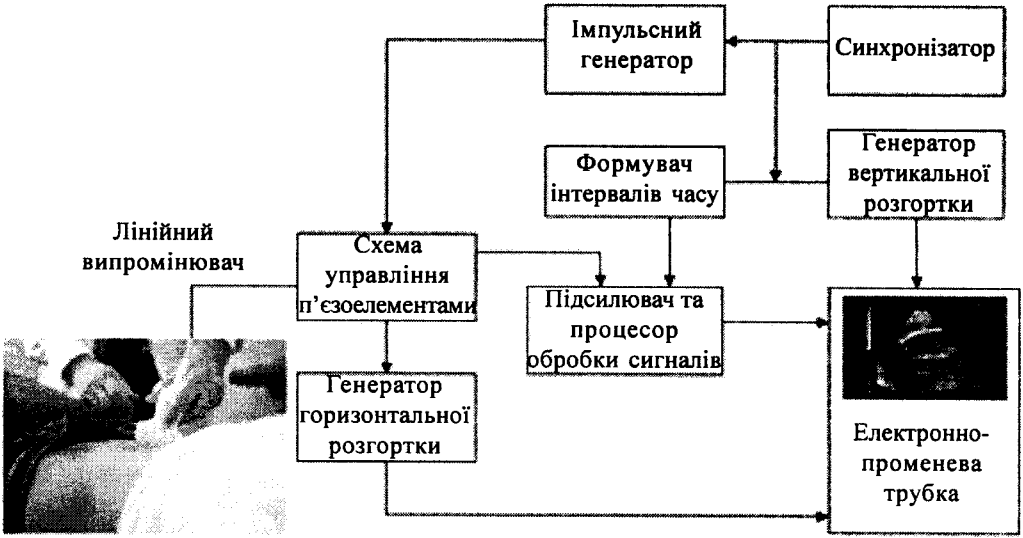


Рис. 1.30. Блок-схема УЗ-сканера.

На рисунку 1.31 показана процедура ультразвукового дослідження.

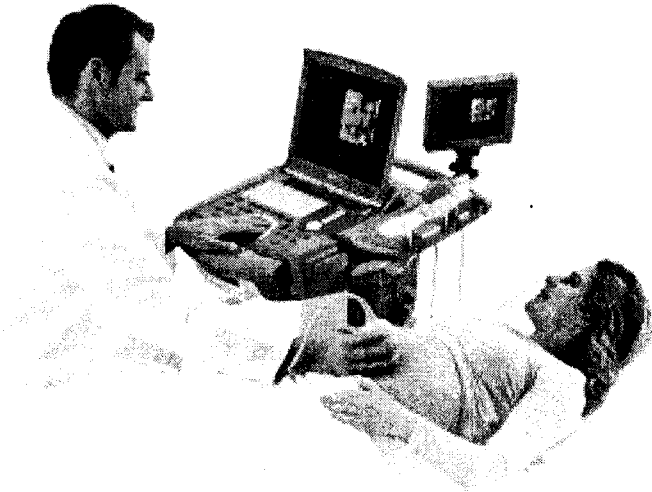


Рис. 1.31. Процедура УЗ дослідження.

В сучасній ультразвуковій діагностичній апаратурі використовуються датчики Д(С) трьох типів: механічні секторні, електронні секторні та лінійні, які залежно від технології виготовлення і технічних характеристик забезпечують практично всю гаму УЗ функціональних досліджень. На рисунку 1.32 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.

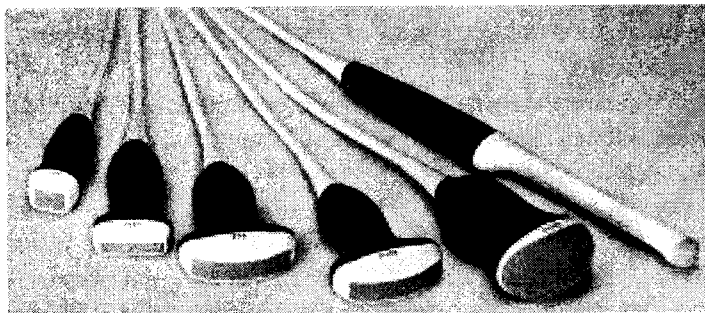


Рис. 1.32. Типи датчиків.

У конвексних датчиках зона огляду визначається характерними розмірами – довжиною дуги, що відповідає випуклій частині. Крім частоти вказується кутовий 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 кутовий розмір сектора сканування. Приклад маркування: 3,5 МГц /600 мм.

Механічне секторне сканування МСС (MSS) 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.

Схема механічного секторного сканера наведена на рисунку 1.33.

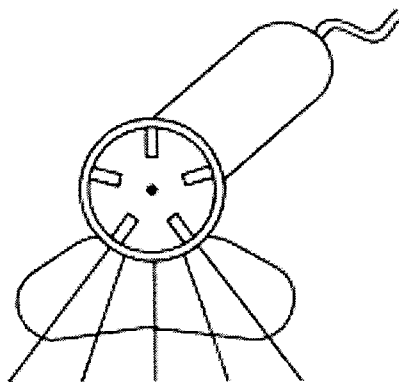


Рис. 1.33. Схема механічного секторного сканера.

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

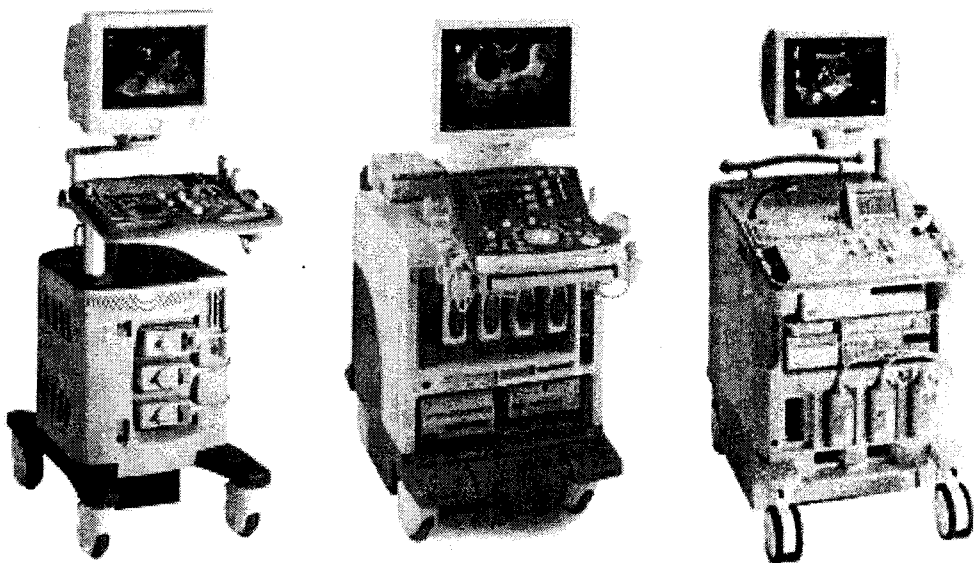
Оскільки механічні секторні сканери працюють з одним або декількома УЗ-випромінювачами, то вони забезпечують таку ж високу роздільну здатність, як і комбіновані сканери.

Одним із небагатьох їхніх недоліків є обмежена ширина зображення в ближньому полі УЗ-випромінювача.

Електронне секторне сканування ECC (ESS)

Поряд з механічними сканерами в медичній практиці застосовують і електронні секторні сканери (рис. 1.34).

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. Багатофункціональна цифрова система SSD-3500 ProSound

II. Універсальна багатофункціональна цифрова система нового покоління ProSound Alpha-10

III. Універсальна цифрова система експертного класу SSD-5500 SV ProSound PHD

Рис. 1.34. 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 (ЕД). ЕД полягає у тому, що частота ультразвукових хвиль у діапазоні від 3 до 10 мГц, відбитих від рухомого об'єкта, зокрема від еритроцитів у судинах, змінюється пропорційно змінам швидкості його переміщення. Це дозволяє реєструвати лінійну швидкість і напрямок кровотоку мозку і судин організму. УЗДГ успішно застосовується в амбулаторних і клінічних умовах, забезпечуючи можливість, завдяки безпечності багаторазових повторень, спостерігати за динамікою процесу й ефективністю лікувальних заходів.

Дуплексна (подвійна) УЗДГ

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

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

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

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

Доплерографія

Ультразвукова доплерівська діагностика (УЗДГ) успішно застосовується в амбулаторних і клінічних умовах, забезпечуючи можливість спостереження за ефективністю лікування.

Формула для обчислення частоти хвиль, які сприймає приймач, внаслідок відносного руху джерела хвиль і приймача має вигляд:

$$v_{пр} = v_{дж} \frac{v_0 \pm v_{пр}}{v_0 \mp v_{дж}}, \quad (1.8)$$

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.

Верхні знаки чисельника і знаменника відповідають випадку, коли джерело і приймач рухаються назустріч; нижні – коли джерело і приймач віддаляються один від одного.

При роботі медичного доплерівського приладу на певні ділянки тіла людини спрямовуються ультразвукові хвилі, після чого відбувається прийом та аналіз відбитих ехосигналів від рухомих елементів крові у кровоносних судинах (головним чином еритроцитів) (рис. 1.35, 1.36).

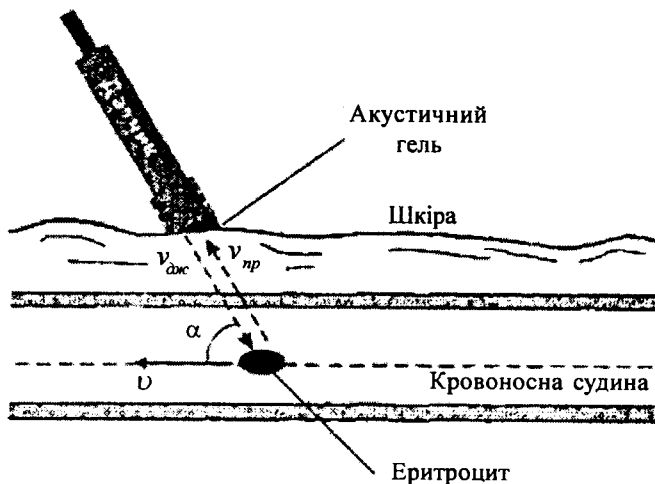


Рис. 1.35. Схема механічного секторного сканера.

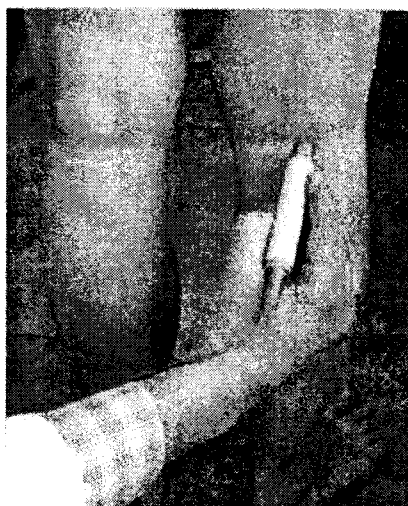


Рис. 1.36. Ультразвукова доплерографія варикозу нижньої кінцівки.

Датчик та еритроцит (рис. 1.35) по черзі відіграють роль джерела та приймача ультразвукових хвиль. Джерелом ультразвукових хвиль є датчик, який випромінює ультразвукові хвилі із частотою $\nu_{дж}$, приймачем яких є еритроцити:

$$v_{ep} = v_{дж} \frac{v_0 \pm v \cos \alpha}{v_0}, \quad (1.9)$$

де v_{ep} – частота хвиль, які сприймає еритроцит; v_0 – швидкість ультразвуку у тканинах; v – швидкість руху еритроцита.

Еритроцит, від якого відбивається хвиля, відіграє роль вторинного джерела, а приймачем (з частотою v_{np}) у цьому послуговує датчик:

$$v_{np} = v_{ep} \frac{v_0}{v_0 \pm v \cos \alpha}, \quad (1.10)$$

Із формул (1.10) і (1.11), враховуючи, що $x_0 \gg x$, отримуємо:

$$v_{дж} - v_{np} = \frac{2v_{дж} v \cos \alpha}{v_0}. \quad (1.11)$$

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

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 доплерівських сигналів. Оскільки швидкість руху окремих елементів крові змінюється протягом серцевого циклу і ультразвуковий сигнал відбивається не від одного еритроцита, а від певного об'єму крові із значною кількістю формених елементів, то відбитий ехосигнал містить часозмінюючий спектр доплерівських частот у діапазоні 5–20 кГц, 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 за звуковим супроводом сигналів можна оцінити стан кровотоку у судинах.

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. 1.37).

Доплерівський аналізатор МІНІДОП (рис. 1.38, табл. 1.1) використовується для оперативної діагностики:

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

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.



Рис. 1.37. Датчик приставлений до сонної артерії.

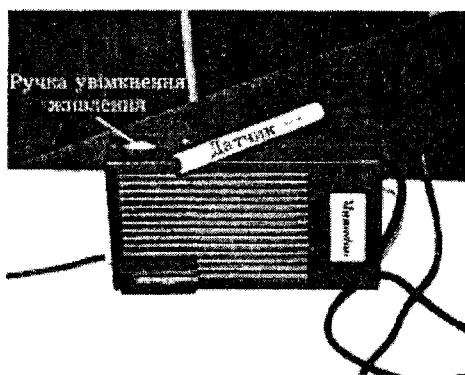


Рис. 1.38. Доплерівський прилад “Мінідоп”.

Таблиця 1.1

Технічні характеристики приладу “Мінідоп”

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

На рисунку 1.39 зображена багатофункціональна ультразвукова установка на базі персонального комп'ютера для доплерівського обстеження спектральним методом. На моніторі цього приладу виведено спектр кровотоку в сонній артерії.

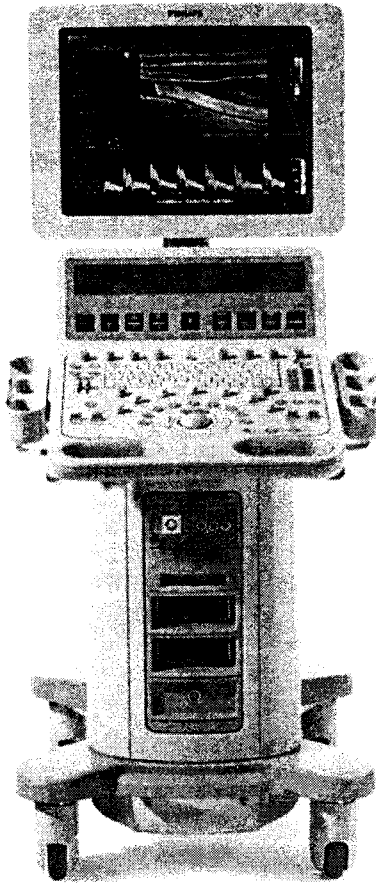


Рис. 1.39. Багатофункціональна ультразвукова установка HD15.

Сучасна медицина використовує різні методи доплерографії:

– *потоків 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 кровеносних судин у режимі реального часу. При переміщенні датчика запам'ятовуються лише послідовні кадри зображення і з них утворюється тривимірний вигляд лишень його кольорової частини.

Розділ 2

ЕЛЕКТРОМАГНІТНЕ МЕДИЧНЕ ОБЛАДНАННЯ

ГЛАВА 2.1. ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФІЯ

2.1.1. Електричний диполь. Поле диполя

Електричним диполем називають систему з двох рівних за величиною і протилежних за знаком точкових зарядів q , розташованих на відстані l один від одного. Основною характеристикою диполя (рис. 2.1, 2.2) є дипольний момент – вектор, рівний добутку заряду q на плече диполя l :

$$\vec{p} = q \cdot \vec{l}, \quad (2.1)$$

де \vec{l} – вектор, спрямований від негативного до позитивного заряду (плече диполя).

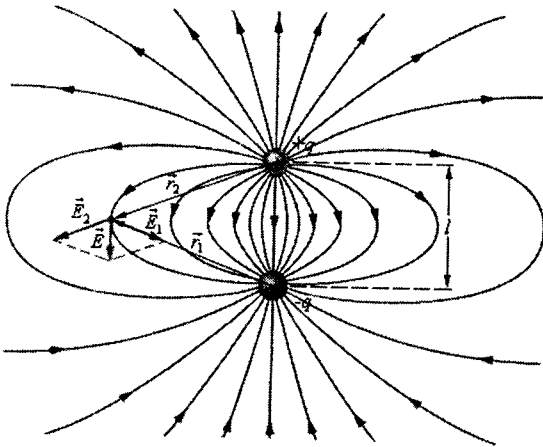


Рис. 2.1. Силлові лінії диполя.

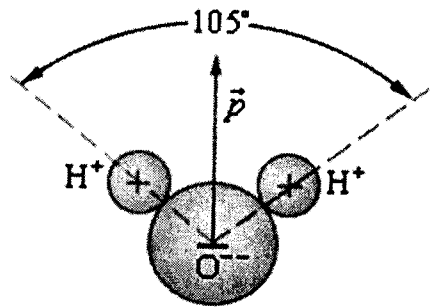


Рис. 2.2. Дипольний момент води.

2.1.2. Струмовий диполь

У провідному середовищі електричний диполь може існувати лише при приєднанні джерела напруги (рис. 2.3). Така двополюсна система називається струмовим диполем, або дипольним електричним генератором. Він складається з додатного полюса (витоку струму) і від'ємного (стоку струму), які розташовані на деякій відстані один від одного. Полюси називають уніполями.

На рисунку 2.3 R_i і R_c – внутрішні опори генератора і середовища, ε – е.р.с. Згідно з законом Ома для повного кола:

$$I = \frac{\varepsilon}{R_i + R_c}, \quad (2.2)$$

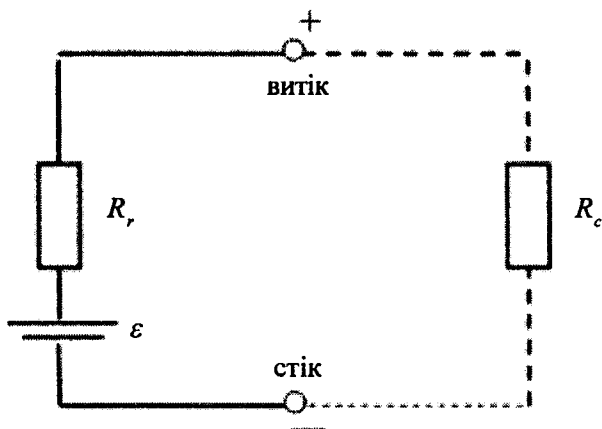


Рис. 2.3. Еквівалентна схема струмового диполя.

Якщо $R_r \gg R_c$, то $I = \frac{\varepsilon}{R_r} = \text{const}$. Отже, величина струму практично не залежатиме від опору зовнішнього середовища. Тому струмовий диполь можна характеризувати, за аналогією з електричним диполем, струмовим дипольним моментом \vec{D} :

$$\vec{D} = I\vec{L}, \quad (2.3)$$

\vec{L} – вектор, який з’єднує полюси диполя “-” і “+”.

В однорідному провідному середовищі уніполь створює електричне поле, потенціал якого у віддаленій точці поля рівний:

$$\varphi = \frac{I}{4\pi\sigma R}, \quad (2.4)$$

де I – струм через уніполь, R – відстань до точки, в якій визначається потенціал, σ – питома електропровідність.

Потенціал довільного n -го елементарного диполя пропорційний $D_i \cos \alpha_i$ (D_i – модель вектора \vec{D}_i), тобто проекції вектора дипольного моменту на пряму, яка з’єднує початок диполя і точку, в якій вимірюється потенціал.

Потенціал φ_0 електричного поля серця обумовлений сумою дипольних потенціалів елементарних диполів.

2.1.3. Теорія Ейнтховена. Компоненти нормальної ЕКГ. Векторелектрокардіографія

Вперше зафіксував біоелектричні явища італійський професор анатомії і медицини Луїджі Гальвані близько двохсот років тому. Він помітив, що скорочення м’яза жаби виникає при доторкуванні до її тіла одночасно двома різними металевими предметами – дротом і пластинкою з міді, срібла чи заліза. Коли він притискав мідні гачки, вставлені у спинний мозок жаби, до залізної решітки – лапки жаби скорочувалися. Пізніше Гальвані вже препарував скляними ножами. Виявилось,

що і при такому інструменті дотик стегнового нерва жаби з її м'язом приводив до помітного скорочення м'яза.

Біопотенціали, які виникають в органах і тканинах живого організму, надзвичайно чутливо відображають його функціональний стан. Тому аналіз зареєстрованих біопотенціалів знайшов широке застосування у медичній практиці. Реєстрація різниці потенціалів між точками біологічного середовища називається електрографією. Особливого поширення набув метод електрокардіографії – дослідження функціонального стану серця, його автоматизму, збудливості і провідності шляхом графічної реєстрації зміни електричних потенціалів, які виникають у серцевому м'язі під час його збудження і проведення збудження.

Англійський фізіолог О. Д. Уоллер одним з перших записав (1887 р.) електрокардіограму людини. Він запропонував розглядати серце як електричний диполь і запропонував концепцію електрокардіограми, яку послідовно розробив у ХХ ст. В. Ейнтховен (Нобелівський лауреат 1934 р.).

Електрокардіограма – це крива зміни електричної активності серця, яка характеризує діяльність серцевого м'яза. Вона характеризує зміну сумарного електричного потенціалу, який виникає під час збудження і проведення збудження в сукупності міокардіальних клітин за кардіоцикл. На графіку по вертикалі реєструють зміну значення напруги в мілівольтах, по горизонталі – час в секундах.

Ейнтховен запропонував моделювати електричну діяльність серця струмовим диполем з дипольним моментом:

$$\vec{D}_c = \sum_{i=1}^N \vec{D}_i, \quad (2.5)$$

де \vec{D}_i – дипольний момент елементарного струмового диполя на клітинному рівні, який направлений від “-” до “+”, тобто від збудженої ділянки до незбудженої.

Вектор \vec{D}_c в медичній літературі називають електричним вектором серця, або вектором електрорушійної сили серця.

Фізико-математична модель, в якій реальний генератор серця зведено до точкового струмового диполя, називається моделлю дипольного еквівалентного електричного генератора серця.

Еквівалентний струмовий диполь серця створює в тілі людини електричне поле, силові лінії якого виходять на поверхню тіла.

Ейнтховен встановив відповідність між миттєвими значеннями проекцій електричного вектора серця на фронтальну площину і різницею потенціалів між трьома точками цієї площини на поверхні тіла, які утворюють рівносторонній трикутник, у центрі якого знаходиться електричний вектор серця.

Тоді різниця потенціалів між вершинами трикутника буде пропорційна проекціям електричного вектора на відповідні його сторони (рис. 2.4).

$$\Delta\varphi_{AB} : \Delta\varphi_{BC} : \Delta\varphi_{CA} = \vec{D}_{AB} : \vec{D}_{BC} : \vec{D}_{CA}. \quad (2.6)$$

Кожна із цих проекцій відповідатиме одному із стандартних відведень, прийнятих в електрокардіографії: I-ЛР-ПР (RL); II ПР-ЛН (RF); III ЛР-ЛН (LE).

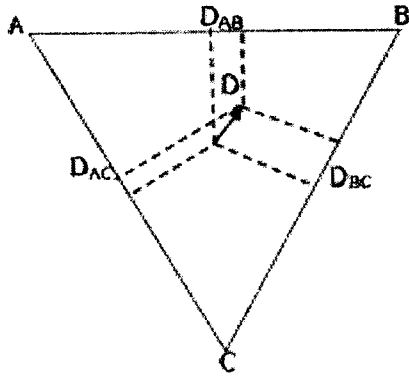


Рис. 2.4. Проекції електричного вектора серця на сторони трикутника Ейнтховена.

За кардіоцикл кінець вектора \vec{D}_c описує складну просторову криву. В теорії Ейнтховена вона в першому наближенні приймається за плоску, розташовану у фронтальній площині грудної клітки, та складається з трьох петель P, QRS, T (рис. 2.5). Проекція просторових петель на лінію I відведення за кардіоцикл утворює криву з трьома відповідними зубцями P, QRS, T (рис. 2.6) і має назву електрокардіограми.

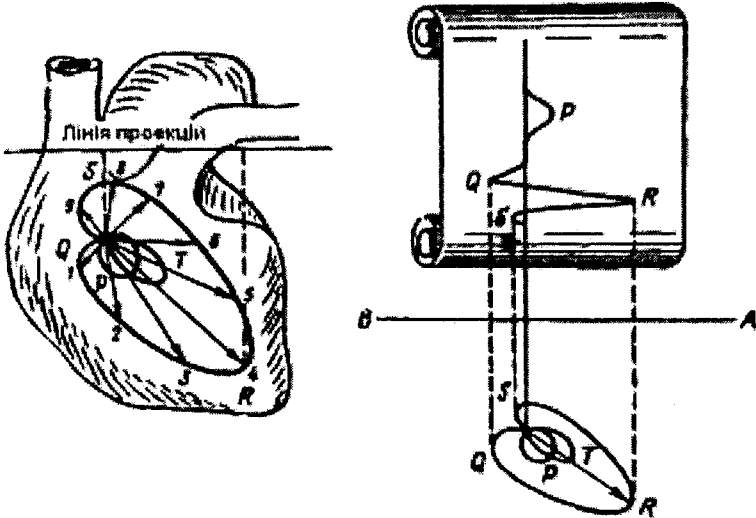
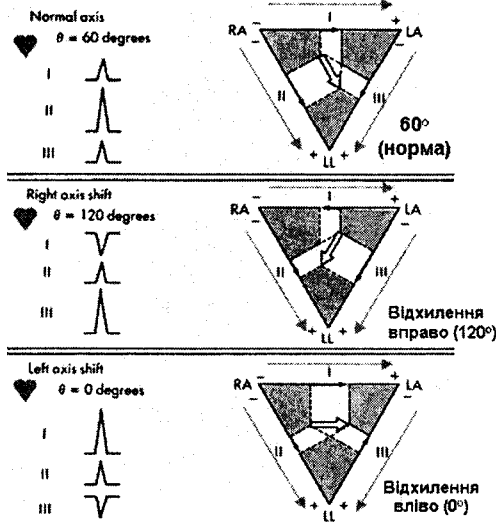
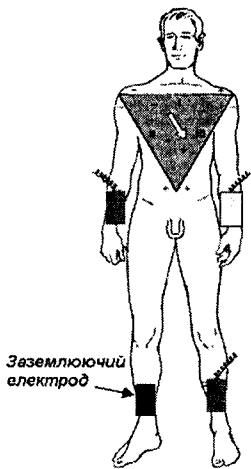


Рис. 2.5. Просторова крива Ейнтховена.

Для запису ЕКГ використовують електрокардіограф (рис. 2.7). Існує багато різних марок електрокардіографів, але всі вони складаються з таких частин: перемикача відведень, підсилювача біопотенціалів, реєструвального пристрою, джерела живлення.

На рисунку 2.8 схематично показана електрокардіограма здорової людини у першому відведенні.



ЕВС – електрична вісь серця відображає середню величину ЕРС під час електричної систоли

- Якщо ЕВС паралельна лінії даного відведення, амплітуда зубців в цьому відведенні буде найбільшою
- Якщо ЕВС спрямована перпендикулярно лінії відведення – амплітуда зубців буде рівною 0
- Якщо проєкція ЕВС збігається з напрямком вектора осі відведення – зубець R буде позитивним
- Якщо проєкція ЕВС і вектор осі відведення спрямовані протилежно – зубець R буде негативним

Рис. 2.6. Зв'язок між ЕВС, лініями відведення і амплітудою зубців ЕКГ.

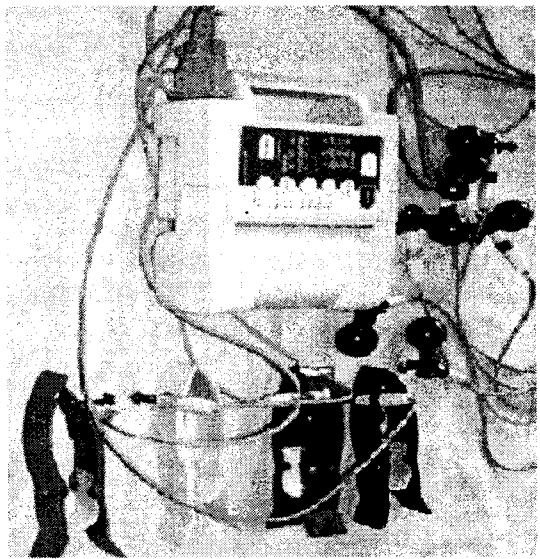


Рис. 2.7. Електрокардіограф.

Відрізки на ЕКГ, розміщені між зубцями, називають сегментами, а відрізки, що складаються з сегмента і зубця – інтервалами. Горизонтальні ділянки сегментів вказують на відсутність різниці потенціалів на поверхні тіла: вони зображені ізоелектричною лінією. Зубці, спрямовані вершинами вгору від ізоелектричної

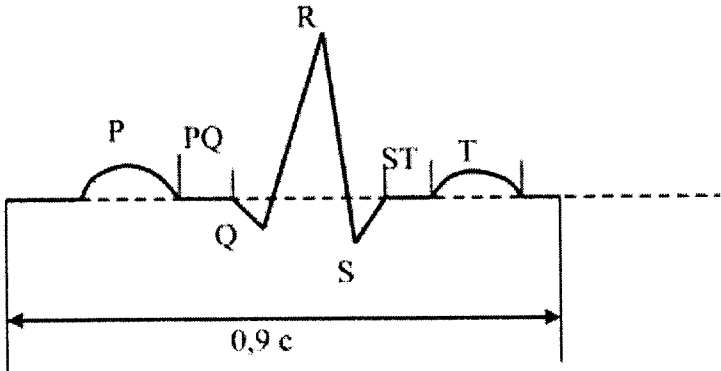


Рис. 2.8. Електрокардіограма здорової людини.

лінії, вважаються додатними, вниз – від’ємними. Діагностичними показниками ЕКГ є форма, висота зубців та інтервали між ними (рис. 2.9).

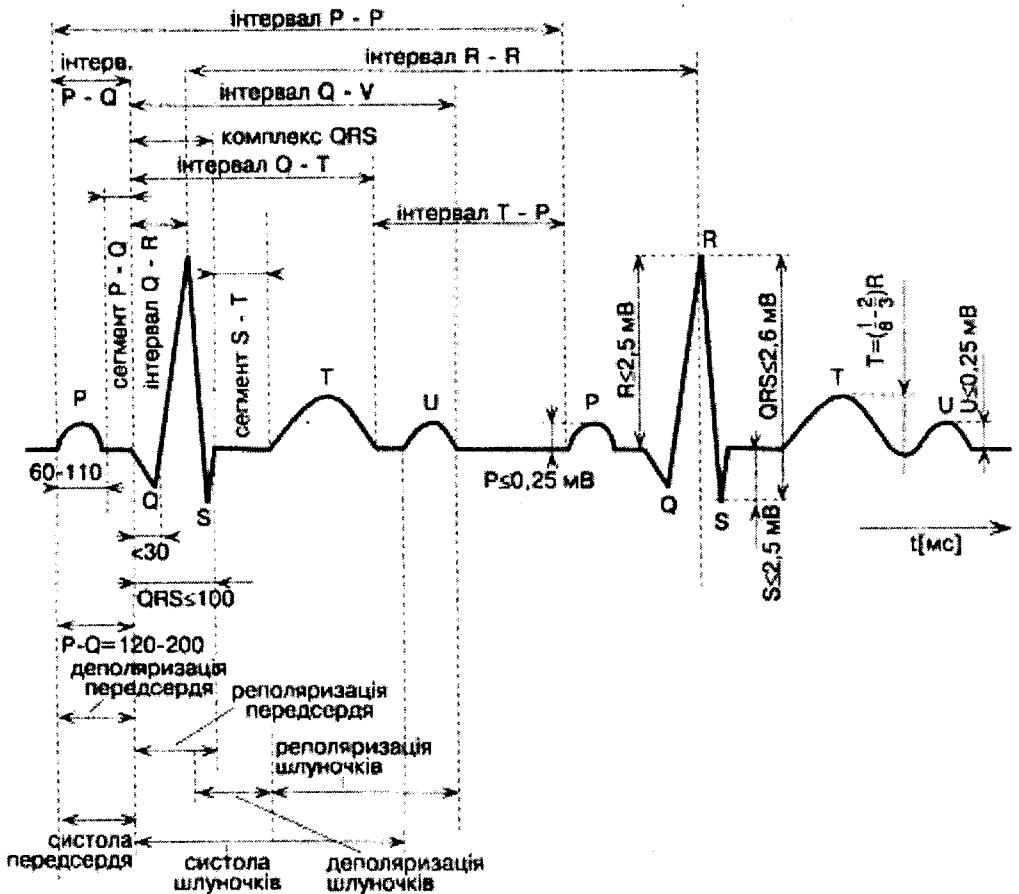


Рис. 2.9. Електрокардіограма в II стандартному відведенні з основними діагностичними зонами.

Висота (амплітуда) зубців вимірюється в мм (мВ), а тривалість – в частках секунди. Тривалість кардіоциклу $\sim 0,8-0,9$ с. Зубець T записується під час поширення збудження в міокарді передсердь; його тривалість $0,06-0,11$ с. Сегмент PQ відповідає часу розповсюдження збудження від передсердя до шлуночків. Комплекс QRS утворюється при поширенні збудження в міокарді шлуночків у напрямі від ендокарда до епікарда; його тривалість $0,8-0,1$ с. Сегмент ST є відображенням проміжної стадії – поляризації шлуночків, а зубець T – її кінцевої стадії. Після зубця T починається діастола і на ЕКГ спостерігається ізолінія.

Запис електричної активності серця проводиться із поверхні тіла пацієнта (верхні та нижні кінцівки, грудна клітка), куди накладаються електроди. ЕКГ реєструють при різній швидкості стрічки. Зазвичай швидкість її складає 25 мм/с, при цьому 1 мм кривої рівний $0,04$ с, іноді для детальнішого запису використовують швидкість 50 і навіть 100 мм/с. При довготривалій реєстрації ЕКГ використовують меншу швидкість – від $2,5$ до 10 мм/с.

Поскільки амплітудні значення біопотенціалів дуже малі, то виявити і зареєструвати їх можна лише після попереднього підсилення, для чого використовується такий важливий пристрій як підсилувач.

Електрокардіограма не дає нам уявлення про просторову орієнтацію електричного вектора серця \vec{D}_n , а для діагностики така інформація конче потрібна. Для цього використовують метод просторового дослідження електричного поля серця – векторкардіографію.

У векторній кардіографії реєструють два види кривих, які характеризують вектор \vec{D}_c :

1) векторкардіограму – геометричне місце точок (траєкторію) кінця вектора \vec{D}_c в просторі за кардіоцикл.

2) плоскі векторелектрокардіограми (петлі), які описує кінець вектора \vec{D}_c в проєкції на будь-яку з трьох координатних площин.

Проєкція векторелектрокардіограми отримується при додаванні двох взаємно перпендикулярних відведень.

Прилад для візуального спостереження векторелектрокардіограми називають векторелектрокардіоскопом.

Розглянемо взаємодію вузлів електрокардіографа (рис. 2.10).

Біоелектричні сигнали через кабель відведень й перемикач відведень (ПВ) подають на вхід підсилувача напруги (ПН). До входу підсилувача напруги підключається також джерело калібрувальної напруги (ДКН). Сигнал, підсилений підсилувачем напруги, подається на вхід підсилувача потужності (ПП), після чого надходить на електромеханічний перетворювач (ЕМП), який здійснює перетворення електричного сигналу в рух теплового пера. Теплочутливий папір рухається рівномірно відносно пера за допомогою стрічкопротяжного механізму (СПМ). Для живлення підсилувача біопотенціалів, електродвигуна стрічко-протяжного механізму, теплового пера в приладі застосовується блок живлення (БЖ).

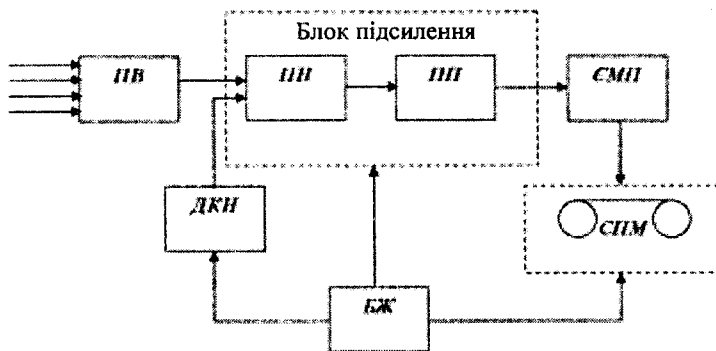


Рис. 2.10. Структурна схема електрокардіографа.

На рисунку 2.11 показані органи управління електрокардіографа; штрихові лінії вказують на блок, управління яким здійснюється за допомогою відповідного перемикача. Кнопка “Стандарт 1 мВ” на передній панелі дозволяє встановити калібрувальну напругу 1 мВ для калібрування електрокардіографа. Від перемикача відведено сигнал ЕКГ потрапляє на початковий підсилювач сигналу (ППС). Цим пристроєм є диференціальний підсилювач із високим ступенем приглушення загального сигналу. ППС містить перемикач для регулювання чутливості або підсилення. Для більшості пацієнтів перемикач залишається в положенні “1”. Якщо амплітуди зубців ЕКГ незначні, то чутливість приладу можна подвоїти, перемкнувши перемикач у положення “2”. Якщо інтенсивність сигналів потрібно зменшити вдвічі, установлюють перемикач у положення “1/2”.

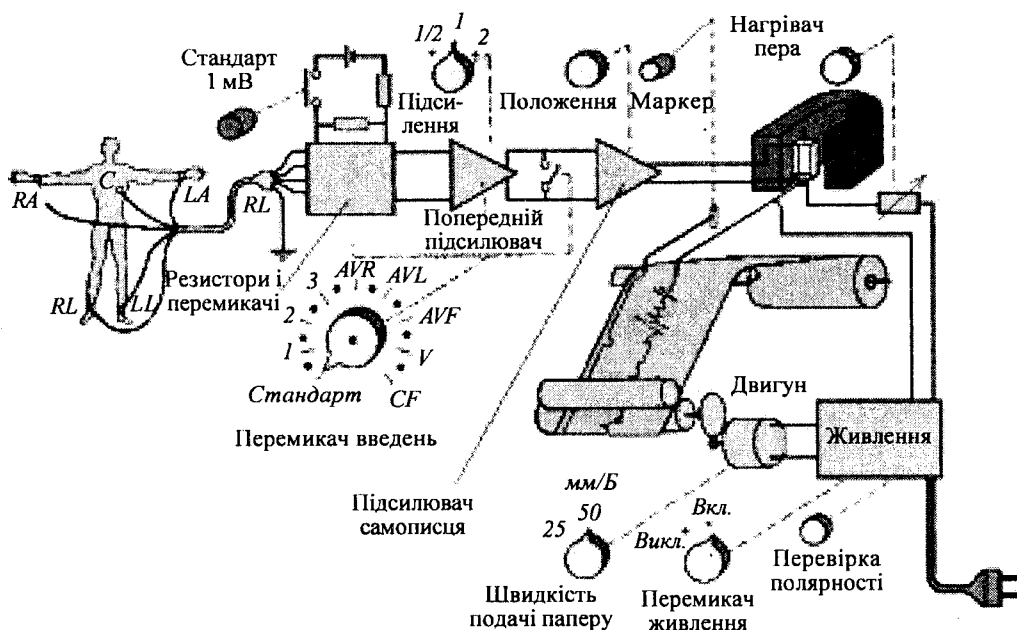


Рис. 2.11. Основні блоки і органи управління сучасного електрокардіографа.

За ППС слідує підсилювач постійної напруги, так званий підсилювач самописця (ПС). ПС забезпечує необхідну потужність для переміщення реєструючого пера, яке здійснює запис ЕКГ.

У сучасних електрокардіографах використовується теплочутлива стрічка паперу та перо з електричним підігрівом, температуру якого можна регулювати за допомогою ручки “Нагрів пера”. Крім записуючого пера у ЕКГ використовується “маркер часу”, який вмикається за допомогою кнопки. Це дозволяє операторові наносити кодовану мітку відповідного відведення на початку ЕКГ. Зазвичай ЕКГ записують при швидкості стрічки паперу 25 мм/с, але в приладі передбачена і вища швидкість 50 мм/с, яка дозволяє отримати детальнішу інформацію про QRS комплекс при дуже високому ритмі серцебиття або в тих випадках, коли потрібно досліджувати деякі специфічні деталі записаної кривої.

Вимикач живлення має три положення. У положенні “Включено”, живлення до підсилювача подається, проте стрічка не буде переміщатися. Для її переміщення, вимикач необхідно встановити у положення “Протяжка” (рис. 2.11).

ГЛАВА 2.2. ЕЛЕКТРОГРАФІЧНІ МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ

2.2.1. Енцефалографія

Енцефалографія – метод електрофізіологічного об'єктивного дослідження функціонального стану головного мозку, заснований на графічній реєстрації його біопотенціалів. Реєстрована крива коливань біопотенціалів мозку називається електроенцефалограмою. Електроенцефалограф (рис. 2.12) застосовується для встановлення локалізації патологічного осередку в головному мозку, диференціального діагнозу захворювань центральної нервової системи (ЦНС), вивчення механізму епілепсії і виявлення її на ранніх стадіях.

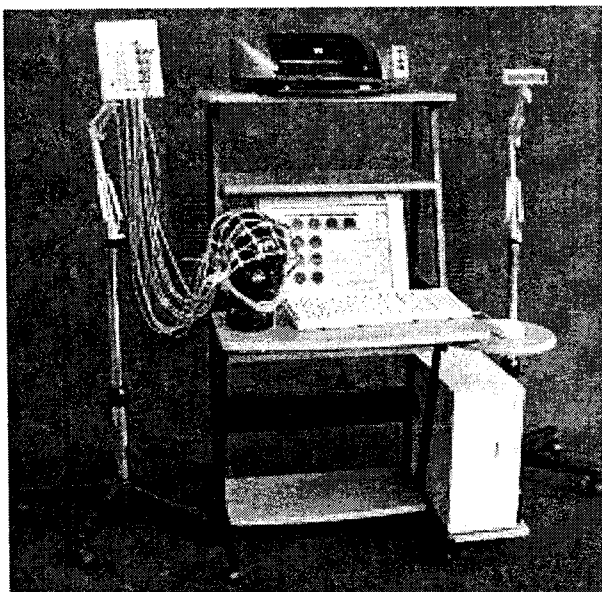


Рис. 2.12. Електроенцефалограф.

Електроенцефалограф складається із комутатора відведень, підсилювача біопотенціалів, реєструючого пристрою, пристрою калібрування, що конструктивно об'єднані у спільний корпус. Невід'ємною складовою ЕЕГ є електроди, світловий та звуковий стимулятори.

На рисунку 2.13 представлена типова структурна схема цифрового електроенцефалографа. Цифрові електроенцефалографи, як і аналогові, мають входні комутатори, попередні підсилювачі і фільтри. Аналого-цифровий перетворювач (АЦП) забезпечує можливість використання комп'ютера для подальшої обробки і зберігання сигналів.

Для дослідження діяльності головного мозку застосовують:

- електроенцефалографи (8-, 16-, 32-канальні);
- аналізатори біопотенціалів;
- електроенцефалоскопи.

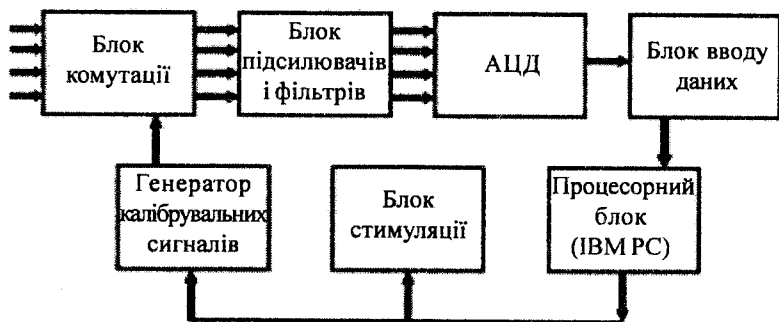


Рис. 2.13. Структурна схема електроенцефалографа.

Сучасні електроенцефалографи являють собою багатоканальні реєструючі пристрої, що поєднують від 8 до 24 і більше ідентичних реєструючих блоків (каналів), які дозволяють реєструвати електричну активність від відповідного числа пар електродів, встановлених на голові обстежуваного.

Після реєстрації електричні потенціали подаються на вхід реєструючого пристрою. Електроенцефалограф (рис. 2.14) містить 20–40 і більше пронумерованих контактних гнізд, за допомогою яких до нього може бути приєднана відповідна кількість електродів.

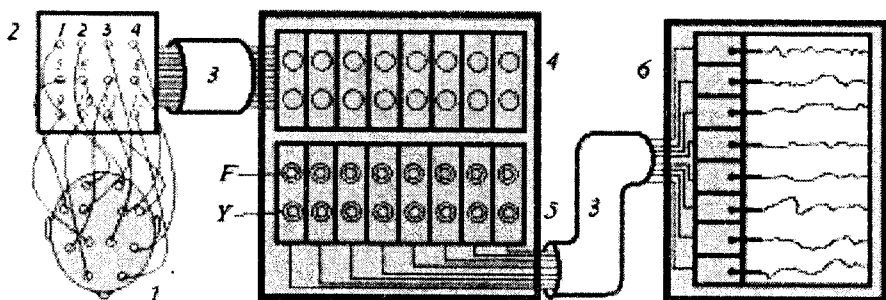


Рис. 2.14. Блок-схема електроенцефалографа.

Опис схеми електроенцефалографа (рис. 2.14):

- 1 – голова досліджуваного з відповідними електродами (вигляд зверху);
- 2 – вхідна коробка;
- 3 – з'єднувальні кабелі;
- 4 – селекторний блок з перемикачами для кожного каналу;
- 5 – блок підсилення з регуляторами фільтрів високої і низької частот (F) і грубого або плавного регулювання підсилення (Y);
- 6 – блок реєстрації.

У цифрових електроенцефалографах регулювання чутливості і комутації електродів здійснюється програмно з клавіатури комп'ютера або спеціалізованим процесором. Для встановлення смуги пропускання підсилювача на кожному з каналів є регулятори фільтрів високої і низької частот (1500 до 15 Гц.). Фільтр низької частоти визначає верхні межі частот, які не спотворює підсилювач.

Регулювання нижньої смуги пропускання електроенцефалографа здійснюють фільтри високих частот. Обмеження нижньої смуги пропускання приладу сприяє усуненню із запису інформації про повільні зміни потенціалу шкіри, зміни потенціалу, зумовленого порушенням контакту між шкірою і електродом.

Для стандартизації режиму роботи електроенцефалографа застосовують калібрувальний пристрій. Цей пристрій подає одночасно на входи всіх підсилювачів сигнал почергово позитивної та негативної полярності, амплітуда якого залежить від вибраного масштабу підсилення. Для запису ЕЕГ використовують стандартний калібрувальний сигнал – 50 мкв.

2.2.2. Електроміографія

Електроміографія – це метод вимірювання функціонального стану скелетних м'язів, заснований на реєстрації електричних потенціалів, що виникають в них. За допомогою електроміографа (рис. 2.15) досліджуються рефлекторні реакції організму, периферійний нейромоторний апарат, а також проводиться функціональна діагностика периферійних нервів і м'язів.

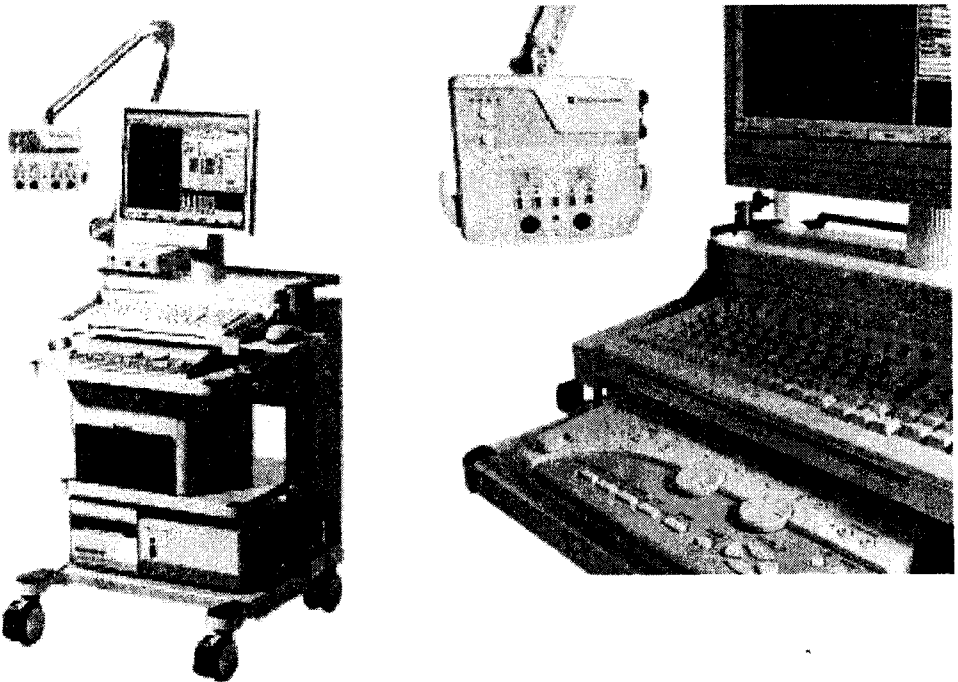


Рис. 2.15. Зовнішній вигляд електроміографа.

Методика техніки відведення і реєстрації ЕМГ не відрізняються від техніки електроенцефалографії, електрокардіографії.

Електроміограф являє собою дво- або чотириканальну установку з широкою частотною характеристикою, низьким рівнем шумів (рис. 2.16).

Опис принципу роботи схеми.



Рис. 2.16. Схема з'єднання блоків, що входять до складу електроміографічної установки.

Біопотенціали м'язів після підсилувача (1), пройшовши через комутаційний пристрій (2), блоку контролю (3), реєструються осцилографом (4).

Для одержання електроміограми використовуються різні електроди, залежно від завдань дослідження. При реєстрації потенціалів дії (ПД) м'язових волокон або їх груп застосовують голкові електроди (рис. 2.17) – сталеві голки діаметром 0,3–0,7 мм, які вводяться у м'яз.

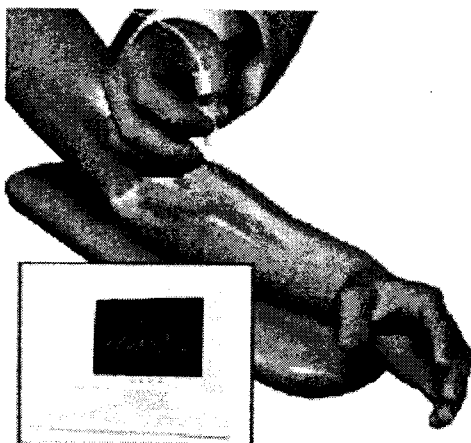


Рис. 2.17. Голковий електрод.

Для реєстрації сумарної електричної активності м'язів використовують поверхневі електроди (рис. 2.18) – пластини з площею поверхні 20–50 мм².

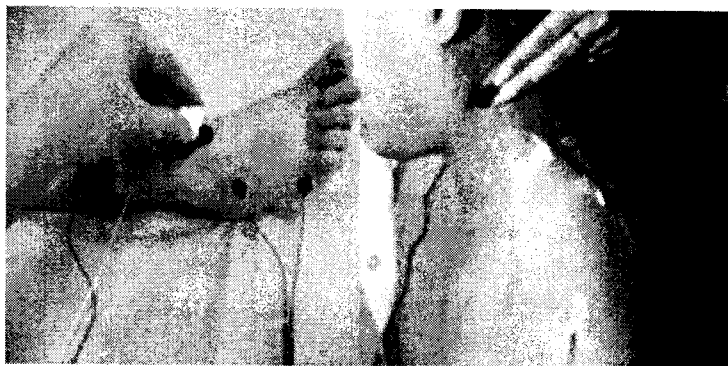


Рис. 2.18. Поверхневі електроди.

Запис ЕМГ здійснюється при швидкості руху паперової стрічки або фотоплівки від 4–5 см/с, до 20 см/с.

ГЛАВА 2.3. МЕДИЧНЕ ОБЛАДНАННЯ ДЛЯ ЛІКУВАННЯ ЕЛЕКТРИЧНИМ СТРУМОМ

2.3.1. Електропровідність тканин організму

Біологічні середовища у більшості випадків є електролітами. Напрявлений рух іона в електроліті буде рівномірним, якщо електростатичне поле E діятиме на нього із силою F_e , яка дорівнюватиме силі тертя F_{mp} :

$$F_e = F_{mp}, \quad qE = r\nu, \quad (2.7)$$

де q – заряд іона, ν – швидкість його руху, r – коефіцієнт тертя. Тоді

$$\nu = \frac{q}{r} E = bE, \quad b = \frac{\nu}{E}, \quad (2.8)$$

де b – рухливість іона.

Рухливість іонів b чисельно дорівнює швидкості їх впорядкованого руху в електричному полі з напруженістю $E = 1 \frac{B}{m}$, $[b] = \frac{m^2}{cB}$.

Питома електропровідність електролітів δ визначається за формулою:

$$\delta = \alpha nq(b_+ + b_-), \quad (2.9)$$

де α – коефіцієнт електролітичної дисоціації, n – концентрація іонів, b_+ і b_- – відповідні рухливості іонів протилежних знаків.

Густина струму в електроліті дорівнює:

$$j = \alpha nq(b_+ + b_-)E. \quad (2.10)$$

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 можна описати законом Ома для електролітів:

$$\vec{j} = \frac{F \cdot z \cdot n}{N_A} (b_+ + b_-) \vec{E}, \quad (2.11)$$

де j – густина електричного струму, F – число Фарадея, z – валентність, n – концентрація іонів, N_A – число Авогадро, b_+ , b_- – електрофоретична рухливість іонів, E – напруженість електростатичного поля.

Рівняння (2.11) 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 ($\sigma_{шкіри} = 10^{-6} \text{ Ом}^{-1} \cdot \text{м}^{-1}$, $\sigma_{крові} = 0,6 \text{ Ом}^{-1} \cdot \text{м}^{-1}$) та залежність електропровідності від фізіологічного стану організму.

2.3.2. 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. Обох 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. 2.19, 2.20).



Рис. 2.19. Схема досліду, яка показує роль полярності електродів (при полярності, вказаній на рисунку, гине лівий кролик).

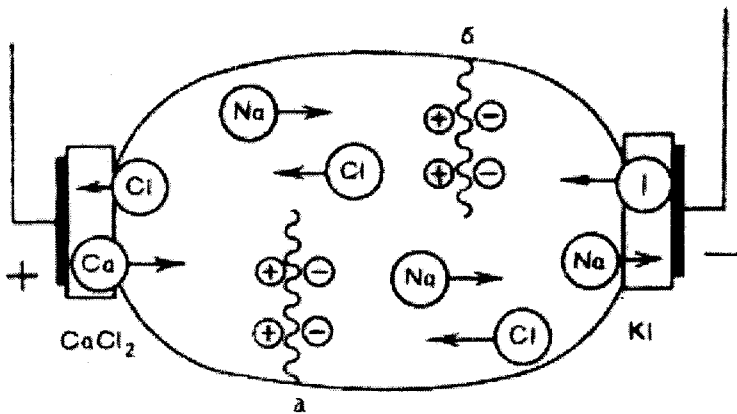


Рис. 2.20. Схема переміщення іонів при електрофорезі.

На рисунку 2.21 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.

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 рисунках 2.22 і 2.23 зображено устаткування для електрофорезу. Дані системи є повністю автоматизованими, багатофункціональними та дозволяють одночасно аналізувати до 28 зразків.

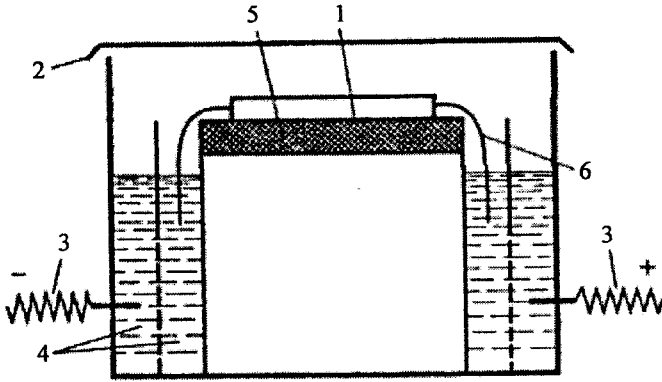
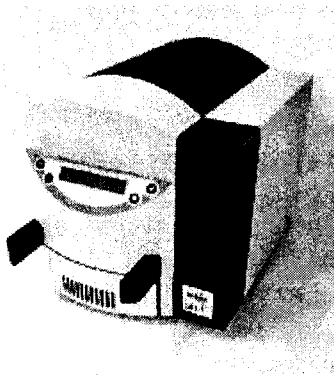
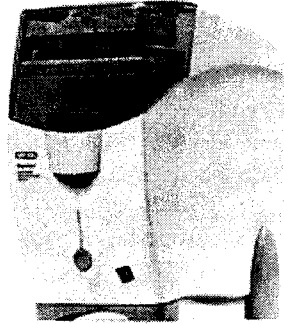


Рис. 2.21. Пристрій для електрофорезу:

1 – носій (ацетат целюлози); 2 – кришка; 3 – електроди; 4 – буферний розчин; 5 – ізолятор; 6 – смужки ацетату глюкози.



а

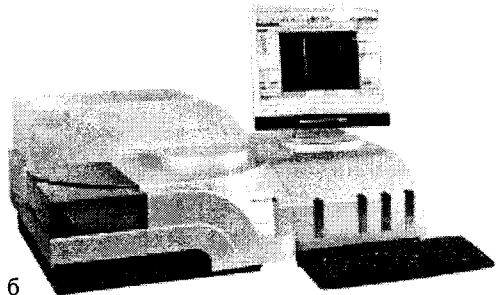


б

Рис. 2.22. Устаткування для електрофорезу: а) SAS-1 Plus; б) Experion.



а



б

Рис. 2.23. Устаткування для електрофорезу: а) MINICAP; б) CAPILLARYS-2.

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. 2.24).



Рис. 2.24. 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.

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 слугувати діагностичним показником.

Застосування постійного струму невеликої сили (до 50 мА) з напругою в 30–80 В з лікувальною метою називають *гальванізацією*. Методика полягає в тому, що на певні частини організму накладають свинцеві електроди і міцно їх фіксують. Електроди під'єднують до апарату гальванізації і пропускають постійний струм через ділянку організму протягом певного часу (рис 2. 25). При цьому густина струму не повинна перевищувати: $j_{\max} = 0,1 \text{ мА/см}^2$. Форма і площа електродів можуть бути різними. При гальванізації необхідно слідкувати за тим, щоб при даній площі електрода густина струму на ньому не перевищувала $0,1 \text{ мА/см}^2$.

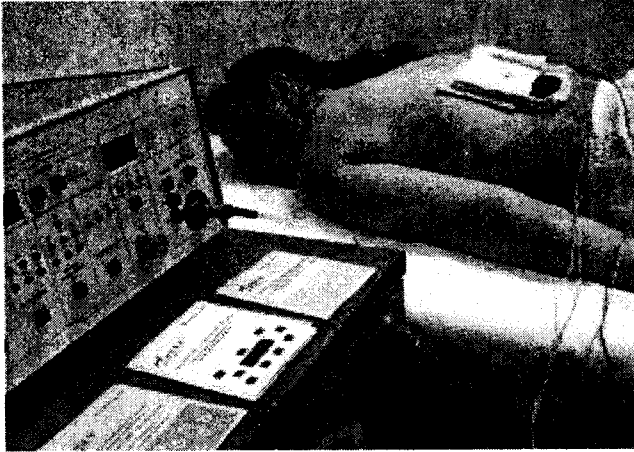


Рис. 2.25. Проведення процедури гальванізації.

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.

Структурна схема та комплектація апарату гальванізації та електрофорезу "Поток-1"

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 (рис. 2. 26).

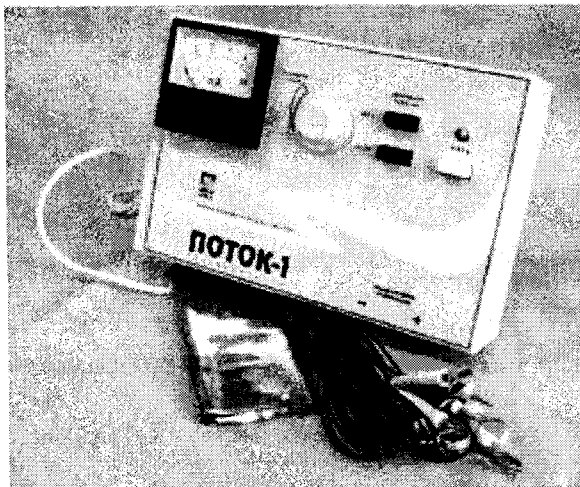


Рис. 2.26. Зовнішній вигляд апарату для гальванізації та електрофорезу "Поток-1".

На рисунку 2.27 зображена будова апарата “Поток-1”.

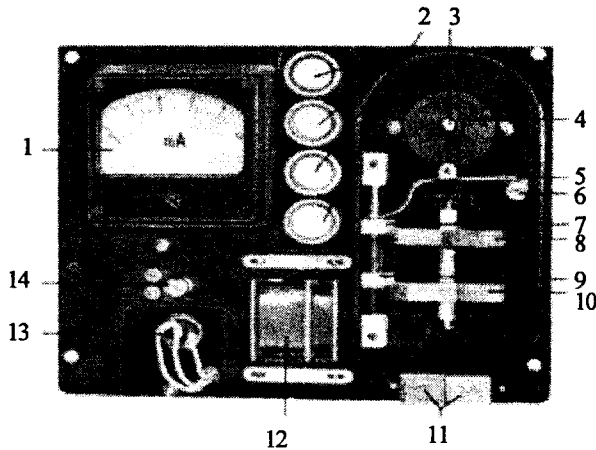


Рис. 2.27. Шасі апарата “Поток-1”.

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 клєми 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.

2.3.3. Змінний струм. Електротерапія струмами низької частоти

Змінний струм. Повний опір в колі змінного струму

Розглянемо три різних електричних кола, до кожного з яких прикладена змінна напруга (рис. 2.28).

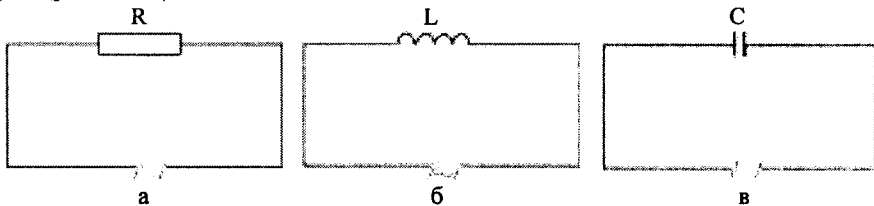


Рис. 2.28. Кола змінного струму, до яких прикладена змінна напруга: а) коло з резистором; б) коло з індуктивністю; в) коло з конденсатором.

$$U = U_{\max} \cos \omega t. \quad (2.12)$$

Розглянемо коло, в якому послідовно з’єднані резистор, котушка і конденсатор (рис. 2.29).

Повний опір у колі змінного струму Z (імпеданс) визначається за формулою:

$$Z = \sqrt{R^2 + \left(\omega L - \frac{1}{\omega C}\right)^2}, \quad (2.13)$$

де R – опір резистора, ω – індуктивність котушки, а C – ємність конденсатора.
 R – повний опір кола змінного струму, який називається імпедансом.

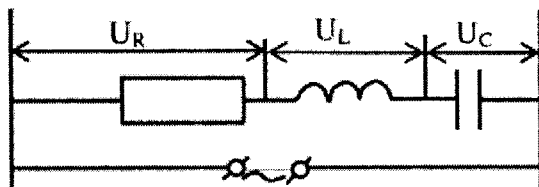


Рис. 2.29. Коло, в якому послідовно з'єднані резистор, котушка і конденсатор.

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 подразнювальну 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 периферійної нервової системи.

Портативний одноканальний прилад “Радіус-01” (рис. 2.30) 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” (рис. 2.30), у порівнянні з “Радіус-01”, використовують також для:

- флюктуоризації (ФТ);
- електростимуляції (ЕСМ);
- електросонтерапії (Есон).

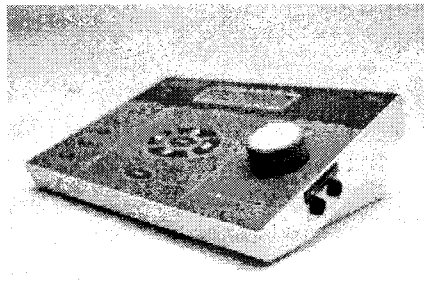
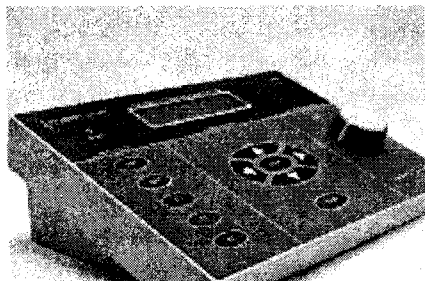


Рис. 2.30. Прилад електротерапії струмами низької частоти “Радіус-01” та “Радіус-01 ФТ”.

Прилад можна успішно використовувати в лікувально-профілактичних та санаторних закладах, у стоматологічних кабінетах або косметологічних салонах, а також для лікування хворих на дому. Можливе застосування у спортивній медицині і приватній медичній практиці.

2.3.4. Імпеданс тканин організму. Основи реографії

Для дослідження опору біологічних тканин використовують еквівалентні схеми, які можуть моделювати їхні електричні параметри. 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 рисунку 2.31.

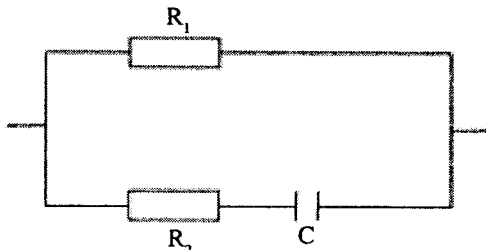


Рис. 2.31. Еквівалентна електрична схема тканин організму.

Частотна залежність імпедансу (дисперсія імпедансу) дозволяє оцінити життєздатність тканин організму, що важливо при трансплантації органів. На рисунку 2.32 наведені графіки дисперсії імпедансу: крива 1 – здорова тканина, 2 – мертва.

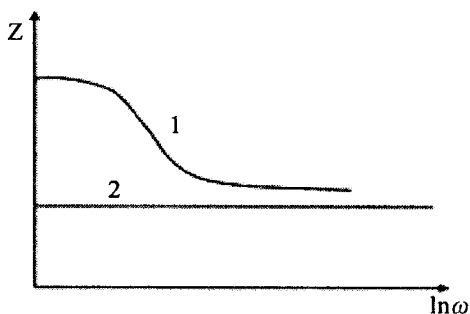


Рис. 2.32. Графіки дисперсії імпедансу.

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.

Реографія – метод дослідження функції серця і кровопостачання органів шляхом реєстрації коливань імпедансу, зумовлених змінами кровонаповнення досліджуваних ділянок тіла, який встановлює залежність між змінами імпедансу (ΔZ) стосовно його вихідної величини (Z) і приростом об'єму (ΔV) стосовно вихідного об'єму (V) досліджуваної частини тіла.

Крива зміни імпедансу в часі dZ/dt називається реограмою. За допомогою цього методу можна одержати реограму головного мозку (реонцефалограма) серця (реокардіограма), магістральних судин і судин кінцівок (реограми).

Для реєстрації реограм використовують спеціальні прилади – реографи (рис. 2.33), виконані, як правило, у вигляді приставок до багатоканальних реєструвальних пристроїв (поліграфів, електрокардіографів).

Реограф 4РГ-1М (рис. 2.33) є багатоканальним реографом і має 4 незалежних вимірювальних канали. До входів цих каналів може бути одночасно під'єднано 4 пацієнти або 4 різних ділянки тіла одного пацієнта. Всі 4 канали живляться від одного генератора змінної напруги і “налаштовуються” по чергово за допомогою одного індикатора струму. Кожен канал має два окремих виходи (з підсилювача і з диференціатора). На рисунку зображено: 1 – роз'єми для підключення входних кабелів (до об'єкта дослідження), 2 – роз'єм для під'єднання вихідних кабелів (до реєстратора); 3 – тумблер ввімкнення приладу; 4 – кнопка ввімкнення калібрування; 5 – кнопка ввімкнення індикатора; 6 – тумблер перемикача на еквівалентний опір; 7 – тумблер перемикача амплітуди калібрування; 8 і 9 – ручки потенціометрів; 10 – клеми корпусу і заземлення приладу.

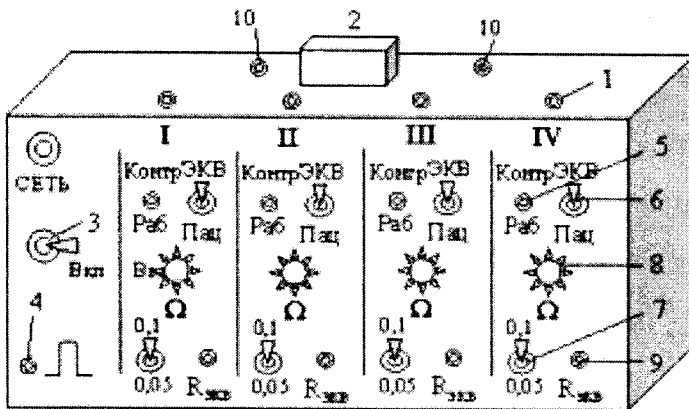


Рис. 2.33. Реограф 4РГ-1М.

Чим більший притік крові до тканин, тим менший їхній опір. Для зняття реограми через тіло пацієнта пропускають змінний струм частотою 50–100 кГц, величина якого не повинна перевищувати 10 мкА (рис. 2.34, 2.35).

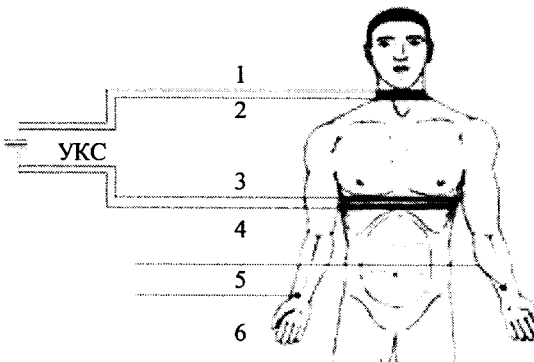


Рис. 2.34. Зняття реограми.

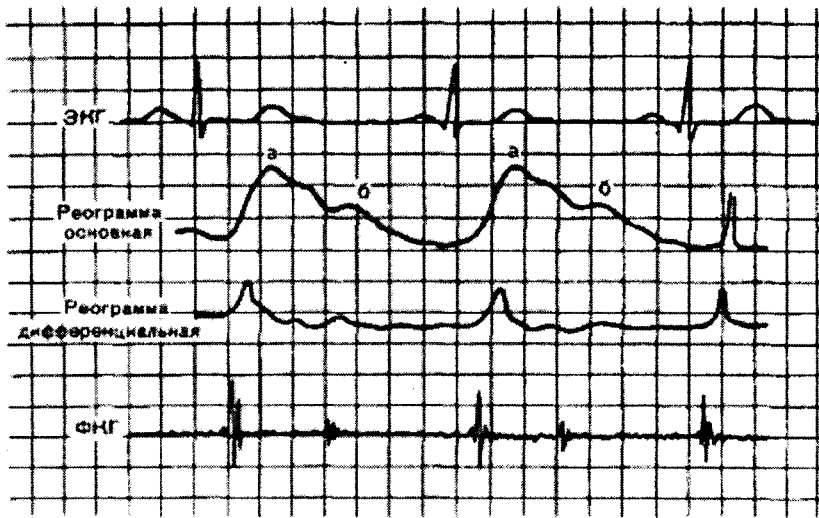


Рис. 2.35. Реограма.

Реограф 4РГ-1М – прилад, призначений для досліджень порушень кровообігу голови, кінцівок та інших ділянок тіла з метою діагностики серцево-судинних захворювань. Реограф не має власного реєструвального пристрою і може працювати лише в комплексі з електрокардіографом, осцилоскопом або іншим реєстратором. Функціональна схема комплексу “реограф-реєстратор” зображена на рисунку 2.36, де О – об’єкт дослідження; Е-Е – електроди; Г – генератор змінної напруги; ВМ – вимірювальний “міст”; Д – демодулятор; mA – індикатор струму (мікроамперметр); К – калібратор; П – підсилювач; Диф – диференціатор; РІ, РІІ – реєстратори.

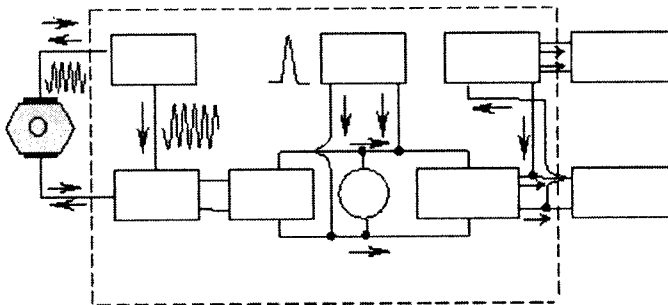


Рис. 2.36. Функціональна схема комплексу “реограф-реєстратор”.

Вимірювальна частина реографа зібрана за схемою “моста”, в одне з плечей якого включено досліджуваний об’єкт (1) з накладеними на нього електродами (2). В інші плечі моста включені змінний опір (потенціометр) (4), а також два однакових опори компенсації (5), (6). Змінна напруга U_0 (частотою порядку 100 кГц) подається генератором (3) на одну із діагоналей моста А-А. Вихідна напруга вимірювача, яка знімається з діагоналі Б-Б, видозмінюється демодулятором (7), на виході якого знаходиться індикатор струму-мікроамперметр (8).

За допомогою реографії досліджують скорочення міокарда, проводять фазовий аналіз систоли окремо для двох шлуночків, а також оцінюють стан судинної системи, кровонаповнення у головному мозку, легенях, печінці, нирках, кінцівках тощо.

2.3.5. Імпульсний струм та його характеристики

Електричним імпульсом називається короткочасна зміна сили струму. Імпульси, що повторюються, називаються імпульсним струмом (рис. 2.37, 2.38).

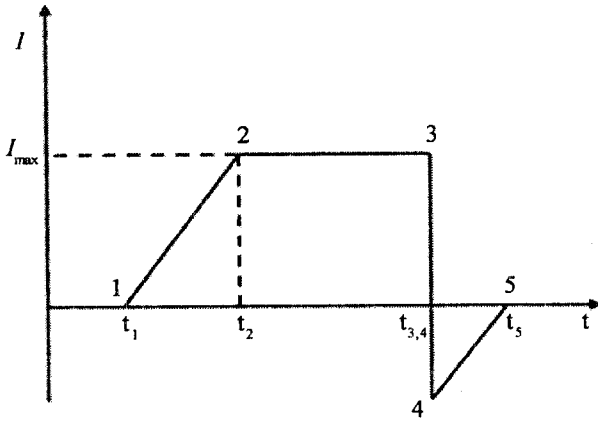


Рис. 2.37. Характерні ділянки імпульсу: 1–2 фронт, 2–3 вершина, 3–4 зріз (або задній фронт), 4–5 хвіст.

Відношення $\frac{0,8I_{\max}}{t_2 - t_1} = \frac{0,8I_{\max}}{\tau_{\phi}}$ називають крутизною фронту.

Період імпульсного струму T – це середній час між початками сусідніх імпульсів (рис. 2.46). Обернена величина називається частотою повторення імпульсів

$$f = \frac{1}{T}. \quad (2.14)$$

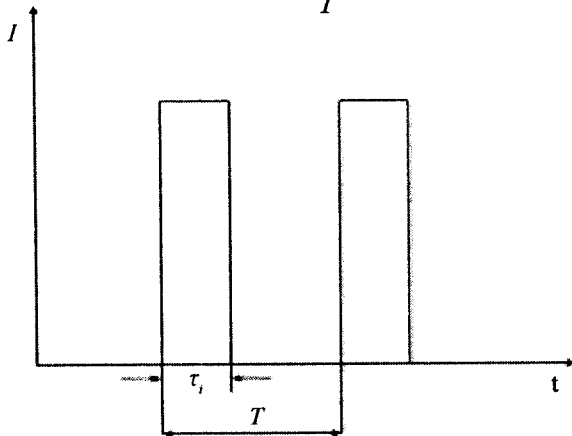


Рис. 2.38. Період імпульсного струму.

$$Q = \frac{T}{\tau_i} = \frac{1}{f\tau_i}. \quad (2.15)$$

Відношення (2.15) називається шпаруватістю слідування імпульсів, а обернена до Q величина K – коефіцієнтом заповнення:

$$K = \frac{1}{Q} = f\tau_i. \quad (2.16)$$

Електростимуляція – метод електротерапії, спрямований на відновлення порушеної функції органа шляхом заміни природного 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 для 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.

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) $\tau_i=0,1-1$ мс; $\nu=5-150$ Гц) і при кардіостимуляції ($\tau_i=0,8-3$ мс; $\nu=1-1,2$ Гц).

При електрогімнастиці використовують імпульси трикутної та експоненційної форми $\tau_{\Delta}=(1-1,5)$ мс; $\nu=100$ Гц; $\tau_{\sigma}=3-60$ мс; $\nu=8-80$ Гц.

2.3.6. Використання імпульсного та змінного струму для терапії

Електросонотерапія

Електросонотерапія – метод електротерапії, 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. 2.39).

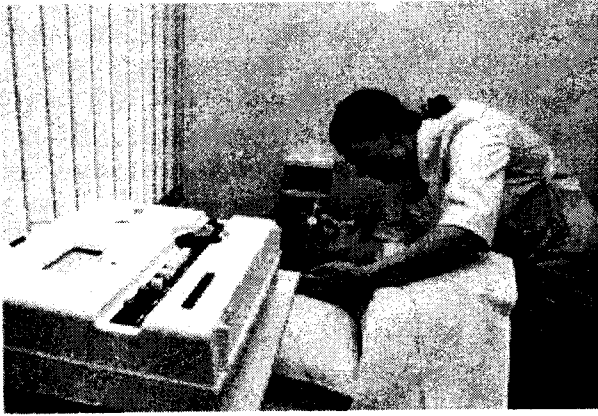


Рис. 2.39. Проведення процедури електросну.

У лікувальній дії електросну виділяють дві фази: гальмування і розгальмування. Фаза гальмування клінічно характеризує дрімотний стан, сонливість, нерідко сон, сповільнення пульсу і дихання, зниження артеріального тиску і біоелектричної активності мозку. Фаза розгальмування (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. 2.40).

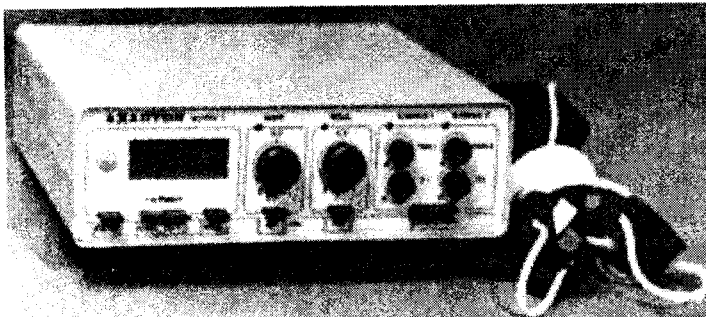


Рис. 2.40. Апарат електросонотерапії “Адаптон СЛІП (ЕСОН)”.

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. 2.41).

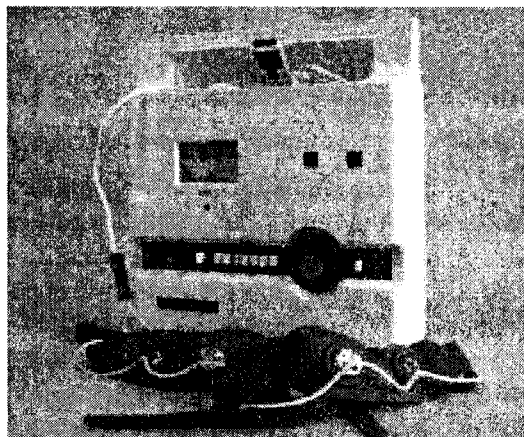


Рис. 2.41. Апарат для електросонтерапії ЕС-10-5 “Електросон”.

У приладі “Радіус-01 Краніо” (рис. 2.42) реалізовані основні види транскраніальної електротерапії (ТЕТ).

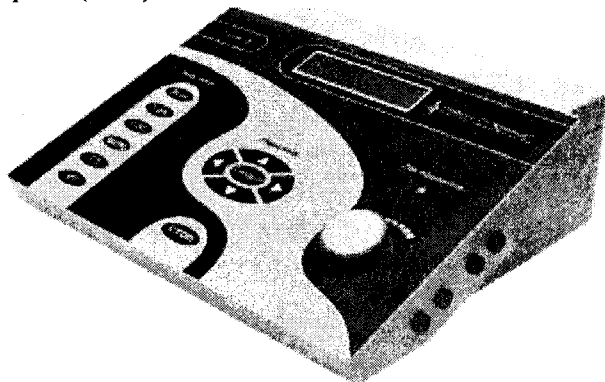


Рис. 2.42. Апарат для електросонтерапії Радіус-01 Краніо.

В основі механізму дії транскраніальної електротерапії (ТЕТ) лежить рефлекторний і безпосередній вплив імпульсного прямокутного струму на структури головного мозку людини. Вплив здійснюється на ділянку голови пацієнта гальванічним, низькочастотними і середньочастотним імпульсними струмами невеликої сили (до 15 мА).

Дарсонвалізація

Дарсонвалізація – це метод електролізування, 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 (рис. 2. 43).

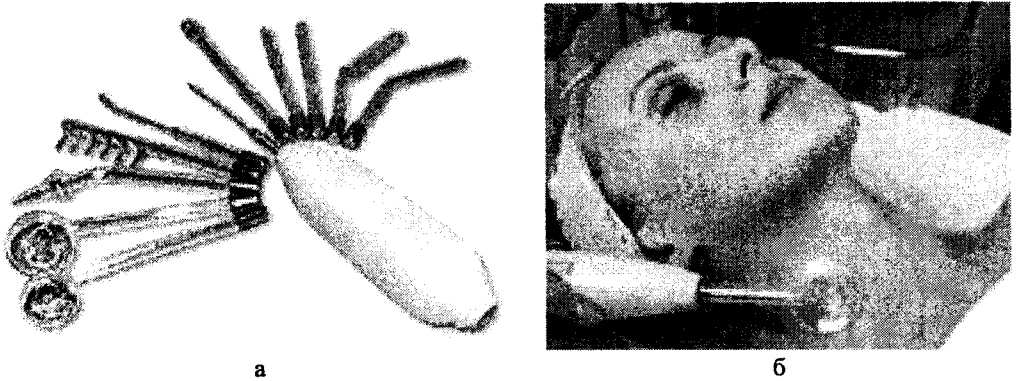


Рис. 2.43. Дарсонвалізація:

а) апарат для проведення дарсонвалізації; б) проведення дарсонвалізації.

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).

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 контактено впливають імпульсними струмами напівсинусоїдної форми частотою 500 і 100 Гц із заданим фронтом, зтягнутим по експоненті, невеликої сили (до 50 мА).

В результаті численних досліджень було виявлено, що струм, модульований короткими періодами, викликає анальгезуючу дію, сприяє зменшенню набряку і розсмоктуванню крововиливів, інфільтратів і помутнінь склоподібного тіла. Струм “тривалого періоду” має виражену трофічну дію, гальванічна ж складова постійного струму дозволяє використовувати його для введення в організм лікарських засобів (діадинамофорез).

Апарат складається із джерела імпульсного струму синусоїдної форми (частотою 50 і 100 Гц) з різними “пачками” цього струму, які відрізняються за тривалістю, числом та частотою імпульсів, формою наростання і спадання амплітуди. Генеровані апаратом струми мають безпечну дію, а також вазомоторну активність (здатність розсмоктувати набряки) (рис. 2.44).

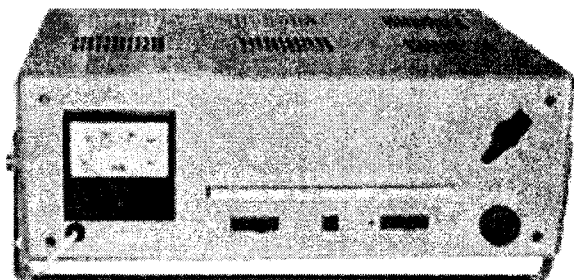


Рис. 2.44. Апарат “Тонус ДТ-50-3 діодинамік”.

Призначений для лікування больових відчуттів, що виникають в результаті розтягнень, контузій, травм, а також різних нервово-м’язових захворювань, спазму м’язів, періартриту плеча, люмбаго, ішіалгії, гастроптозів, невралгії, парезів, невралгічних радикулітів, невритів тощо.

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. 2.45).

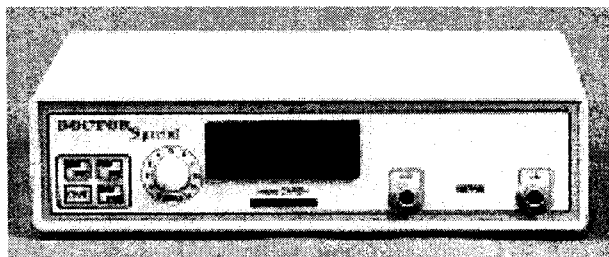


Рис. 2.45. Модуль РПТ комплексу КМЕТ.

Механізм впливу: через тканинні рідини розвивається ефективна поляризація тканин, відновлюється потенціал клітинних мембран, відбувається “дозарядження”

еритроцитів, що приводить до якнайшвидшого розсмоктування тромбів і згустків крові, зниження гіпоксії тканини та відновлення функцій вегетативних нервових вузлів.

Модуль резонансно-поляризаційної терапії використовують при:

- ішемії кінцівок;
- тромбоутворенні;
- всіх видах застоїв і набряків тканин, пов'язаних із судинною (артеріальною, венозною або лімфатичною) патологією та її ускладненнями;
- післяопераційній реабілітації;
- лікуванні запальних процесів і трофічних виразок;
- посттравматичній і постінсультній реіннервації;
- атрофії різної природи;
- лікуванні гіпертонічної хвороби і вегетосудинної дистонії;
- ревматоїдному поліартриті.

Застосування апарату в гострих фазах порушення мозкового і серцевого кровообігу полегшує перебіг патологічного процесу, зменшує розмір зони ураження та сприяє швидкій реабілітації пацієнтів.

ГЛАВА 2.4. МЕДИЧНЕ ОБЛАДНАННЯ ДЛЯ ЛІКУВАННЯ ЕЛЕКТРОМАГНІТНИМ ПОЛЕМ

2.4.1. Магнітне поле, його характеристики

Із давнини до нас доходять відомості про лікувальні властивості магнітних полів. Кожен відомий лікар минулого пропонував власний рецепт використання магнітів. Вважали, що магніт відтягує грижу, знімає переломи, витягує жовтуху і водянку, заспокоює болі різного походження, заліковує рани, відновлює порушену чутливість шкіри.

Сучасна медицина, відкинувши містичні уявлення про магніти, продовжує дослідження впливу магнітного поля на організм людини. Було доведено, що постійне магнітне поле, впливаючи на мозок, викликає гальмування його кори, що приводить до зниження порогу больової чутливості, а також підсилює регенеративну здатність тканин, пришвидшує репараційні процеси в ранах (рис. 2.46). 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.

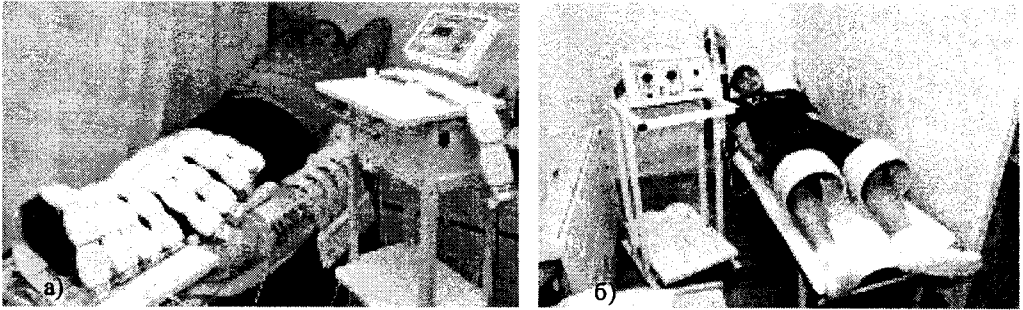


Рис. 2.46. Проведення магнітотерапії.

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 добуткові сили струму I на охоплювану ним площу контуру S :

$$P=IS. \quad (2.17)$$

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:

$$B = \frac{M_{\max}}{P}. \quad (2.18)$$

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 \vec{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{B} співвідношенням:

$$\vec{B} = \mu \mu_0 \vec{H}, \quad (2.19)$$

де $\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7} \text{ Гн/м}$ – абсолютна магнітна проникність середовища, μ – магнітна проникність середовища.

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, підвищуються швидкість згортання крові і число лімфоцитів, порушується серцево-судинна діяльність, частішають нервово-психічні захворювання.

2.4.2. 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 використовують магнітотерапевтичні апарати. Найбільше в фізіотерапії використовують апарати “Полюс-101”, “МАГ-30”, “МІТ-11”.

Апарат “Полюс-101”

Апарат магнітотерапевтичний низькочастотний “Полюс-101” (рис. 2.47, 2.48) 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.

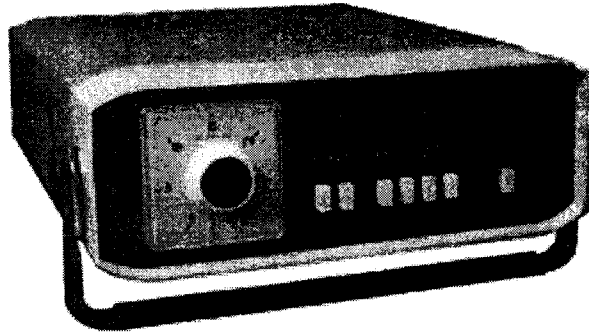


Рис. 2.47. Магнітотерапевтичний низькочастотний “Полюс-101”.

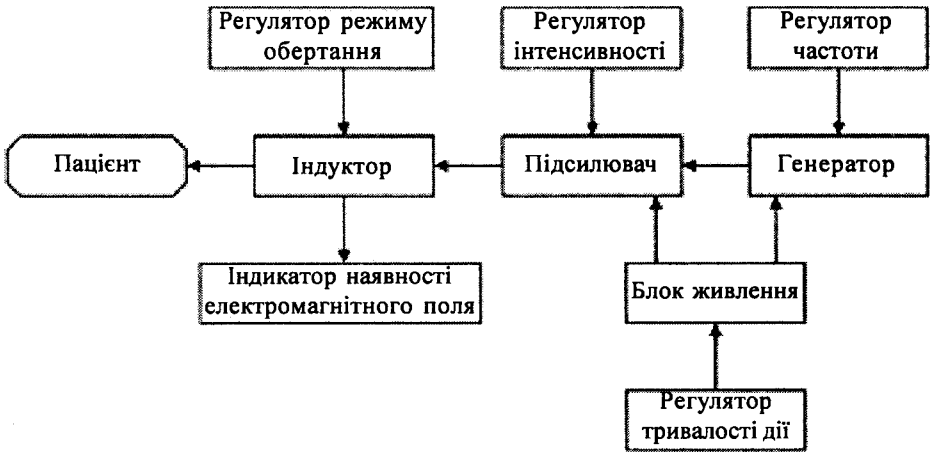


Рис. 2.48. Структурна схема приладу “Полюс-101”.

Вимірювання магнітної індукції проводиться мілітесламетром Ф4356 ГОСТ 22261-76, структурна схема якого наведена на рисунку 2.49.



Рис. 2.49. Структурна схема мілітесламетра Ф4356.

Апарат для низькочастотної терапії МАГ-30

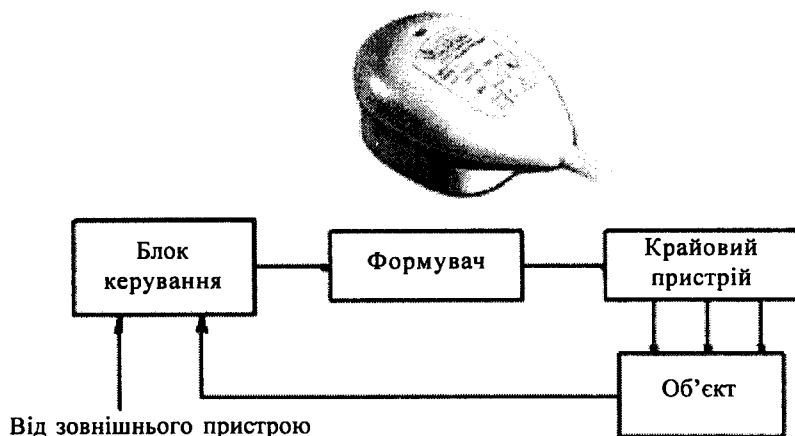


Рис. 2.50. Загальний вигляд та структурна схема апарата МАГ-30.

Електрична схема апарата складається з конденсатора, який виконує роль реактивного опору, елементів сигналізації і резистора, що запобігає ураженню електричним струмом при торканні штирів вилки мережевого шнура вимкненого апарата (рис. 2.51).

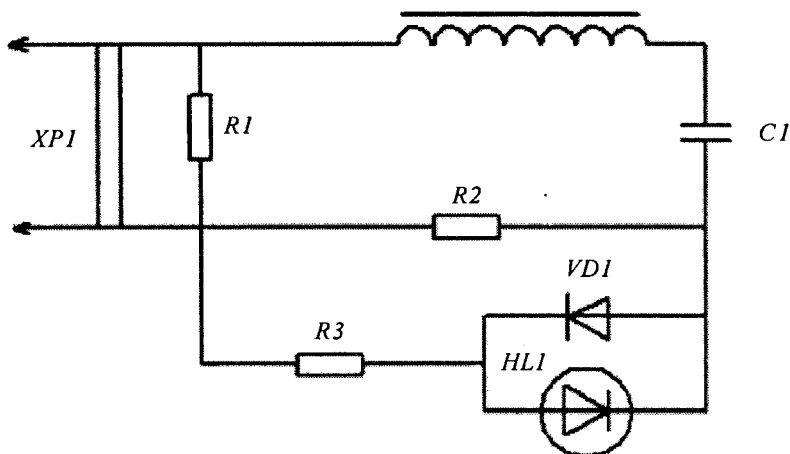


Рис. 2.51. Електрична схема апарата МАГ-30.

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.

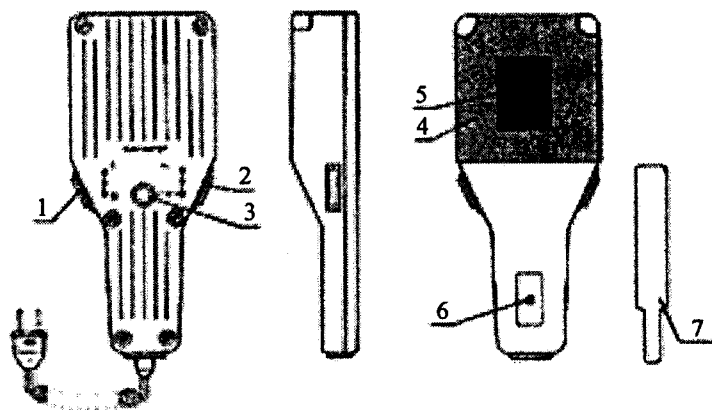


Рис. 2.52. Будова МТА “Магнітер”: 1 – перемикач величини магнітної індукції: I – 10 м Тл; II – 30 м Тл; 2 – перемикач режиму роботи: \approx – синусоїдний; \square – пульсуючий; 3 – індикатор мережі; 4 – робоча поверхня апарата; 5 – область максимальної величини індукції магнітного поля; 6 – колодка із запобіжниками; 7 – індикатор магнітного поля.

2.4.3. 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. 2.53).

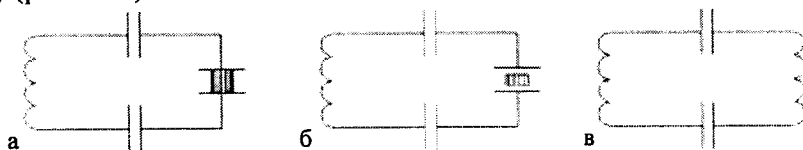


Рис. 2.53. Способи високочастотного нагрівання речовини.

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. 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 оберганню 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:

$$Q = I^2 R t = I^2 \rho \frac{l}{S} t = j^2 \rho V t, \quad (2.20)$$

де $j = I/S$ – 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 полі, тоді, враховуючи, що $j = E/\rho$ ($E = UI$), знаходимо з (2.20) вираз для кількості тепла:

$$Q = \frac{E^2}{\rho} V t. \quad (2.21)$$

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:

$$Q = K \frac{\omega^2}{\rho} B^2 V t. \quad (2.22)$$

Результат дії електромагнітних коливань на тканини характеризується питомою теплою q , тобто кількістю теплоти, яка виділяється одиницею об'єму тканини за одиницю часу:

$$q = \frac{Q}{V t}. \quad (2.23)$$

Біологічні тканини-діелектрики можна описати електричною схемою (рис. 2.54). Повний струм, що проходить через тканини, складається з активної I_a та реактивної I_p складових струму (рис. 2.55).

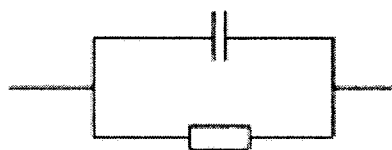


Рис. 2.54. Електрична схема тканин-діелектриків.

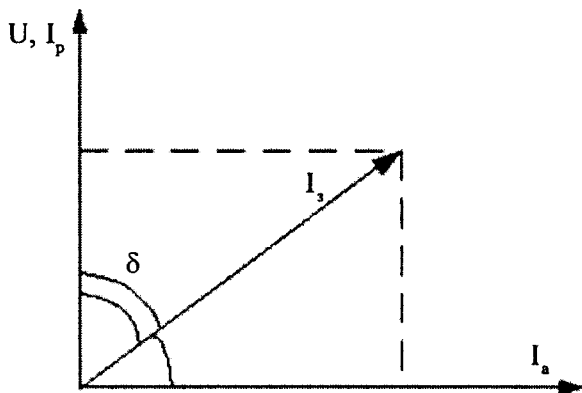


Рис. 2.55. Векторна діаграма.

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:

$$\operatorname{tg} \delta = \frac{I_a}{I_p}. \quad (2.24)$$

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:

$$q_q = E^2 \omega^2 \varepsilon \varepsilon_0 \operatorname{tg} \delta. \quad (2.25)$$

Тангенс кута втрат залежить від частоти електромагнітного поля (рис. 2.56).

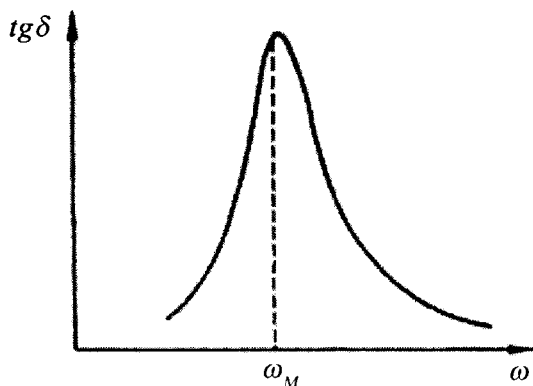


Рис. 2.56. Залежність тангенса кута від частоти електромагнітного поля.

Середовище вважаємо провідним, якщо $tg\delta \gg 1$ і діелектричним при $tg\delta \ll 1$. Залежно від частоти, одне і те ж середовище може проявляти чи провідні, чи діелектричні властивості.

2.4.4. 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. 2.57–2.59).

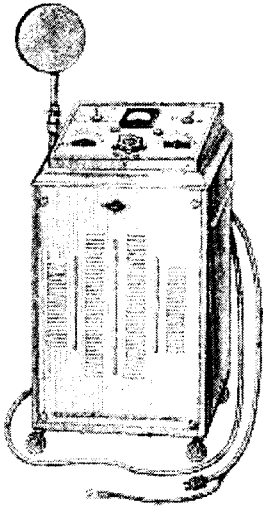


Рис. 2.57. Апарат для індуктотермії ДКВ-1.

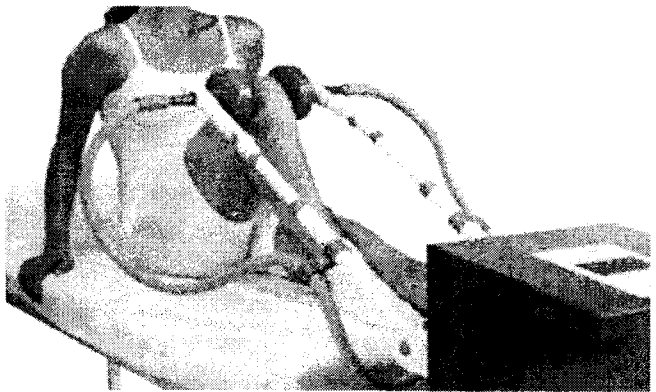


Рис. 2.58. Проведення індуктотермії.

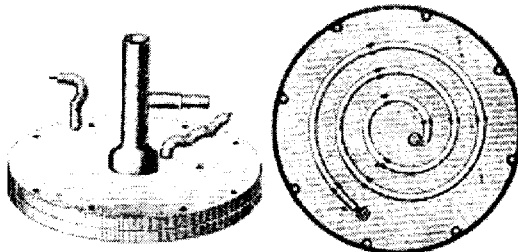


Рис. 2.59. Індикатор – диск у розібраному вигляді (видно спіральну трубку, яка є другою індуктивністю терапевтичного контура. Перша знаходиться всередині апарата).

На верхній лицевій панелі апарата, зображеного на рисунку 2.60, 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 – неонева лампочка, яка сигналізує про ввімкнення напруги; 5 – неонева лампочка, загоряння якої свідчить про ввімкнення кварцового генератора і буферного каскада. Апарат складається із генератора з кварцовим стабілізатором, проміжним і вихідним підсилювачем, терапевтичним контуром і блоком живлення.

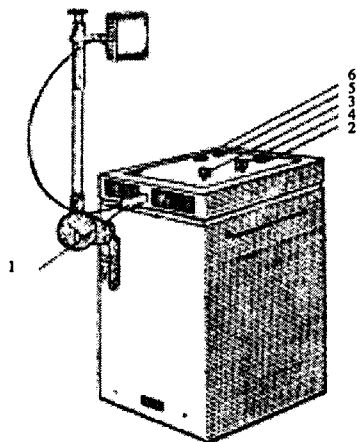


Рис. 2.60. Станіонарний апарат для індуктотермії ІКВ-4.

На рисунку 2.61 показана структурна схема апарата ІКВ-4.

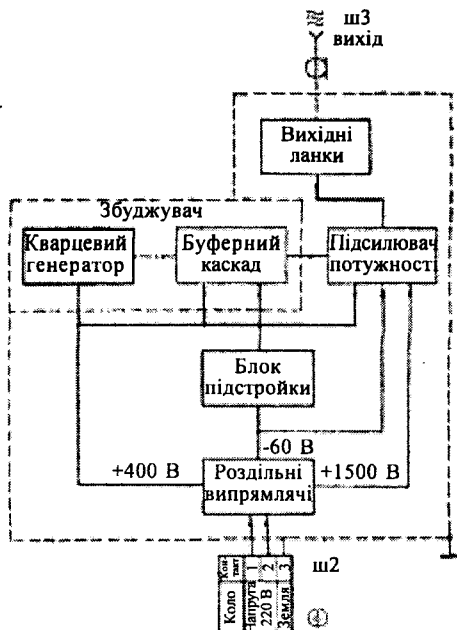


Рис. 2.61. Структурна схема апарата ІКВ-4.

З кварцового 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 каскаду через блок підстроювання подається від'ємна напруга. Підсилювач потужності складається із індуктивно-емісного дільника, узгоджувального анодного кола каскада з визідними електричними колами апарата (рис. 2.62).

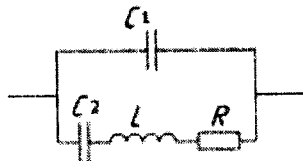


Рис. 2.62. Електрична схема кварцового генератора.

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 (рис. 2.63). До числа окремих протипоказань належать порушення больової і температурної чутливості шкіри, наявність металевих предметів в тканинах у зоні впливу і гострі гнійні процеси.

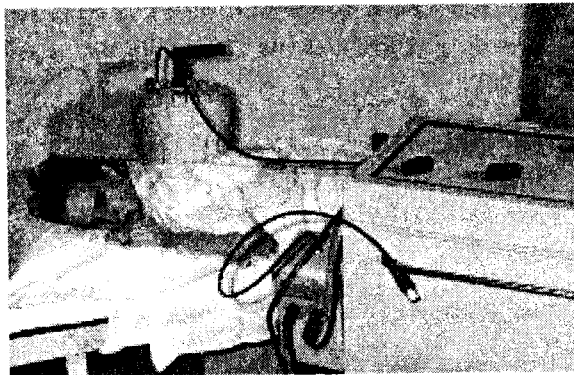


Рис. 2.63. Проведення процедури індуктотермії.

2.4.5. УВЧ і мікрохвильова терапія

УВЧ-терапія – метод електролізування ультрависокочастотним електромагнітним полем. При проведенні лікувальної процедури ділянку тіла розміщують між двома конденсаторними пластинами-електродами таким чином, щоб між тілом хворого й електродами був повітряний прошарок, величина якого не повинна змінюватися протягом всієї процедури. Фізична дія ЕП УВЧ полягає в активному поглинанні енергії поля тканинами і перетворенні її в теплову енергію, а також у розвитку осциляторного ефекту, характерного для високочастотних електромагнітних коливань.

Теплова дія УВЧ-терапії менш виражена, ніж при індуктотермії. Основне теплоутворення відбувається в тканинах, які погано проводять електричний струм

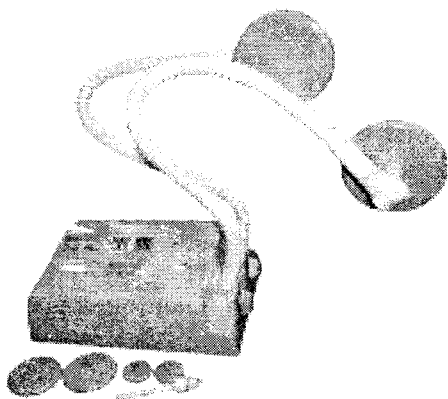
(нервова, кісткова тощо). Інтенсивність теплоутворення залежить від напруженості поля та особливостей поглинання енергії тканинами.

Внаслідок дії ультрависокочастотного електромагнітного поля відбувається поліпшення кровопостачання, дегідратація тканин і зменшення ексудації, активуються функції сполучної тканини, стимулюються процеси клітинної проліферації, що дає можливість обмежувати вогнище запального процесу щільною сполучною капсулою.

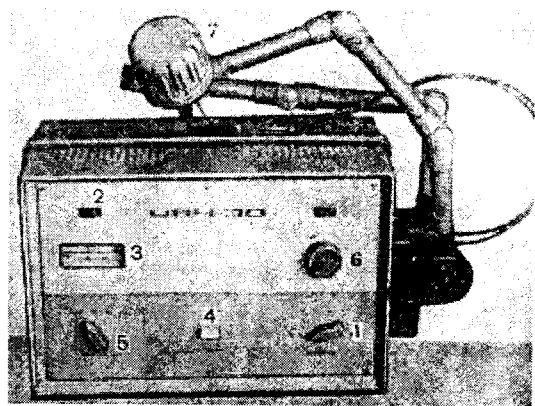
Електромагнітне поле УВЧ призводить до спазматичної дії мускулатури шлунка, кишечника, жовчного міхура, прискорює регенерацію нервової тканини, підсилює провідність імпульсів по нервових волокнах, знижує чутливість кінцевих нервових рецепторів, тобто сприяє знеболюванню, зменшує тонус капілярів, артеріол, 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).

На рисунку 2.64,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 прилада 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 є 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.



а



б

Рис. 2.64. Зовнішній вигляд апаратів УВЧ-60 і УВЧ-30.

Апарат УВЧ-терапії складається з таких основних частин (рис. 2.65):

- блок живлення – 1,
- ламповий генератор незатухаючих електричних коливань – 2,
- терапевтичний контур – 3.



Рис. 2.65. Структурна схема апарату УВЧ-терапії.

На рисунку 2.66 показано будову апарату УВЧ-30.

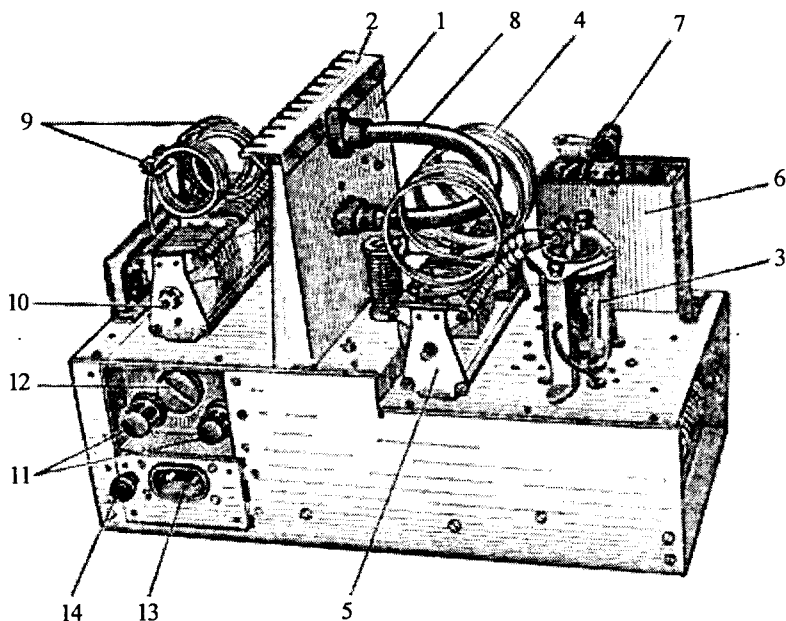


Рис. 2.66. Шасі апарату УВЧ-30 (вигляд зверху).

Генераторна частина апарату відокремлена від вихідного контура вертикальною перегородкою, яка має у верхній частині пружні контакти 2, що забезпечують електричне з'єднання з кришкою корпусу. Генераторна лампа 3 кріпиться за допомогою накидного кільця і з'єднується з анодним контуром (котушка 4, конденсатор 5) гнучкими проводами у фарфорових ізоляторах. Розташований у тому відсіку вимірювальний пристрій відокремлений екраном 6. Над пристроєм

кріпиться сигнальна лампа 7. Виток 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 перемикачів напруги 12, вилка 13 для під'єднання мережевого шнура, затискач захисного заземлення 14.

В центрі рисунка 2.67 зображено силовий трансформатор 1, поруч – випрямляч 2 і конденсатори 3.

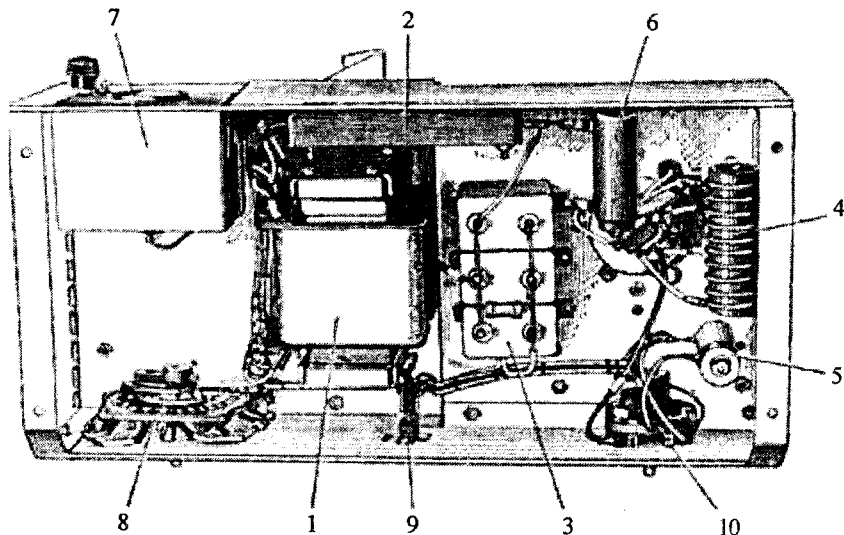


Рис. 2.67. Шасі апарата УВЧ-30 (вигляд знизу).

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 використовують для лікування гострих запальних процесів, радикулітів, травм периферійної 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 42–45 °С на фіксованій частоті випромінювання, що сприяє гальмуванню росту пухлини чи її розсмоктуванню.

Білок γ -глобулін втрачає антигенні властивості при дії на кров електромагнітних випромінювань з частотами 13, 1; 13, 3; 13, 9; 14, 4 МГц. Водночас під дією низькоінтенсивних 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) (рис. 2.68), активуючи адаптаційно-трофічні системи, сприяє поліпшенню глюкокортикоїдної функції надниркових залоз і пригніченню алергійних реакцій, нормалізації трофіки синовіальної оболонки.

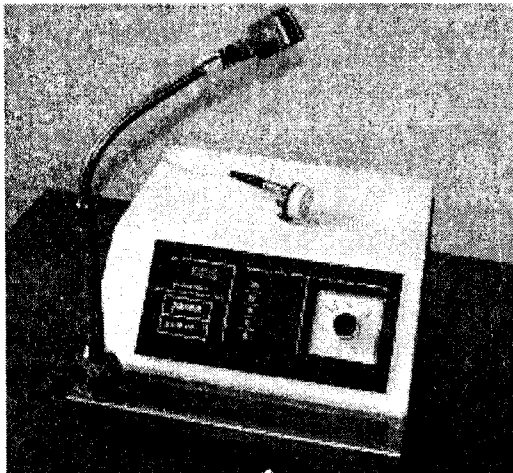


Рис. 2.68. Апарат для ДМХ терапії “Ранет ДМВ 20-1”.

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. 2.69).

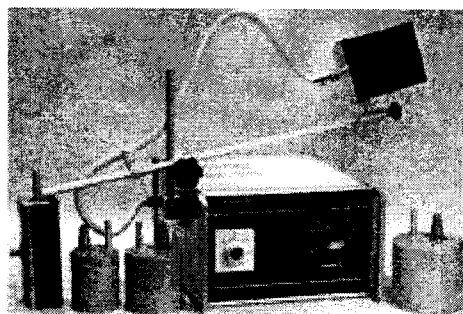


Рис. 2.69. Апарат для сантиметровихвильової терапії (СМХ) Промінь-11 СМВ-150-1.

На рисунку 2.70 показано розподіл тепла в жировій, м'язовій і кістковій тканинах при дії на них високочастотними полями.

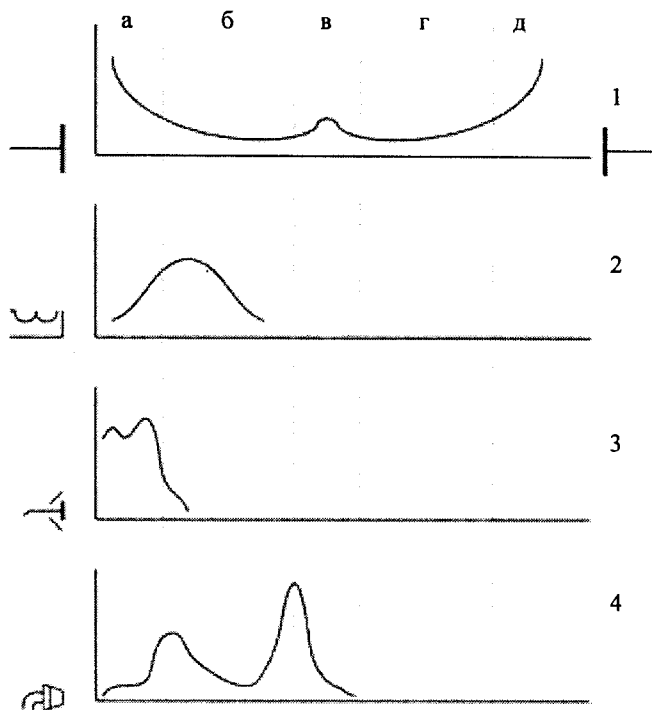


Рис. 2.70. Розподіл тепла в окремих шарах тканини (а, д – жирова; б, г – м'язова; в – кісткова) при впливі високочастотних факторів:

1 – УВЧ-терапія, 2 – індуктотермія, 3 – СВЧ-терапія, 4 – ультразвук.

2.4.6. 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/м^2 . Тепло, яке при цьому виділяється, призводить до коагуляції білків, у результаті густина струму досягається за рахунок малої площі контакту скальпеля з поверхнею тіла.

Різновид електрохірургії – електрокоагуляція, її використовують для прикріплення сітківки до судинної оболонки ока при її відшаруванні, для коагуляції кровоносних судин, для випалювання злоякісних пухлин. Густина струму при коагуляції складає від 5 до 10 кА/м^2 . Загальна сила струму не перевищує 1А (рис. 2.71).

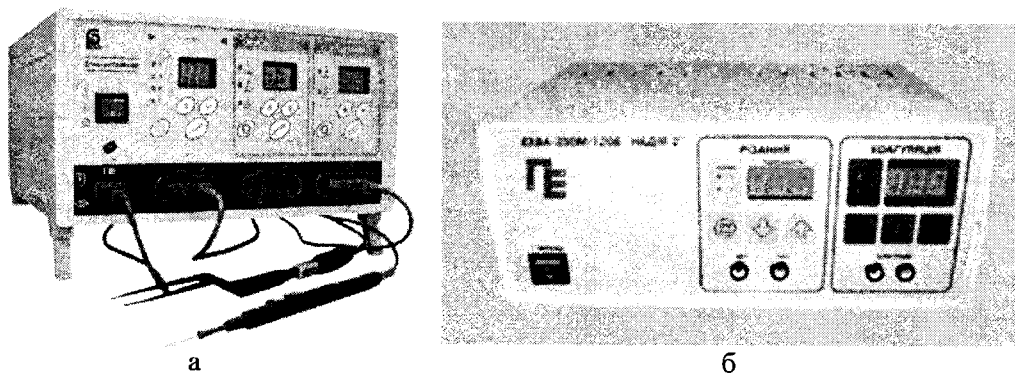


Рис. 2.71. Апарати для електрохірургії:

а) електрохірургічний апарат ЕХВЧ-300; б) радіохвильовий електрохірургічний апарат ЕХВА-350М/120 Б “Нація-2”.

Зазначимо, що перші електроди для електрохірургії були запропоновані і впроваджені в медичну практику першим завідувачем кафедри фізики (1957–1970 р.) тодішнього Тернопільського медичного інституту, нинішнього медичного університету імені І. Я. Горбачевського, професором С. М. Шамраєвським півсто-ліття тому.

Розділ 3

МЕДИЧНІ ПРИЛАДИ, ПРИНЦИП РОБОТИ ЯКИХ БАЗУЄТЬСЯ НА ЗАКОНАХ ОПТИКИ

ГЛАВА 3.1. ОСНОВИ ГЕОМЕТРИЧНОЇ ОПТИКИ

3.1.1. 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 3.1.

Таблиця 3.1

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 фотоэффекту – 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 середовищі:

$$n = \frac{c}{v}, \quad (3.1)$$

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 і знаходиться в межах $n \approx 1,5 \div 2,0$.

На межі розділення середовищ (відрізняються за показниками заломлення) спостерігають (рис. 3.1):

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.

На рисунку 3.1 світлові промені 1, 2, 3 відповідно падаючий, заломлений і відбитий, а σ – межа розділення середовищ ($v_1 \neq v_2$).

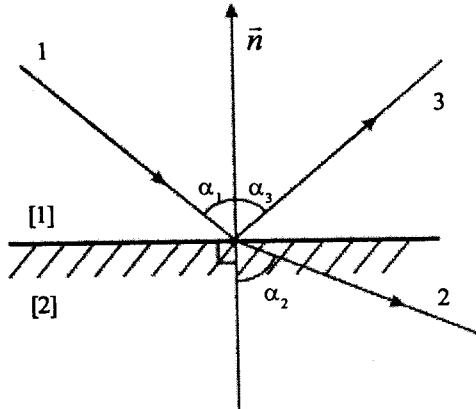


Рис. 3.1. Поширення світла на межі двох середовищ.

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 (див. рис. 3.1):

$$\alpha_3 = \alpha_1 \quad (3.2)$$

– 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 сталою величиною і дорівнює відносному показнику заломлення другого середовища відносно першого середовища $n_{2,1}$ (рис. 3.1):

$$\frac{\sin \alpha_1}{\sin \alpha_2} = n_{2,1}. \quad (3.3)$$

Відносний показник заломлення середовища $n_{2,1}$ показує, у скільки разів швидкість світла в одному середовищі більша (менша) від другого:

$$n_{2,1} = \frac{v_1}{v_2} = \frac{n_2}{n_1}. \quad (3.4)$$

Тоді співвідношення (3.3–3.4) можна подати так:

$$n_1 \sin \alpha_1 = n_2 \sin \alpha_2 \quad (3.5)$$

або інакше

$$n \sin \alpha = \text{const}. \quad (3.6)$$

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.

3.1.2. 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 відхилятися від перпендикуляра ($\alpha_1 < \alpha_2$) (див. рис. 3.1).

Функція $n = A + B/\lambda^2$ виражає залежність показника заломлення від довжини світлової хвилі (рис. 3.2). 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 (рис. 3.2).

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.

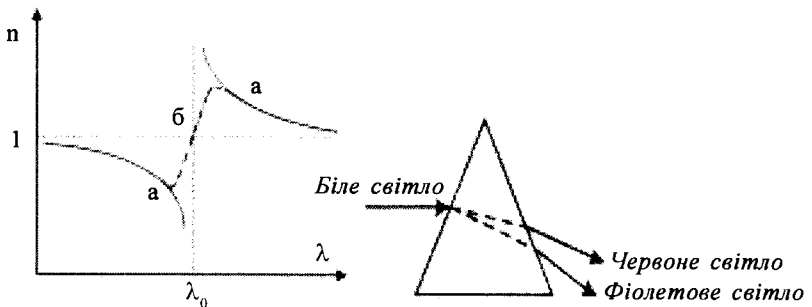


Рис. 3.2. Залежність показника заломлення від довжини світлової хвилі:
а – аномальна дисперсія; б – нормальна дисперсія.

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 °С – лише промені оптичного діапазону. Спектральний аналіз дозволяє визначати хімічний склад речовини з високою точністю.

3.1.3. 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. 3.3), і при кутах падіння $\alpha > \alpha_{\text{гр}}$, де $\sin \alpha_{\text{гр}} = n$, заломлення світла не відбудеться. При $\alpha > \alpha_{\text{р}}$ всі падаючі промені відбиваються від межі розділу середовищ. Таке явище називається повним внутрішнім відбиванням.

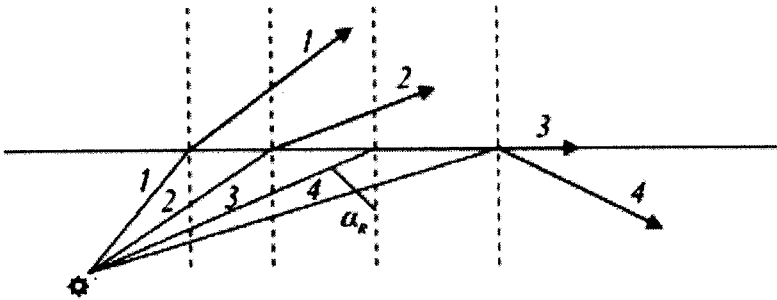


Рис. 3.3. Хід променів на межі поділу двох середовищ.

Найменший кут падіння, при якому настає повне внутрішнє відбивання, називають граничним кутом повного внутрішнього відбивання.

Якщо світло переходить з речовини, абсолютний показник якого $n_1 = n$, у повітря, де $n_2 = 1$, то умова повного внутрішнього відбивання набере вигляду:

$$\sin \alpha_{\text{гр}} = \frac{1}{n}. \quad (3.7)$$

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 може пропускати більш ніж 60 % випромінювання хвиль оптичного діапазону. Оскільки окреме волокно з діаметром від 10 до 100 нм може використовуватись для фокусування на дуже малій площі, то для дослідження

великих об'єктів застосовують пучки волокон (світловоди), що складаються із сотень волокон.

Найважливішим прикладом застосування світловодів є 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. 3.4). Така нитка називається світловодом.

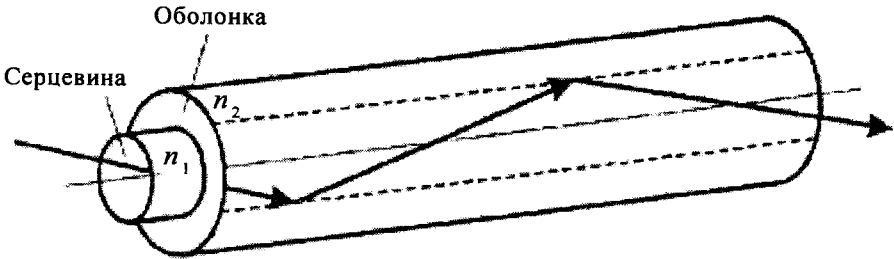


Рис. 3.4. Принцип дії світловода.

Комбінація двох світловодів утворює фіброскоп – один світловід використовують для освітлення об'єкта, а інший – для передачі зображення цього об'єкта (рис. 3.5).

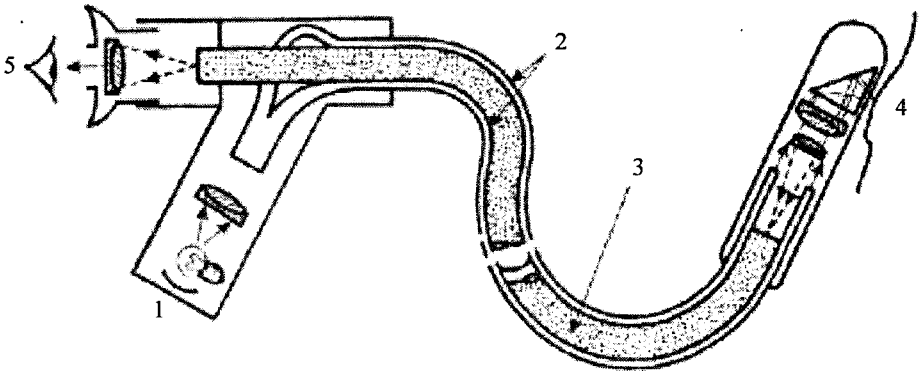


Рис. 3.5. Фіброскоп: 1 – джерело світла, 2 – зовнішній світловід, що забезпечує освітлення об'єкта, 3 – внутрішній світловід, призначений для передачі світлової інформації спостерігачу, 4 – об'єкт, 5 – око спостерігача.

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 заплановану операцію без особливих технічних труднощів.

Сучасна ендоскопічна хірургія ставить високі вимоги до ендоскопів, інструментарію і ендоскопічної апаратури, оскільки 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'єктива;
- системи передачі зображення (СПЗ);
- окуляра.

Системи передачі зображення передають зображення на інший кінець ендоскопа – до окуляра або до додаткового об'єктива, 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 трубці, зображення передається без зміни збільшення на окуляр, який збільшує зображення, що розглядається дослідником.

Для розширення функціональних можливостей ендоскопа і покращення його оптикомеханічних характеристик у ньому використовуються різні механізми управління (рис. 3.6):

– 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 керування вхідного торця освітлювального джгута ендоскопа щодо осі оптичної системи освітлювача, призначений для забезпечення максимальної освітленості досліджуваного об'єкта.

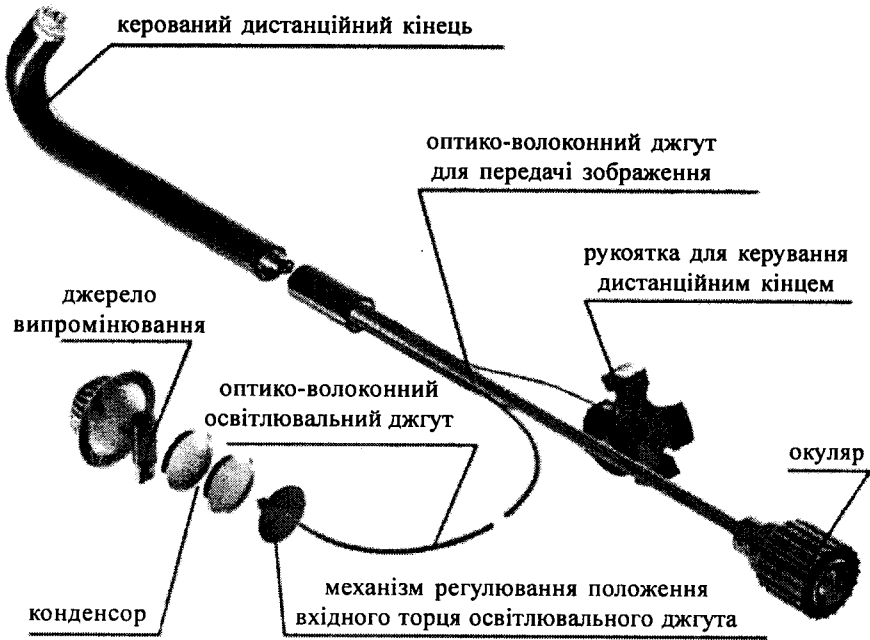


Рис. 3.6. Оптикомеханічна схема ендоскопа.

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 °.

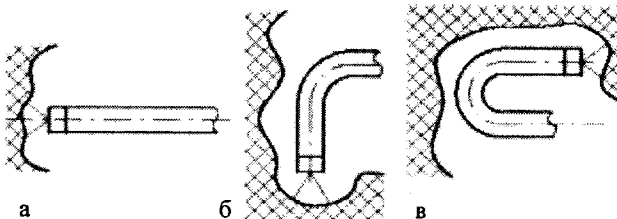


Рис. 3.7. Положення дистального кінця ендоскопа в процесі досліджень:
а) вихідне положення дистального кінця ендоскопа; б) дистальний кінець ендоскопа зігнутий вниз на 90 °; в) дистальний кінець ендоскопа зігнутий вгору на 180 °.

Необхідно забезпечити плавну і легку керуваність 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 тубуса.

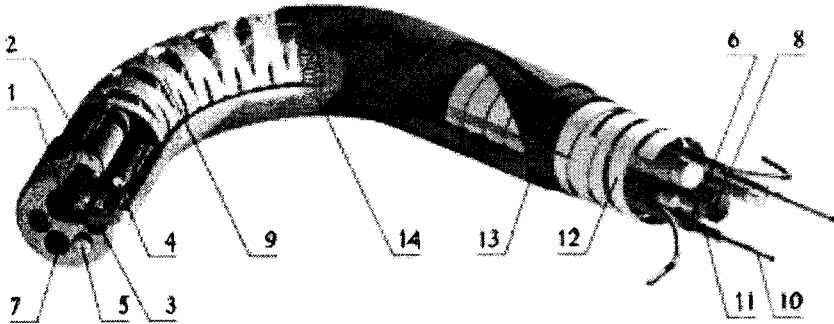


Рис. 3.8. Дистальний кінець гнучкого ендоскопа.

Види ендоскопічних діагностичних і лікувальних процедур:

– Гастроскопія – огляд шлунка, операції на поверхні шлунка (рис. 3.9).

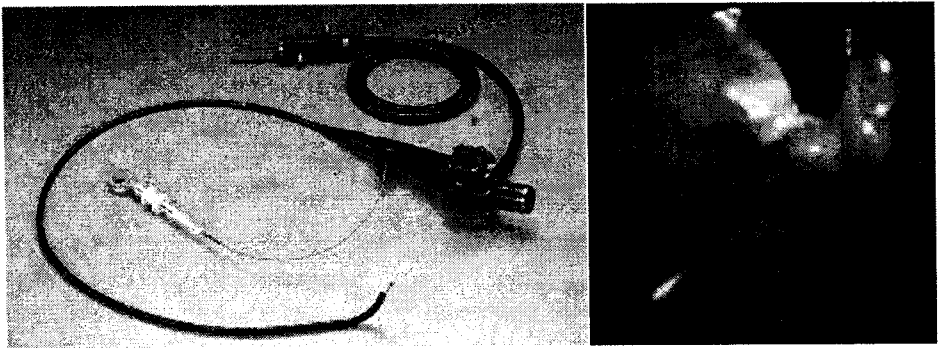


Рис. 3.9. Гастроскоп.

– Гістероскопія – огляд і хірургічне лікування цервікального каналу і порожнини матки (рис. 3.10).

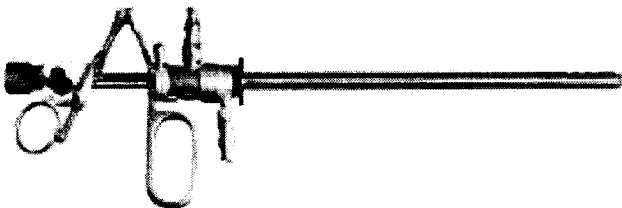


Рис. 3.10. Гістероскоп.

- Бронхоскопія – огляд бронхів, операції на бронхах.
- Колоноскопія (фіброколоноскопії) – огляд всієї товстої кишки (до баугінієвої заслінки).
- Лапароскопія – огляд і операції на органах черевної порожнини.
- Ректоскоп з волоконним світловодом призначений для діагностики захворювань прямої і нижнього відділу сигмоподібної кишки і для роботи з електрохірургічним інструментом. Застосовується в хірургічних, терапевтичних, інфекційних відділеннях лікарень а також в ендоскопічних кабінетах поліклініки.
- Цистоскопія – огляд сечового міхура.

Ендоскопічна апаратура – це сукупність оптичних, механічних, електронних і світлотехнічних систем, об'єднаних в єдиний медичний прилад. Блок-схема ендоскопа (рис. 3.11) 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.

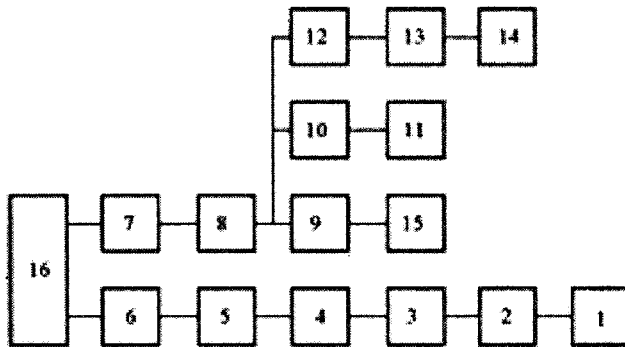


Рис. 3.11. Блок-схема оптичної системи ендоскопа.

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.

3.1.4. Медичні прилади, які функціонують на основі геометричної оптики

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. 3.12).

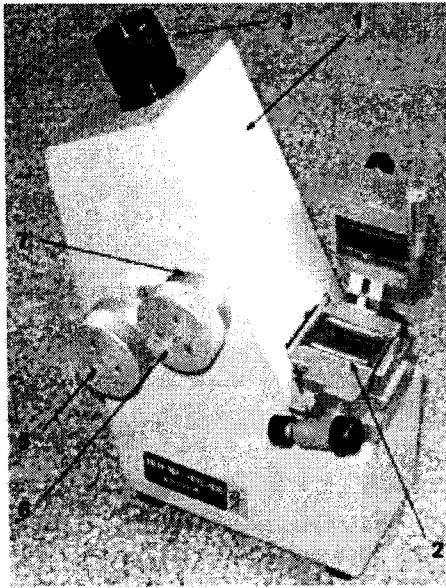


Рис. 3.12. Зовнішній вигляд рефрактометра ИРФ-454: 1 – корпус приладу; 2 – вимірювальна головка; 3 – зорова труба; 5 і 6 – маховички; 7 – барабан.

Основною частиною рефрактометра є 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 поміщують краплю досліджуваної рідини, показник заломлення якої треба визначити.

На освітлювальну призму 3 (рис. 3.13) 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 за допомогою спеціальної ручки, домагаються того, щоб межа між світлом і тінню стала чіткою. Далі промені світла через об'єktiv 6 і повертаючу призму 7 потрапляють в зорову

трубу. При спостереженні межі світла і тіні в окулярі одночасно видно шкалу 9, на якій нанесені значення показника заломлення.

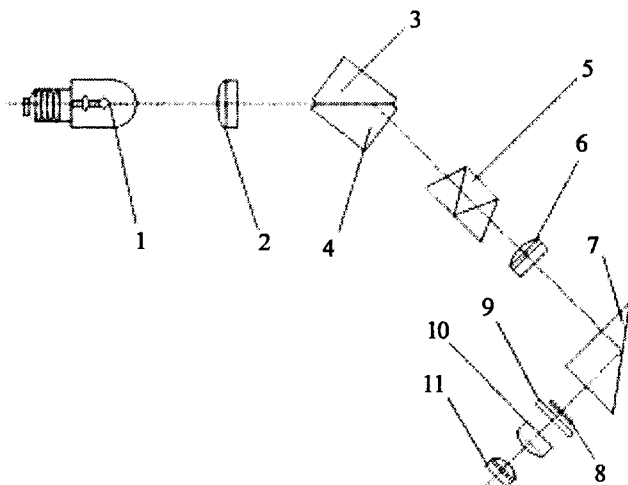


Рис. 3.13. Оптична схема рефрактометра.

У спільній фокальній площині об'єктива і окуляра зорової труби знаходиться скляна пластина 8 на яку нанесена візирна лінія (три штрихи вздовж однієї прямої). Переміщаючи зорову трубу домагаються суміщення візирної лінії з межею світла і тіні і за шкалою визначають показник заломлення досліджуваної рідини.

В рефрактометрі (рис. 3.14), 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.

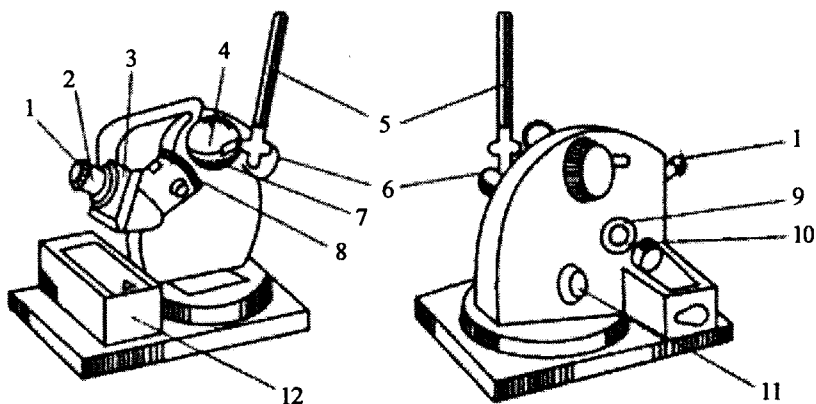


Рис. 3.14. Рефрактометр ИРФ-22: 1 – окуляр; 2 – підзорна труба; 3 – гніздо для ключа; 4 – верхня півкуля вимірювальної головки; 5 – термометр; 6 – освітлювальне дзеркало; 7 – нижня півкуля вимірювальної головки; 8, 11 – маховички; 9 – віконце; 10 – дзеркало для освітлювання шкали; 12 – пенал.

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. 3.14,а). Освітлювальне дзеркало 6 устанавлюють 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. 3.15,б) було чітко видно.

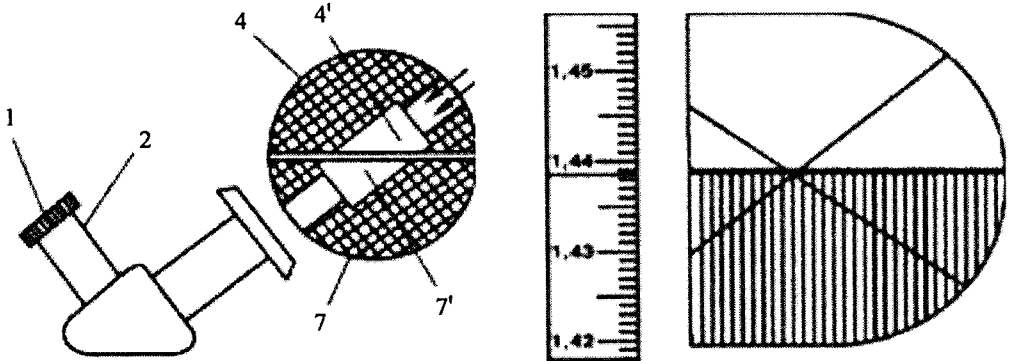


Рис. 3.15. Вимірювальна головка рефрактометра ИРФ-22 у розрізі: 4, 7 — півкулі вимірювальної головки; 4' — освітлювальна призма; 7' — вимірювальна призма.

Після того як за допомогою маховичка 8 (рис. 3.14) досягнута максимально можлива різкість межі розділення світлого і темного полів, повертанням мікроскопічного гвинта тонкого регулювання (маховичок 11) устанавлюють межу точно в центрі поля зору на перехресті волосків, як показано на рисунку 3.15,б. Межу розділу світла (рис. 3.15,б) 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. 3.15,б).

ГЛАВА 3.2. ОСНОВИ ХВИЛЬОВОЇ ОПТИКИ

3.2.1. Хвильові властивості світла

Інтерференція світла

При розгляді питань, що стосуються роздільної сили оптичних приладів, метод геометричної оптики непридатний.

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.

Нехай у точці А накладаються дві хвилі однакової частоти, що пройшли перед цим різні відстані l_1 і l_2 від своїх джерел (рис. 3.16). Амплітуда результуючого коливання залежить від величини, яку називають різницею ходу хвиль.

$$\Delta l = l_1 - l_2; \quad (3.8)$$

$$\Delta = n_1 l_1 - n_2 l_2, \quad (3.9)$$

де 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:

$$\Delta l = m\lambda, \quad m = 0, \pm 1, \pm 2, \dots \quad \Delta l = m\lambda, \quad (3.10)$$

де λ – довжина хвилі, m – довільне ціле число.

Умова мінімуму:

$$\Delta l = (2m + 1) \frac{\lambda}{2}, \quad m = 0, \pm 1, \pm 2, \dots \quad (3.11)$$

У інших точках простору спостерігається часткове посилення або послаблення результуючої хвилі.

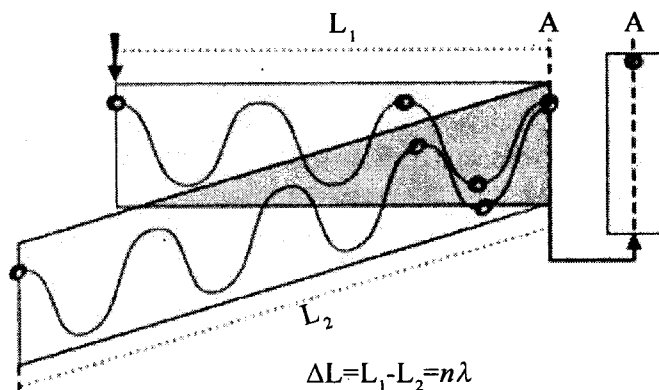


Рис. 3.16. Когерентність хвиль.

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 $n_{nl} = \sqrt{n_{ck}}$, де n_{nl} – показник заломлення прозорої металевої плівки, n_{ck} – показник заломлення скляної поверхні. Різниця фаз хвиль дорівнюватиме π , якщо оптична товщина плівки буде задовольняти умові:

$$n_{nl} \cdot d_{nl} = (2k + 1) \cdot \frac{\lambda}{4}, \quad k=0, 1, 2 \dots \quad (3.12)$$

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 межі застосування законів геометричної оптики. Воно чітко спостерігається на відстанях $l = D^2/4\lambda$ від перешкоди, де D – лінійні розміри отвору перешкоди, λ – довжина хвилі.

Дифракція світлових хвиль не дозволяє розрізнити найдрібніші деталі предметів за допомогою оптичних приладів. Найменша відстань між двома точками, при якій їх зображення не зливаються, називається роздільною відстанню оптичного приладу (δ). Для мікроскопа роздільна відстань $\delta \geq \frac{\lambda}{2n \cdot \sin u}$, 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 BC (рис. 3.17) утворюється смугаста дифракційна картина.

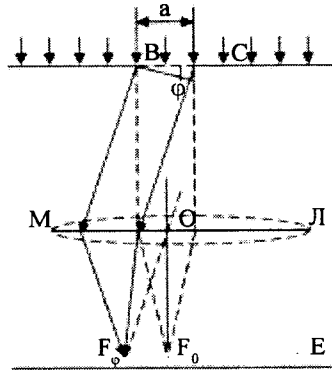


Рис. 3.17. Дифракція на щілині.

При цьому в центрі екрану E 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 BM і DN, що йдуть від сусідніх щілин (рис. 3.18).

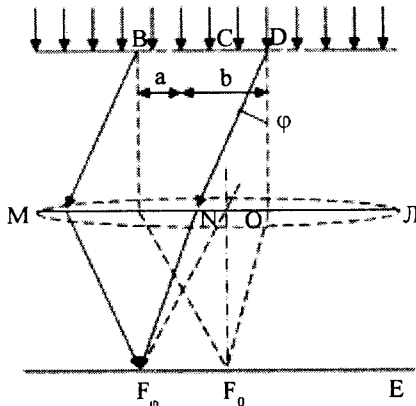


Рис. 3.18. Дифракційна решітка.

Головні максимуми при дифракції на ґратці спостерігаються під кутами, що задовільняють умову:

$$d \sin \varphi = \pm n \lambda, \quad (n=0, 1, 2, 3 \dots). \quad (3.13)$$

Умова дифракційних мінімумів:

$$d \sin \varphi = \pm (2n+1) \lambda / 2, \quad (n=0, 1, 2, 3 \dots). \quad (3.14)$$

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:

$$\lambda = \frac{d \sin \varphi}{n}. \quad (3.15)$$

Дифракція на відбиваючій дифракційній ґратці

Майже у всіх спектральних дослідженнях використовується дифракція при відбитті променів світла ґраткою.

Нехай грані штрихів ґратки (рис. 3.19), складають із площиною ґратки кут α , відстань між штрихами d , а ширина грані 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 .

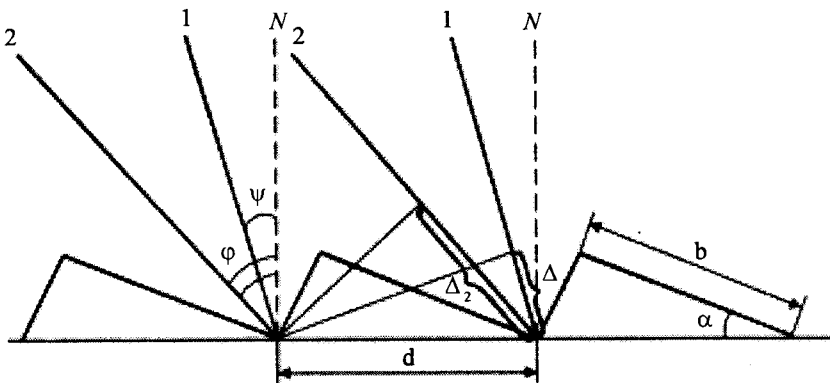


Рис. 3.19. Інтерференція плоских хвиль, відбитих на гранях штрихів ґратки.

Геометрична різниця ходу Δ між променями, дифрагуючими від сусідніх штрихів, рівна: $\Delta = \Delta_1 - \Delta_2 = d \cdot (\sin \varphi + \sin \psi)$. Положення головних максимумів для відбиваючої ґратки знаходять формулою $d \cdot (\sin \varphi + \sin \psi) = k \lambda$. При нормальному 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 проведене експонування,

відбувається дифракція опорної хвилі на голограмі, і ми бачимо об'ємне зображення предмета.

Застосування оптичних захисних елементів (голограм) спеціалісти вважають ефективним і надійним захистом 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 інтерференційну 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. Залежно 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. 3.20), то на фотопластинку потраплятиме при цьому, крім розсіяного предметом світла, ще й світло, яке пройшло крізь напівпрозоре дзеркало. Останній пучок має назву опорного.

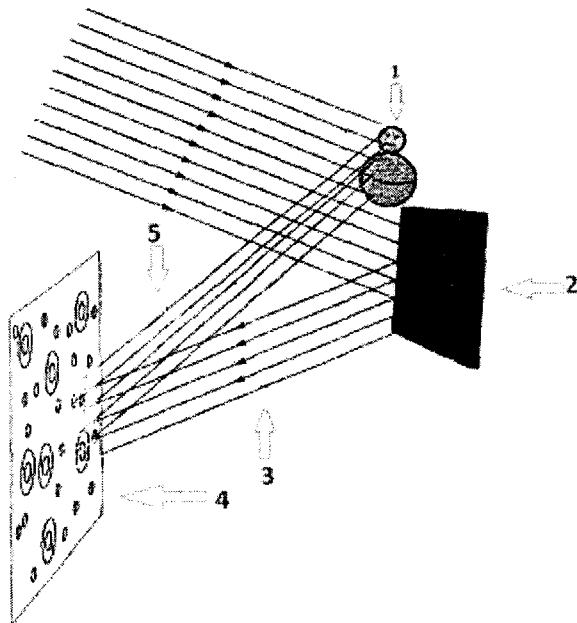


Рис. 3.20. Схема отримання голограми: 1 – об'єкт; 2 – напівпрозоре дзеркало; 3 – опорний пучок; 4 – фотопластинка; 5 – сигнальний пучок.

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. 3.21), його можна досліджувати не лише оптичними методами, але й зберігати в історії хвороби.

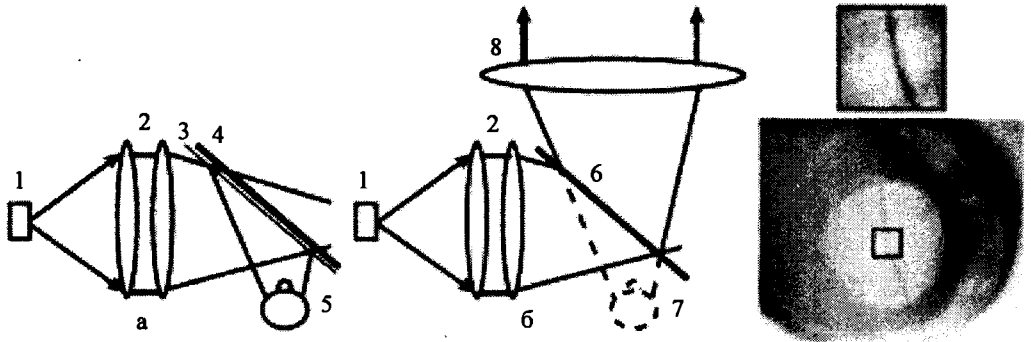


Рис. 3.21. Принципова схема реєстрації голограми ока (а) і відновлення голографічного зображення (б). Справа – голограма ока кролика, на ній видно дефект рогівки.

- 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.

Метод голографічного зображення людських органів може ефективно застосовуватися у медичних закладах при вивченні анатомії, патологічної фізіології, внутрішніх хвороб (рис. 3.22).

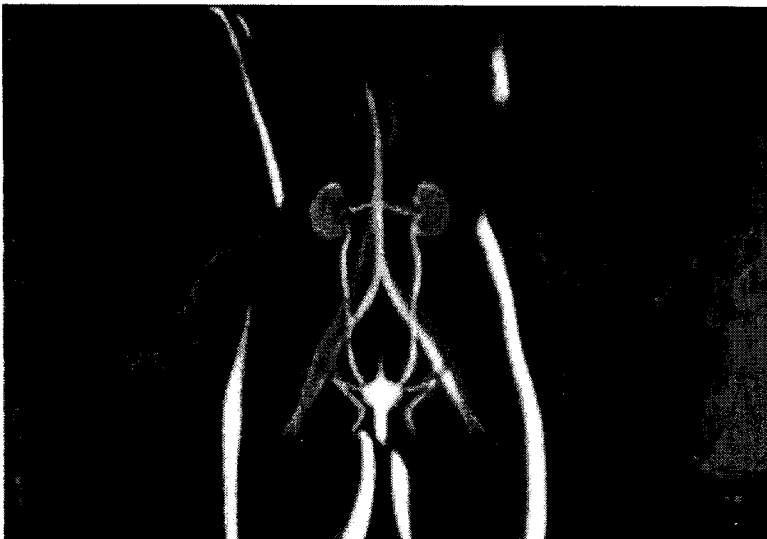


Рис. 3.22. Голографічне зображення нирки людини.

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. 3.23). 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.

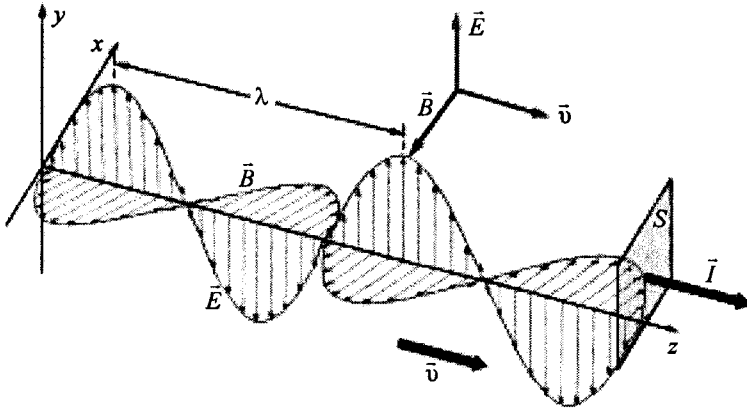


Рис. 3.23. Поширення поперечних електромагнітних хвиль.

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. 3.24).

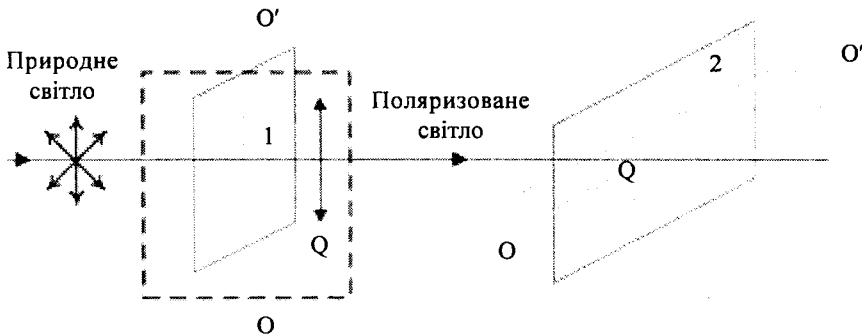


Рис. 3.24. Схема отримання поляризованого світла.

До природних кристалів, які поляризують світло, належить турмалін. Природний промінь, проходячи через пластинку турмаліну (рис. 3.24), вирізану паралельно оптичній осі OO' кристала, що являє собою напрямок, відносно якого атоми (чи іони) кристалічної решітки розташовані симетрично (в деяких кристалах таких напрямків може бути два), повністю поляризується. Якщо за пластинкою 1 розташована інша пластинка турмаліну 2, яка орієнтована так, що її оптична вісь перпендикулярна оптичній осі пластинки 1, то через другу пластинку промінь не пройде, оскільки коливання вектора напруженості електричного поля \vec{E} будуть перпендикулярні до головної площини пластинки 2, тобто площини, що містить оптичну вісь і промінь. Якщо ж оптичні осі пластинок 1 і 2 складуть кут β , 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, які падають на пластинку:

$$E = E_0 \cdot \cos \alpha. \quad (3.16)$$

Оскільки інтенсивність світла пропорційна квадрату амплітуди світлових коливань, то

$$I = I_0 \cos^2 \alpha, \quad (3.17)$$

де I_0 – інтенсивність світла, що падає на пластинку 2, I – інтенсивність світла, що проходить через пластинку.

Співвідношення (3.17) називається законом Малюса.

Пластинка 1, що поляризує природне світло, називається поляризатором, а пластинка 2, за допомогою якої змінюється інтенсивність поляризованого світла – аналізатором (рис. 3.25). Прилад, що складається з поляризатора і аналізатора, що дозволяє знайти кут повороту площини поляризації світла, називається поляриметром.

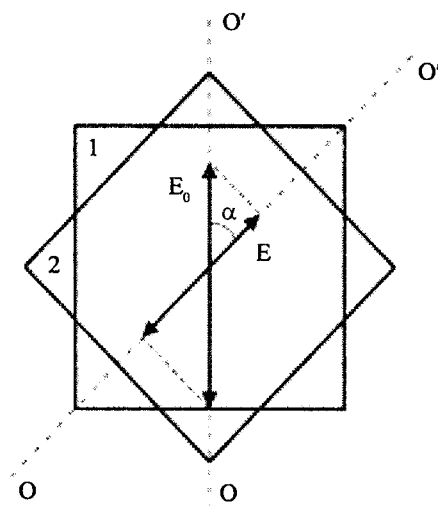


Рис. 3.25. Амплітуда світлових коливань.

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. 3.26).

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.

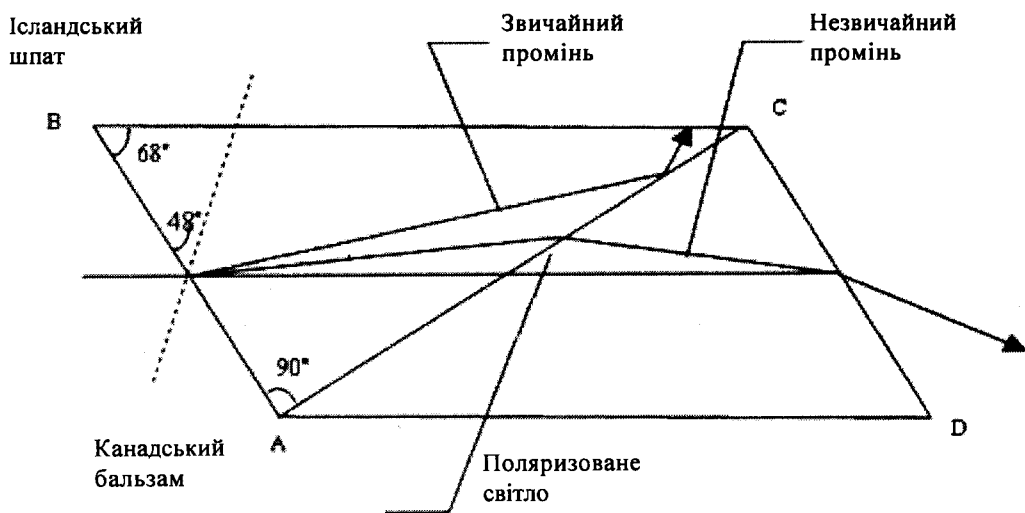


Рис. 3.26. Хід променів у призмі Ніколя.

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.

Напряг обертаннн визначають по вiдношенню до спостерiгача, який дивиться назустріч променю. Якщо обертаннн площини поляризацiї вiдбувається за напрямком годинникової стрiлки, то обертаннн називається правим, а сама речовина правообертаючою. Якщо ж обертаннн вiдбувається проти годинникової стрiлки, то обертаннн називається лiвим, а речовина – лiвообертаючою.

Величина кута повороту площини поляризацiї пропорцiйна довжинi ходу променя у речовинi, а у випадку розчину залежить i вiд концентрацiї оптично-активної речовини. Ця залежнiсть виражається формулою:

$$\varphi = \alpha l C, \quad (3.18)$$

де φ – кут повороту площини поляризацiї, l – довжина ходу променя у розчинi, C – концентрацiя речовини у розчинi, α – питоге обертаннн, що характеризує кут повороту площини поляризацiї свiтла певної довжини хвилi на одиницю вiдстанi, пройденої свiтлом у даному розчинi. Питоме обертаннн чисельно рiвне куту повороту площини поляризацiї шаром розчину одиничної товщини, що мiстить 1 г речовини на 100 см³ розчину. Знаючи кут повороту площини поляризацiї φ , питоге обертаннн α i довжину кювету l , можна знайти концентрацiю розчину.

Величина α залежить вiд роду розчиненої речовини, вiд вибору розчинника i обернено пропорцiйна квадрату довжини хвилi (закон Бiо):

$$\alpha = \frac{b}{\lambda^2}. \quad (3.19)$$

Цю залежнiсть використовують для дослiдження структури бiлків та нуклеїнових кислот, оскiльки значна кiлькiсть бiомолекул мiстить оптично активнi центри. Прилади для дослiдження таких структур називаються спектрополяриметрами.

Для визначення кута повороту площини поляризацiї використовують поляриметри (рис. 3.27).

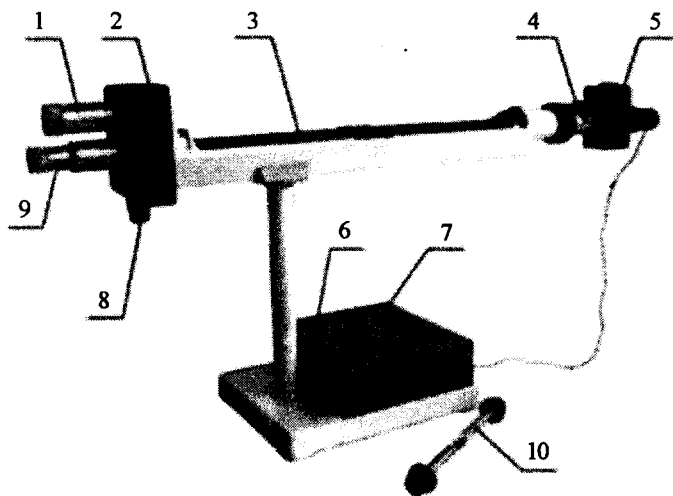


Рис. 3.27. Зовнiшнiй вигляд поляриметра Су-4: 1 – окуляр вiдраховуючого пристрою; 2 – вимiрювальна головка; 3 – кюветне вiддiлення; 4 – поворотна обойма; 5 – освiтлювальний вузол; 6 – кнопка вимикача; 7 – ручка резистора; 8 – ручка.

Загальна конструкція поляриметра зображена на рисунку 3.28.

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.

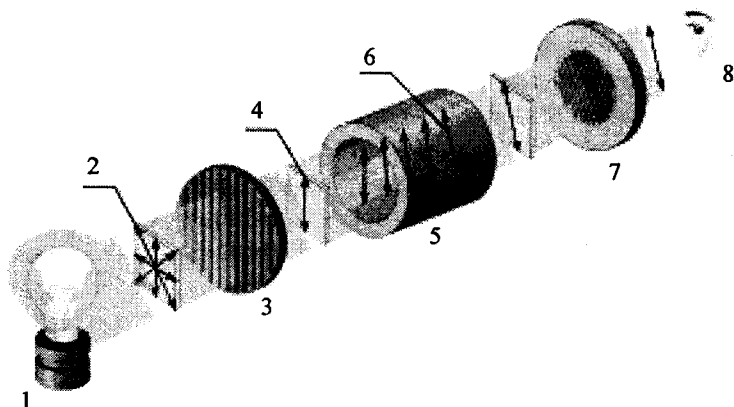


Рис. 3.28. Вимірювання оптичної активності за допомогою поляриметра: 1 – джерело світла; 2 – неполяризоване світло; 3 – поляризатор; 4 – поляризоване світло; 5 – кювета з розчином; 6 – повертання площини поляризації на 30° ; 7 – аналізатор; 8 – спостерігач.

На рисунку 3.29 показана оптична структура поляриметра.

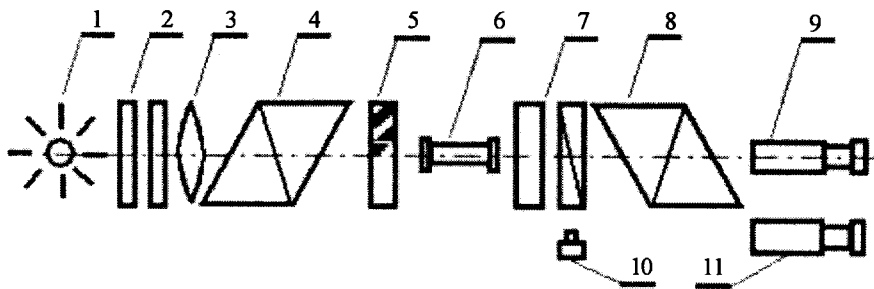


Рис. 3.29. Оптична схема поляриметра.

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 рисунку 3.30,а 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 збігається його 17 поділка. На рисунку 3.30,б, показано положення шкали і ноніуса, що відповідає відліку “-3,25”.

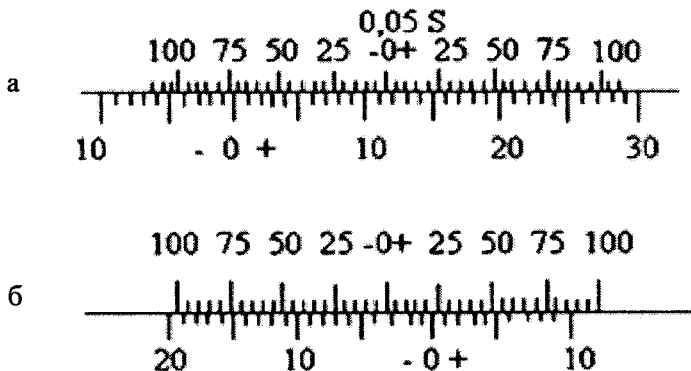


Рис. 3.30. Положення шкали ноніуса поляриметра.

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. 3.31), на який падає монохроматичне світло з довжиною хвилі λ .

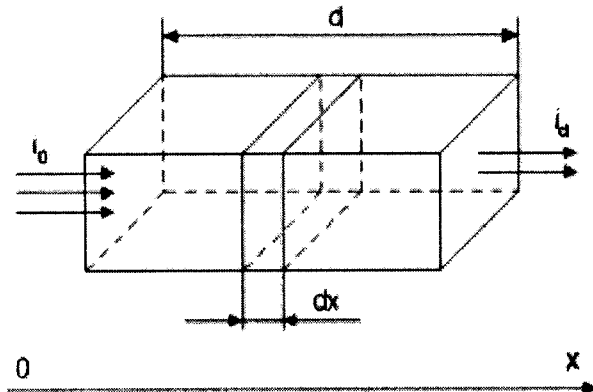


Рис. 3.31. Поглинання світла шаром речовини.

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 :

$$dI = -x_\lambda \cdot I dx, \quad (3.20)$$

де x_λ – монохроматичний показник поглинання, який залежить від роду речовини.

Знак мінус означає, що інтенсивність світла в напрямку ОХ зменшується.

Проінтегруємо (3.20), попередньо розділивши змінні:

$$\int_{I_0}^{I_\alpha} \frac{dI}{I} = -x_\lambda \int_0^d dx.$$

У результаті одержимо:

$$\ln I_\alpha - \ln I_0 = -x_\lambda d.$$

Звідси:

$$I_\alpha = I_0 e^{-x_\lambda d}. \quad (3.21)$$

Рівняння (3.21) називають законом Бугера, згідно з яким інтенсивність світла при проходженні через речовину зменшується за експоненціальним законом. Виходячи із формули (3.20) 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:

$$x_\lambda = \alpha c, \quad (3.22)$$

де α – показник поглинання світла; c – концентрація.

Підставивши (3.22) у (3.21), отримуємо закон Бугера–Бера:

$$I_d = I_0 \cdot e^{-\alpha c d}. \quad (3.23)$$

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 (3.23) отримуємо:

$$D = \frac{1}{2,3} \alpha c d = \varepsilon c d, \quad (3.24)$$

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 (3.23) випливає, що

$$C_1 d_1 = C_2 d_2. \quad (3.25)$$

Це співвідношення лежить в основі концентраційної колориметрії.

Для визначення концентрації розчину використовують фотоелектроколориметр, у якому один фотоелемент освітлюють променями, що пройшли через розчин, а інший – променями, які пройшли через розчинник, і за різницею двох фотострумів визначають концентрацію розчину.

Залежність оптичної густини від довжини хвилі називають спектром поглинання. Графік цієї залежності являє собою криву з максимумами в певних інтервалах довжин хвиль, у яких відбувається сильне поглинання. У білків максимум поглинання припадає на довжину хвилі 280 нм, у нуклеїнових кислот – 260 нм, хлорофіл має два максимуми поглинання в інтервалах 400–440 нм і 600–630 нм (рис. 3.32), тобто майже у всьому діапазоні видимого світла, крім зеленого. Тому то листя рослин має зелене забарвлення.

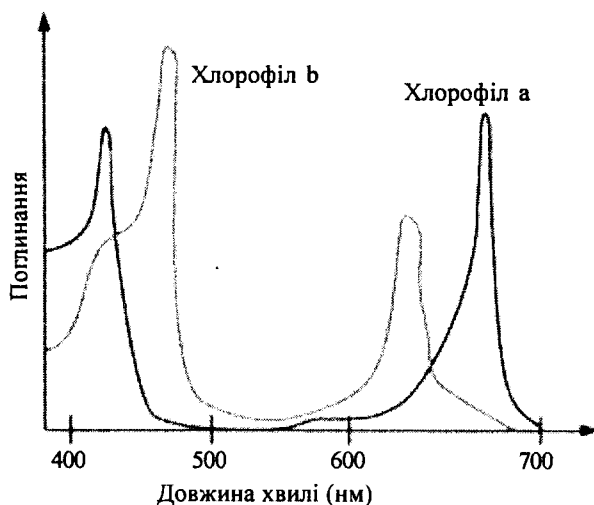


Рис. 3.32. Спектри поглинання хлорофілів а (зелений) і b (червоний).

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 (рис. 3.33).

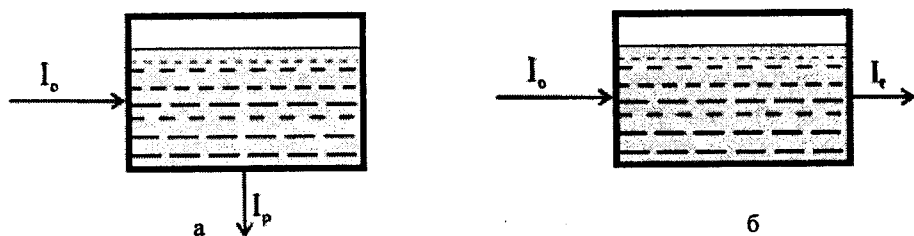


Рис. 3.33. Схема ходу променів через каламутну рідину: а) нефелометрія; б) турбідиметрія.

Інтенсивність розсіяного світла залежить від багатьох параметрів і описується рівнянням Релея, згідно з яким інтенсивність розсіяного світла молекулами обернено пропорційна четвертому степені довжини хвилі.

У турбідиметрії, при малій концентрації розчину, інтенсивність світла I_p , яке пройшло через суспензію, описується формулою:

$$A = -\lg \frac{I_t}{I_0} = k l C, \quad (3.26)$$

де A – мутність розчину; I_t – інтенсивність світла, яке пройшло через суспензію; I_0 – інтенсивність падаючого світла; l – товщина шару; C – концентрація поглинаючих світло частинок; 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 нефелометрії. У турбідиметрії для вимірювання інтенсивності світла, яке пройшло через суспензію, використовують фотоелектрон-колориметри.

Нефелометр TurbiDirect Tintometer GmbH (рис. 3.34) – високоточний інструмент для лабораторного і мобільного використання.



Рис. 3.34. Нефелометр TurbiDirect Tintometer GmbH.

Каламутність вимірюється згідно з ISO 7027 в нефелометричних одиницях (розсіяне світло під прямим кутом). Інфрчервоне 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.

3.2.2. 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.

Флуориметр – прилад для вимірювання інтенсивності флуоресценції.

Спектрофлуориметр – прилад для вимірювання спектрів збудження та випромінювання флуоресценції 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

Залежно від дисперсійного елемента розрізняють спектральні прилади з призмою або дифракційною ґраткою. Схему приладу першого типу зображено на рисунку 3.35,а. 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 рисунку 3.35,б. За аналогічних розмірів диспергуючого елемента спектральне розділення дифракційної ґратки вище, ніж у призми.

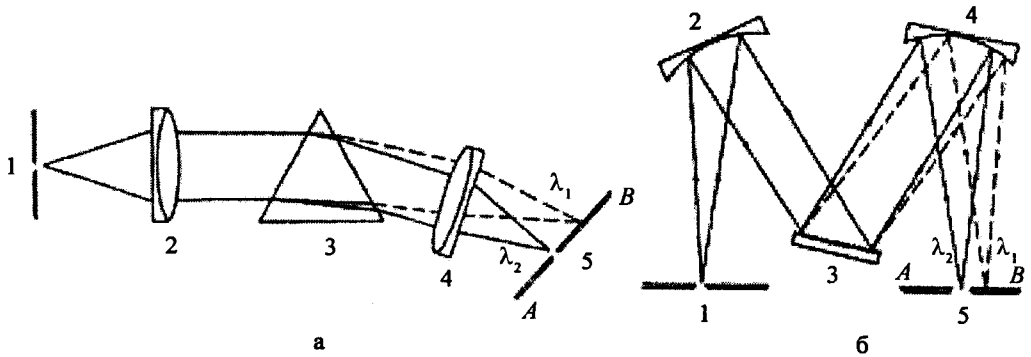


Рис. 3.35. Типи спектральних приладів: а) із призмою; б) з дифракційною ґраткою.

На рисунку 3.35,а: 1 – вхідна щілина; 2, 4 – лінзи (дзеркала); 3 – призма (дифракційна ґратка); 5 – вихідна щілина. На рисунку 3.35,б: 1 – вхідна щілина; 2, 4 – конфокальні дзеркала; 3 – дифракційна ґратка; 5 – вихідна щілина.

Спектрофотометричний метод – один з найпоширеніших методів дослідження в біології. У біологічних дослідженнях найчастіше використовують спектрофотометри (СФ) і фотоелектроколориметри (ФЕК). Для виділення ділянки спектра або окремих довжин хвиль в спектрофотометрах використовують, як правило, призми або дифракційні ґратки.

Принципова схема сучасних спектрофотометрів включає в себе кілька блоків (рис. 3.36):

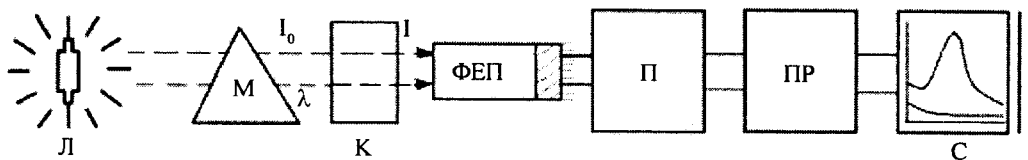


Рис. 3.36. Схема будови спектрофотометра: джерело світла (Л); монохроматор (М); кювета із зразком (К); фотоелемент – найчастіше використовується фотоелектронний помножувач (ФЕП); блок підсилювача фотоструму (П); реєструючий пристрій (РП, С).

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 фотоефекту, підсилюється завдяки вторинній електронній емісії; струм в ланцюзі анода (колектора вторинних електронів) значно перевищує первинний фотострум. Пристрій використовується для виявлення дуже слабких сигналів (рис. 3.37).

Принцип дії детекторів полягає у помноженні електронів, випромінених фотокатодом, під дією потоку фотонів.

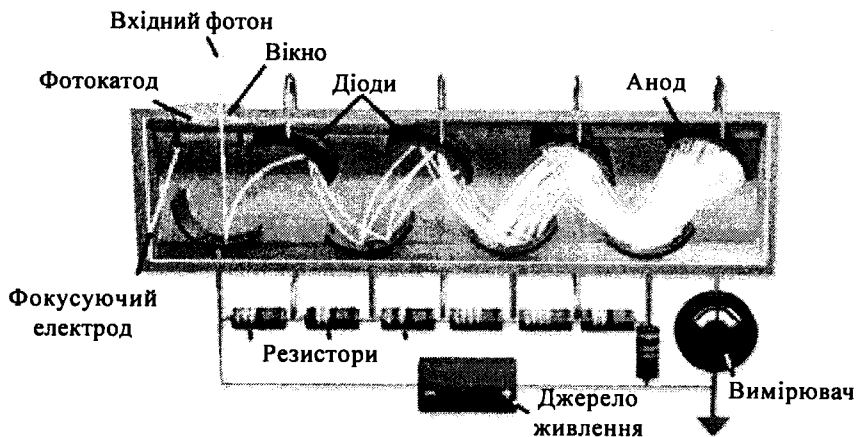


Рис. 3.37. Фотоелектронний помножувач.

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, по черзі вводять 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 C_u 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:

$$C_u = C_s \left(\frac{A_u}{A_s} \right). \quad (3.27)$$

Спектрофотометри

Спектрофотометр (рис. 3.38) 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. У МПС входять: мікропроцесор, що обробляє дані, дисплей для відображення інформації та клавіатура, яка призначена для ручного керування системою.

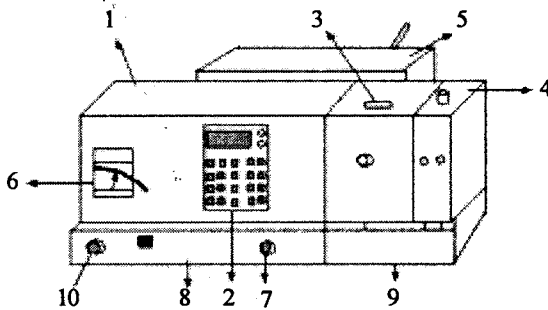


Рис. 3.38. Зовнішній вигляд спектрофотометра СФ-46.

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 (рис. 3.39).

Дифракційна ґратка встановлена на столику, який повертається навколо вертикальної осі при обертанні ручки (10), яка приводить у рух відліковий пристрій (6) установки довжин хвиль.

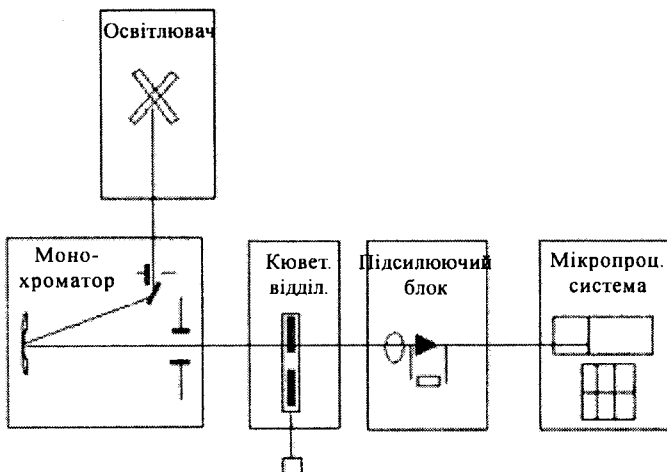


Рис. 3.39. Структурна схема спектрофотометра СФ-46.

У спектрофотометрі використовують два світлофільтри, для роботи в області спектра 230–450 нм і 600–1100 нм.

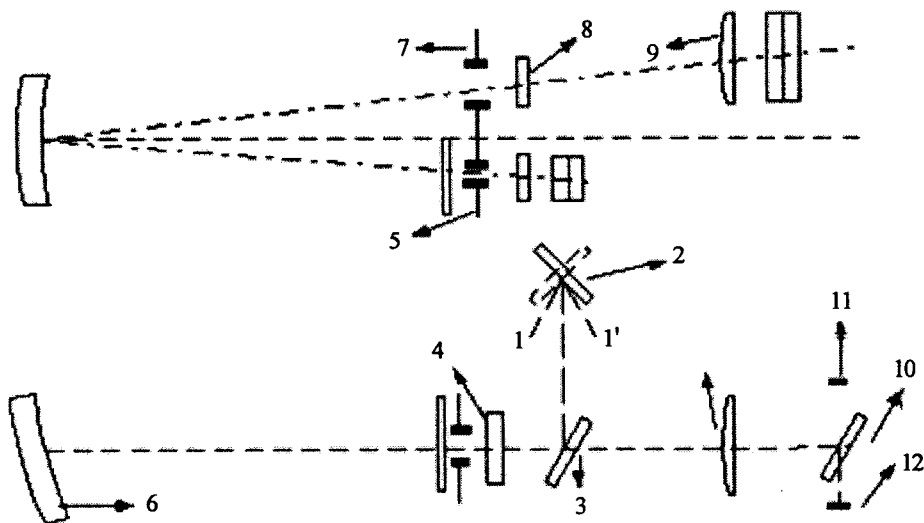


Рис. 3.40. Оптична схема спектрофотометра СФ-46.

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.

Опис зовнішнього вигляду спектрофотометра (рис. 3.41).

1. Кришка кюветного відділення.
2. Кюветне відділення с кюветотримачем.
3. Ручка перемикання кюветотримача.
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.

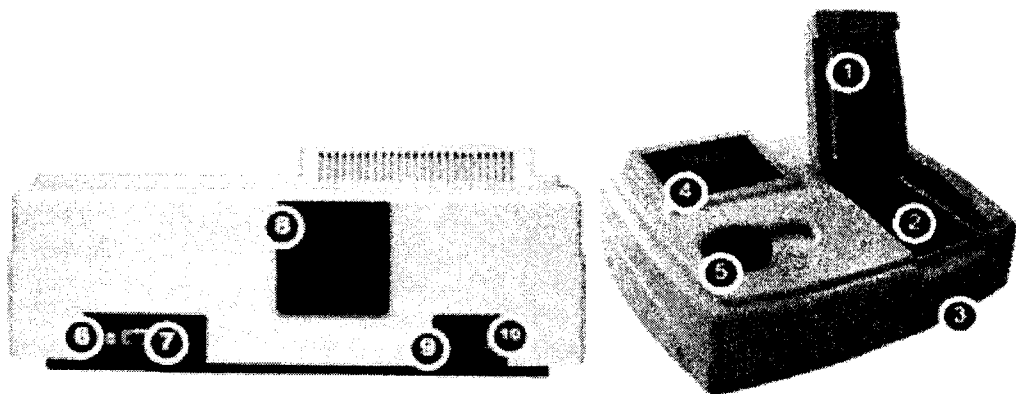


Рис. 3.41. Зовнішній вигляд спектрофотометра.

Спектрофотометр СФ-103 – однопроменевий скануючий спектрофотометр із розширеним спектральним діапазоном в ультрафіолетовій (УФ) та видимій областях довжин хвиль з автоматичним вибором на 8 кювет (рис. 3.42).

Основні особливості: відображення спектра на екрані, можливість автоматичного калібрування по декількох точках (до 7) при роботі в режимі вимірювання.

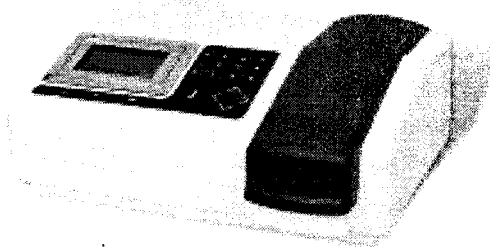


Рис. 3.42. Спектрофотометр СФ-103.

Цифровий спектрофотометр Arel PD-303 (рис. 3.43) оснащений цифровим дисплеєм для відображення коефіцієнтів світлопропускання, абсорбції та концентрації.

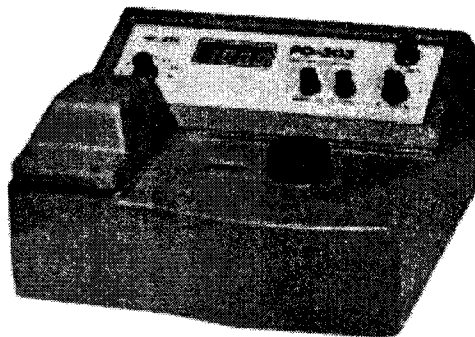


Рис. 3.43. Цифровий спектрофотометр Arel PD-303.

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 двопробовими.
- Швидкісні спектрометри (хроноспектрометри).
- Спектрометри високої роздільної здатності для досліджень структури атомних і молекулярних спектрів.
- Двопробові 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 спектра 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 спектра, розгорнутого у фокальній площині на фотопластинках або фотоплівках (фотографічні спектрографи).
- Швидкісні багатоканальні спектральні прилади для досліджень спектрів швидкоплинних процесів.

Принцип роботи і будова фотоколориметра

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 за допомогою приладів без участі ока (наприклад, за допомогою фотоелемента) і суб'єктивні, або візуальні, які проводяться безпосередньо оком.

Фотоколориметри (рис. 3.44, 3.45) 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 двопробові. 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.

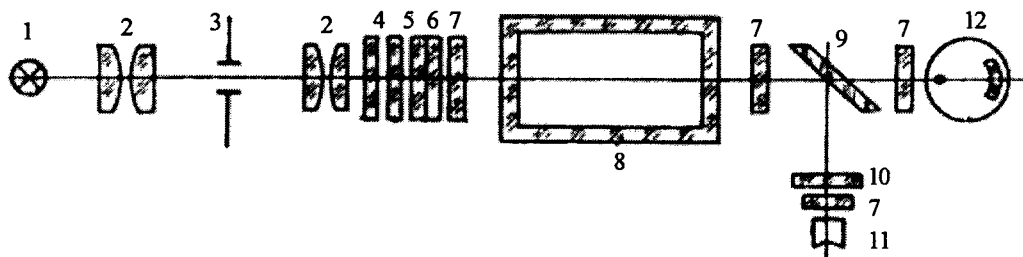


Рис. 3.44. Оптична схема однопроменевого фотоколориметра КФК-2:

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).

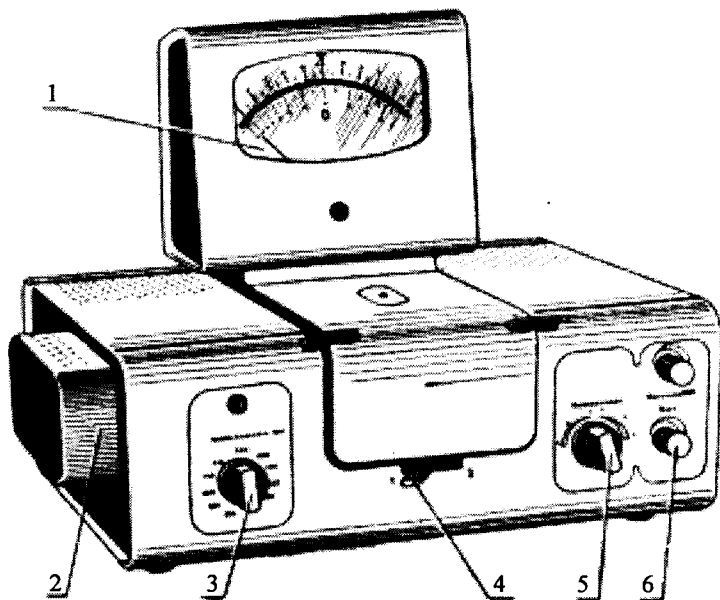


Рис. 3.45. Загальний вигляд фотоколориметра КФК-2: 1 – мікроамперметр, градуйований в одиницях світлопропускання та оптичної густини; 2 – джерело світла; 3 – ручка перемикача світлофільтрів; 4 – перемикач кювет; 5 – перемикач фотоелементів; 6 – регулятор показів шкали 1.

Зовнішній вигляд і схема приладу зображені на рисунках 3.46, 3.47. На правій боковій стороні приладу знаходяться ручка правого вимірювального барабана (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 барабанах (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.

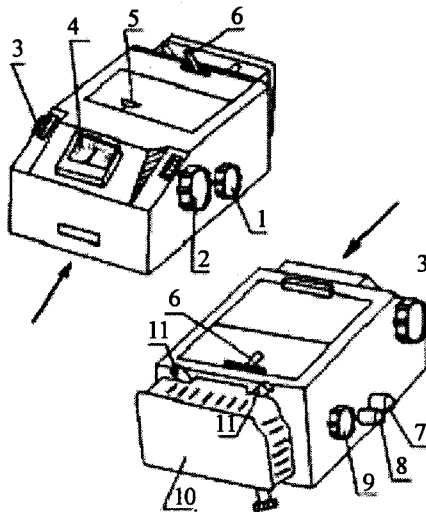


Рис. 3.46. Загальний вигляд фотоколориметра КФК-2.

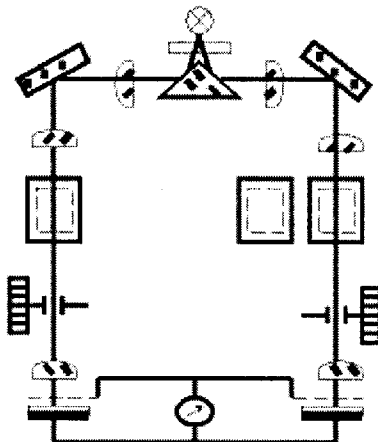


Рис. 3.47. Схематичне зображення фотоелектроколориметра типу ФЕК.

Світлові промені від лампи Л, відбившись від дзеркал Z_1 і Z_2 , проходять через світлофільтри C_1 і C_2 , кювети K_1 і K_2 і попадають на фотоелементи Φ_1 і Φ_2 , фотострум яких підсилюється підсилювачем постійного струму (рис. 3.48), який функціонує за диференціальною схемою: в діагональ моста ввімкнено гальванометр (опір R_g). При обертанні барабанів D_1 і D_2 змінюється ширина щілинної діафрагми, а отже і інтенсивність світлового потоку, що падає на фотоелементи.

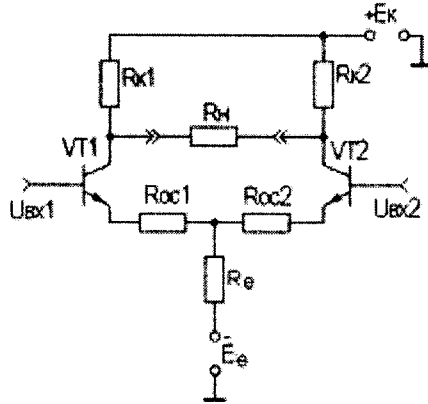


Рис. 3.48. Принципова схема диференціального підсилювача постійного струму.

Диференціальний підсилювач працює за принципом збалансованого моста, два плеча якого утворені резисторами R_{k1} і R_{k2} , а два інших – транзисторами VT1 і VT2. Опір навантаження R_n увімкнено в діагональ моста. Опір резисторів R_{oc1} і R_{oc2} зазвичай малий, тому можна вважати, що резистор R_e під'єднаний до емітерів транзистора. Під дією вхідної напруги $U_{вх}$ транзистор VT1 привідкривається і струм емітера зростає на ΔI_{e1} , а завдяки вихідній напрузі $U_{вх}$ транзистор VT2 призначується, і струм його емітера зменшується на ΔI_{e2} . Таким чином, результуючий приріст струму у колі резистора R_e (у колі гальванометра рис. 3.48) при ідеально симетричних плечах буде відсутній.

Оптична схема двопроменевого фотоелектроколіориметра ФЕК-56 показана на рисунку 3.49.

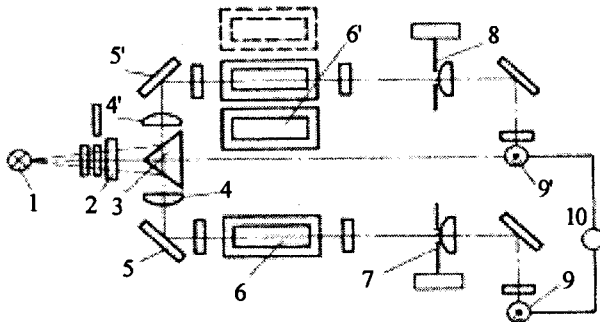


Рис. 3.49. Оптична схема фотоелектроколіориметра ФЕК-56: 1 – джерело випромінювання; 2 – світлофільтр; 3 – призма; 4, 4' – лінзи; 5, 5' – дзеркала; 6, 6' – кювети; 7, 8 – діафрагми; 9, 9' – цезій-стибівеві фотоелементи; 10 – індикаторна лампа (міліамперметр).

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.

ГЛАВА 3.3. 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 у 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.

3.3.1. 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 застосовують у різних галузях 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.

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 – 1 мм рт. ст., неону – 0,1 мм рт. ст. Атоми неону є випромінюючими (робочими), атоми гелію – допоміжними, які необхідні для створення інверсної заселеності атомів неону. На рисунку 3.50 схематично зображені енергетичні рівні атомів гелію і неону.

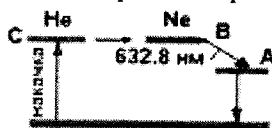


Рис. 3.50. Енергетичні рівні атомів гелію та неону (літери С, В, А відповідають енергетичним рівням 2, 3, 2).

При електричному розряді в трубці збуджуються атоми гелію, які переходять в стан С, який збігається з енергетичним рівнем В атомів неону. Співударяючись з атомами неону атоми гелію передають їм свою енергію і переводять їх у збуджений стан. Таким чином в трубці створюється активне середовище, яке складається з атомів неону з інверсною заселеністю. Спонтанний перехід окремих атомів неону з рівня В на рівень А викликає появу окремих фотонів, які, взаємодіючи із збудженими атомами неону, викликають індуковане когерентне випромінювання.

Для збільшення потужності трубку поміщають в дзеркальний резонатор. Відбиваючись від дзеркал, потік фотонів багаторазово проходить вздовж осі трубки, при цьому в процес індукованого випромінювання включається все більше число збуджених атомів і інтенсивність індукованого випромінювання зростає.

Будова гелій-неонового лазера схематично показана на рисунку 3.51.

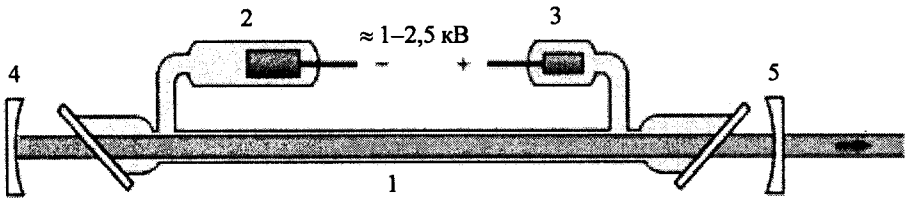


Рис. 3.51. Будова гелій-неонового лазера: 1 – скляна трубка із сумішшю гелію і неону; 2 – катод; 3 – анод; 4 – дзеркало із коефіцієнтом пропускання меншим за 0,1 %; 5 – сферичне дзеркало, коефіцієнт пропускання якого 1–2 %.

На рисунку 3.52 показано установку з гелій-неоновим лазером.

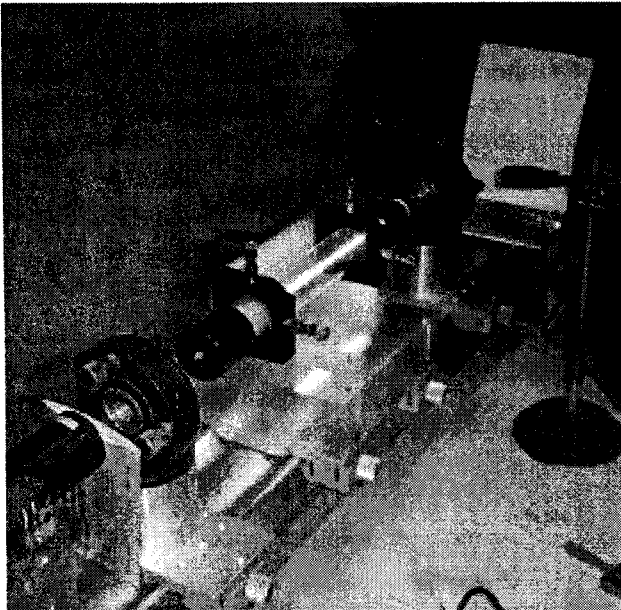


Рис. 3.52. Зовнішній вигляд установки з гелій-неоновим лазером.

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 увігнуті дзеркала.

Газові лазери

Схема оптичного кварцевого генератора (ОКГ) зображена на рисунку 3.53, де 1 – активне середовище, 2 і 3 – суцільне і напівпрозоре дзеркала.

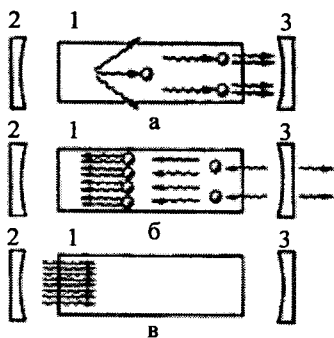


Рис. 3.53. Схема оптичного кварцевого генератора.

Розглянемо фотон, який рухається паралельно до осі кристала. Він породжує лавину фотонів, які летять у тому самому напрямку (рис. 3.53,а). Частина з них частково пройде крізь напівпрозоре дзеркало 3 назовні, а частина відіб'ється і наростатиме в активному середовищі (рис. 3.53,б). Коли лавина електронів потрапить на дзеркало 2, вона частково поглинеться, але після відбивання від дзеркала 2 підсилений потік фотонів знову збігатиметься з напрямком руху первинних фотонів (рис. 3.53,в). Багаторазово підсилений потік фотонів, вийшовши з генератора крізь напівпрозоре дзеркало, утворює точно напрямлений пучок променів світла.

Довжина шляху L , який проходить хвиля між двома відбиваннями, повинна становити ціле число довжин хвиль:

$$2L = n\lambda, \text{ або } L = n \frac{\lambda}{2}, \quad (3.28)$$

де $n=1, 2, \dots$

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.

Один з перших твердотілих ОКГ, що працює за схемою трьох рівнів (рис. 3.54), був створений у 1960 р. Т. Мейманом.

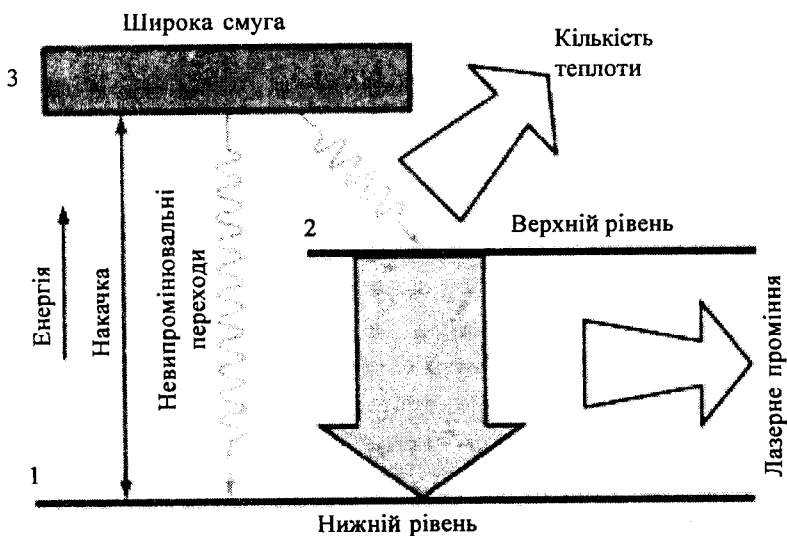


Рис. 3.54. Трирівневі переходи електронів у рубіновому лазері.

Твердотілі лазери

Рубіновий лазер (рис. 3.55) 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.

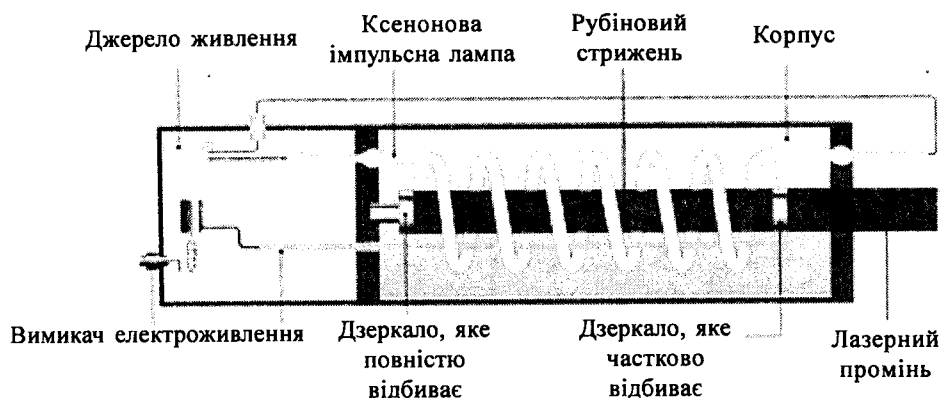


Рис. 3.55. Схематичне зображення лазера на рубіні.

Рубіновий лазер був першим твердотілим лазером, також створені лазери на неодимовому склі й на кристалах гранату з неодимом (довжина хвилі 1,06 мкм). Твердотілі лазери дозволили отримати генерацію потужних коротких і надкоротких імпульсів світла.

Лазери генерують випромінювання у видимій, інфрачервоній і ближній ультрафіолетовій ділянках.

Залежно від типу активного середовища лазери поділяють на твердотілі, газові, напівпровідникові й рідинні.

Класифікують лазери і за методами накачування – оптичні, теплові, хімічні, електроіонізаційні тощо.

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 твердотілих $10-40''$);

– 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 застосовують 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, шкірних захворювань застосовують низькоінтенсивне лазерне випромінювання.

3.3.2. 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 застосовують у дерматології для лікування бородавок, гнійних гранулєм, доброякісних новоутворень шкіри. Лазерний промінь вибірково поглинається забарвленими структурами. Він руйнує лише пігментні ділянки тканини. Цю його властивість використовують 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. Світловод закінчується лінзою та ручкою. Промінь фокусується в точку з діаметром у декілька десятимільярдних часток метра. Таким “скальпелем” розтинають тканину тіла, забезпечуючи стерильність. Розтин проводиться дуже точно і швидко, не спричиняє кровотечі, оскільки висока температура на місці розтину зумовлює миттєву коагуляцію білків і просвіт кровоносних судин закривається.

В офтальмології за допомогою лазерів проводять втручання при відшаруванні сітківки, приварюють її та ін. При великих тривалостях (секунди, мілісекунди) і малих рівнях потужності імпульсне випромінювання чинить коагулювальну дію. Разом із тепловою коагулювальною дією в офтальмології використовуються руйнуючий ефект лазерного випромінювання, що має місце при фокусуванні надкоротких і надпотужних імпульсів, які проявляються в ефекті мікровибуху. 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 ділянки 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 дослідження показали, що при захворюванні (закупорюванні) 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 численні 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 аритмії серця. Клінічна практика показала, що лазерна терапія широкого кола захворювань за ефективністю часто набагато краща, ніж інші способи лікування. Низькоінтенсивне лазерне випромінювання з успіхом використовують в різних галузях медицини. Відома стимулювальна, протизапальна і знеболювальна дія випромінювання гелій-неонового лазера, його нормалізуючий вплив на обмін речовин і стан імунної системи. Проте механізм взаємодії лазерного

і світлового некогерентного випромінювання на клітинно-молекулярному рівні залишається нез'ясованим.

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 емалі, які виявити іншими методами неможливо.

Використовують методи хірургічного лікування за допомогою лазера у легеневої, 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 $\lambda=632,8$ нм). Зручно підводити лазерне випромінювання за допомогою світловолоконної оптики (світловодів).

На рисунку 3.56 вказані довжини хвиль лазерів, які використовуються у медичній практиці.

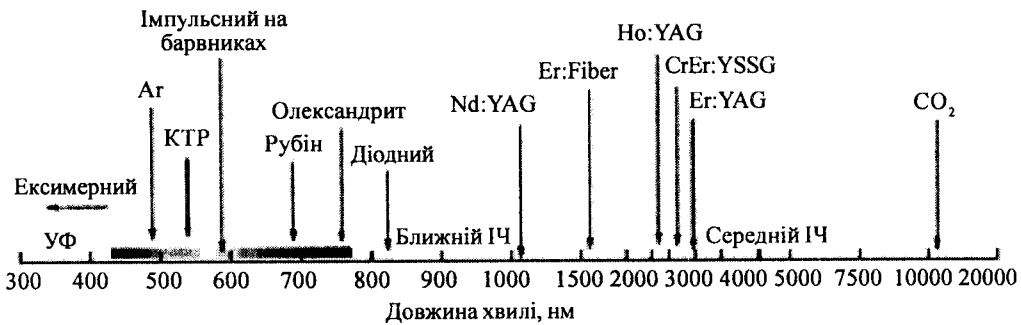


Рис. 3.56. Діапазон довжин хвиль лазерів, що використовуються у медицині.

Як видно, спектральний діапазон охоплює ультрафіолетову та інфрачервону ділянки. При цьому діапазон густин енергії становить три порядки (від 1 Дж/см²

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, багатофотонне поглинання, утворення і розвиток плазми, генерація та поширення ударних хвиль.

3.3.3. Різновиди лазерів

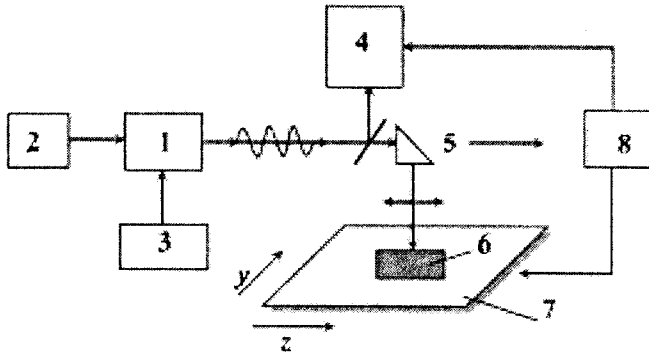


Рис. 3.57. Блок-схема типової лазерної установки.

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 установках – система програмного керування двокоординатним столом).

Лазерна медична установка “Імпульс-1”

На рисунку 3.58 зображені: структурна схема лазерної медичної установки для променевої терапії “Імпульс-1” і конструктивна схема операційного апарата (рис. 3.59).

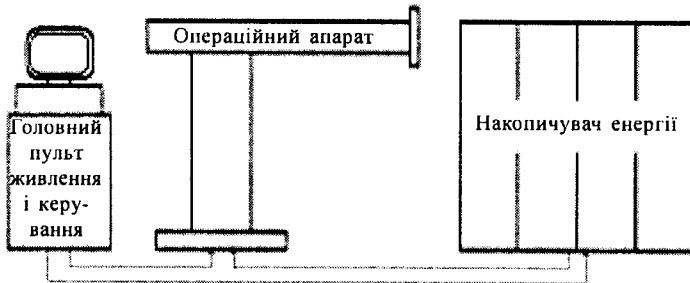


Рис. 3.58. Структурна схема лазерної установки для променевої терапії “Імпульс-1”.

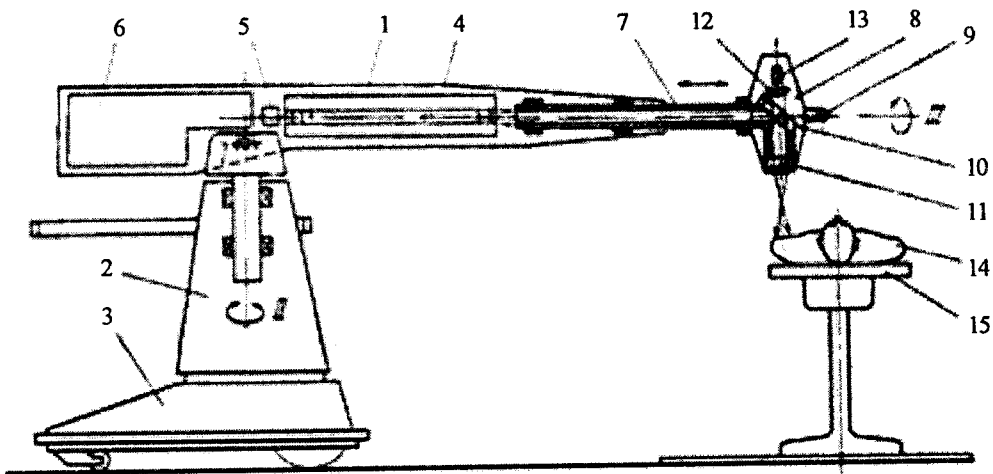


Рис. 3.59. Схема операційного лазерного апарату установки для променевої терапії "Імпульс-1".

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 ксенонових ламп. На кінці ствола 1 установлений телескопічний вал 7 з обертально-фокусувальною головкою 8. Всередині головки 8 містяться: дзеркало 10, яке селективно відбиває лазерне випромінювання, фокусувальною лінза 11, конденсор 12 і лампа розжарення 13.

Енергія імпульса становить 0,5–1 кДж, тривалість імпульса – 3 мс, довжина хвилі – 1,06 мкм. Діаметр лазерного пучка на тілі людини становить 2 мм.

Коагулятор лазерний універсальний "Ліка-хірург"

Апарат призначений для проведення широкого спектра процедур і операцій в загальній хірургії, нейрохірургії, гінекології, оториноларингології, офтальмології, стоматології, дерматології, косметології (рис. 3.60).

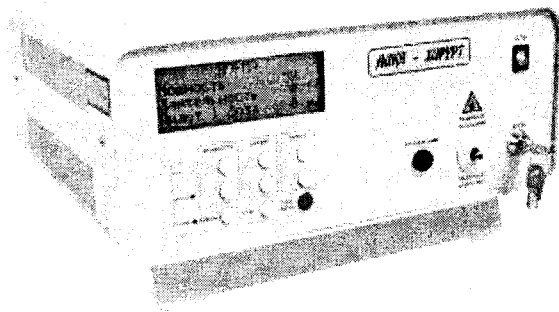


Рис. 3.60. Зовнішній вигляд універсального лазерного коагулятора "Ліка-хірург".

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	340×370×160 мм
Маса, не більше	12,5 кг

В комплект апарата 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.

ГЛАВА 3.4. ПРИЛАДИ ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ ТА КОРЕКЦІЇ ОКА ЛЮДИНИ

3.4.1. Око як оптичний інструмент

Схематична будова ока показана на рисунку 3.61. Воно нагадує сферу діаметром близько 2,5 см і зовні покрите захисною оболонкою білого кольору – склерою (1). Передня прозора частина склери (2) називається рогівкою. На деякій відстані від неї розташована райдужна оболонка (3), зафарбована 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 до діафрагми фотоапарата. Між рогівкою й райдужною оболонкою перебуває прозора рідина. За зіницею розміщений 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 вкрите сітчастою оболонкою (6), що являє собою складне розгалуження зорового нерва (7) з нервовими закінченнями – паличками й колбочками, які є світлочутливими елементами.

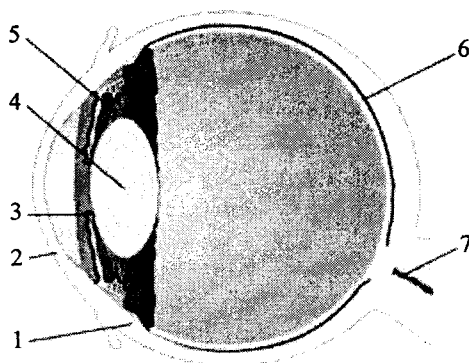


Рис. 3.61. Будова ока.

Промені світла від предмета, заломлюючись на межі повітря–рогівка, 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 рогівки. 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 полягає в здатності рефлекторно змінювати оптичну силу очної оптики залежно від положення предмета. Таке пристосування ока до зміни положення спостережуваного предмета називається акомодацією.

Область акомодациі 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 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 межі 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 складає 25 см.

При порушенні зору зображення віддалених предметів у випадку ненапруженого ока можуть виявитися або перед сітківкою (короткозорість), або за сітківкою (далекозорість) (рис. 3.62).

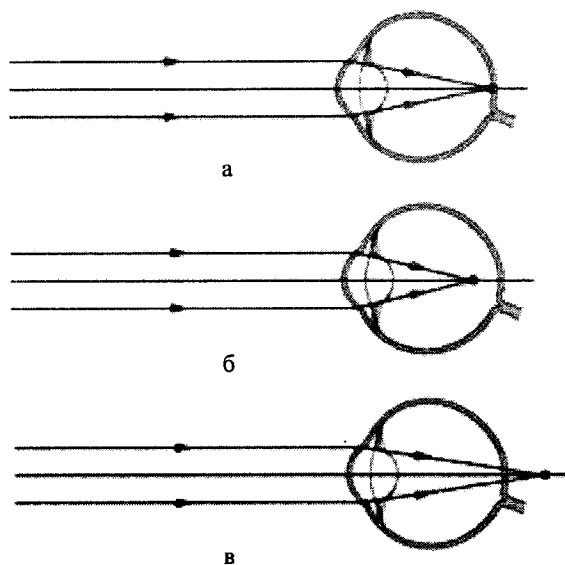


Рис. 3.62. Зображення віддаленого предмета в оці: а) нормальне око; б) короткозоре око; в) далекозоре око.

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. 3.63).

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 черно-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.

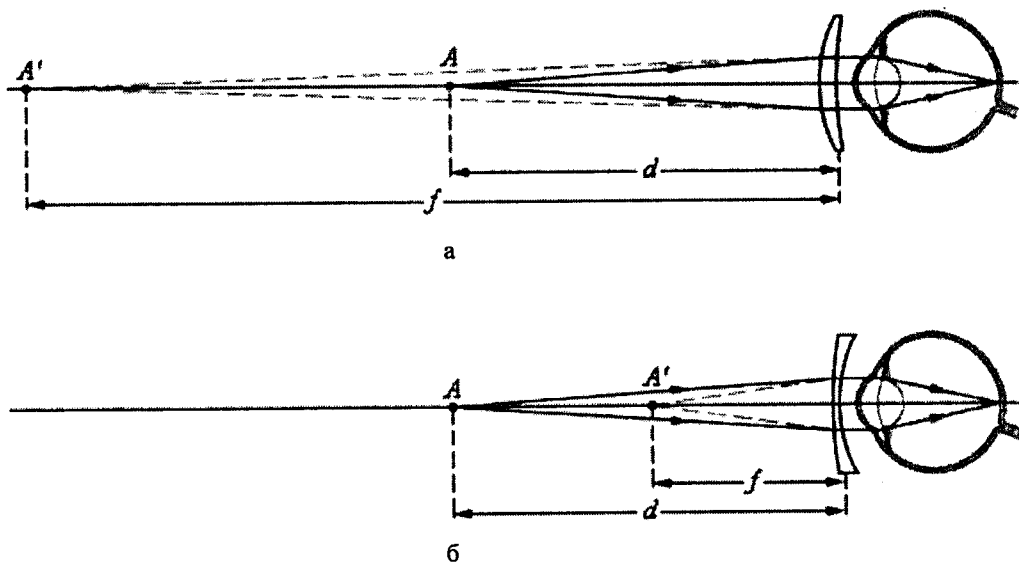


Рис. 3.63. Підбір окулярів для читання: а) далекозоре око, б) короткозоре око.

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 аби спалах точкового червоного джерела світла був сприйнятий оком, молекули сітківки повинні поглинути від 5 до 10 фотонів світла.

Палички і колбочки містять світлочутливі пігменти, у яких при поглинанні світла виникають і розвиваються фотохімічні реакції, які обумовлюють подальшу передачу інформації у мозок.

Зоровий пігмент паличок родопсин (рис. 3.64) вмонтований у зовнішні сегменти паличок, які містять стопку плаваючих у цитоплазмі органел – світлочутливих дисків, і складається з білка оксину та хромофорної групи ретиналю ($C_{19}H_{27}CHO$).

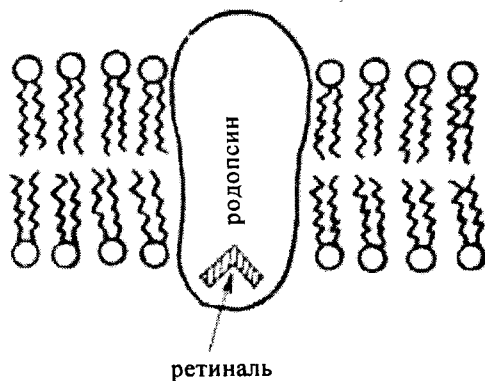


Рис. 3.64. Світлочутливі клітини.

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 3.65 показані криві чутливості ока до денного А та сутінкового В світла.

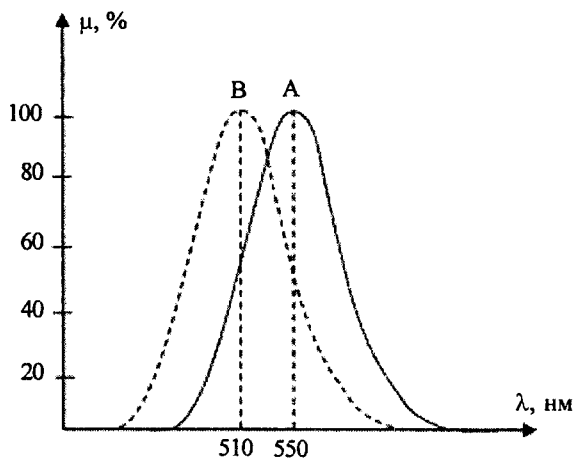


Рис. 3.65. Криві чутливості ока до світла.

3.4.2. 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 (рис. 3.66). 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 аберации використовують діафрагму, що виділяє пучок променів, близьких до параксіальних, або ж компонують систему збиральних і розсіювальних лінз, аберация у яких протилежна за знаком.

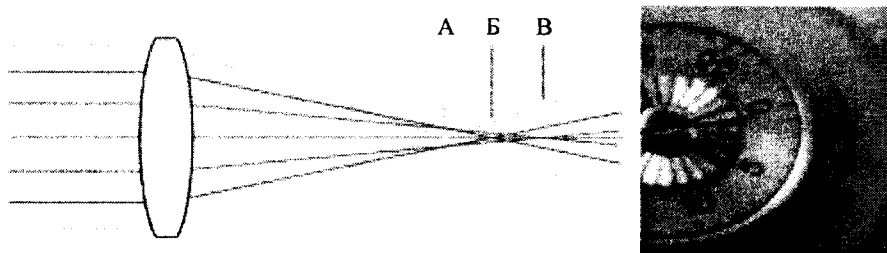


Рис. 3.66. Сферична аберация.

Промені, які проходять через лінзу біля оптичної осі (ближче до центру), фокусуються в ділянці В, далі від лінзи. Промені, що проходить через крайні зони лінзи, фокусуються в ділянці А, ближче до лінзи (рис. 3.66). Таким чином, виходить, що краї лінзи мають більш короткі фокусні відстані, ніж центр. Розмиття, яке видно при збільшенні картинки до 100 % розміру, і є сферичною аберрацією.

Хроматична аберрація

Хроматична аберрація – явище, яке зумовлене дисперсією світла. Світлові промені заломлюються під різними кутами (рис. 3.67), тому зображення точки матиме вигляд райдужного кружечка.

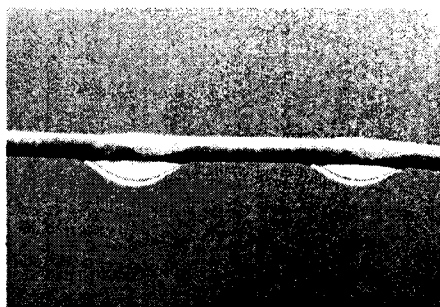
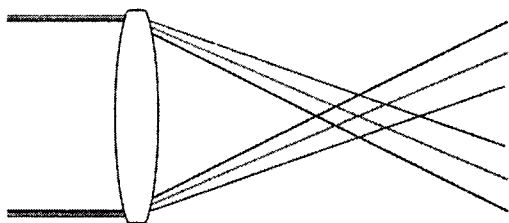


Рис. 3.67. Хроматична аберрація.

Хроматичні аберрації призводять до зниження чіткості зображення й утворення кольорової “бахроми”, особливо на контрастних об’єктах.

Коматична аберрація

Кома або коматична аберрація – це явище, видиме на периферії зображення, яке створює об’єктив, скорегований на сферичну аберрацію, й викликає зведення світлових променів, що потрапляють на край об’єктиву під певним кутом, у вигляді комети, а не в формі бажаної точки (рис. 3.68). 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.

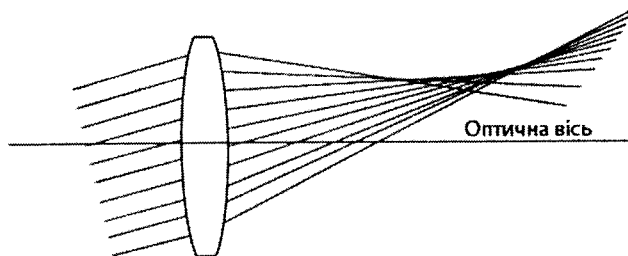


Рис. 3.68. Коматична аберрація.

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. 3.69). Астигматизм ока усувається циліндричними окулярами, контактними лінзами.

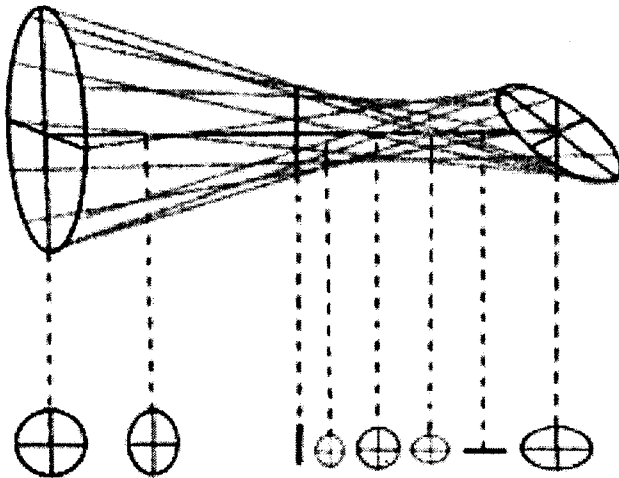


Рис. 3.69. Астигматизм.

У 1890 р. шведський дослідник А. Гульстранд показав, що астигматизм усувається за допомогою циліндричних лінз. За роботи з діоптрики ока, у 1911 р. йому 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, причому ступінь згину для меридіальних і сагітальних пучків є різним.

При такому виді аберацій площина зображення стає вигнутою, тобто якщо центр зображення в фокусі, то краї зображення не в фокусі, й навпаки, якщо краї в фокусі, то центр не в фокусі (рис. 3.70).

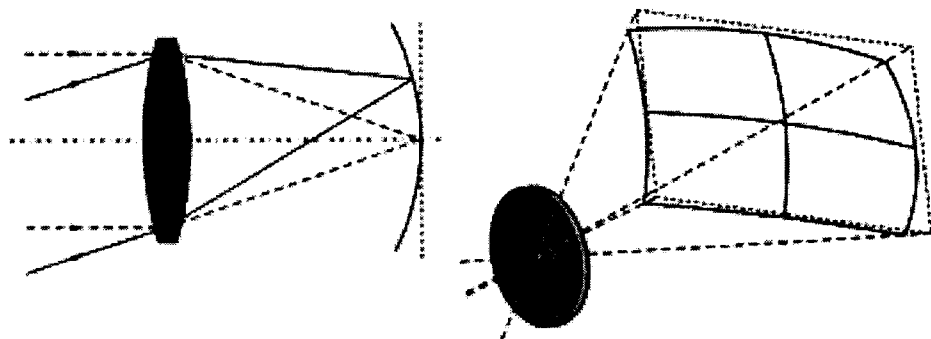


Рис. 3.70. Викривлення площини зображення.

Дисторсія (викривлення) зображення

Коли промені світла падають на систему під значним кутом до оптичної осі, то зображення, яке створюють навіть вузькі пучки, буде спотвореним (рис. 3.71). Спотворене зображення прямолінійного відрізка істотно виявляється тоді, коли перед лінзою ставлять діафрагми.

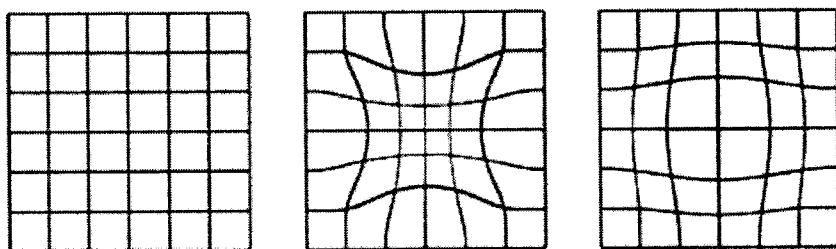


Рис. 3.71. Дисторсія зображення.

Приклад подушкоподібної та діжкоподібної дисторсії показано на рисунку 3.72.

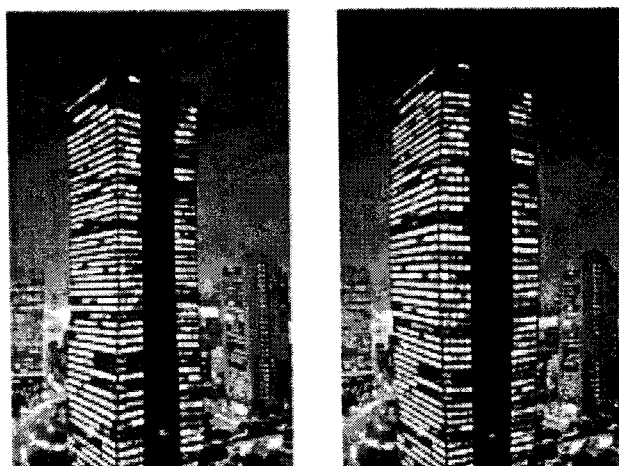


Рис. 3.72. Подушкоподібна та діжкоподібна дисторсія.

3.4.3. Офтальмологічне обладнання

У визначальній мірі від правильної і своєчасної діагностики захворювання очей залежать результати лікування. Тому-то офтальмологічні кабінети повинні бути оснащені відповідним сучасним устаткуванням (рис. 3.73).

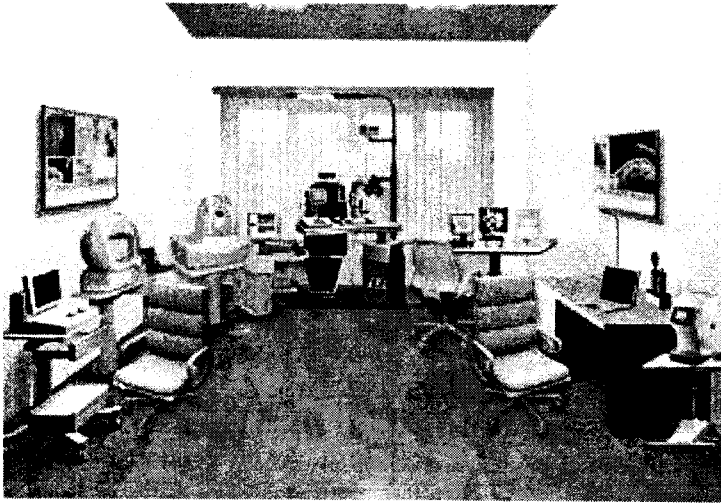


Рис. 3.73. Діагностичний кабінет офтальмолога.

Офтальмометрія

Офтальмометр – це прилад, призначений для визначення радіуса кривизни і рефракції передньої поверхні рогівки очей, величини та виду астигматизму рогівки, а також напрямку головних перетинів астигматичної рогівки.

В основі методики офтальмометрії лежить припущення, що радіус кривизни, вимірюваний в тому або іншому головному перетині, має постійне значення на всій ділянці від центру рогівки до її периферії, тобто вся поверхня рогівки є сферичною. Насправді це може бути справедливо лише для центральної зони рогівки діаметром 4 мм, так званої оптичної зони рогівки, яку і вимірюють офтальмометром (рис. 3.74).

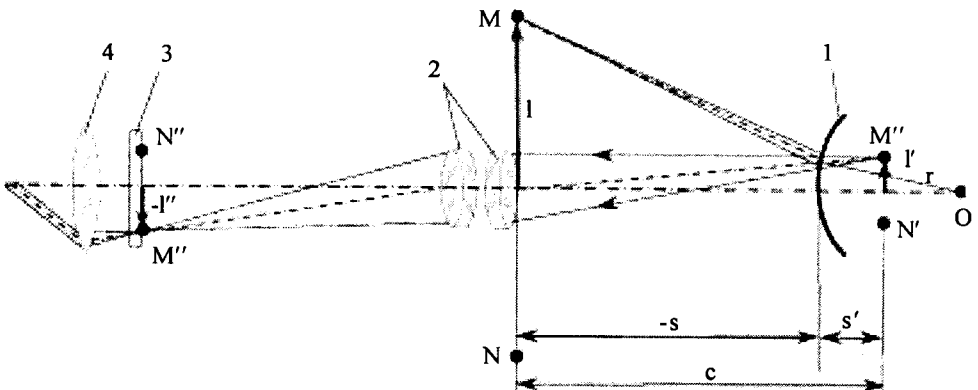
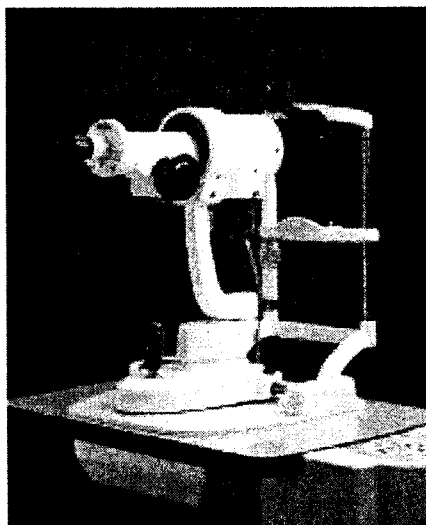
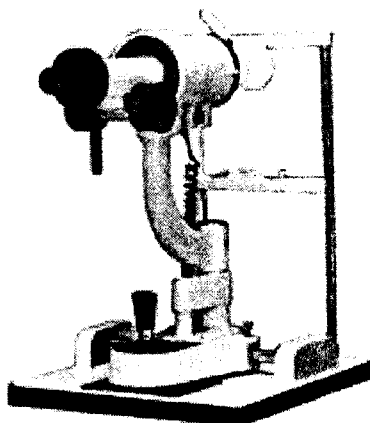


Рис. 3.74. Оптична схема офтальмометрії.

На рисунках 3.75, 3.76 представлено зовнішній вигляд сучасних офтальмометрів різних виробників.



а



б

Рис. 3.75. Зовнішній вигляд сучасних офтальмометрів: а) KM-1 фірми "Takagi"; б) SO-21 фірми "Shin Nippon".

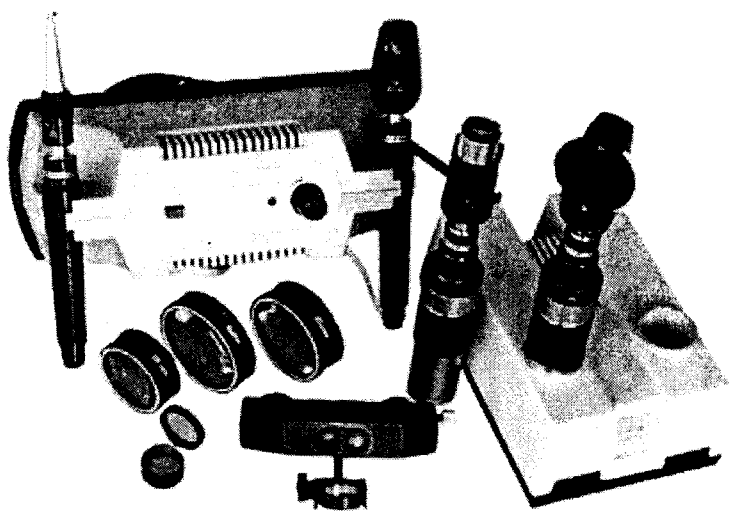


Рис. 3.76. Прямий офтальмометр.

Офтальмоскопія

Офтальмоскопи – це прилади, призначені для дослідження очного дна. Вони побудовані за принципом спряженості, тобто на тому, що для кожної точки предмета є відповідна точка у просторі зображень.

В офтальмологічній практиці використовуються два способи офтальмоскопії: у прямому або зворотному вигляді (рис. 3.77, 3.78).



Рис. 3.77. Прямий офтальмоскоп.

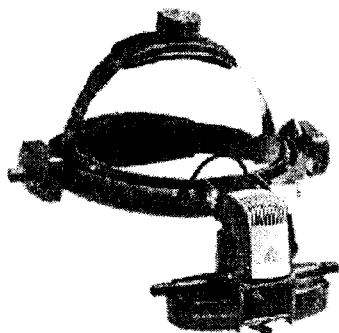


Рис. 3.78. Зворотний офтальмоскоп.

При офтальмоскопії емітропічного ока у прямому вигляді (рис. 3.79) промені світла після відбиття від досліджуваного очного дна потрапляють в око спостерігача паралельним пучком, і на сітківці останнього отримується пряме зображення досліджуваного очного дна.

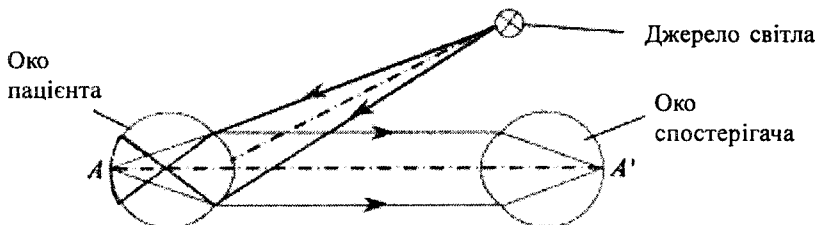


Рис. 3.79. Схема офтальмоскопії в прямому вигляді.

Проте застосування цього способу не завжди є зручним, тому що потребує максимального наближення ока спостерігача до ока, що досліджується. Тільки на дуже невеликій відстані між очима видиме поле зору буде достатнім, оскільки зіниця досліджуваного ока є діафрагмою, що обмежує поле зору. У зв'язку з малою відстанню спостерігач не може користуватися одним оком для дослідження обох очей досліджуваного, а змушений дивитись правим оком в праве око досліджуваного й навпаки. Тому частіше використовується офтальмоскопія у зворотному вигляді (рис. 3.80).

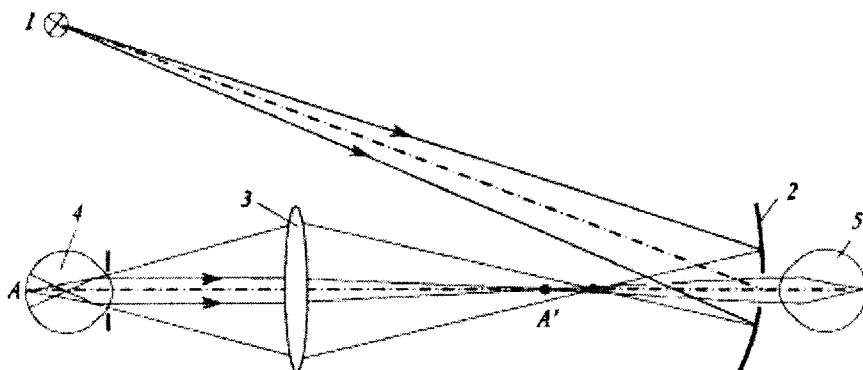


Рис. 3.80. Схема офтальмоскопії в зворотному вигляді.

Схема офтальмоскопії у зворотному вигляді застосовується в ручних дзеркальних офтальмоскопах. Світло від джерела потрапляє на увігнуте дзеркало 2 з отвором В, яке направляє його на лінзу 3. Пройшовши крізь лінзу, промені світла за допомогою оптичної системи досліджуваного ока 4 освітлюють очне дно. Відбиті від очного дна промені (у випадку емітропічного ока) виходять паралельним пучком і потрапляють на лінзу 3, у фокальній площині якої отримується обернене зображення очного дна. Воно спостерігається через отвір В у дзеркалі 2 оком спостерігача 5.

В даному випадку точка А очного дна спряжена з точкою зображення А', що знаходиться в повітрі. Для її розгляду спостерігач повинен акомодувати так, щоб точка А' була спряженою з точкою А". Для того, щоб зіниця В' не обмежувала поле зору, лінза повинна створювати зображення отвору в зіниці В' досліджуваного ока. Тоді зіниця В' зображується лінзою в отворі В дзеркала, за яким знаходиться око спостерігача.

Пахіметрія (УЗД очей) – ультразвукове дослідження проводиться у режимі А та В сканування. Режим А – сканування застосовується для вимірювання глибини передньої камери ока, товщини кришталика, довжини ока для розрахунку індивідуальної оптичної лінзи. Режим В – сканування дозволяє візуалізацію внутрішньої частини ока (рис. 3.81).



Рис. 3.81. Пахіметр compact touch.

Для визначення гостроти зору у офтальмології застосовують **проектор тестових знаків** (рис. 3.82). Оптична система і джерело світла створюють чітке зображення навіть невеликих за розміром тестових знаків.

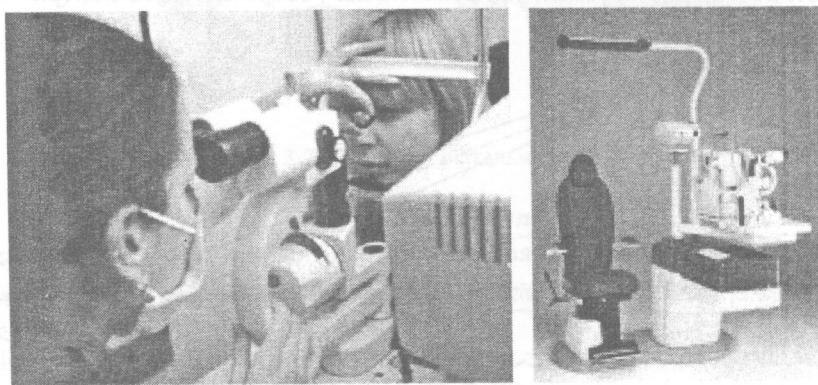
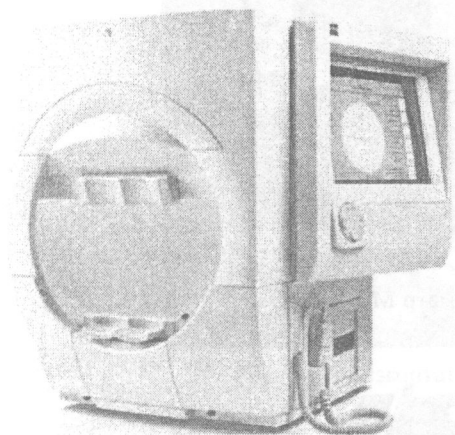
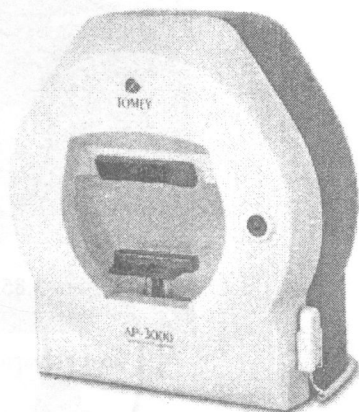


Рис. 3.82. Проектор тестових знаків SZP 350.

Периметр або аналізатор поля зору призначений для вимірювання відстані між очима, оптичної сили та радіусу кривизни рогівки (рис. 3.83). Прилад заздалегідь виявляє глаукомні зміни у полі зору.



Периметр Zeiss HFA II-i



Автоматичний периметр

Рис. 3.83. Аналізатори поля зору.

Кератограф – прилад для точної діагностики органа зору, комп'ютерного підбору контактних лінз, виявлення патології та підготовки даних для проведення рефракційних операцій (рис. 3.84).

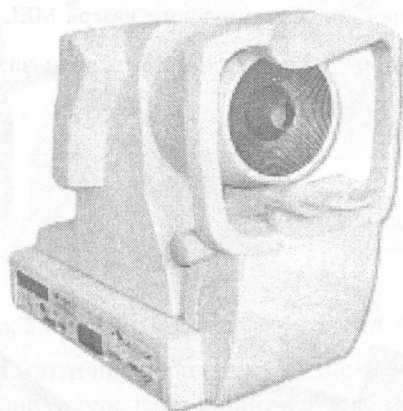


Рис. 3.84. Кератографічна система Zeiss Humphrey ATLAS.

За допомогою aberметра (рис. 3.85) досліджують передній і задній відділи ока. Джерелом зондуючого випромінювання є лазер малої потужності.

Система CRS Master (рис. 3.86) поєднує два діагностичних методи – aberметрію і топографію і дозволяє проводити різноманітні операції з використанням лазера.

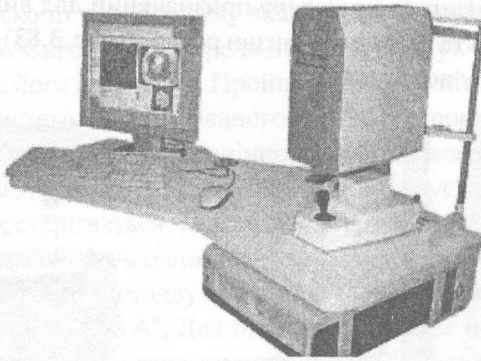


Рис. 3.85. Аберметр MULTISPOT.



Рис. 3.86. Система CRS Master для індивідуальної корекції аномальної рефракції з використанням ексимерного лазера MEL 80.

Когерентний томограф дозволяє діагностувати захворювання сітківки та зорового нерва (рис. 3.87).



Рис. 3.87. Оптичний когерентний томограф Zeiss Stratus OST.

Принцип безконтактної томографії ока (рис. 3.88) ґрунтується на швидкості і мірі зміни форми роґівки на тиск, зумовлений рухом повітря.

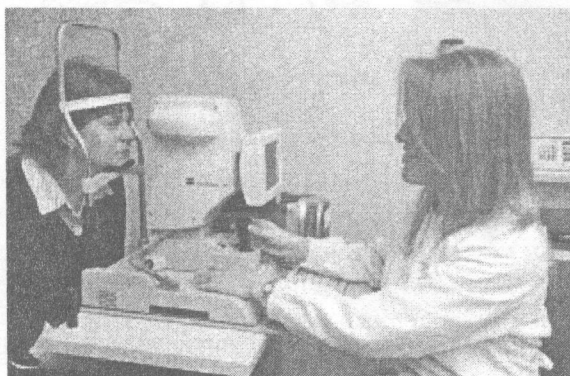


Рис. 3.88. Безконтактна томографія ока.

За допомогою *фундус камери* отримують високоякісні знімки очного дна. Вона оснащена усім необхідним для проведення ангіографічних досліджень (рис. 3.89).

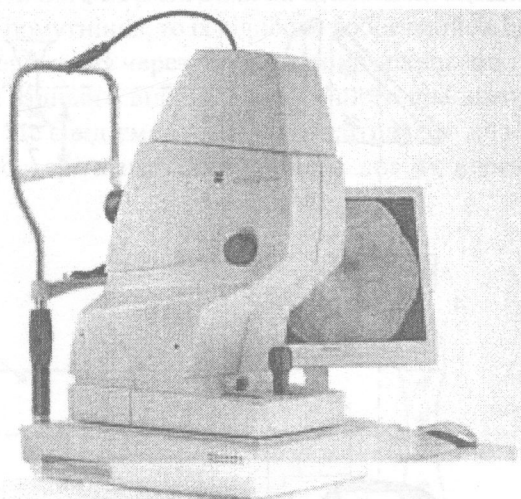


Рис. 3.89. Фундус камера Zeiss VISUCAM lite.

Щілинна лампа – це оптичний прилад, який містить інтенсивне джерело світла (освітлювач) і бінокулярний стереоскопічний мікроскоп з внутрішнім пристроєм для зміни збільшення (рис. 3.90).

Робота з приладом зводиться до отримання світлового пучка визначеної форми, який направляється на досліджувану ділянку ока, та до спостереження цієї ділянки за допомогою мікроскопа. Форма світлового пучка задається діафрагмою, яка входить в оптичну схему освітлювача.

Оптична схема освітлювача (рис. 3.91) формує зображення діафрагми 3 на визначеній відстані від вихідної грані призми 5. Досліджувана ділянка ока повинна

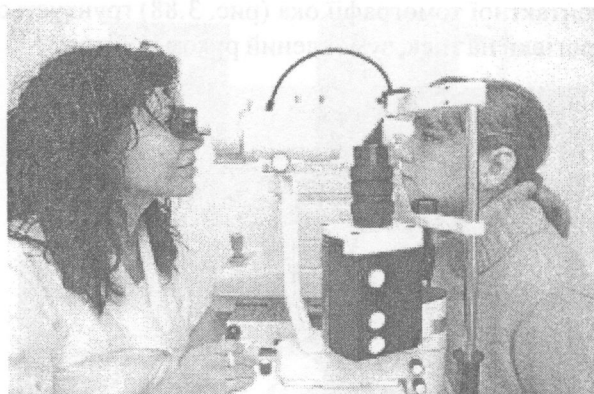


Рис. 3.90. Обстеження за допомогою щілинної лампи.

бути суміщена з цим зображенням. Конструкція діафрагми дозволяє отримати різні форми зображення: від квадрата з розмірами 8×8 мм до вузьких смуг по ширині та висоті, може мати вигляд точки. В подальшому викладенні діафрагма 3 та її зображення називаються щілиною (рис. 3.92). Вертикальний розмір зображення може бути збільшений до 16 мм за допомогою циліндричної лінзи 6.

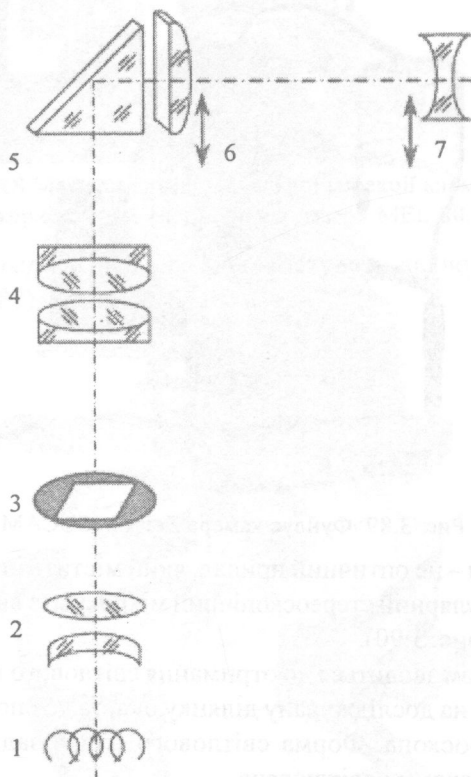


Рис. 3.91. Схема освітлювача щілинної лампи:

- 1 – нитка лампи розжарення; 2 – конденсор; 3 – діафрагма; 4 – об'єктив;
- 5 – призма; 6 – циліндрична лінза; 7 – офтальмоскопічна лінза.

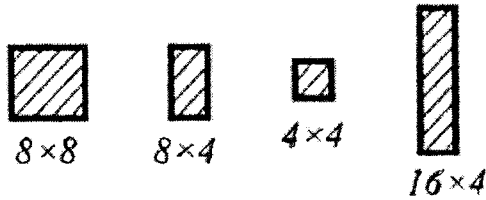


Рис. 3.92. Варіанти зображення щілини.

Нитка розжарення лампи 1 розташована так, щоб забезпечити найбільшу освітленість зображення щілини по вертикалі. Якщо зображення щілини зробити вузьким, то отримаємо дуже яскраву світлову площину, яка може бути направлена на будь-яку частину ока. Світлова площина “вирізає” в досліджуваній частині ока ділянку, яка обмежена з двох сторін паралельними площинами, а дві інші поверхні цієї ділянки визначаються формою досліджуваної частини ока. Проходячи через прозорі середовища ока, світлова площина ніби “розрізає” їх, утворюючи “оптичний зріз”. Такий зріз є головним об’єктом дослідження за допомогою бінокулярного мікроскопа.

Досліджувати можна будь-яку частину зрізу, для чого необхідно переміщувати мікроскоп та наводити його на різні ділянки зрізу. Якщо в рогівці, кришталику або склоподібному тілі є помутніння, то їх відносно добре видно в цьому вузькому пучку світла під час спостереження через бінокулярний мікроскоп.

Для обстеження заднього відділу ока та очного дна використовують офтальмоскопічну лінзу 7. Це є від’ємна лінза, яка нейтралізує дію оптичних елементів ока та дозволяє спостерігати ділянку очного дна як через плоскопаралельну пластинку.

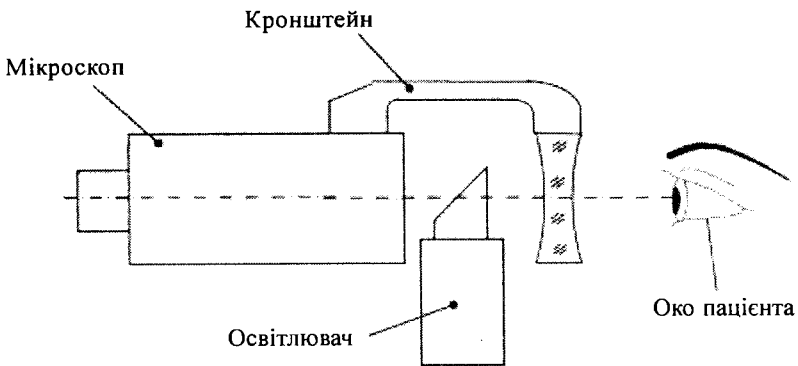


Рис. 3.93. Схема розташування елементів щілинної лампи.

Практично будь-яка щілинна лампа (рис. 3.94) містить такі вузли: стереомікроскоп 1, освітлювач 2, координатний столик 3, блок живлення 4, лобно-підборідну опору 5 з фіксаційною точкою 6 і офтальмологічний столик 7. Окрім того, в комплект приладу можуть входити змінні частини: кронштейн з від’ємною лінзою 10, вимірювальний окуляр тощо.

Координатний столик 3 забезпечує переміщення щілинної лампи в двох взаємно перпендикулярних напрямках горизонтальної площини (нахилами руків'я 8), а також по висоті (поворотом кільця 9).

Освітлювач 2 і бінокулярний мікроскоп 1 зміщуються відносно основи й один одного в горизонтальній площині у межах $\pm 60^\circ$. В освітлювачі, як правило, розміщуються: галогенна лампа; конденсор; механізм щілини і диск з набором круглих діафрагм, що забезпечують отримання світлового пучка визначеного перетину, диск зі світлофільтрами; об'єктив і призма.

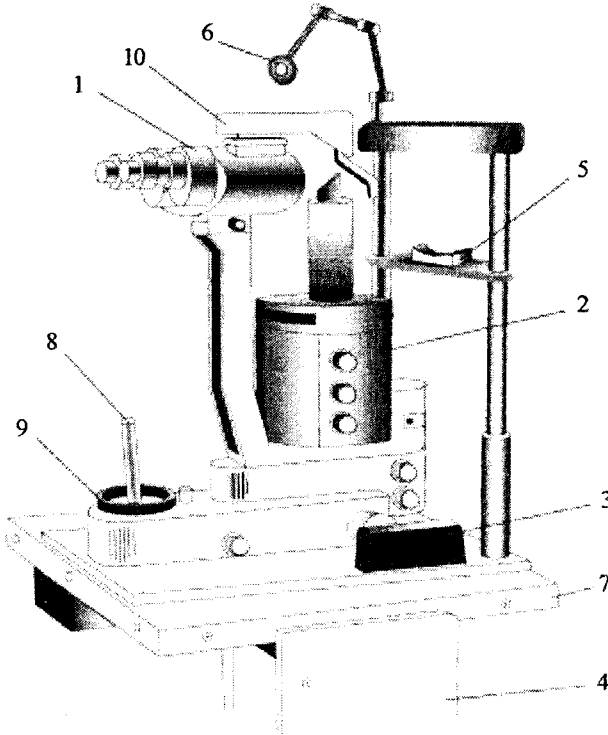


Рис. 3.94. Будова щілинної лампи.

Основна головка з призмою, що встановлена на освітлювачі, має можливість повороту на кут $\pm 6^\circ$. В головці з призмою встановлена апертурна діафрагма, яка дозволяє зменшити апертуру об'єктива з метою підвищення якості оптичних зрізів. Відстань між окулярами можна змінювати розвертанням корпусів призм. Окуляри мають можливість діоптрійного наведення у межах ± 8 дптр. В кожному з окулярів встановлена сітка з перехрестям для підстроювання різкості.

Фіксаційна точка 6 (у вигляді світловода червоного кольору) встановлена в верхній частині налобника. Завдяки шарнірному пристрою вона дозволяє фіксувати погляд пацієнта в необхідному для дослідження ока напрямку.

Для огляду очного дна застосовують кронштейн 10 з офтальмоскопічною від'ємною лінзою з оптичною силою близько -57 дптр, що встановлюється на верхній частині бінокулярного мікроскопа 1.

На рисунку 3.95 показано зовнішній вигляд сучасних щілинних ламп різних виробників.

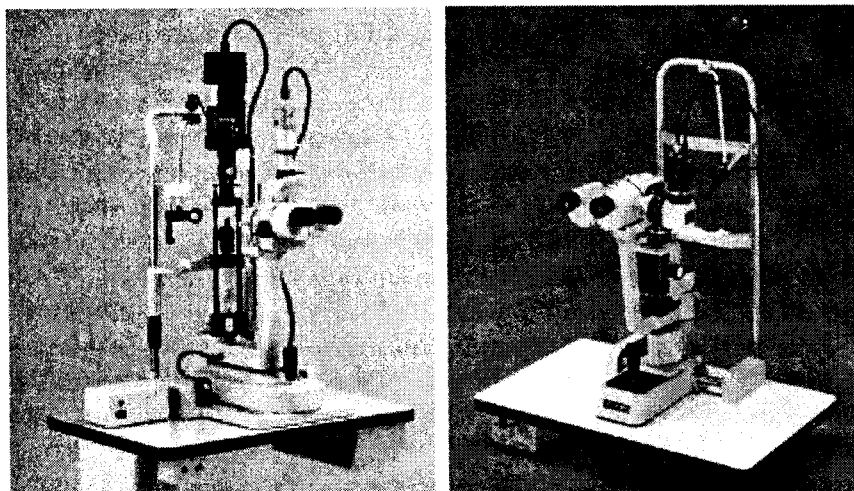


Рис. 3.95. Зовнішній вигляд сучасних щілинних ламп:
а) FS-3V фірми "Nikon"; б) SL-45DX фірми "Ship Nippon".

За допомогою щілинних ламп оглядають передній відрізок ока, склоподібне тіло та очне дно. Вони дозволяють отримувати цифрові фото і відеозображення з наступним комп'ютерним опрацюванням.

Метод дослідження, що забезпечує *фотокератометрію*, ґрунтується на оцінці фотозображення, отриманого в результаті віддзеркалення тест-об'єкта у вигляді концентричних кілець відомих діаметрів (інколи й радіальної сітки) від досліджуваної поверхні. Зовнішній вигляд кераторефрактометра показано на рисунку 3.96.

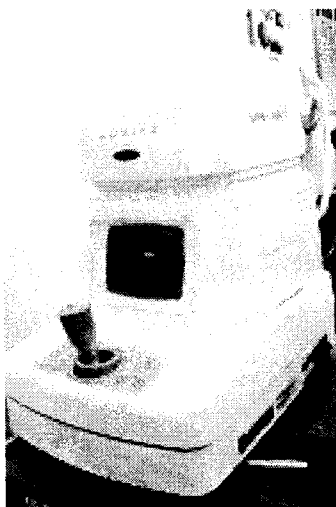


Рис. 3.96. Кераторефрактометр Huvits.

Авторефрактометрія

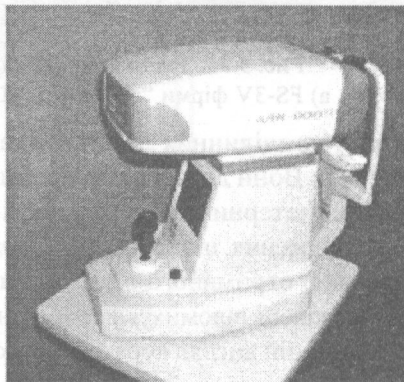
Розширення застосування інфрачервоних (ІЧ) променів в оптиці та сучасні досягнення електроніки сприяли створенню автоматичних рефрактометрів (рис. 3.97). Ці прилади значно скорочують етап об'єктивного визначення рефракції ока та мають засоби автоматичного документування результатів вимірювання.

Наведення приладу по зіниці ока змінилося від візирного оптичного пристрою до використання телевізійного монітора, вбудованого в прилад. Значно покращилося й управління автоматичним рефрактометром: від численних кнопок і рукояток переміщення та фіксації приладу до мінімальної кількості кнопок управління і введення в рукоятку переміщення частини управляючих команд.

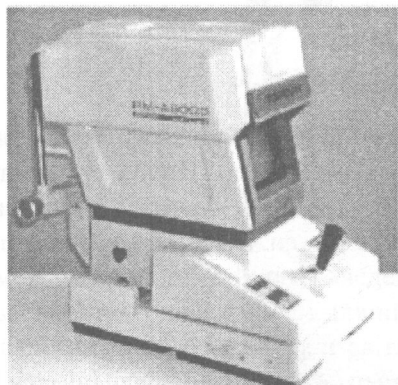
В автоматичному рефрактометрі марка в ближчій ділянці ІЧ-спектра проектується на дно досліджуваного ока. Зображення цієї марки, відображене від очного дна, потрапляє на фотодатчики аналізуючої системи через вузьку щілину, яка орієнтується в кожен даний момент на один з меридіанів досліджуваного ока, і спеціальну рухому оптичну систему.



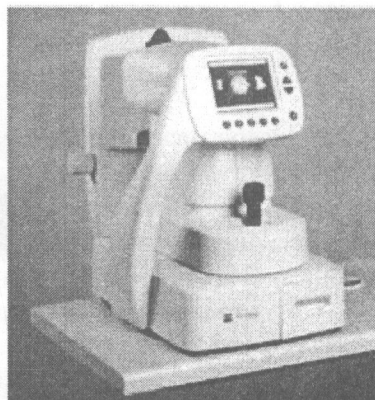
а



б



в



г

Рис. 3.97. Загальний вигляд сучасних авторефрактометрів:

- а) ARK-730 фірми "NIDEK"; б) ARK-900 фірми "NIDEK";
в) RM-A6000 фірми "Topcon"; г) ACUITUS фірми "Zeiss Humphrey".

Вимірювання внутрішньоочного тиску

Нормальна діяльність ока в значній мірі залежить від внутрішньоочного тиску. Підвищення внутрішньоочного тиску відносно норми в результаті порушення його регуляції з боку центральної нервової системи і у зв'язку з певними місцевими змінами в шляхах відтоку камерної вологи призводить до глаукоми.

Принцип вимірювання внутрішньоочного тиску базується на залежності між наявним внутрішньоочним тиском, зусиллям, що діє на плунжер датчика, і вимірним тонометричним тиском. Якщо на плунжер, встановлений на рогівці ока, збільшувати навантаження, то під її дією торець плунжера деформуватиме рогівку. В момент, коли площа апланації (сплюснення рогівки) стає рівною площі торця плунжера, зовнішня сила, що діє на плунжер, і його вага будуть урівноважені силою внутрішньоочного тиску. Через незначну деформацію рогівки і невеликі зміни об'єму передньої камери ока цей тиск береться за дійсний внутрішньоочний тиск. Таким чином дозований потік повітря з певною швидкістю направляється на око і по швидкості реагування на нього рогівки ока апарат (рис. 3.98) вимірює внутрішньоочний тиск.



Рис. 3.98. Тонометр автоматичний Торсон.

Гоніоскоп – це спеціальні лінзи, які дозволяють оглянути кут передньої камери ока, центральну та периферійну зону сітківки. Основу гоніоскопа складають чотири дзеркала, повернутих на 62° (рис. 3.99).

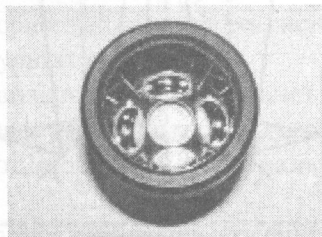


Рис. 3.99. Гоніоскоп.

Синоптофор – прилад, призначений для діагностики і лікування косоокості. За допомогою синоптофора можна визначати “об’єктивний” і “суб’єктивний” кути косоокості, здатність до бінокулярного злиття зображень об’єктів тощо (рис. 3.100).

Кожному оку роздільно пред’являють половину того самого малюнка. При паралельному положенні оптичних осей обох спостерігальних систем приладу малюнки зливаються, що свідчить про відсутність косоокості. При косоокості малюнки, запропоновані для кожного ока, видні роздільно та зливаються тільки при повороті осі однієї з спостерігальних систем приладу на певний кут, величина якого й характеризує ступінь косоокості.

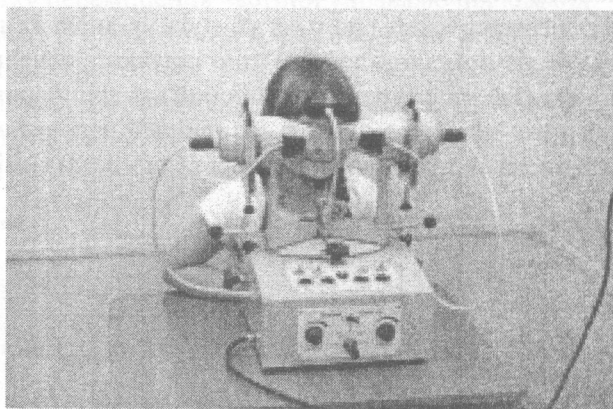


Рис. 3.100. Використання синоптофора.

Принцип дії синоптофора базується на механічному поділі полів зору. Прилад містить два ідентичних канали (рис. 3.101), у кожному з яких є джерело світла 1, конденсор 2, світлофільтр 3, тест 4, дзеркало 5 та окуляр 6.

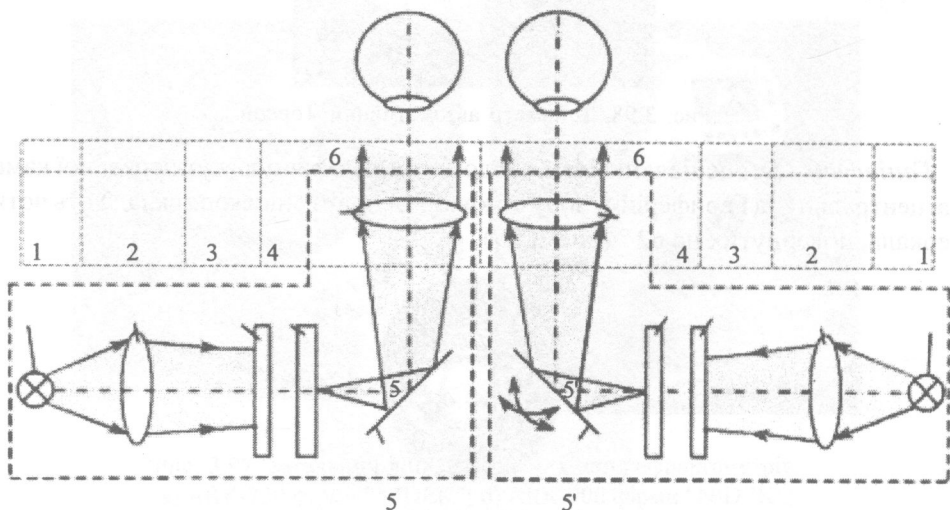


Рис. 3.101. Оптична схема синоптофора.

Стереофотограмметричні камери

Стереофотограмметричний метод є одним з найточніших методів дослідження роївки ока. Він дозволяє визначати розміри, форму і положення елементів ока за його стереофотознімками. Дві фотографічні камери 1, 11 (рис. 3.102) обладнані об'єктивами 2, призми 5, прикладними рамками 4 і касетами 3. Промені від ока 1 падають на відбивні поверхні призми 5, відбившись від них, потрапляють в об'єктиви, після дії яких дають зображення ока в площинах світлочутливого шару (прикладних рамок).

Стереофотограмметричний офтальмометр – це поєднання описаної вище стереофотограмметричної камери і щілинного освітлювального пристрою.

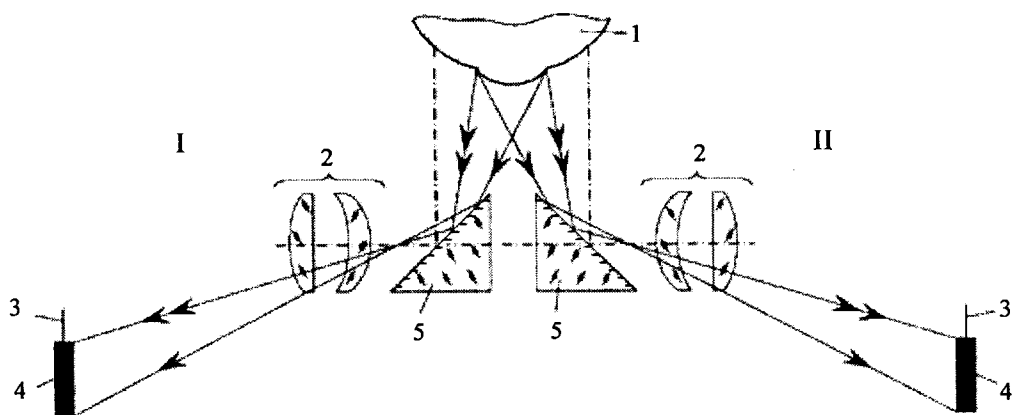


Рис. 3.102. Оптична схема стереофотограмметричної камери.

3.4.4. Лазерні дослідження

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. 3.103).

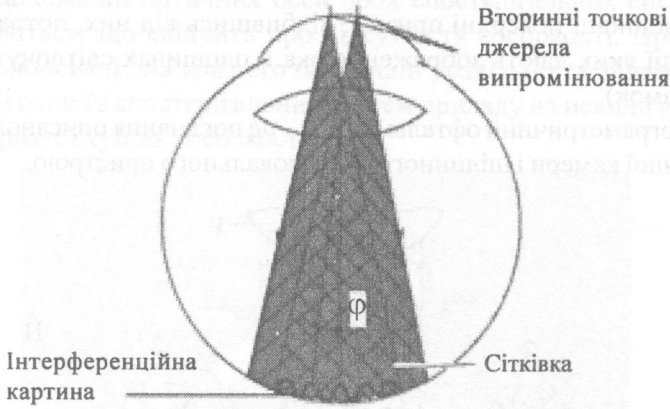


Рис. 3.103. Схема формування інтерференційної картини.

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

Лазерну іридотомію проводять в умовах місцевої анестезії. Закапування інокаїну, алкаїну приводить до анестезії ока. На рогівку накладають спеціальну гоніолінзу, яка фокусує лазерне випромінювання на відповідну ділянку райдужної оболонки (рис. 3.104, 3.105).

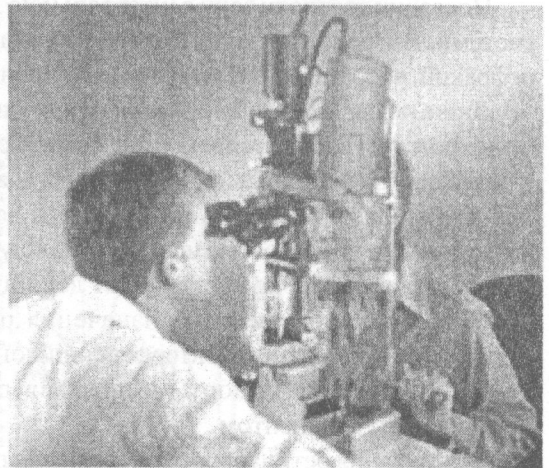
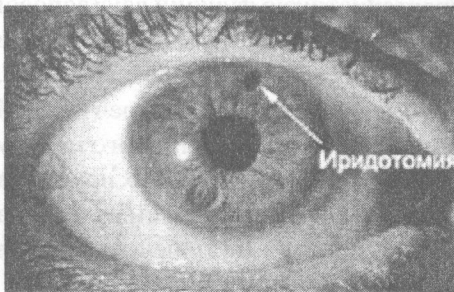


Рис. 3.104. Лазерне лікування глаукоми.

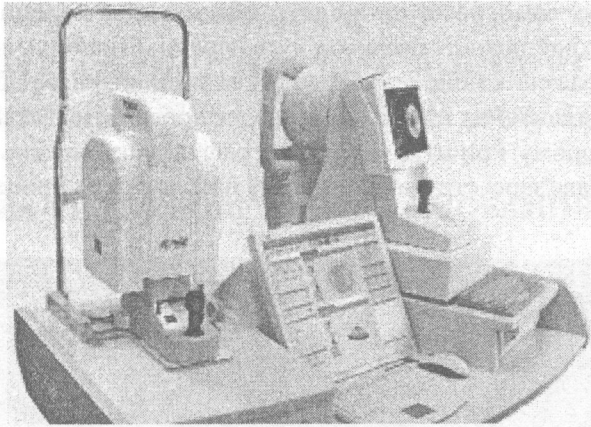


Рис. 3.105. Ексімерний лазер CRS Master MEL 80.

Лазерну іридєктомію (рис. 3.106) проводять з метою зниження внутрішньочного тиску при закритій кутовій глаукомі, вона дозволяє визначити структурні зміни сітківки.

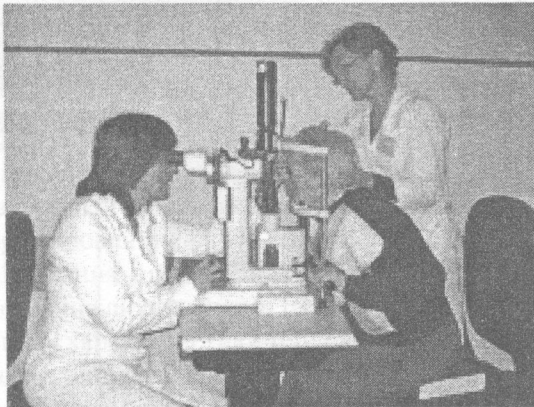


Рис. 3.106. Лазерна іридєктомія.

Прилад для дослідження очного дна (рис. 3.107) об'єднує найсучасніший спектральний томограф з фотокамерою для сітківки.

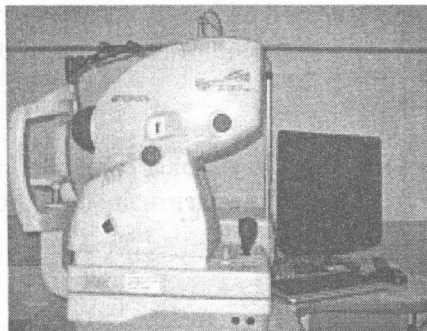


Рис. 3.107. Прилад для дослідження очного дна 3D OCT-2000.

За допомогою томографа проводять обстеження переднього і заднього сегментів рогівки, райдужної оболонки, кута передньої камери, сітківки, зорового нерва. Аналіз зображення здійснюється шляхом вимірювання відбитого світлового сигналу від меж біологічних шарів, що дозволяє проводити обстеження навіть при відносно непрозорому кристалику. Фотографування переднього відрізка ока (рис. 3.108) дозволяє зареєструвати динаміку патологічних процесів у цифровому форматі.

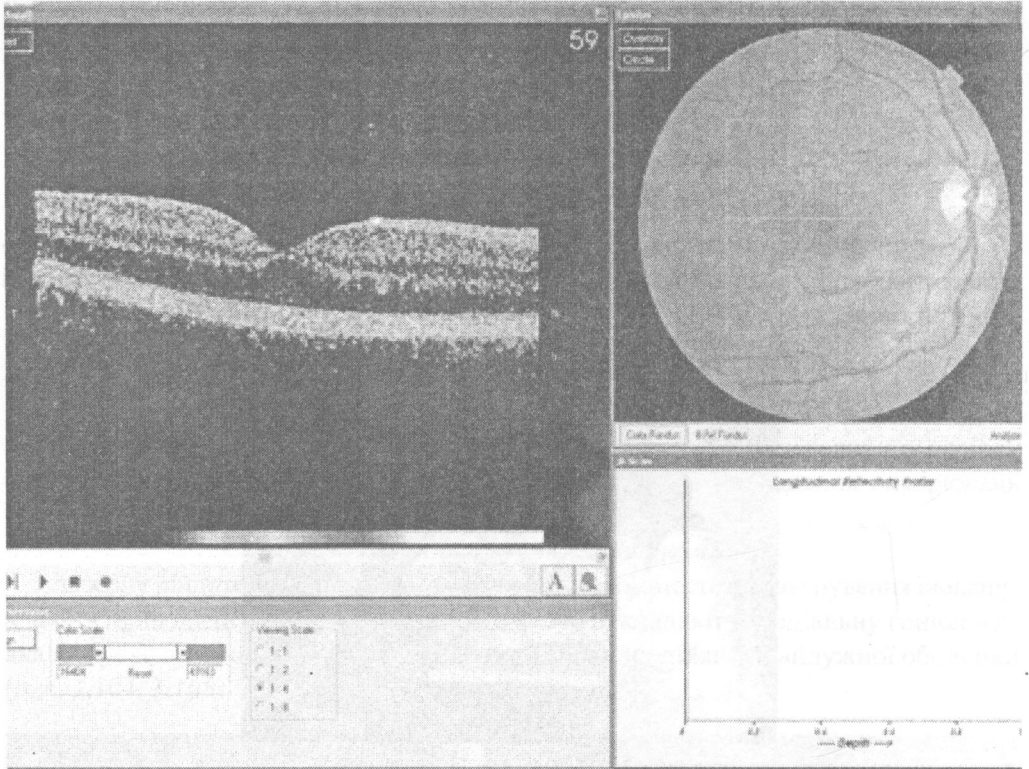


Рис. 3.108. Фотографування переднього відрізка ока.

Розділ 4

МЕДИЧНА АПАРАТУРА, ЯКА ВИКОРИСТОВУЄ КВАНТОВО-МЕХАНІЧНІ МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ

ГЛАВА 4.1. ТЕПЛОВЕ ВИПРОМІНЮВАННЯ ТІЛ

Закони теплового випромінювання становлять основу медичної термографії, яка дозволяє проводити вимірювання температури тіла без фізичного контакту з ним і визначати температуру різних його ділянок з точністю до десятих градуса.

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.

4.1.1. Закони теплового випромінювання

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 °К, 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 1 м² поверхні тіла, називається енергетичною світністю R , або випромінювальною здатністю R . Вона виражається у Вт/м².

Нагріте тіло випромінює хвилі різної довжини. Здатність тіла поглинати енергію випромінювання характеризується коефіцієнтом поглинання, який дорівнює відношенню поглинутого тілом потоку випромінювання до падаючого потоку:

$$\alpha = \frac{\Phi_{\text{погл}}}{\Phi_{\text{пао}}} . \quad (4.1)$$

Оскільки коефіцієнт поглинання залежить від довжини хвилі, то потрібно ввести поняття монохроматичного коефіцієнта поглинання:

$$\alpha_{\lambda} = \frac{\Phi_{\text{погл}}(\lambda)}{\Phi_{\text{пао}}(\lambda)} . \quad (4.2)$$

При розкладанні світла, випромінюваного нагрітими твердими тілами, рідинами чи газами, виникає спектр випромінювання. Конденсована речовина (тверде тіло

чи дуже стиснений газ) випромінює так званий суцільний спектр, у якому присутні всі довжини хвиль видимого діапазону. Причина цього – сильна взаємодія сусідніх атомів між собою. Спектр світіння атомарних газів і парів являє собою набір окремих ліній з характерними значеннями довжин хвиль, обумовлених структурою електронних оболонок атомів даного елемента.

Тіло, коефіцієнт поглинання якого $\alpha=1$, називається абсолютно чорним (рис. 4.1).

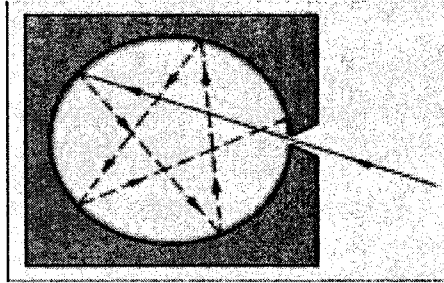


Рис. 4.1. Модель абсолютно чорного тіла.

Сірим називається тіло, коефіцієнт поглинання якого менше від 1. Для тіла людини вважають $\alpha=0,9$.

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 степеню його температури.

$$R = \sigma T^4, \quad (4.3)$$

де σ – стала Стефана-Больцмана, $\sigma = 5,67 \cdot 10^{-8} \frac{Bm}{m^2 K^4}$.

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 4.2 показана залежність спектральної густини енергетичної світності абсолютно чорного тіла від довжини хвилі для різних температур.

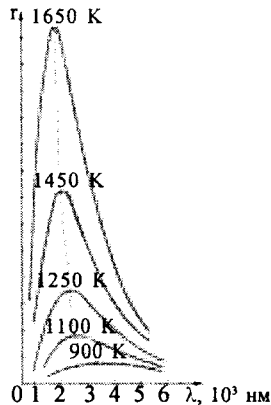


Рис. 4.2. Залежність спектральної густини енергетичної світності абсолютно чорного тіла від температури (розподіл Планка).

Довжина хвилі, на яку припадає максимум спектральної густини енергетичної світності, визначається за законом зміщення Віна (лауреат Нобелівської премії):

$$\lambda_{max} = \frac{b}{T}, \quad (4.4)$$

де b – стала Віна, $b=2,9 \cdot 10^{-3} \text{ м} \cdot \text{К}$.

Із (4.8) і рисунка 4.2 випливає, що із збільшенням температури максимум спектральної густини енергетичної світності зміщується в бік коротких довжин хвиль.

4.1.2. Застосування ультрафіолетового та інфрачервоного випромінювання у медицині

Ще близько 120 років тому Н. Фінзен організував лікування хворих на віспу в кімнатах з червоним світлом; це дозволило запобігти утворенню рубців на шкірі. До нього вже робилися спроби лікувати туберкульоз шкіри концентрованим сонячним світлом. При такому лікуванні тканина випалювалась, проте на шкірі утворювалися рубці.

Фінзен вперше для лікування хворих почав застосовувати ультрафіолетове проміння, яке, як відомо, має бактерицидну дію. У природних умовах хворі зазнавали впливу сонячних променів; при лікуванні в приміщенні для цього використовувалась електрична дуга. В цьому випадку опіків не було, а туберкульозні мікробактерії гинули під дією ультрафіолетового випромінювання.

За свої дослідження Н. Фінзен був відзначений Нобелівською премією з фізіології і медицини.

Ультрафіолетове випромінювання охоплює ділянку (проміжок) довжин хвиль від 380 нм (межа видимого світла) і до 10 нм (межа рентгенівського випромінювання). Воно поділяється на дальнє (200–10 нм) і ближнє (380–200 нм).

Ультрафіолетове випромінювання (УФ) поглинається склом, але при довжині хвилі $\lambda \geq 200$ нм проходить через кварц, кам'яну сіль і спеціальне скло. При довжинах $\lambda < 200$ нм випромінювання поглинається тонким шаром довільної речовини, навіть повітрям.

У тканини організму УФ проникає на 0,1–1 мм і викликає при цьому сильну біологічну реакцію, що проявляється у вигляді еритеми.

Еритемою називають інтенсивне почервоніння шкіри, яке проявляється через 6–12 годин після опромінення, пізніше воно переходить у світло-коричневу пігментацію – засмагу.

Виділяють три зони УФ:

1. Зона А – антирахітна. Довжина хвилі від 400 до 315 нм; має зміцнювальну і загартувальну дію. Використовується в гігієнічних і профілактичних цілях.

2. Зона В – еритемна. Довжина хвилі від 315 до 280 нм, що характеризується еритемною дією, яка найбільше виражена при довжині хвилі 296,7 нм. Використовується з лікувальною метою.

3. Зона С – бактерицидна. Довжина хвилі від 280 до 200 нм, що відрізняється бактерицидною дією, яка найбільше виражена при довжині хвилі 253,7 нм. Використовується для дезінфекції.

УФ опромінення сприяє утворенню вітаміну Д, який покращує всмоктування з кишечника і засвоєння кальцію, що входить у склад кісток і виконує ряд суттєвих фізіологічних функцій. При недостатній кількості вітаміну Д кальцій, який входить у склад їжі, не засвоюється, і потреба у ньому відновлюється за рахунок кальцію кісток, що призводить до рахіту. Вітамін Д міститься у м'ясі і жирі тварин, проте він може утворюватись і у самому організмі під дією УФ з довжинами хвиль від 280 до 315 нм. Загибель стафілококів відбувається при довжинах хвиль ~265 нм.

4.1.3. Термографія

Інфрачервона термографія – це метод діагностики захворювань і патологічних станів, який заснований на реєстрації і цифровому опрацюванні теплового випромінювання від різних ділянок поверхні тіла людини. Термографія – це нешкідливий та неінвазивний метод променевої діагностики, що реєструє інфрачервоне (теплове) випромінювання від поверхні тіла людини. Довжину хвилі, яку випромінює шкіра людини при $t=32\text{ }^{\circ}\text{C}$ ($305\text{ }^{\circ}\text{K}$), визначаємо виходячи із формули (4.4):

$$\lambda_{\text{max}} = \frac{2,9 \cdot 10^{-3}}{305} \approx 10 \text{ мкм}. \quad (4.4)$$

Фізіологічною основою термографії є збільшення інтенсивності теплового випромінювання над патологічними вогнищами, зумовлене посиленням у них кровопостачання та процесів обміну. Зменшення інтенсивності кровообігу в тканинах і органах спричиняє послаблення їхнього теплового поля.

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 тіла пацієнта.

Безконтактна (дистанційна) термографія реєструє інфрачервоні промені з поверхні тіла за допомогою дзеркала, яке спрямовує тепло до детекторів. Детекторами служать кристали розміром до $0,5 \times 0,5$ 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. 4.3).

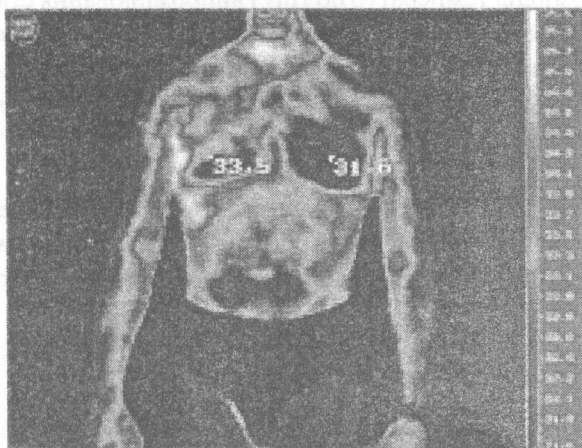


Рис. 4.3. Термографічне зображення.

Галузі застосування – онкологія, гастроентерологія, нейрохірургія, педіатрія, дерматологія, ортопедія, ревматологія, травматологія, ЛОР-патологія, пульмонологія, ангіологія, ендокринологія, психологія та психіатрія, запальні процеси, локальні пухлини, порушення кровообігу, травми, процеси загоєння ран, психічні процеси (рис. 4.4).

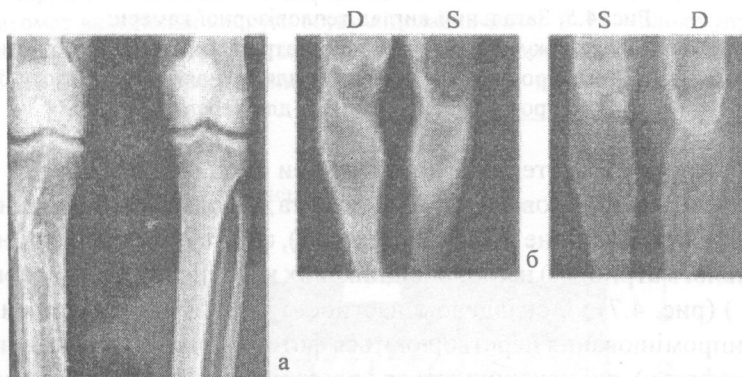


Рис. 4.4. Облітеруючий тромбангіїт:

а) артеріографія (непрохідність лівої стегнової та підколінної артерій);

б) термографія (нормальна вентральна термограма правої та помірна гіпотермія нижньої частини лівої гомілки).

Прилади для термографії використовуються для термографічної діагностики, вони 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 стандартні. Запальні процеси, пухлини можуть змінювати температуру окремих ділянок тіла, внаслідок чого інтенсивність інфрачервоного випромінювання від них змінюється. Тому реєстрація теплового випромінювання від різних ділянок тіла людини використовується як діагностичний метод.

Тепловізори

Тепловізор ТКВр-ІФП СВІТ є термографічною камерою третього покоління, що працює в масштабі реального часу (рис. 4.5). Камера призначена для вимірювання температур і аналізу статичних і змінних в часі картин теплового стану об'єктів.

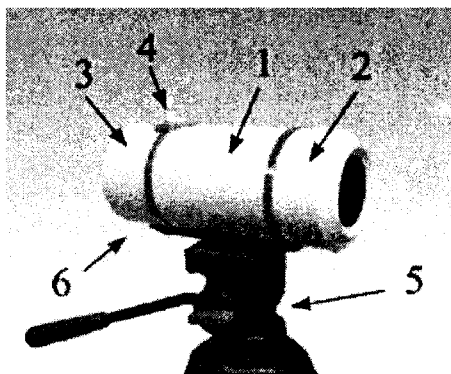


Рис. 4.5. Загальний вигляд тепловізornoї камери:

1 – відсік кріостата з охолоджуваною фокальною матрицею, 2 – відсік об'єктива і вузла калібрування, 3 – відсік електроніки, 4 – горловина для заливки рідкого азоту, 5 – штатив, 6 – розташування роз'єма для кабеля.

Нижче наведена схема тепловізornoї камери (рис. 4.6).

Інфрачервоне випромінювання (ІЧ) від об'єкта дослідження, попавши в об'єктив (1) і пройшовши через вхідне вікно кріостата (5), фокусується у площині розташування фокальної матриці (4) напівпровідникових конденсаторів на основі арсеніду індію (InAs) (рис. 4.7) і є складовою частиною гібридної мікросхеми (рис. 4.8). Кванти ІЧ випромінювання перетворюються фотокомірками в електричні сигнали (явище фотоефекту), які накопичуються і реєструються всіма фотодатчиками, які прочитуються кремнієвим мультиплексором. Блок (7) підсилює відеосигнали, перетворює їх у диференціальну форму і через лінію зв'язку диференціальний аналоговий сигнал подається на арифметичний цифровий пристрій (АЦП (10)). Вузли (9–16) перетворюють аналоговий диференційний сигнал у цифрову форму і здійснюють запис масиву інформації в оперативну пам'ять комп'ютера (17). Після чого інформація виводиться на монітор.

Фокальна матриця повинна охолоджуватися, щоб коливання кристалічної ґратки напівпровідника не спотворили вигляд теплової картини досліджуваного об'єкта.

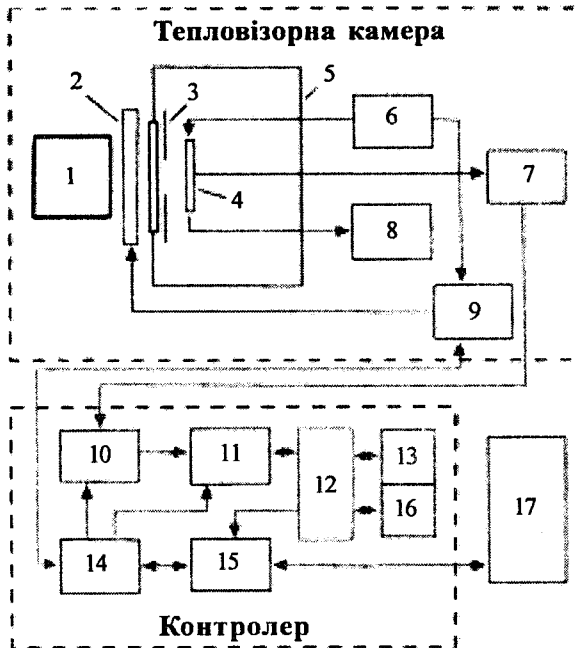


Рис. 4.6. Блок-схема тепловізійної камери:

1 – об’єктив, 2 – пристрій калібрування, 3 – холодна діафрагма, 4 – матричне ФПУ, 5 – вакуумний кріостат з просвітленим вікном, 6 – генератор управляючих імпульсних і постійних напруг, 7 – підсилювач з диференціальним виходом 8 – вимірник температури ФПУ і автомат включення напруги зсуву підкладки InAs, 9–14 – блоки управління і синхронізації, 10 – АЦП, 11 – суматор, 12 – диспетчер пам’яті, 13, 16 – банки пам’яті, 15 – блок зв’язку з персональним комп’ютером 17 – персональний комп’ютер.

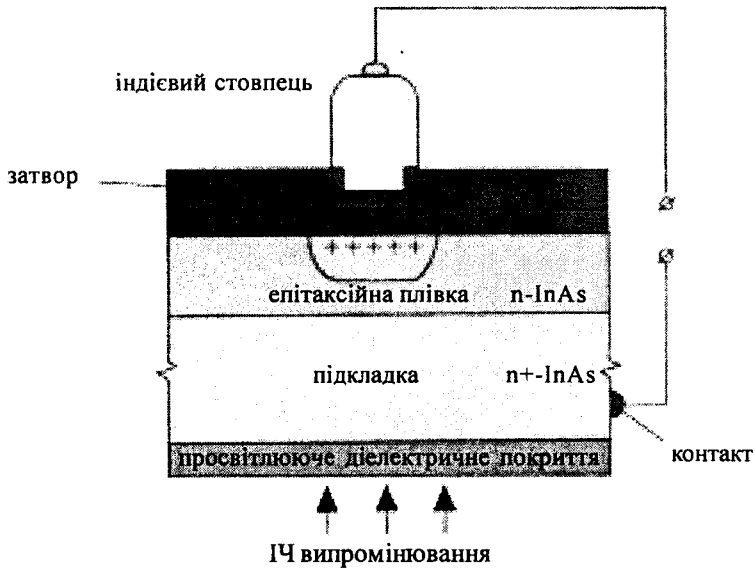


Рис. 4.7. Будова фокальної матриці.

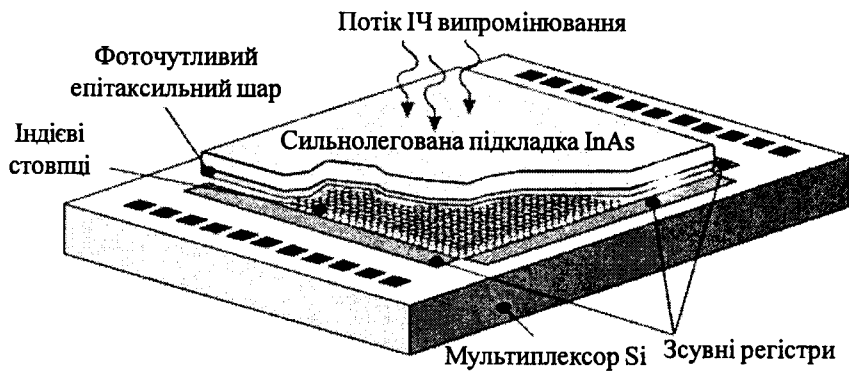


Рис. 4.8. Зображення гібридної мікросхеми.

ГЛАВА 4.2. ЕЛЕКТРОННІ МІКРОСКОПИ

Типи електронних мікроскопів

1. Просвічуючий (трансмісійний) електронний мікроскоп – прилад, в якому електронний пучок проходить крізь об'єкт дослідження (рис. 4.9,а).

2. Скануючий електронний мікроскоп застосовують для дослідження поверхні об'єкту за допомогою вибитих електронним пучком вторинних електронів (рис. 4.11).

3. Рефлекторний електронний мікроскоп з відповідною системою детектування рентгенівських променів застосовують для дослідження хімічного складу об'єкта дослідження (рис. 4.12).

Будова і зовнішній вигляд електронного мікроскопа показані на рисунку 4.9.

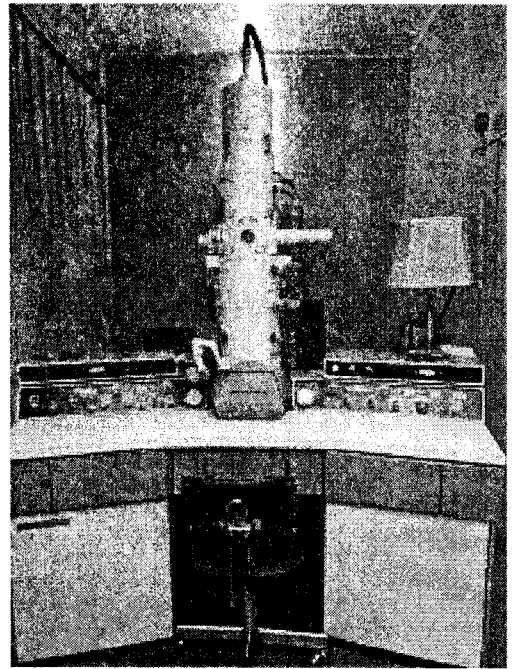
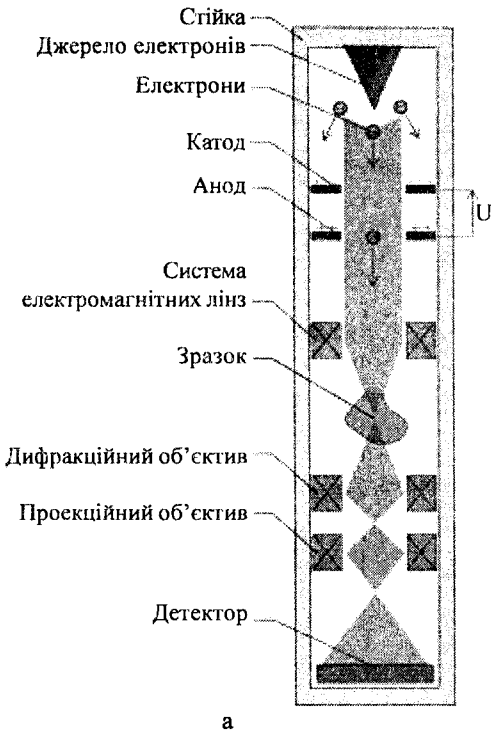


Рис 4.9. Просвічуючий електронний мікроскоп: а) схематична будова; б) загальний вигляд.

У камері мікроскопа, яка обладнана 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), системою електромагнітних лінз скеровується на досліджуваній 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 (рис. 4.10).

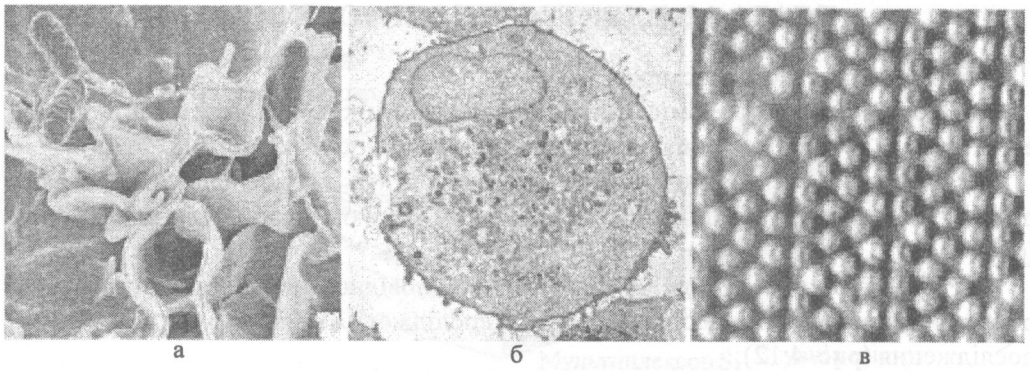


Рис. 4.10. Зображення, отримані за допомогою електронного мікроскопа: а) бактерії сальмонели (скануючий мікроскоп); б) зображення клітини (просвічуючий мікроскоп); в) зображення атомів на поверхні кристала.

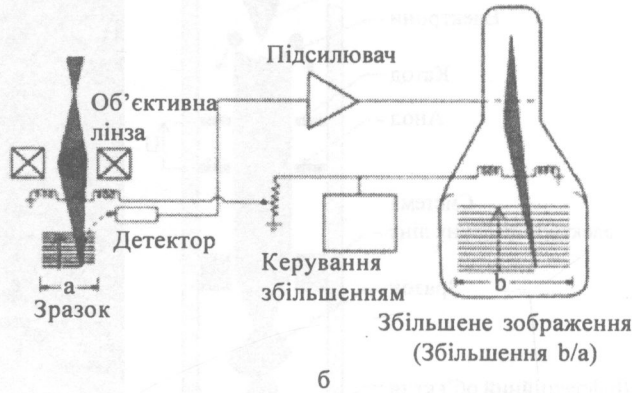
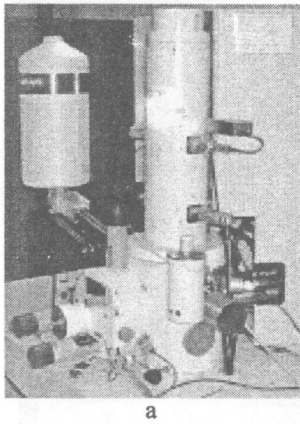


Рис. 4.11. Скануючий мікроскоп: а) загальний вигляд; б) схематичне зображення.

Мікроскоп РЕММА-102 з роздільною здатністю, яка не перевищує 5 нм, суміщає функції електронного мікроскопа і рентгенівського мікроаналізатора.

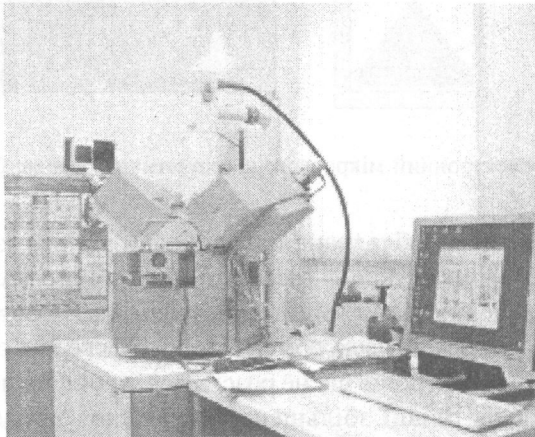


Рис. 4.12. Загальний вигляд мікроскопа РЕММА-102.

4.2.1. Особливості вимірювання і поглинання енергії атомами і молекулами

Спектри атомів

Зазвичай атоми мають тенденцію залишатися в основному стані E_0 з мінімальною енергією. Перехід з основного рівня E_0 на збуджений рівень E_1 спричинений поглинанням кванта світла $h\nu$ (рис. 4.13,а); при переході з рівня E_1 на рівень E_0 , згідно з законом збереження енергії, випромінюється аналогічний квант світла (рис. 4.13,б). Переходи супроводжуються різкою зміною поглинання (або випромінювання) під час зміни частоти оптичного випромінювання (рис. 4.13,в) або довжини хвилі (рис. 4.13,г), тобто характеризуються появою вузьких спектральних ліній поглинання або випромінювання.

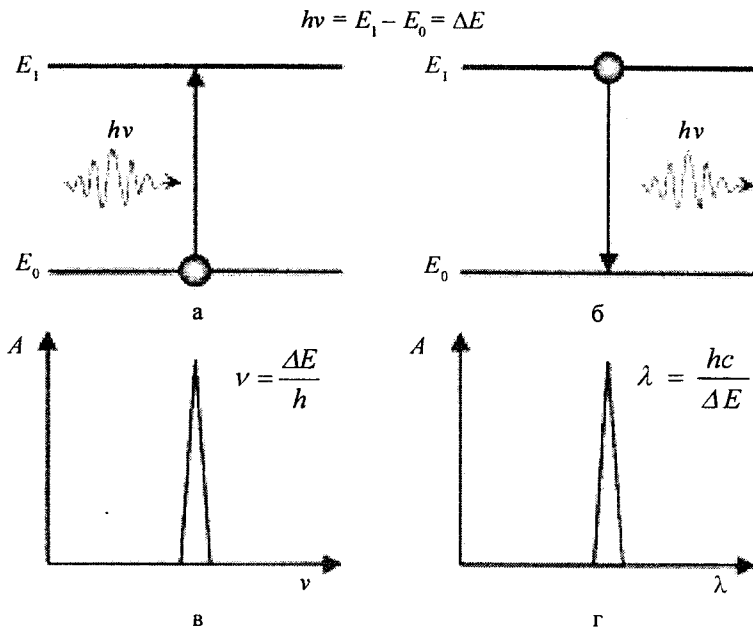


Рис. 4.13. Спектральні властивості атома: а) – поглинання атомом кванта світла; б) – випромінювання атомом кванта світла; в) – спектральна лінія поглинання (або випромінювання); г) – те саме, в масштабі довжин хвиль.

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:

$$E = E_{el} + E_{кол} + E_{об}, \quad (4.6)$$

Згідно з постулатами Бора, молекула знаходиться у певних дискретних енергетичних станах. Повна енергія E молекули характеризується набором електронних, коливальних та обертальних рівнів. Міжрівневі переходи молекул супроводжуються утворенням електронно-коливально-обертальних спектрів. Електронні спектри розміщені в ультрафіолетовій та видимій ділянках спектра, коливальні – в інфрачервоній, обертальні – в далекій інфрачервоній та надвисоко-частотній ділянках спектра. Енергетична діаграма молекули показана на рисунку 4.14. 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. 4.15). 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.

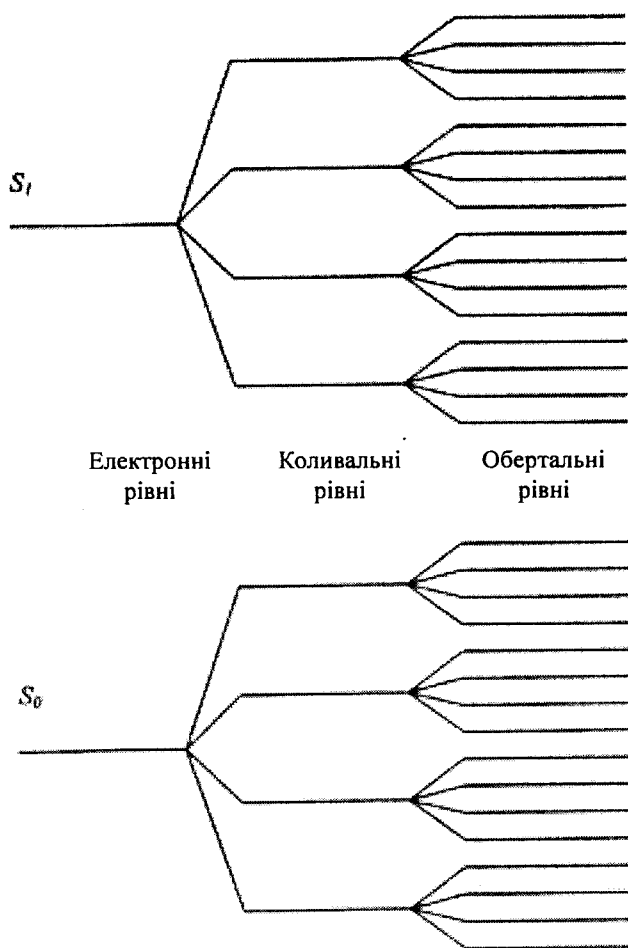


Рис. 4.14. Енергетична діаграма молекули.

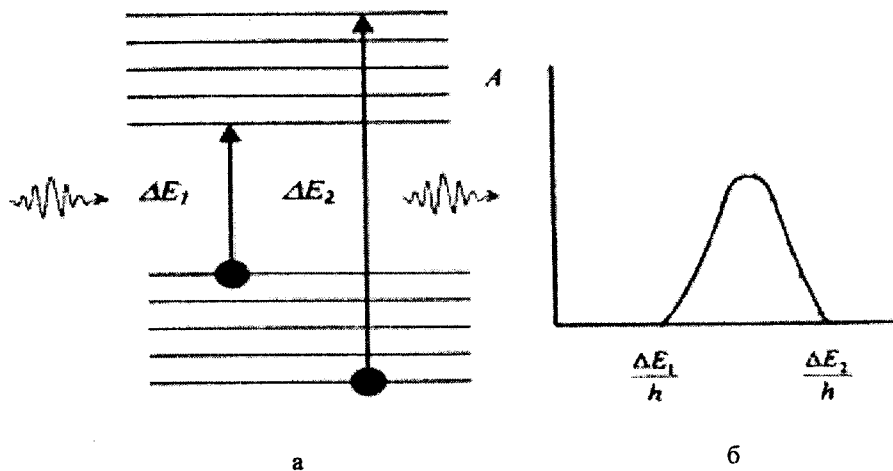


Рис. 4.15. Енергетичні рівні молекули (а) та смуга поглинання (б).

ГЛАВА 4.3. ЯВИЩЕ ЛЮМІНЕСЦЕНЦІЇ

4.3.1. Фізичні основи люмінесценції

Люмінесценцією тіла в даній спектральній області називають надлишок випромінювання над тепловим, 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 гамма-променями, а також деякими хімічними реакціями в речовині. Залежно від способів збудження люмінесцентного світіння розрізняють, відповідно, катодолюмінесценцію, електролюмінесценцію, фотолюмінесценцію, рентгенолюмінесценцію, хемілюмінесценцію.

Люмінесценцію з часом затухання порядку 10^{-8} – 10^{-9} с називають флуоресценцією. Такий час затухання характерний для рідин і газів. Фосфоресценція – це люмінесценція, яка зберігається тривалий час після припинення дії збудника світіння.

Електронна оболонка молекули, яка перебуває у незбудженому стані, знаходиться в синглетному стані S_0 . Якщо молекули поглинають кванти світла, то електрони зовнішніх оболонок переходять на більш високі енергетичні рівні S_k ($k=1, 2, 3, \dots$). Перехід електронів із збуджених рівнів S_k на основний S_0 завжди починається із переходів електронів із верхніх збуджених рівнів на самий нижній незбуджений рівень. Це переходи $S_2 \rightarrow S_1$, $S_3 \rightarrow S_2$ (рис. 4.16), 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 фотолюмінесценцієюча речовина випромінює, як правило, світло, з більшою довжиною 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 обумовлює різні неоптичні процеси, енергія яких E :

$$h\nu = h\nu_{\text{люм}} + E, \quad (4.7)$$

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) люмінесціуючої речовини:

$$h\nu_{\text{люм}} = h\nu + akT, \quad (4.8)$$

де a – коефіцієнт, що залежить від природи люмінесціуючої речовини; k – стала Больцмана; T – абсолютна температура.

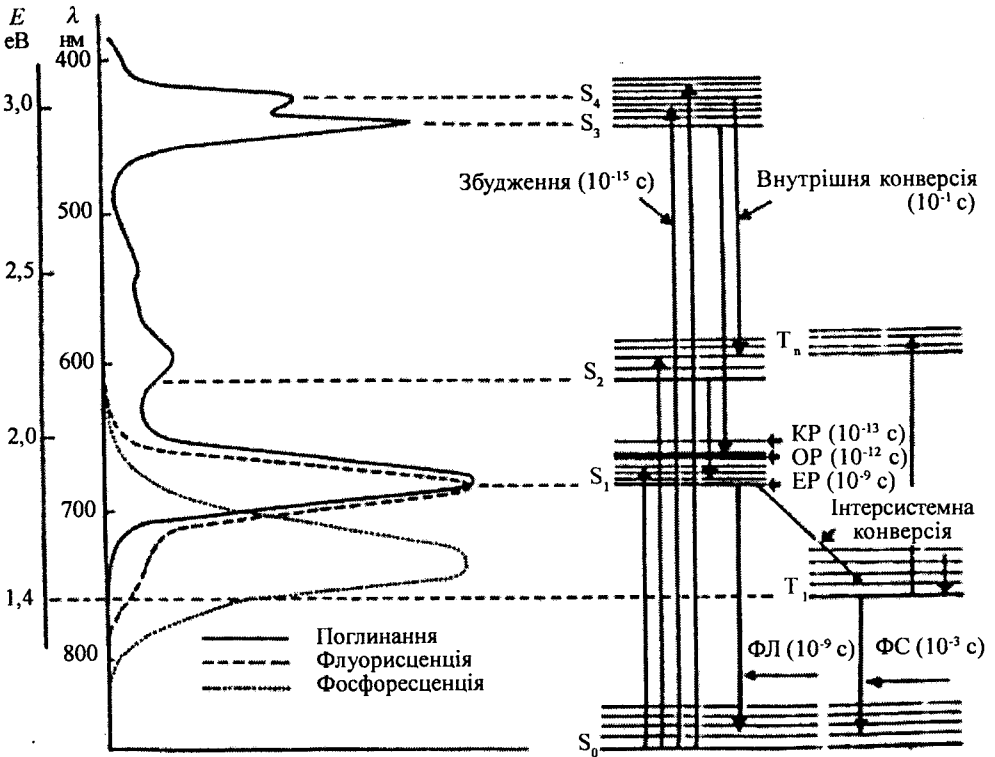


Рис. 4.16. Типова енергетична діаграма хлорофілу.

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. Флуоресценціюючі молекули видозмінюють структуру свого оточення, що дозволяє вивчати хімічні перетворення і міжмолекулярну взаємодію.

4.3.2. 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.

Основний принцип роботи флуоресцентного мікроскопа полягає в опроміненні зразка певної довжини, які викликають флуоресценцію зразка, і виділити набагато більше слабке випромінювання флуоресценції. На рисунку 4.17 показана схема (у розрізі) сучасного флуоресцентного мікроскопа для проведення досліджень в прохідному і відбитому світлі.

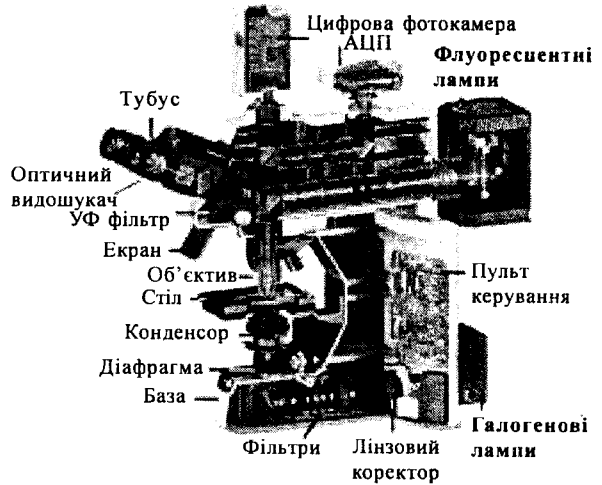
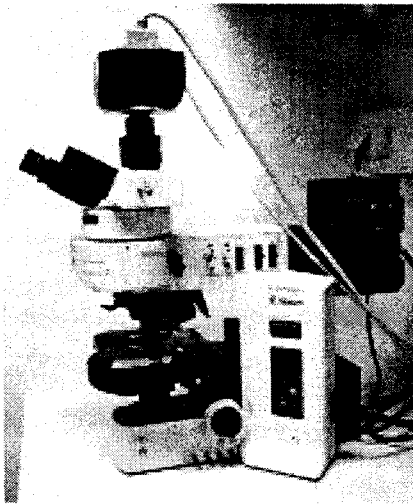


Рис. 4.17. Зовнішній вигляд і будова флуоресцентного мікроскопа.

Принципова схема флуоресцентного мікроскопа складається з джерела ультрафіолетового випромінювання, що збуджує, і замикаючих світлофільтрів, теплового (теплозахисного) фільтра та спеціального люмінесцентного об'єктива. Джерело світла випромінює хвилі в ультрафіолетовій ділянці 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 4.4. РЕЗОНАНСНІ МЕТОДИ КВАНТОВОЇ МЕХАНІКИ

4.4.1. Електронний парамагнітний резонанс

Із розщепленням енергетичних рівнів у магнітному полі (ефект Зеемана), яке зумовлено наявністю в електронів і 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 електронів. Розщеплення енергетичних рівнів зумовлене дією постійного магнітного поля на магнітні моменти частинок речовини (рис. 4.18).

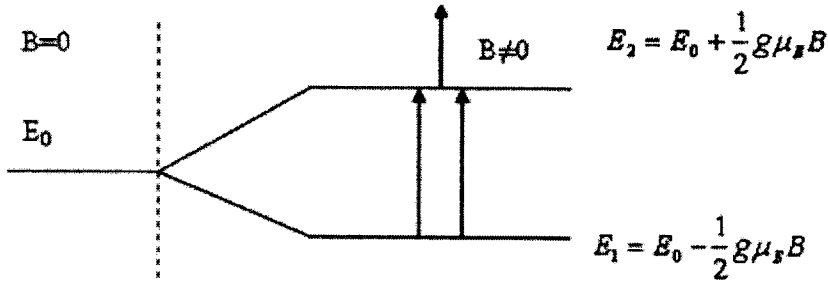


Рис. 4.18. Розщеплення енергетичних рівнів.

Магнетон Бора μ_B є одиницею вимірювання електронних магнітних моментів:

$$\mu_B = -\frac{e}{2} \cdot \frac{\hbar}{m}, \quad (4.9)$$

де e – заряд, m – маса електрона, \hbar – стала Планка.

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:

$$\Delta E = \mu_B \cdot g \cdot B. \quad (4.10)$$

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

$$\nu = \frac{\Delta E}{h} = \frac{\mu_B \cdot g \cdot B}{h}, \quad (4.11)$$

яка збігається з частотою переходу між підрівнями зєсманівського 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. 4.19).

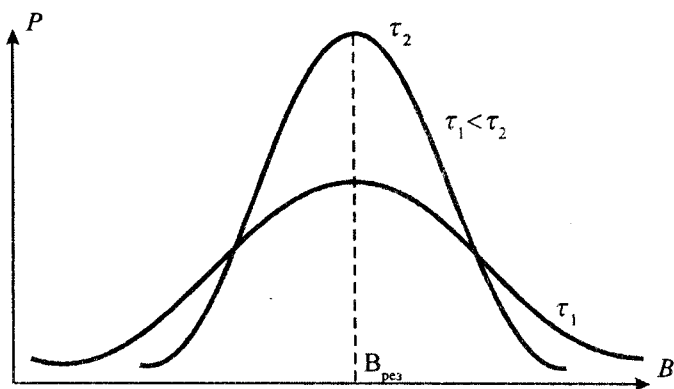


Рис. 4.19. Спектр ЕПР.

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 спін-гратковою взаємодією і характеризують часом релаксації τ . Отже, резонансне поглинання відбувається в деякому інтервалі ΔB . Чим менший час спін-граткової 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 діаманітні 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 молекул, які його оточують. 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 дає змогу визначити розщеплення енергетичних рівнів. Розширення резонансної смуги може бути зумовлено спін-спіноюю та спін-гратковою взаємодіями. Характеристикою взаємодії є час релаксації. Розширення смуги, зумовлене спіноюю 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 4.20.

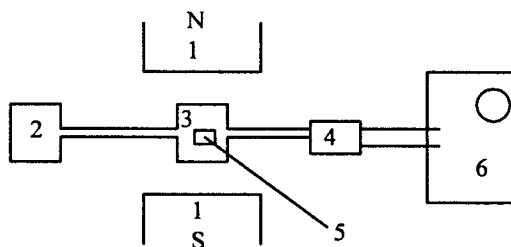


Рис. 4.20. Структурна схема ЕПР-спектрометра:

- 1 – електромагніт; 2 – генератор електромагнітних хвиль; 3 – об'ємний резонатор, який концентрує падаючу енергію на досліджуваному зразку 5;
4 – приймач; 6 – реєструючий пристрій.

4.4.2. 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 (рис. 4.21), коли на зразок діють взаємно перпендикулярні магнітні поля: інтенсивне V_0 та слабке радіочастотне V_1 . Для більшості атомних ядер частота, при якій спостерігається ЯМР, лежить в діагоналі 1–10 МГц.



Рис. 4.21. Складові елементи МРТ.

Відомо, що ядра всіх елементів мають електричний заряд, який додатний і дорівнює за абсолютною величиною сумі зарядів атомних електронів. Завдяки спіну ядро під час обертання діє як елементарний магніт (рис. 4.22). Отже, ядро характеризується магнітним моментом, 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. Якщо зразок розмістити в інтенсивному однорідному магнітному полі B_0 , всі диполі починають прецесувати навколо напрямку магнітного поля з відповідною частотою.

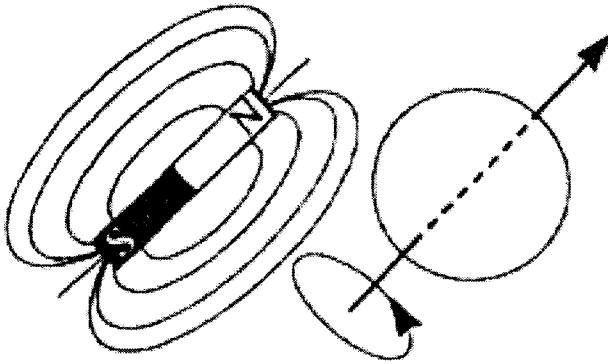


Рис. 4.22. Ядро під час обертання як елементарний магніт.

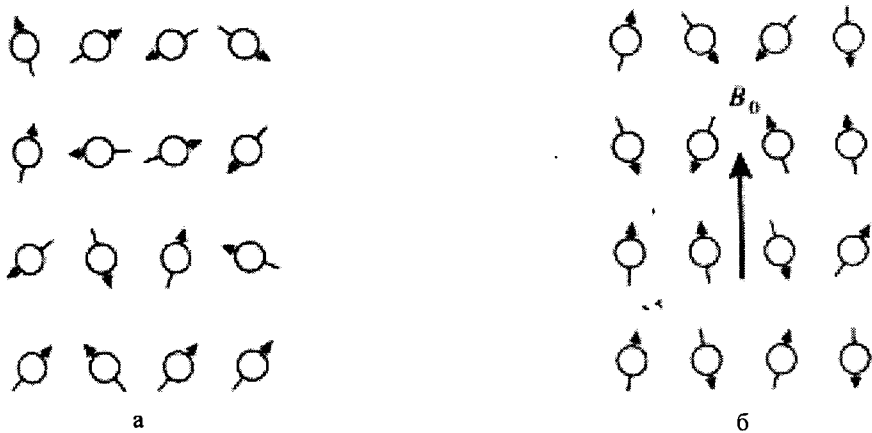


Рис. 4.23. Поведінка магнітних моментів ядер:
 а) акт відсутності зовнішнього магнітного поля;
 б) акт наявності зовнішнього магнітного поля B_0 .

Причому одна група диполів проявляє сумарну орієнтацію вздовж магнітного поля, тоді як друга – проти поля. Слід зазначити, що 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.

Завдяки прецесії утворюється змінний магнітний момент $\mu \sin \varphi$ (рис. 4.24), який обертається у площині, перпендикулярній B_0 . Поле B_1 , що обертається у тій же площині з частотою ω , взаємодіє з моментом μ ; ця взаємодія стає помітною, якщо $\omega \sim \omega_p$ а напрямки обертання μ та B_1 однакові. Правила добору визначають лише певну орієнтацію магнітного моменту відносно напрямку магнітного поля B_0 : для спіну I можливі $2I+1$ дозволених орієнтацій, а саме $I, (I-1), \dots, -(I-1), -I$. Так, для ізотопів 1H та ^{13}C , спін яких $I=1/2$, дозволених орієнтацій, що відповідають значенням $+1/2$ та $-1/2$. Для ізотопів, спін яких $I=2$, кількість дозволених енергетичних рівнів становить $2I+1=5$. Різниця енергій ΔE між відповідними рівнями пропорційна магнітній індукції: $\Delta E = \gamma \hbar B_0$.

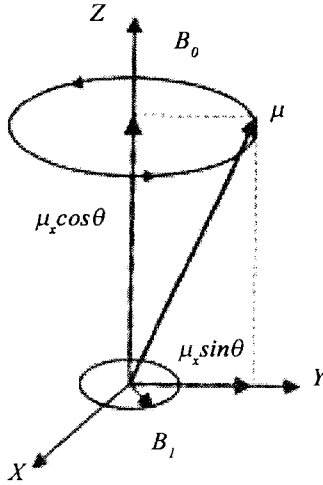


Рис. 4.24. Утворення завдяки прецесії змінного магнітного моменту, який обертається у площині, перпендикулярній B_0 .

Магнітні моменти ядер є сумою магнітних моментів нуклонів. Одиницею вимірювання магнітних моментів нуклонів є ядерний магнетон μ_n

$$\mu_n = \frac{e \cdot \hbar}{2 \cdot m_p} \quad (4.12)$$

де e і m_p – заряд і маса протона, яка в 1836 разів більша від маси електрона. Ядерний магнетон, таким чином, відповідно у 1836 разів менший від магнетона Бора.

При наявності зовнішнього магнітного поля з індукцією в проекції на вісь z магнітних дипольних моментів протона і нейтрона відповідно рівні:

$$m_{pz} = +2,79 \mu_n$$

$$m_p = -1,91 \mu_n$$

Негативний знак z проекції магнітного моменту нейтрона вказує, що він направлений проти напрямку моменту імпульса.

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 .

$$\Delta E = \mu_n \cdot g_n \cdot B, \quad (4.13)$$

де g_n – ядерний фактор Ланде (рис. 4.25).

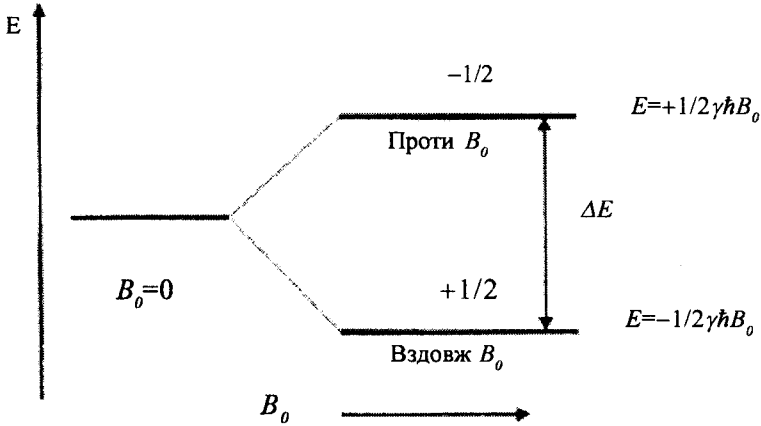


Рис. 4.25. Енергетична діаграма ядерного спіну: різниця енергій ΔE між рівнями пропорційна магнітній індукції.

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:

$$\nu = \frac{\Delta E}{h} = \frac{\mu_n \cdot g_n \cdot B}{h}, \quad (4.14)$$

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 (4.14) лише на вільних атомних ядрах. Експериментальне значення ν ядер в атомах і молекулах не відповідає (4.14). Необхідно враховувати локальне магнітне поле оточення ядер. Тому повне ефективне магнітне поле, що діє на ядро, характеризується функцією:

$$B_{\text{еф}} = (1 - \sigma) \cdot B, \quad (4.15)$$

де σ – стала екранування, яка за порядком величини рівна 10^{-6} і залежить від електронного оточення ядер. Отже, для даного типу ядер, що перебувають у різному оточенні, резонанс спостерігається при різних частотах, що і визначає хімічний зсув. Якщо ядра в молекулі екрановані по різному, то вони займають хімічно нееквівалентні положення.

Спектр ЯМР такої молекули містить стільки резонансних ліній, скільки хімічно нееквівалентних груп ядер даного типу є в молекулі. Інтенсивність кожної лінії

пропорційна числу ядер в даній групі. Спектри твердих тіл мають більшу ширину ліній, ніж спектри рідин.

За числом і положенням спектральних ліній можна встановити структуру молекул.

Схему ЯМР-спектрометра наведено на рисунку 4.26. Чутливість, з якою сприймається ЯМР-сигнал, залежить від природи ізотопу та різниці заселеностей основного та збудженого рівнів. Техніка ЯМР використовується для оцінки взаємодії клітинної води з мембранами або макромолекулами.

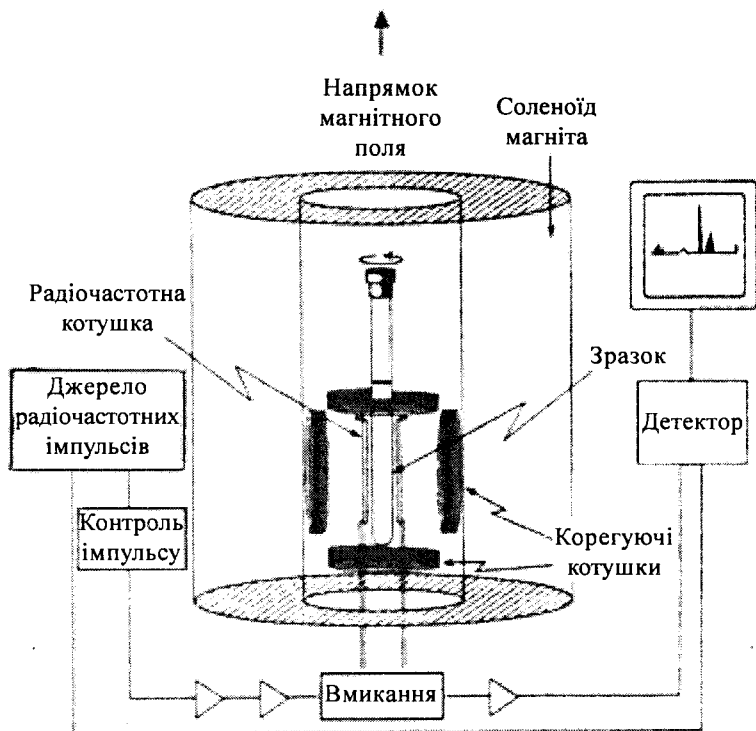


Рис. 4.26. Схема ЯМР-спектрометра.

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.

4.4.3. 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 спіна 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 височастотний 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 досліджуванним 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 індукують дуже слабкий МР-сигнал і на комп’ютерному зображенні темні. Области з великою густиною більш яскраві. Рухливі тканини не генерують МР-сигналу, тому просвіти судин і камери серця темні.

Таким чином, магніто-резонансна томографія – це поширене дослідження морфології тканин, де яскравість зображення залежить від їхньої структури. На МРТ-зображеннях розрізняють області розміром 2–4 мм. На рисунку 4.27 показано структуру магнітно-резонансного томографа.

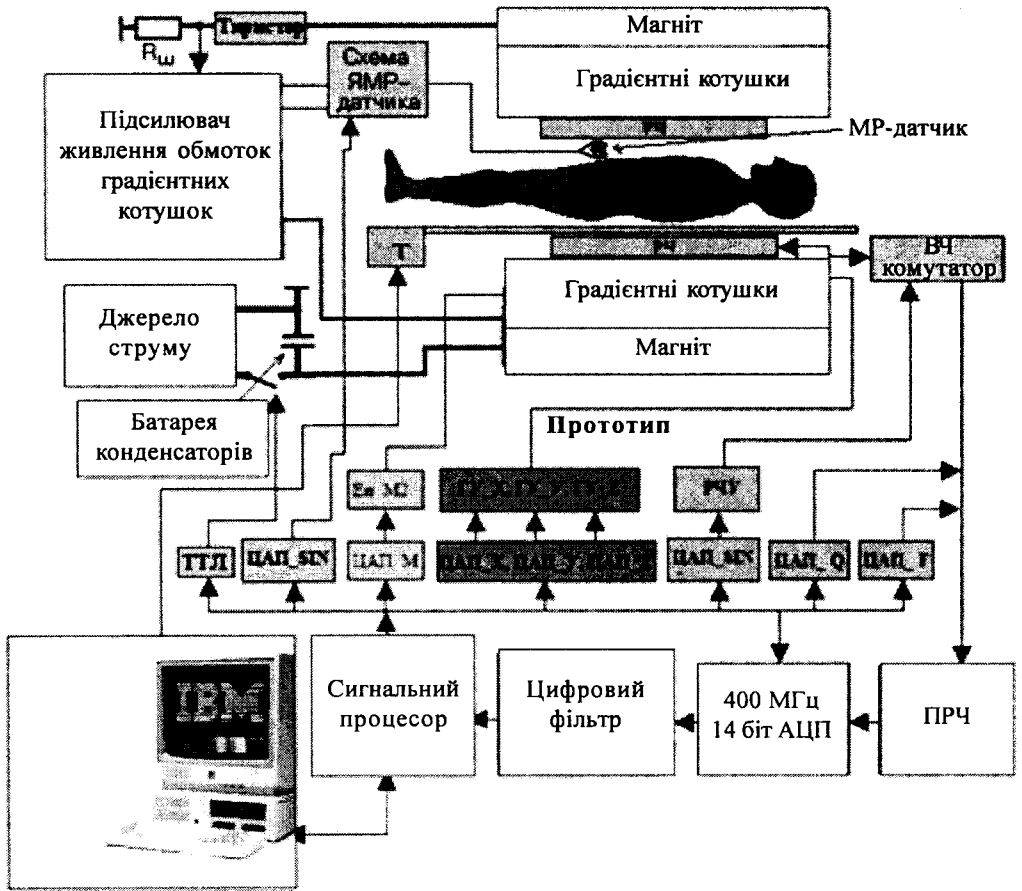


Рис. 4.27. Функціональна схема імпульсного магнітно-резонансного томографа.

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. 4.28).

Всередині магніту розташовані градієнтні котушки, призначені для створення контрольованих змін головного магнітного поля B_0 по осях X, Y і Z і просторової локалізації сигналу. Градієнтні котушки 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.

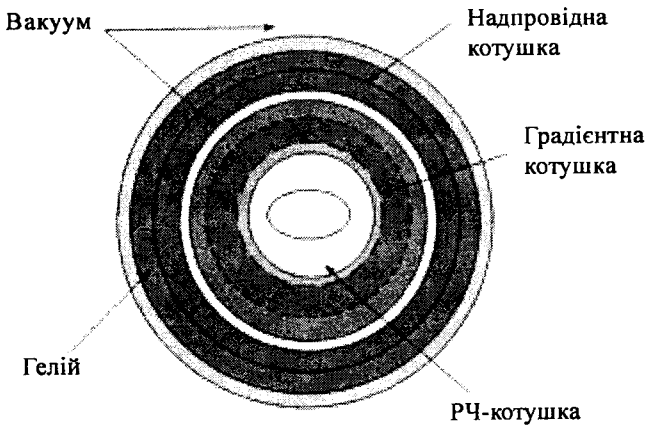


Рис. 4.28. Схема надпровідного магніту.

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 котушками. Джерело РЧ-імпульсів і програматор імпульсів є РЧ-компонентами, що перебувають під контролем комп'ютера. РЧ-підсилювач збільшує потужність імпульсів від міліват до кіловат (рис. 4.29).

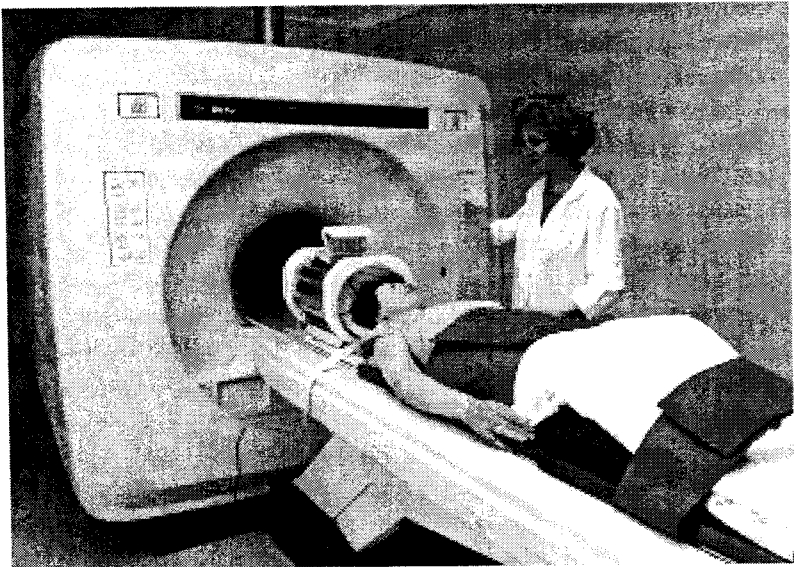


Рис. 4.29. Проведення томографічного обстеження.

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 диференційну діагностику патологій різних внутрішніх органів (рис. 4.30). Отримані зображення зберігаються в базі даних і можуть бути проаналізовані на екрані монітора або виведені на друк з використанням паперу або прозорої плівки.

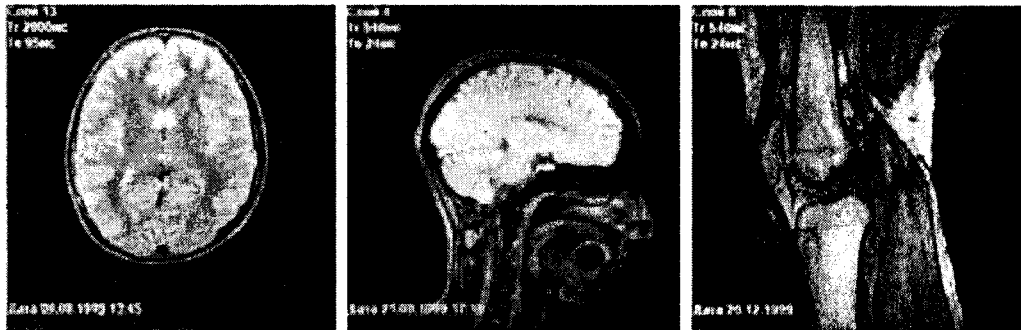


Рис. 4.30. Зображення органів людини за допомогою ЯМР.

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.

Розділ 5

МЕДИЧНЕ ОБЛАДНАННЯ НА ОСНОВІ ДІЇ ІОНІЗУЮЧОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ

ГЛАВА 5.1. ІОНІЗУЮЧЕ ВИПРОМІНЮВАННЯ

5.1.1. Природа іонізуючого випромінювання

Іонізуючим випромінюванням називають випромінювання, здатне іонізувати середовище, в якому воно поширюється. До нього відносяться: X-промені (рентгенівські), γ -випромінювання, а також потоки заряджених і нейтральних частинок (електронів, позитронів, нейтронів, α -частинок і інших).

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 поділяють на дві категорії: зовнішнього і внутрішнього опромінення. До зовнішніх відносять: космічне випромінювання, сонячну радіацію, 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 до 10^5 нм, що займають ділянку спектра між гамма і ультрафіолетовим випромінюванням. У медицині для рентгенодіагностики і рентгенотерапії застосовують рентгенівське випромінювання з довжиною хвилі від 10 до 10^3 нм.

Вперше про відкриття X-променів, які виникали при співударі швидких електронів з речовиною (названих X-променями) у листопаді 1895 р. повідомив німецький фізик В. Рентген (Нобелівський лауреат 1901 р.).

Досліди по взаємодії швидких електронів із тугоплавкою речовиною проводив фізик світового рівня і електротехнік І. Пуллой (1845–1918 рр.), 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. Пулюй 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 (рис. 5.1). 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.

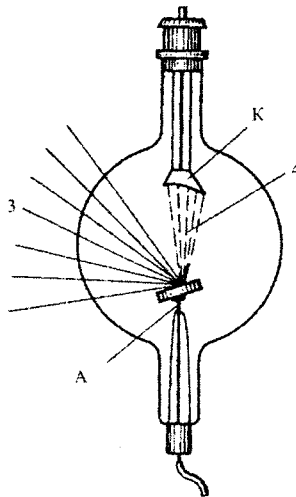


Рис. 5.1. “Лампа Пулюя”.

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. 5.1). 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 Φ пропорційна квадратові напруги u між анодом і катодом, атомному номеру речовини z анода і силі струму i :

$$\Phi = k u^2 z i, \quad (5.1)$$

де 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:

$$eU = hv_{max}, \nu_{max} = \frac{c}{\lambda_{min}}, \text{ тоді } eU = \frac{hc}{\lambda_{min}}, \quad (5.2)$$

звідки знаходимо:

$$\lambda_{min} = \frac{hc}{eU}. \quad (5.3)$$

Враховуючи значення сталої Планка, швидкості світла і заряду електрона одержуємо:

$$\lambda_{min} = \frac{1,24}{U} 10^{-6} \text{ м}, \quad (5.4)$$

де λ_{min} – мінімальна довжина рентгенівського випромінювання при даному U .

Довжина рентгенівської хвилі, на яку припадає максимум енергії випромінювання, пов'язана з мінімальною довжиною рентгенівської хвилі U такою залежністю (рис. 5.2):

$$\lambda_{max} = \frac{3}{2} \cdot \frac{hc}{eU} = \frac{3}{2} \lambda_{min}. \quad (5.5)$$

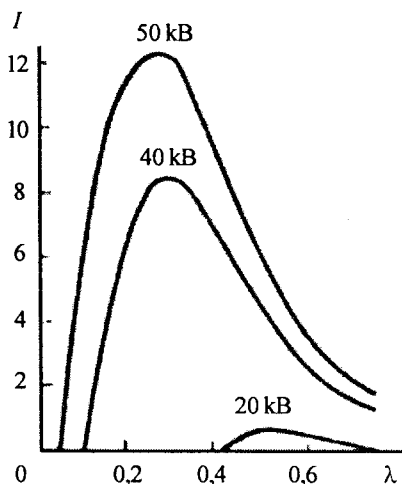


Рис. 5.2. Залежність інтенсивності гальмівного X-випромінювання від напруги.

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.

Характеристичний (лінійчастий) спектр Х-випромінювання спричинений вибиванням електронів із внутрішніх шарів атома (рис. 5.3).

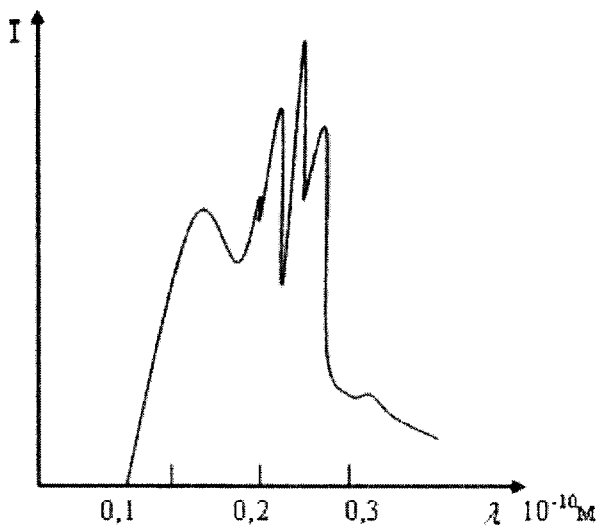


Рис. 5.3. Характеристичний спектр.

Спектр такого випромінювання є характерним для атомів кожного елемента, тому лінійчастий рентгенівський спектр називається характеристичним. За між-рівневими переходами певні групи характеристичних ліній отримали відповідно назви К, L, M, N – електронні оболонки атома (рис. 5.4).

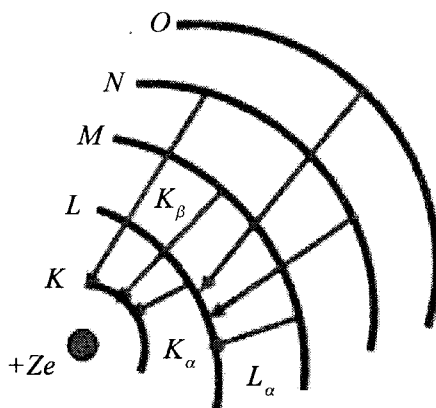


Рис. 5.4. Механізм виникнення характеристичних спектрів.

Г. Мозлі відкрив закон (закон Мозлі), який пов'язує частоту спектральних ліній з порядковим номером випромінюючого елемента в періодичній таблиці Менделєєва:

$$\sqrt{v} = C(Z - \sigma), \quad C = \sqrt{R \left(\frac{1}{n^2} - \frac{1}{m^2} \right)}, \quad (5.6)$$

де σ – коефіцієнт, характерний для певної серії випромінювання (для К-серії $\sigma=1$, для L-серії $\sigma=7,5$), R – стала Рідберга.

Характеристичні спектри атомів, на відміну від оптичних, у сполюках і у вільному стані мають однаковий вигляд.

Ч. Баркле за відкриття характеристичного випромінювання у 1917 р. була при-суджена Нобелівська премія з фізики.

Закон радіоактивного розпаду

Природна радіоактивність – це явище самовільного перетворення атомних ядер нестійких ізотопів у стійкі, що супроводжується випромінюванням частинок речовини і високочастотним електромагнітним випромінюванням. Радіоактивність була відкрита в 1896 р. французьким фізиком А. Беккерелем (Нобелівський лауреат 1903 р.). Він виявив, що солі урану випускають невидимі промені або частинки, які проникають через непрозорі тіла, викликаючи фотолюмінесценцію, іонізують речовину і здатні засвічувати фотопластинку. А. Беккерель, пропускаючи бета-частинки через перехресні електричні і магнітні поля, першим виміряв відношення заряду до маси бета-частинки (1900 р.). Він, незалежно від П. Кюрі, виявив фізіологічну дію радіоактивного випромінювання (1901 р.). Подальші дослідження, які були проведені П. Кюрі і М. Кюрі–Склодовською (лауреати Нобелівської премії 1903 р.), показали, що природна радіоактивність властива не тільки для урану, але й для багатьох важких хімічних елементів.

М. Склодовська–Кюрі також отримала Нобелівську премію з хімії (1911 р.) за відкриття і виділення природного радіоактивного елемента 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:

$$dN = -\lambda N dt, \quad (5.7)$$

де λ – стала розпаду. Ця величина пропорційна імовірності розпаду ядра і неоднакова для різних радіоактивних елементів. Знак мінус показує, що число атомів у радіоактивному елементі з часом зменшується.

Інтегруючи рівняння (1) в межах від $t=0$ до t отримуємо:

$$N = N_0 \exp\{-\lambda t\}, \quad (5.8)$$

де N_0 – число атомів елемента в початковий момент часу $t=0$; N – число атомів у момент часу t .

Графічно закон радіоактивного розпаду зображений на рисунку 5.5.

Період напіврозпаду T – проміжок часу, за який кількість ядер, які розпалися, зменшується удвічі. Підставляючи в рівняння (5.8) $N = N_0/2$ і $t = T$, одержуємо зв'язок між T і λ :

$$T = \ln 2 / \lambda = 0,693 / \lambda. \quad (5.9)$$

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 засвоюють із атмосфери, частина вуглецю в рослинах дещо радіоактивна. Коли рослина гине, додаткова кількість вуглецю C^{14} у неї не поступає, а той вуглець, який накопився 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.

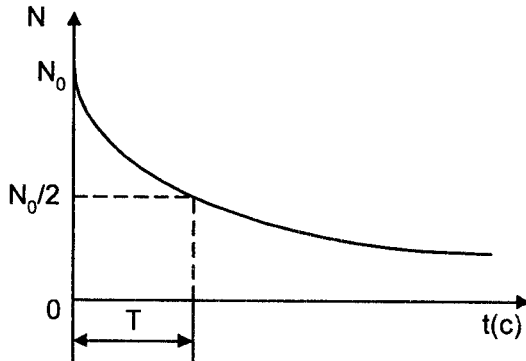


Рис. 5.5. Графічне зображення закону радіоактивного розпаду.

У таблиці 5.1 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 частинки, які до зупинки можуть створити аж 100 тис. пар іонів.

Таблиця 5.1

Характеристики деяких радіонуклідів

Радіонукліди	Період піврозпаду	Тип випромінювання		
		α	β	γ
Трійій (^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.	++++		++

Активність. Одиниці активності

Активністю A елемента називають число атомних розпадів, які відбуваються в радіоактивному елементі за одну секунду:

$$A = -dN/dt. \quad (5.10)$$

Тоді

$$A = \lambda N_0 e^{-\lambda t} = \lambda N = N \frac{\ln 2}{T}. \quad (5.11)$$

Активність елемента пропорційна кількості атомів елемента і обернено пропорційна періоду напіврозпаду. Активність препарату з часом зменшується за експоненціальним законом.

Розглянемо одиниці активності.

Бекерель ($Bк$) – така активність ядерного ізотопу, при якій за 1 с відбувається один акт розпаду, $1Bк = \frac{1}{c}$.

Резерфорд ($Pд$): $1Pд = 10^6 Bк = 10^6 \frac{1}{c}$.

Кюрі (Ki). За одиницю активності приймають Кюрі (Ki) – активність такого препарату, в якому за 1 с відбуваються $3,7 \cdot 10^{10}$ актів розпаду.

$1 Ki = 3,7 \cdot 10^{10}$ розпадів/с

Використовують також похідні одиниці від Ki : mKi (мілікюрі) і $mkKi$ (мікрокюрі).

$1 mKi = 10^{-3} Ki$, $1 mkKi = 10^{-6} Ki$.

Для характеристики активності одиниці маси радіоактивного джерела вводять величину, яка є питомою активністю, що дорівнює відношенню активності ізотопу до його маси ($Bк/кг$).

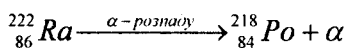
Види радіоактивного розпаду

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 $(0,4 \div 2) \cdot 10^8$ 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 “доірне ядро”. Якщо врахувати закон збереження заряду і маси, то реакція має вигляд:



Наприклад, перетворення радону ${}^{222}_{86} Ra$ в полоній ${}^{218}_{84} Po$ 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.

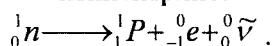
Г. Гамов у 24-річному віці завоював визнання наукового світу своєю теорією α -розпаду. У 1931 р. 27-річний Гамов став членом-кореспондентом АН СРСР.

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.

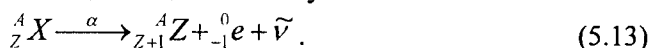
Г. Гамову належить теорія “великого вибуху” Всесвіту, і саме він першим зробив розрахунок генетичного коду. Недооцінений за життя, сьогодні він є одним з найбільш цитованих авторів. І навіть через десятиріччя після його смерті, висунуті ним наукові гіпотези знаходять підтвердження. Серед них гіпотеза 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, у другому – позитрон, а в третьому електрон захоплюється ядром – K -захоплення (або електронне захоплення).

Електронний β -розпад. Якщо в ядрі є надлишок нейтронів, то відбувається електронний β -розпад ядра, при якому один з нейтронів перетворюється в протон, при цьому утворюються електрон і антинейтрино:



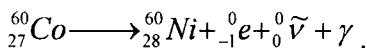
При β -розпаді елемент у періодичній таблиці зміщується на один номер без зміни масового числа. Символічно це зміщення записується так:



Наприклад, ізоотп калію ${}^{40}_{19}K$ перетворюється в ізоотп кальцію ${}^{40}_{20}Ca$.

β -розпад, так само як і α -розпад, може супроводжуватися випусканням γ -променів. Дочірнє ядро, яке виникає, може перебувати не тільки в нормальному стані, але і в збуджених його станах. Переходячи 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 ізоотпу фосфору ${}^{30}_{15}P$ в ізоотп кремнію ${}^{30}_{14}Si$.

Експериментально було доведено, що при β -розпаді енергія розподіляється між β -частинкою і нейтрино або антинейтрино.

Швидкість β -частинок змінюється в широких інтервалах. Найбільша їх початкова швидкість порядку $1,6 \cdot 10^8$ м/с. Максимальна кінетична енергія для м'якого β -випромінювання лежить у межах $(0,015 \div 0,05)$ MeV, а для жорсткого – $(10 \div 12)$ MeV. Спектр β -випромінювання неперервний. Альфа і бета частинки відхиляються в електричному і магнітному полях (рис. 5.6).

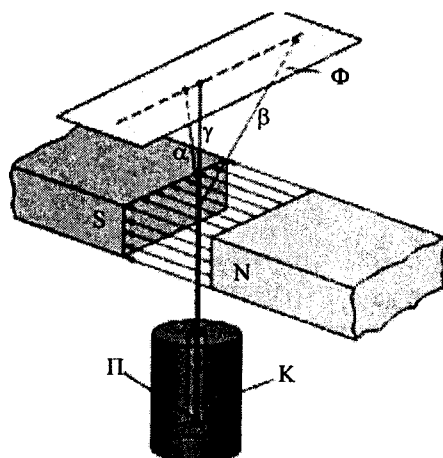


Рис. 5.6. Схема досліду з виявлення природи α , β , і γ випромінювань. К – свинцевий контейнер, П – радіоактивний препарат, Ф – фотоплатина.

K -захоплення або e -захоплення полягає в тому, що ядро поглинає один із електронів, який знаходиться на K -оболонці (рідше захоплюється електрон із L - або M -оболонки). У результаті такого ефекту один з протонів перетворюється в нейтрон і випромінює нейтрино:

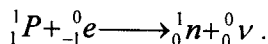
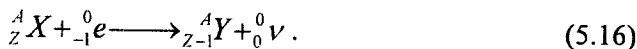


Схема електронного K -захоплення:



Прикладом K -захоплення є перетворення ізотопу калію ${}^{30}_{19}K$ в 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.

5.1.2. 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.

Механізм взаємодії іонізуючого випромінювання з речовиною

Дія іонізуючого випромінювання на речовину приводить до:

- збудження атомів і молекул;
- іонізації або рекомбінації атомів і молекул;
- появи нового випромінювання;
- виникнення нових радіонуклідів.

В ядерній фізиці розрізняють іонізаційні і радіаційні витрати. Іонізаційні витрати залежать від виду частинки, її енергії, властивостей середовища: густини і товщини шару речовини, з якою вони взаємодіють. Частинки, які мають велику швидкість, іонізують речовину слабо, оскільки вони не встигають передати свою енергію навколишнім електронам. Навпаки, при малій швидкості частинки проводять сильну іонізацію. Частинки з великою масою мають дуже малий пробіг.

Існують деякі особливості проходження електронів через речовину. Вони пов'язані з тим, що з усіх заряджених частинок у них найменша маса. Електрони малої енергії при зіткненні з електронами, а тим більше з ядрами атомів середовища, часто сильно змінюють напрям свого руху, а в той же час важкі частинки при зустрічі з електронами не змінюють свого напрямку. Якщо товщина шару менша довжини пробігу важких частинок в речовині, то із нього практично виходять всі частинки, які попадають в речовину. При товщині шару більшій за довжину пробігу, важкі частинки зовсім не виходять із нього. Якщо електрони володіють великою енергією, то, згідно з теорією відносності, їх маса збільшується і вони ведуть себе подібно до важких частинок.

Розглянемо особливості взаємодії α , β -частинок і γ -випромінювання з речовиною.

Альфа-частинки з енергією 1 MeV здатні іонізувати середовище і проникають в організм на малу глибину ($10 \div 100$) $\mu\text{м}$. Альфа-частинки повністю поглинаються, наприклад, шаром алюмінію товщиною $0,06 \text{ мм}$ 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 $10\text{--}15 \text{ мм}$ 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 фотоефекту, комптон-ефекту і утворення пари позитрон–електрон.

Гамма-промені мають найбільшу проникну здатність. Жорсткі γ -промені проходять через свинець товщиною 5 см або шар повітря товщиною в декілька сотень метрів, пронизують все тіло людини.

Особливості взаємодії α , β -частинок і γ -випромінювання з речовиною показані на рисунку 5.7.

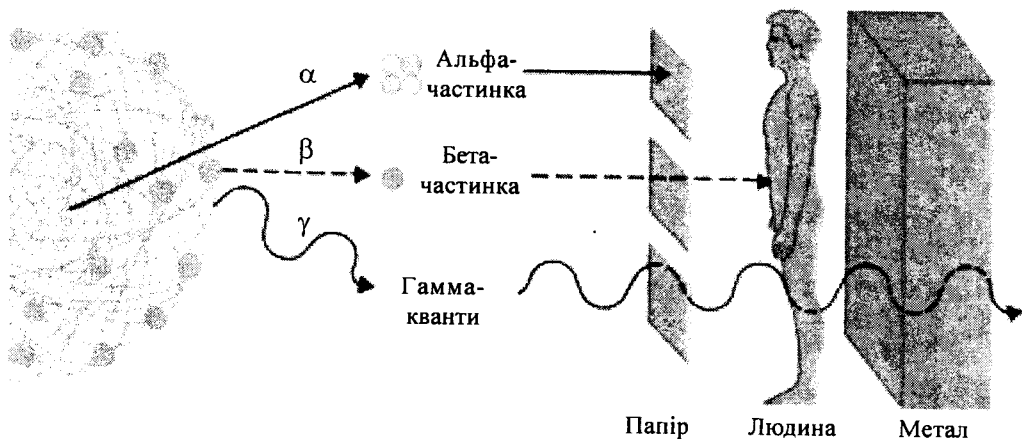


Рис. 5.7. Три типи випромінювання і їхня проникна здатність.

Іонізуюча здатність γ -променів невелика; в повітрі утворюється 100 пар іонів (в середньому $1\text{--}2$ іони 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 частинкою при проходженні елементарного шляху dl в речовині, до довжини цього шляху: $S = \frac{dE}{dl}$;

в) середній лінійний пробіг зарядженої частинки R – це середнє значення віддалі між початком і кінцем пробігу зарядженої іонізуючої частинки в даній речовині. Коли швидкість іонізуючої частинки приблизно буде дорівнювати швидкості теплового руху, вона втратить свою активність.

5.1.3. 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 $^{125}_{53}I$ або $^{131}_{53}I$, які мають здатність концентруватися в цій залозі.

За швидкістю збільшення концентрації радіоактивного йоду можна судити про зміни в роботі щитоподібної залози, а також виявити метастази у випадку її ураження раком.

Радіоізотопна діагностика (РД) – це розпізнавання патологічних змін в організмі людини за допомогою радіоактивних сполук, яке ґрунтується на реєстрації та вимірюванні випромінювання від введених в організм препаратів. З їх допомогою вивчають роботу органів і систем, обміну речовин, швидкість руху крові тощо.

В 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 апарата. 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. 5.8).

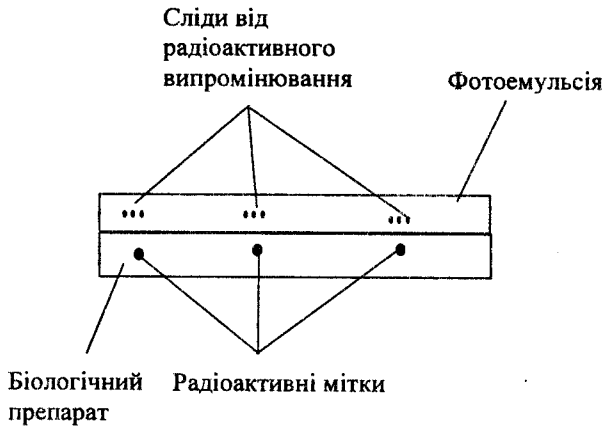


Рис. 5.8. Авторадіограма.

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 рефлектометр для рідин був визнаний у всьому світі, розробив ефективний оптично-гальванічний метод вивчення процесів електролізу. Будучи ординарним професором Харківського університету, М. Пильчиков створив метеорологічну станцію, де проводив практичні заняття та власні дослідження.

Все своє життя боровся за піднесення рідної мови, рідної науки, за що зазнав переслідувань і цькування.

Для діагностики використовують X-випромінювання з енергією фотонів 60–100 кеВ. При таких енергіях масовий коефіцієнт поглинання τ головню визначається фотоелектом. Його значення прямо пропорційне третьому степеню довжини хвилі λ і атомного номера Z поглинаючої речовини:

$$\tau = k\lambda^3 Z^3, \quad (5.17)$$

де 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 сухому повітрі 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.

$$P_d = \frac{D}{t}. \quad (5.18)$$

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 внаслідок дії рентгенівських променів у 1946 р. була присуджена Нобелівська премія.

ГЛАВА 5.2. МЕДИЧНЕ ОБЛАДНАННЯ НА ОСНОВІ ДІЇ ІОНІЗУЮЧОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ

5.2.1. Рентгенівські апарати

Рентгенівські апарати складаються з пристрою живлення, із одного чи декількох рентгенівських випромінювачів (рентгенівських трубок), пристрою для перетворення рентгенівського випромінювання, яке пройшло через досліджуваний об'єкт у видиме зображення: екран, рентгенівську касету з рентгенографічною плівкою, підсилювач рентгенівського зображення, відеотехнічні засоби, штативні пристрої для переміщення рентгенівського випромінювача, об'єкта дослідження і приймача випромінювання, систем захисту і управління рентгенівськими апаратами. Медичні рентгенівські апарати бувають двох типів: рентгенодіагностичні та рентгенотерапевтичні.

Рентгенодіагностичні апарати бувають стаціонарні, пересувні і переносні.

На рисунку 5.9 показаний стаціонарний рентгенодіагностичний комплекс "Рентген-50-2" на 3 робочих місця.

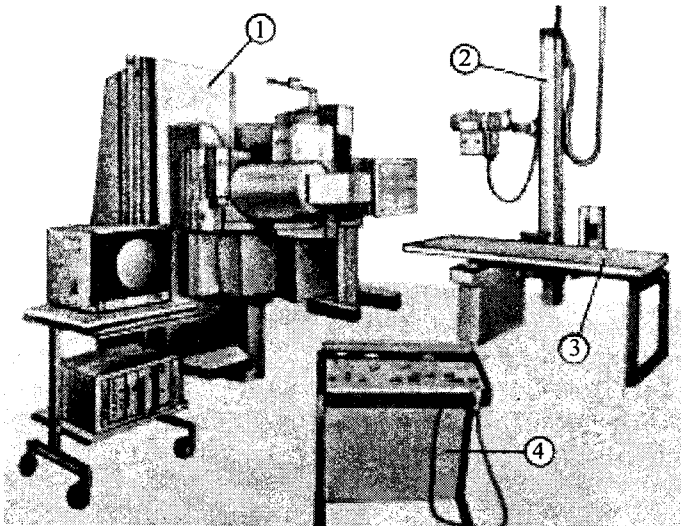


Рис. 5.9. Рентгенодіагностичний комплекс "Рентген-50-2":

1 -- поворотний стіл-штатив для рентгенографії і рентгеноскопії із підсилювачем рентгенівського зображення; 2 -- колона для знімків; 3 -- стіл знімків для рентгенографії і виконання поздовжньої і горизонтальної томографії; 4 -- пульта керування.

На принциповій блок-схемі рентгенодіагностичного апарата (рис. 5.10) вказані основні його елементи. Напряга від мережі подається до регулятора напруги, увімкнення його на вказану тривалість експозиції здійснюється за допомогою реле часу. Підвищення і випрямлення напруги для живлення рентгенівської трубки здійснюється у генераторному пристрої, який знаходиться у сталюму баку, заповненому трансформаторним маслом, і містить високовольтний трансформатор і випрямлячі. Висока напруга від генераторного пристрою подається на рентгенівську трубку, яка розміщена у кожусі, заповненому трансформаторним маслом,

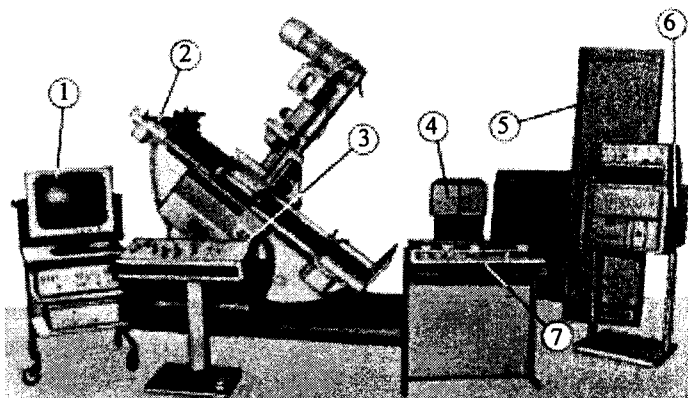


Рис. 5.10. Рентгенодіагностичний телекеруючий комплекс "Рентген-100Т":
 1 – телевізійний пристрій; 2 – телекеруючий поворотний стіл-штатив; 3 – пульт керування;
 4 – генераторний пристрій; 5 – шафа живлення; 6 – пульт керування підсилювачем
 рентгеновського зображення.

із свинцевою оболонкою для захисту від невикористаного випромінювання. Рентгенодіагностична трубка (рис. 5.11) – електровакуумний прилад із джерелом випромінювання електронів (катод) і мішенню, у якій вони гальмуються.

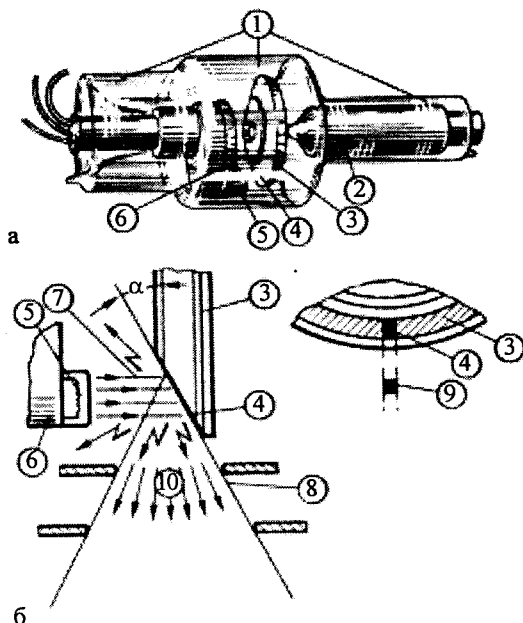


Рис. 5.11. Рентгенодіагностична трубка з обертаючим анодом (а) загальний вигляд, б) утворення випромінювання): 1 – колба; 2 – анодна горловина; 3 – обертаючий диск анода; 4 – фокусна пляма анода; 5 – спіраль розжарювання катода; 6 – фокусуєча система катода; 7 – потік електронів; 8 – потік рентгеновських квантів; 9 – видимий розмір фокуса з боку робочого пучка; 10 – робочий пучок випромінювання; α – кут нахилу анода до осі робочого пучка випромінювання.

Напруга для розжарення катода подається через понижувальний трансформатор, який розташований у баку генераторного пристрою. Розжарена спіраль катода випромінює електрони, які прискорюються різницею потенціалів між анодом і катодом, вольфрамовою пластинкою анода, спричиняють рентгенівське випромінювання. Площу анода, на яку попадають електрони, називають фокусом. У розбірних, палатних, рентгенівських апаратах рентгенівська трубка знаходиться у захисному кожусі разом із генераторним пристроєм, який називають моноблоком.

До вихідного вікна випромінювача кріпляться пристрої, які формують пучок рентгенівського випромінювання.

Рентгенодіагностичні апарати широко використовують для масових профілактичних обстежень (рис. 5.12).

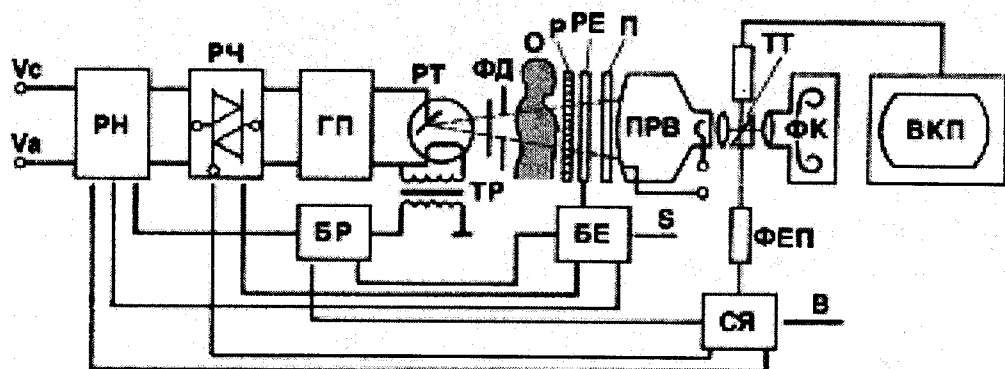


Рис. 5.12. Принципова блок-схема рентгенодіагностичного апарата:

V_c – напруга живлення; V_a – напруга для дослідження; РН – регулятор напруги; РЧ – реле часу; ГП – генераторний пристрій, що містить випрямлячі; РТ – рентгенівська трубка; Ф – фільтр; Д – діафрагма; О – об'єкт дослідження (пацієнт); Р – відсікаючий растр; РЕ – камера експонетра рентгенівського випромінювання; П – касета з рентгенографічною плівкою і підсилюючими екранами; ПРВ – підсилювач рентгенівського випромінювання; ТТ – телевізійна трубка; ФК – фотокамера; ВКП – відеоконтрольний пристрій; ФЕП – фотоелектронний помножувач; СЯ – стабілізатор яскравості; БЕ – блок опрацювання сигналу експонетра; БР – блок керування розжаренням рентгенівської трубки з обчислювальним пристроєм; ТР – трансформатор розжарення; S – оптична густина почорніння фотоматеріала; В – яскравість світіння флуоресцентного екрана; пунктиром позначений пучок рентгенівського випромінювання.

Рентготерапевтичні апарати призначені для лікування відповідних захворювань гальмівним рентгенівським випромінюванням. Залежно від стану захворювання пацієнта, застосовують рентгенівські апарати з напругою на трубці від 10 до 300 кВ.

Принцип роботи рентготерапевтичного апарата аналогічний принципу роботи рентгенодіагностичного апарата, з тією лише відмінністю, що у його блок-схемі відсутні приймачі рентгенівського випромінювання, оскільки об'єктом їхньої діє пацієнт (рис. 5.13).

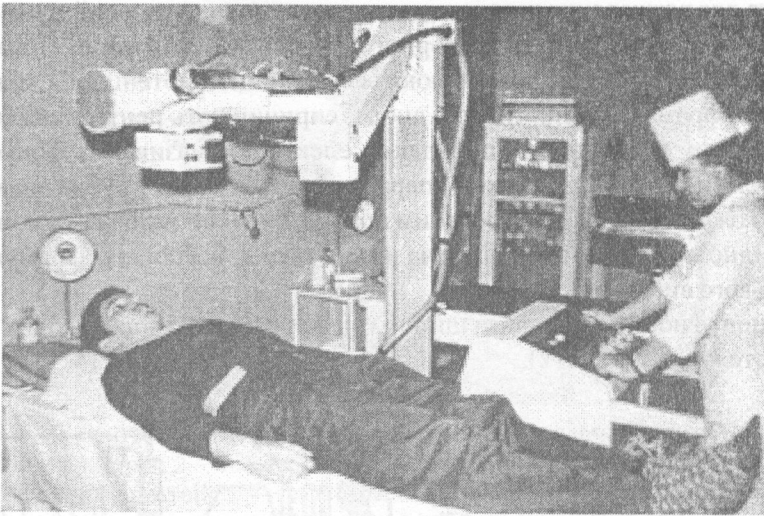


Рис. 5.13. Обстеження хворого за допомогою пересувного (палатного) діагностичного рентгенівського апарата 12П6.

Переносний рентгенівський апарат “Арман-1” виконаний у вигляді моноблока на пересувному штативі (рис. 5.14, 5.15).

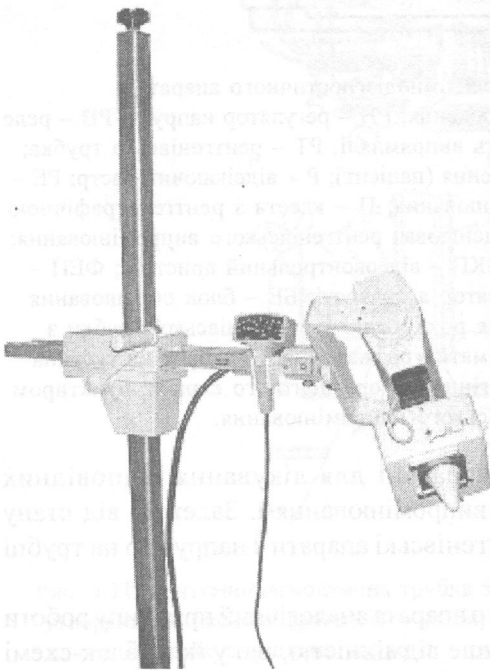


Рис. 5.14. Переносний рентгенівський діагностичний апарат.

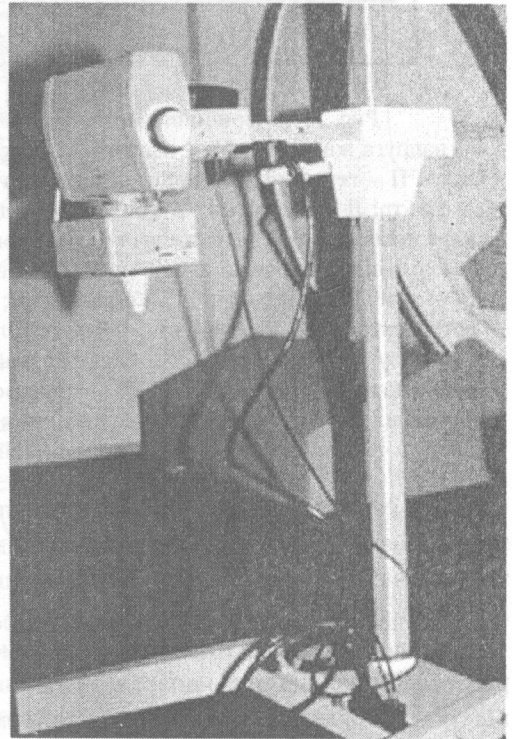


Рис. 5.15. Зовнішній вигляд апарата Арман.

Моноблок має можливість повороту у вилці на 30 градусів до колони, на 120 градусів від колони, і навколо вилки на ± 180 градусів від положення для знімків при напрямі пучка променів вниз. У всіх робочих положеннях моноблок фіксується самогальмуючими пристроями. Переміщення моноблока в горизонтальному напрямі здійснюється за допомогою горизонтальної каретки.

За розміром, призначенням, класом апаратів, методом захисту, способом охолодження, будовою анода і катода рентгенівські трубки бувають різних типів і позначаються відповідними цифрами і буквами. Наприклад: 4-БДМ – 1 – 100. Перша цифра вказує потужність у кіловатах (2, 4, 6, 10), а перша буква – вид захисту. Буква Б означає, що трубка знаходиться у захисному кожусі. Друга буква вказує на призначення трубки: Д – діагностична, С – для структурного аналізу, Т – для рентгенотерапії. Третя буква означає вид охолодження трубки: В – водяне, М – масляне, П – повітряне.

Вигляд і будова моноблока показані на рисунках 5.16 і 5.17. Моноблок являє собою металевий бак, усередині якого розміщений високовольтний трансформатор з закріпленою рентгенівською трубкою. Моноблок змінює своє положення на каретці штатива за допомогою куліси і може обертатися як у самій кулісі, так і разом з нею навколо осі її хвостовика.

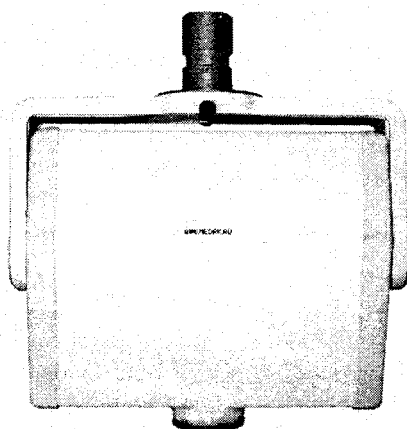


Рис. 5.16. Зовнішній вигляд моноблока.

На бічній стінці моноблока нанесені поділки, що показують кут його повороту у кулісі. У моноблоці є прозоре вікно для виходу рентгенівських променів і два закритих отвори, призначених для заміни трубки.

Рентгенівська трубка апарата "Арман-1" (рис. 5.18) приєднана безпосередньо до виходів вторинної обмотки високовольтного трансформатора. Середня точка вторинної обмотки заземлена. Нитка розжарювання рентгенівської трубки живиться від обмотки того ж трансформатора. Напруга між анодом і катодом становить 70–80 кВ, а величина анодного струму може сягати 30 мА. При подачі напруги на первинну обмотку вторинна напруга з'являється на аноді трубки миттєво, тоді як на розігрів нитки розжарювання потрібно якийсь час (практично 0,2–0,3 с), тому

анодний струм, а отже і випромінювання, з'являється не відразу після включення кнопки знімків, а з невеликою затримкою. В апараті міститься реле міліампер-секунд, яке дозволяє заздалегідь встановлювати експозицію рентгенівського знімка від 4 до 100 мАс. Апарат автоматично вимикається згідно з наперед заданим режимом роботи.

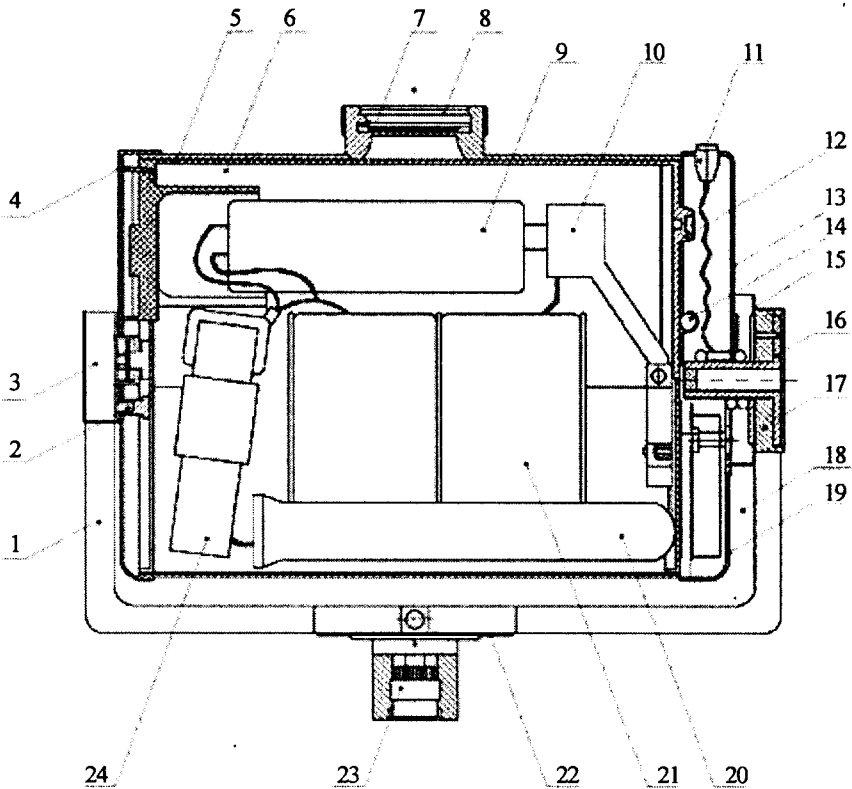


Рис. 5.17. Будова моноблока:

- 1 – гвинт; 2 – гвинт боковий кришки; 3 – гальмівний пристрій; 4 – ковпак; 5 – ізолятор;
 6 – масло трансформаторне; 7 – шайба ушільнююча; 8 – вікно; 9 – трубка рентгенівська;
 10 – кронштейн; 11 – розетка підключення діафрагми; 12 – прокладка; 13 – розрядник;
 14 – лімб; 15 – шайба; 16 – ковпак; 17 – фіксатор; 18 – корпус моноблоку; 19 – ковпак;
 20 – маслорозширювач; 21 – трансформатор головний; 22 – лімб; 23 – роз'єм;
 24 – трансформатор.

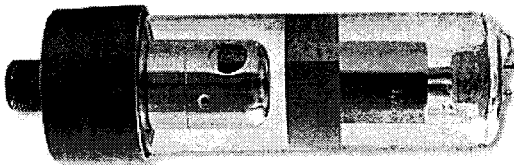


Рис. 5.18. Рентгенівська трубка 1,6 БДМ9-90 моноблока апарата "Арман-1".

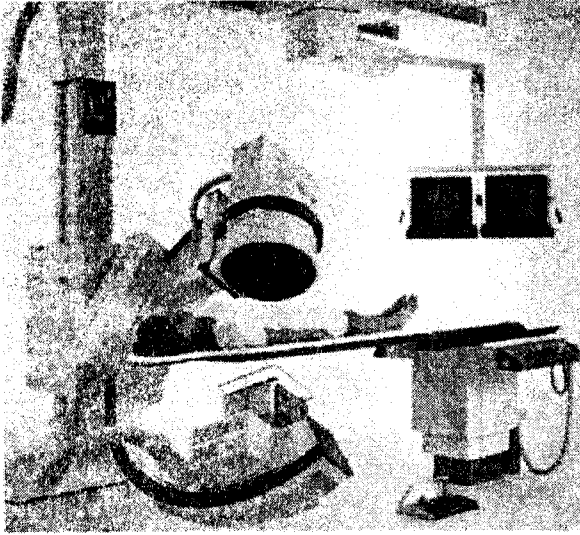


Рис. 5.19. Рентгєнівська установка-система МУЛЬТИСКОП (СІМЕНС).



Рис. 5.20. Комп'ютерний томограф SOMATOM DR (СІМЕНС).

5.2.2. Методи рентгєнодіагностики

Розпзнавання захворювань під час просвчування тїла X-випромїнуванням називається рентгєнодіагностикою.

Рентгєнодіагностика подїляється на рентгєноскопїю (просвчування) і рентгєнографїю (отримання зображення). При рентгєноскопїї тїньове зображення внутрїшніх органів і тканин спостерїгають безпосередньо на флуоресцентному екранї. Рентгєноскопїю проводять головним чином при рентгєнодіагностицї захворювань внутрїшніх органів, розташованих в черевнїй і груднїй порожнинах. Недолїками рентгєноскопїї є порївняно висока доза опромїнення хворого і обслуговуючого персоналу, а також менша, порївняно з рентгєнографїєю, розподїльна здатнїсть у виявленнї окремих деталей структури кїсток, легень, джерел патологїчних вогнищ.

При рентгєнографїї за тїлом пацїєнта розташовують касету з фотоплївкою. Зображення при цьому виходить чїткїшим, що дає змогу дослїдити дрїбнїші деталї зображення. Порївняння рентгєнограм, зроблених повторно через деякий час, дає можливїсть стежити за перебїгом хвороби чи ефективнїстю її лїкування.

Одним з видів рентгєнографїї є флюорографїя – фотографування зображення з флуоресцентного екрана на плївку. Свїтлинї розглядають за допомогою спецїальних збїльшувачїв.

Мамографїя

Рентгєнівськї знїмки молочної залози можна отримати за допомогою рентгєнологїчного та ультразвукового дослїджень, комп'ютерної та магнїтно-резонансної томографїї. Основною рентгєнологїчною методикою є мамографїя. Мамографїя – рентгєнографїя молочної залози без застосування контрастних речовин (рис.5.21).

Рентгенографію проводять на спеціальних установках, які формують однорідний пучок випромінювання діаметром 0,3 і 0,1 мм.

Знімки зазвичай виконують у прямій і бічній проекціях. Мамограму зберігають у натуральному вигляді або у вигляді цифрових копій для подальшого аналізу.

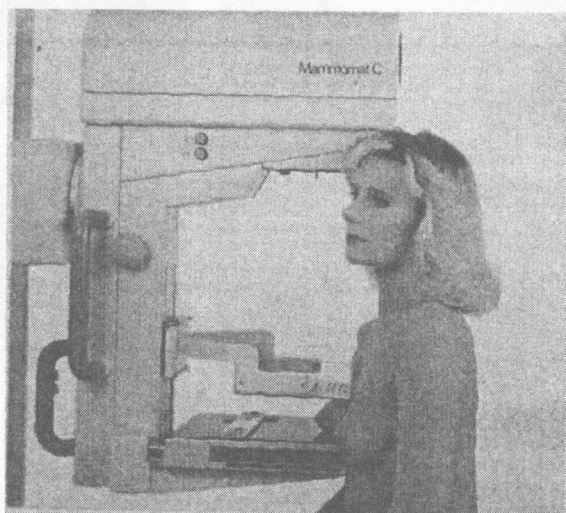


Рис. 5.21. Проведення мамографічного обстеження.

Метод рентгеностеоденситометрії

Діагностична суть рентгеностеоденситометрії полягає у визначенні оптичної щільності (непрозорості) рентгенівської плівки, на якій зафіксовані структури ділянки кістки, що досліджується. Світловий потік, проходячи через рентгенограму і фотодетектор, перетворюється в електричний струм, зворотно-пропорційний кількості поглиненої світлової енергії. Якщо поглинулося багато світла, тобто була великою оптична щільність ділянки рентгенограми, через яку пройшов світловий потік, то у фотодетекторі виникає невеликий струм, і навпаки. Денситометрію проводять за допомогою приладів – денситометрів. Денситометр складається із джерела світлового випромінювання, оптичної системи, яка забезпечує формування світлового потоку від джерела світла, детектора світлового потоку, що пройшов через об'єкт, який досліджується. У найпростіших денситометрах об'єктом є рентгенограма.

При фотографічному детектуванні використовують плівки, у яких шар емульсії (бромисте срібло на желатиновій основі) має в десятки разів більшу товщину, ніж у звичайних фотоплівках, що підвищує ефективність взаємодії іонізуючого випромінювання з речовиною. Механізм цієї взаємодії полягає в поглинанні іонізуючого випромінювання речовиною внаслідок фотоелектричного процесу. Фотоелектрони взаємодіють з позитивними іонами срібла і змінюють їх розподіл на плівці. Рівень почорніння плівки оцінюється за допомогою денситометра (рис. 5.22) за формулою:

$$D_B = \lg(I_0 / I), \quad (5.19)$$

де D_B – густина срібла на плівці; I_0 – інтенсивність випромінювання, що падає на плівку; I – інтенсивність випромінювання, що пройшло через плівку.

Величина $V=2$ відповідає зачорненій плівці, через плівку з $V=1$ можна читати текст.

Дослідження показали, що хоча метод магнітно-резонансної томографії (МРТ) має безперечні переваги при дослідженні м'якотканинних утворень, проте він поступається традиційному рентгенологічному обстеженню щодо виявлення остеопорозу. Недоліком методу є низький рівень діагностики, обумовлений обмеженими можливостями людського ока при дослідженні ділянок рентгенограми, мало відмінних за яскравістю, і низькою точністю вимірювань.

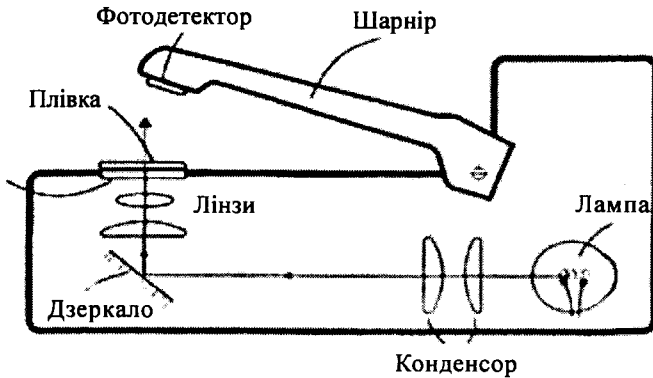


Рис. 5.22. Оцінка почорніння плівки за допомогою денситометра.

Вивчення будови і роботи кісткового денситометра ДРХ-А

Кістковий денситометри ДРХ-А (двофотонний рентгенівський абсорбціометр) застосовується для діагностики кісток. Одне з найпоширеніших метаболічних захворювань скелета людини – остеопороз. Для діагностики остеопорозу використовують різні методи: звичайну рентгенографію, біохімічні та морфологічні дослідження. Проте широкого застосування набув метод денситометрії – кількісної оцінки густини кісткової тканини.

Основний принцип цього методу (за винятком ультразвукового), полягає у вимірюванні поглинання рентгенівського випромінювання кістковою тканиною.

Для діагностики використовують рентгенівське випромінювання з енергією фотонів від 60 до 120 КеВ. При такій енергії масовий коефіцієнт поглинання μ_m визначається в основному явищем фотоэффекту і обчислюється за формулою:

$$\mu_m = k \cdot \lambda^3 \cdot z^3, \quad (5.20)$$

де k – коефіцієнт пропорційності, λ – довжина хвилі рентгенівського випромінювання, z – атомний номер речовини, яка поглинає випромінювання.

Рентгенівські промені взаємодіють з речовинами, що складаються з елементів з атомними номерами від $z=1-8$ (м'які тканини Н, С, N, О) до $z=15-20$ (мінеральні речовини кісток Са, Р). Ці фактори зумовлюють значну відмінність у поглинанні

рентгенівського випромінювання різними тканинами людського організму і дозволяють у тіншовій проекції побачити зображення органів людського тіла.

Денситометр ДРХ – А складається з п'яти основних компонентів: стола сканування, комп'ютера, монітора, клавіатури і принтера.

Стіл сканування складається з самого стола та скануючого “плеча”. Всередині стола вмонтовані джерела живлення, електронні плати, двигуни з механізмами переміщень та джерело рентгенівського випромінювання. “Плеche” сканера складається з сцинтиляційного детектора і тримача, в якому проходить кабель зв'язку детектора з електронними платами стола. Скануюче “плече” оснащено панеллю управління з двома перемикачами для визначення позиції детектора. Перемикач *Back/Front* (Назад/Вперед) дозволяє виставляти позицію детектора по ширині стола; перемикач *Left/Right* (Вліво/Вправо) забезпечує переміщення детектора по довжині стола. На “плечі” також розміщено чотири сигнальні лампочки, які індують позицію заслонки, подачу живлення до стола, лазера і до рентгенівської трубки.

Комп'ютер зберігає та аналізує отримані при скануванні результати, також керує столом, монітором та принтером.

Монітор забезпечує візуальне відображення на екрані програмного забезпечення даних і зображення сканування.

Клавіатура дозволяє взаємодіяти з комп'ютером, застосовується для введення команд управління системного та програмного забезпечення.

Принтер дозволяє створити на папері копію зображення і результати сканування.

На рисунку 5.23 показано обстеження хворого на двофотонному денситометрі ДРХ-А2.



Рис. 5.23. Обстеження хворого за допомогою денситометра ДРХ-А2.

Система дозволяє проводити вимір двох анатомічних ділянок: поперекових хребців у передньо-задній проекції й проксимальної ділянки стегна. Поперекову ділянку хребта за допомогою програмного забезпечення можна обстежувати, починаючи з п'ятирічного віку, ділянку стегна – з 20 років.

Комп'ютеризована рентгеностеоденситометрія

Пацієнту в положенні “сидячи” проводять рентгенографію кисті. Кисть пацієнта розміщують впритул до пластикової опори пересувного фіксатора та фіксують за допомогою манжети з застібкою, в результаті чого її метакарпальний відділ стає чітко над віконцем пристрою, паралельно сходинчастому клин-еталону (рис. 5.24,а).

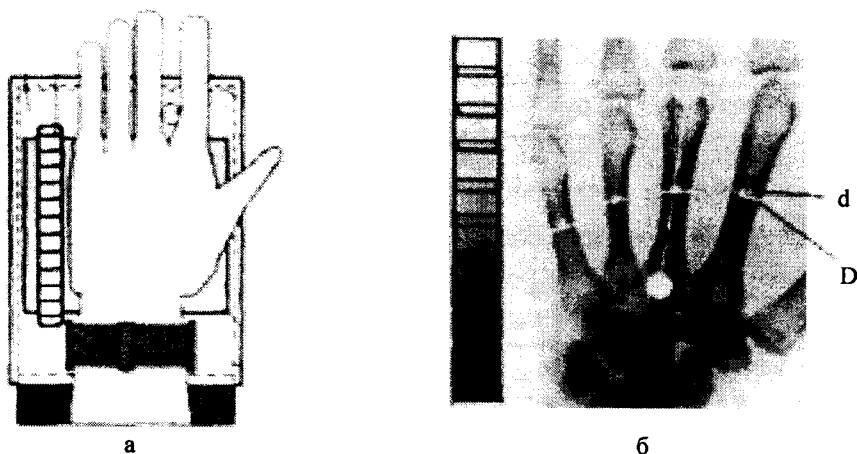


Рис. 5.24. Етапи проведення рентгеностеоденситометрії.

Виконується позиційована рентгенографія із вмонтованим сходинчастим алюмінієвим клин-еталоном. Далі проводиться денситометрія ділянок рентгенограми в зоні проксимальних епіфізів II, III, IV-ї метакарпальних кісток та на проекції сходинок клин-еталона, а також визначаються кортикальні індекси (відношення різниці зовнішнього D та внутрішнього діаметра d до зовнішнього діаметра D (рис. 5.24,б) II, III, IV, V-ї метакарпальних кісток. Зображення на стандартизованій рентгенограмі за допомогою слайд-сканера переводиться в цифрові коди для подальшої математичної обробки й визначення оптичної щільності кісткової тканини за допомогою комп'ютерної програми.

Після комп'ютерної обробки автоматично отримуємо відносні значення мінеральної насиченості кісткової тканини: оптичні показники та показники кортикальних індексів.

Комп'ютерна томографія (КТ)

Томографія – це методика рентгенологічного дослідження зображення зрізу на певній глибині досліджуваного об'єкта.

За створення фундаментальних основ медичної рентгенівської комп'ютерної томографії (КТ) у 1979 р. Кормак і Хаунсфілд одержали Нобелівську премію.

За допомогою обчислювальної рентгенівської томографії можна одержати зображення поперечного шару досліджуваного об'єкта, чому сприяє

математична обробка множини рентгенівських зображень досліджуваного об'єкта (рис. 5.25–5.29).



Рис. 5.25. Комп'ютерний томограф і його обслуговування.

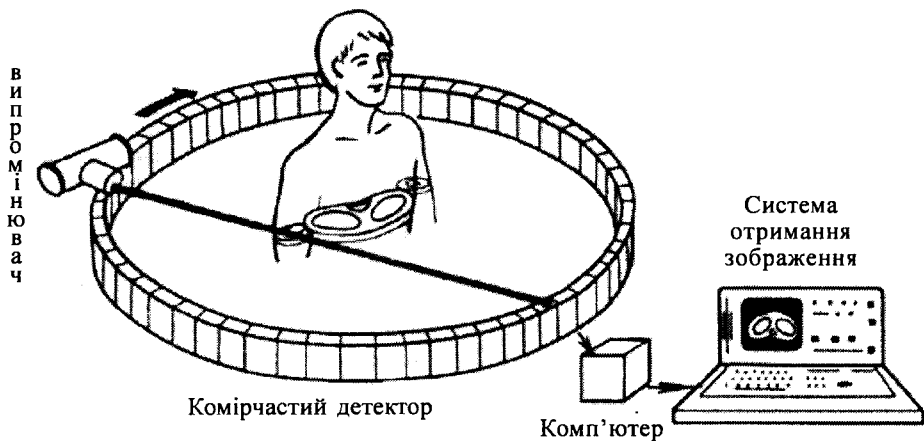


Рис. 5.26. Схема проведення КТ.

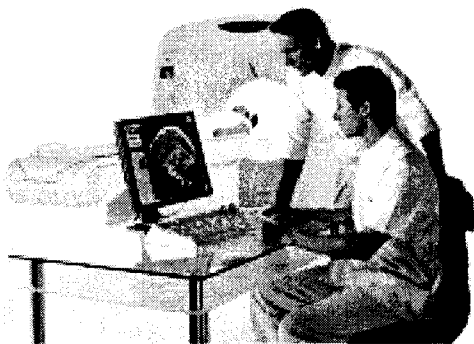
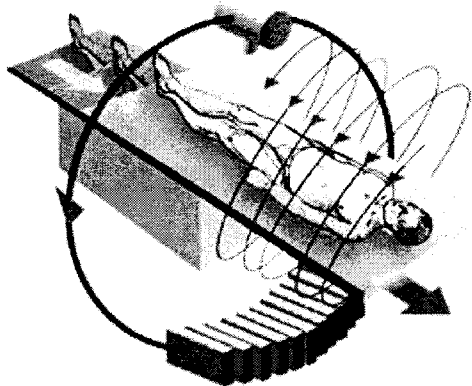


Рис. 5.27. Принцип сканування ком'ютерним томографом.

Число сканувань повинно бути дуже великим – до 300 і більше для одержання одного шару, а масив цифрових даних, отриманих від детектора, якими повинна оперувати ЕОМ в процесі розрахунку, сягає мегабайту – $8 \cdot 10^6$ біт. Об'ємні елементи зрізу кубічної форми називаються вокселями, а відповідні їм площинні елементи зображення – пікселями. В сучасних томографах використовується матриці зображень 512×512 і 1024×1024 см².

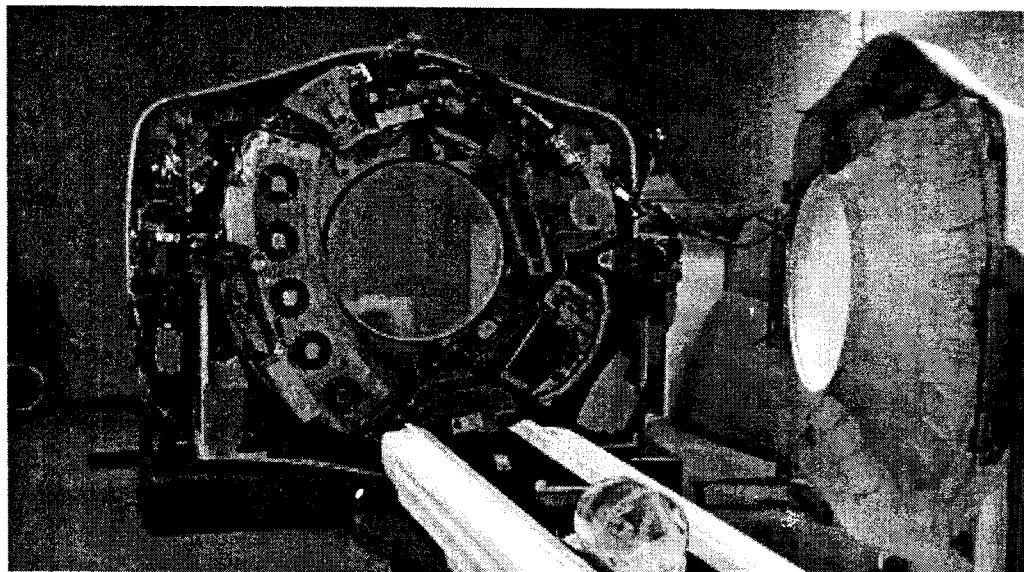


Рис. 5.28. Зображення внутрішньої частини комп'ютерного томографа.

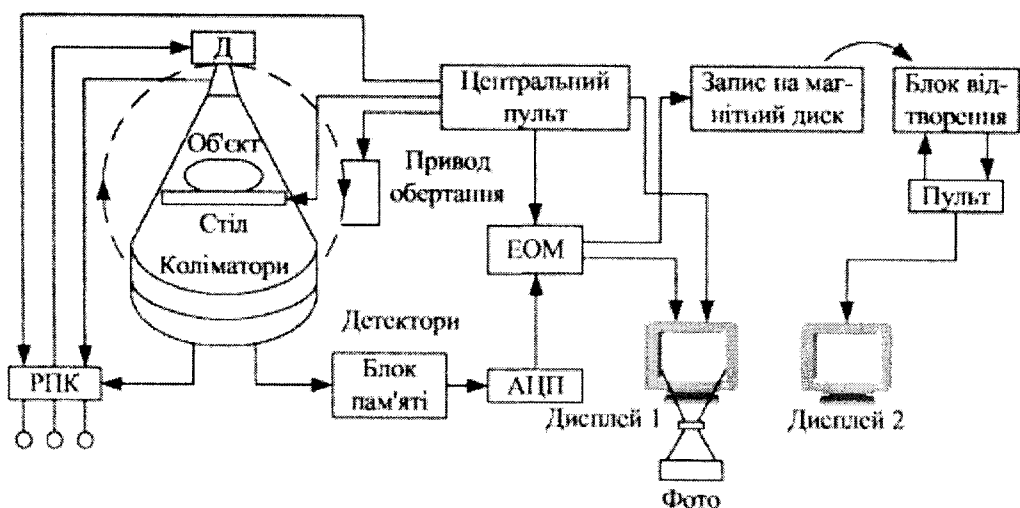


Рис. 5.29. Блок-схема комплексу обчислювальної томографії.

Основою системи складає електромеханічний вузол сканування, який містить джерело рентгенівського випромінювання (ДРВ), блок детекторів, механічні вузли і електричний привід. Весь цей комплекс міститься у закритому корпусі, який називається гентрі. Центральний пульт управляє електроприводом і джерелом рентгенівського випромінювання. Для формування тонкого (1–2 мм) пучка випромінювання застосовують коліматири (рис. 5.30).

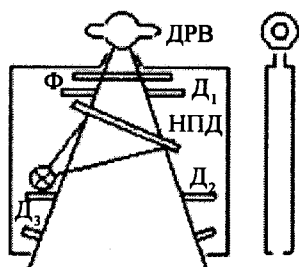


Рис. 5.30. Коліматор.

В коліматорі встановлений фільтр Φ , який відсіює м'яке рентгенівське випромінювання. Поруч з ним розташовані діафрагма D_1 і напівпрозоре дзеркало НПД, яке із освітлювальним джерелом відрегулює положення діафрагм для отримання вузького пучка рентгенівського випромінювання.

Імпульси рентгенівського випромінювання, пройшовши через об'єкт дослідження, реєструються детектором, який обертається у тому ж напрямку що й рентгенівський випромінювач, проте знаходиться навпроти його. Сигнали від детектора надходять в блок пам'яті, а звідти послідовно зчитуються аналого-цифровим перетворювачем АЦП і надходять в центральну ЕОМ для обробки. Відновлене зображення записується для довгострокового збереження на магнітний диск, а для оперативної роботи – виводиться на екран дисплея. Магнітний диск містить всю інформацію про дослідження. На ньому може бути записане зображення декількох шарів (8–10). Детектори рентгенівського випромінювання є найбільш відповідальними за точність і якість відтворення зображення. На рисунку 5.31 показана конструкція багатоелементного детектора комп'ютерних томографів 3-го покоління.

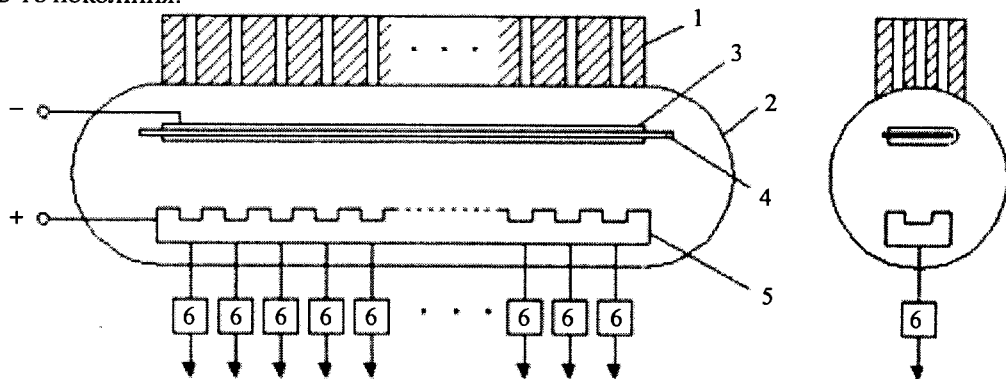


Рис. 5.31. Багатоелементний детектор з напівпровідниковою мішенню.

Рентгенівське випромінювання через свинцевий фокусний пристрій 1 проходить через скляну колбу 2 і попадає на скляну пластинку 3, покриту люмінофором. Ця пластинка охоплює фотокатод 4. Кванти світла вибивають із фотокатода електрони, які прискорюються електростатичним полем і попадають у комірки напівпровідникової мішені 5. Виникаючі при цьому імпульси струму підсилюються підсилювачами 6.

Зображення, отримане за допомогою ЕОМ-томографа, має дуже високу контрастну чутливість. Для оцінки здатності томографа передавати малі зміни коефіцієнта ослаблення введена спеціальна величина, що називається “хаунсфілдом”.

Один хаунсфілд (НУ) – це 0,1 % послаблення води. Якщо прийняти коефіцієнт послаблення води за нуль і вести відлік в плюс і в мінус, то коефіцієнт послаблення повітря складає приблизно мінус 1000 НУ, а найбільш щільних кісток – плюс 1000 НУ. Послаблення всіх органів і тканин організму знаходиться в таких самих межах.

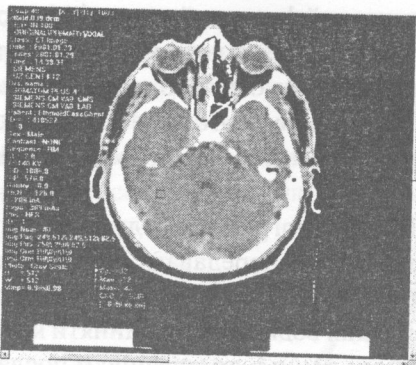
Контрастна чутливість сучасних томографів складає для всього тіла 4–5 одиниць, для голови – до 2 одиниць. Діапазон градацій, що передаються, сягає ± 1000 одиниць. Настільки велика кількість градацій не може бути відтворена одночасно на екрані сучасного дисплея, тому блок відтворення зображення дозволяє вибирати так звану “область інтересу”, тобто змішувати середнє значення яскравості від нульового значення в плюс чи в мінус залежно від органа, що досліджується.

Для одержання якісних зображень при дослідженні судинних структур, серця, а також для проведення диференційної діагностики в КТ проводяться дослідження з внутрішньовенним контрастним посиленням. Контрастні препарати для КТ – це сполуки йоду, найбезпечнішими з яких є неіонні контрастні речовини.

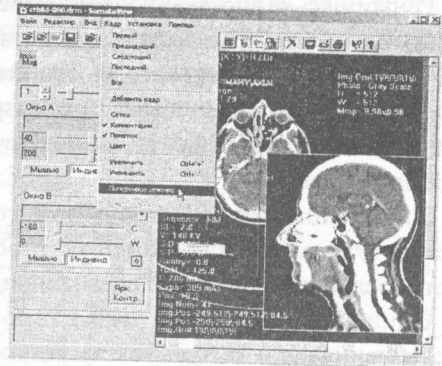
Діагностичні можливості:

- КТ черепа і головного мозку;
- КТ головного мозку з контрастуванням;
- КТ орбіт, придаткових пазух носа, гортані;
- КТ органів грудної клітки;
- КТ ангіопульмонографія;
- КТ органів черевної порожнини;
- КТ органів живота з контрастуванням (в тому числі дослідження ниркових артерій, аорти та її гілок);
- КТ хребта;
- КТ кісток таза і кінцівок;
- КТ коронарних артерій;
- КТ шунтографія, вентрикулографія, аортографія;
- КТ інтра- і екстракраніальних артерій;
- КТ ангіографія нижніх кінцівок.

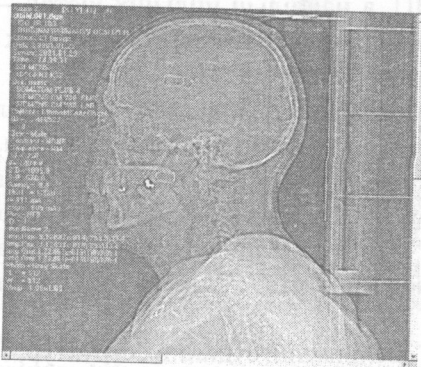
Далі наведено приклади результатів обстеження з використанням комп’ютерного томографа (рис. 5.32).



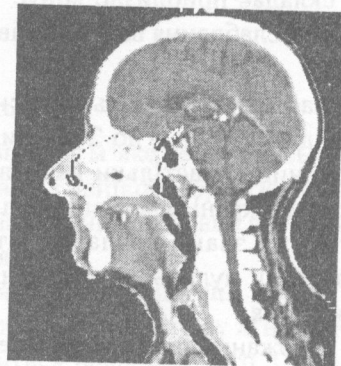
а



б



в



г

Рис. 5.32. Зображення КТ – Х-променями:

а), в) – діагностичного зображення;

б), г) – розрахунок поперечного перерізу за серією томограм.

Спіральна КТ (ангіографія) – останнє досягнення рентгенівської комп'ютерної томографії (рис. 5.33). На відміну від звичайної КТ, дослідження проводиться в момент швидкого внутрішньовенного введення водорозчинної неіонної контрастної речовини в обсязі 100 мл.

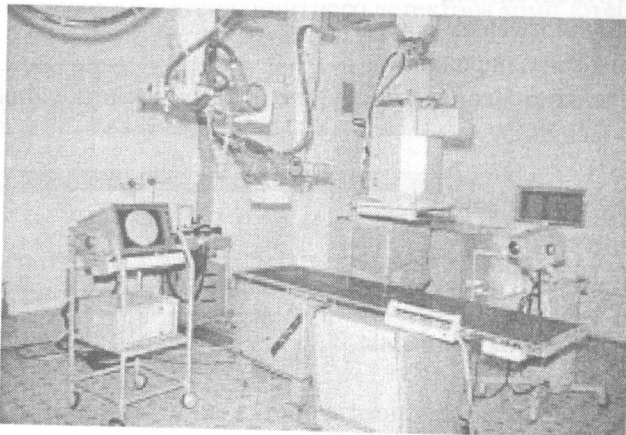


Рис. 5.33. Комплекс столів і штативів для ангіографії.

На відміну від звичайної ангиографії, контрастна речовина вводиться в літтьову вену, без складних хірургічних маніпуляцій, пов'язаних із проведенням внутрішньосудинного катетера до досліджуваного органа. Це дозволяє проводити обстеження в амбулаторних умовах протягом 40–50 хвилин. Цілком виключений ризик виникнення ускладнень від хірургічних маніпуляцій, різко зменшується променеве навантаження на пацієнта, значно зменшується вартість дослідження.

Спіральна КТ (ангіографія) повністю заміняє звичайну ангиографію і значно перевершує за точністю ультразвукову діагностику при дослідженні великих судин – аорти та її гілок, легеневої артерії, верхньої і нижньої порожнистих вен. Ця технологія дозволяє одержувати важливу додаткову інформацію про стан внутрішніх органів при наявності в них патологічних утворень.

Серед методів клінічної діагностики особливе місце займає однофотонна емісійна комп'ютерна томографія (ОФЕКТ). ОФЕКТ суттєво відрізняється від рентгенівської КТ за клініко-діагностичними цілями. Якщо рентгенівська КТ досліджує структурно-морфологічні, анатомічні зміни органів, то за допомогою ОФЕКТ, завдяки введеним в організм радіофармпредпаратів (РФП), пошарово досліджують функціональний стан органів і систем.

Однофотонний емісійний томограф складається з таких основних частин: блок детектування, коліматор, скінталіційний детектор з NaI (TI) завтовшки 9,3 мм, блок фотоелектронних помножувачів, пристрій формування координатних та енергетичних сигналів. Принцип ОФЕКТ полягає в одержанні серії скінтиграм при програмно-керованому обертанні одного чи декількох детекторів томографа, які містяться в блоці детектування, навколо поздовжньої осі тіла пацієнта, якому введений РФП. Проекції отриманих зображень опрацьовуються комп'ютером.

Поява обчислювальної томографії дала потужний поштовх до створення нового покоління традиційної рентгенодіагностичної апаратури.

Винайдення комп'ютерного томографа дозволило зменшити дози опромінення шкіри у 5 разів, яєчників у 25 разів, сім'яників у 50 разів, порівняно із попередніми методами рентгенівської діагностики.

Цифрові рентгенографічні системи

На рисунку 5.34 наведена схема типової цифрової рентгенівської системи ЦРС (DRS). Рентгенівська трубка і приймач зображення зв'язані з комп'ютером і керуються ним, а зображення, що отримується, запам'ятовується, обробляється (в цифровій формі) і відображається на дисплеї, яке можна записати на магнітному носії, оптичному диску або ж на спеціальному записуючому пристрої, здатному постійно вести реєстрацію зображення на плівку в аналоговій формі.

В цифровій рентгенології використовують: приймачі з безпосереднім формуванням зображення і приймачі з частковою реєстрацією зображення, в яких зображення формується шляхом сканування, рентгенівським лучком або приймальним пристроєм (скануюча проекційна рентгенографія).



Рис. 5.34. Складові елементи цифрової системи отримання рентгівських зображень.

5.2.3. Медичне обладнання, що базується на гамма-випромінюванні

Гамма-камера – установка, призначена для реєстрації просторового розподілу радіофармпрепарату (РФП) у біологічному об'єкті. До його складу входить позиційно-чутливий детектор гамма-випромінювання, обчислювальна система для обробки та збереження результатів обстежень та набір коліматорів.

Позиційно-чутливий детектор складається з сцинтиляційного кристала, світловода та матриці фотоелектронних помножувачів. Найбільш використовуваним є сцинтиляційні кристали йодиду натрію (NaI), активований талій.

При попаданні гамма-кванта у кристал, він розсіюється, передаючи свою енергію світловим фотонам. Завдяки цьому у кристалі виникає спалах, який, будучи розсіяним у світловоді, реєструється матрицею фотоелектронних помножувачів. Гамма-камера застосовується для діагностики онкозахворювань, функціональних розладів нирок, печінки, серця тощо (рис. 5.35).

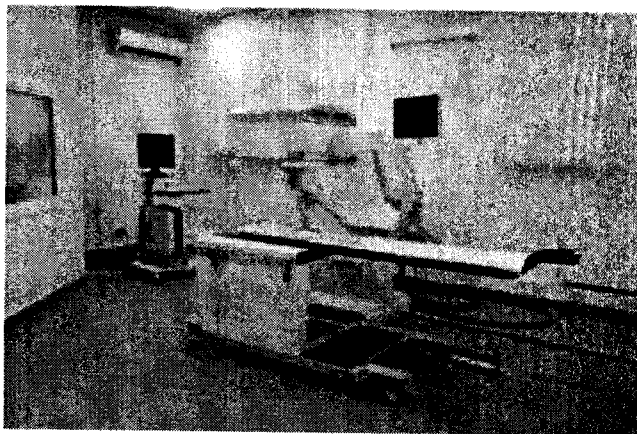


Рис. 5.35. Гамма-камера.

Гамма-випромінювання радіоактивних ізотопів використовується для лікування злоякісних пухлин (гамма-терапія). Гамма-установка складається з так званої “кобальтової (радієвої) гармати” – захисного контейнера (головки) з свинцю, в якій міститься ^{60}Co , у якого малий період піврозпаду, механізмів управління та стола пацієнта. Змінюючи положення багатопелюсткових коліматорів, які знаходяться по обидва боки траєкторії радіаційного випромінювання, можна підігнати зону випромінювання під форму пухлини. Перевага “кобальтової пушки” перед рентгенівською установкою у тому, що проникаюча здатність γ -випромінювання більша, ніж рентгенівського випромінювання.

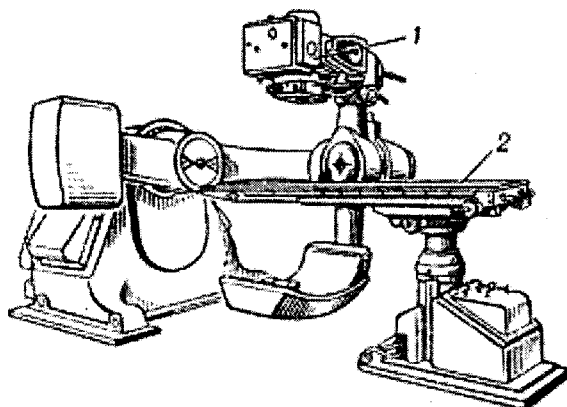


Рис. 5.36. Гамма-установка:

1 – контейнер з джерелом випромінювання; 2 – стіл для розміщення хворого.

Короткофокусні гамма-установки (відстань від джерела випромінювання до шкіри хворого менше 25 см), призначені для опромінювання пухлин, розташованих не глибше 3–4 см, використовують звичайно джерела активністю до 100 кюрі. Довгофокусні гамма-установки (відстань між джерелом і шкірою 70–100 см) застосовують для опромінювання глибоких пухлин.

Дистанційний гамма-апарат TERAGAM

Радіотерапевтична кобальтова установка TERAGAM призначена для променевої терапії онкологічних захворювань за допомогою пучка гамма-випромінювання.

Пучок випромінювання створюється радіонуклідним джерелом кобальт-60 активністю до 450 ТБк (12000 Ки), розташованим у захисній головці апарату, виготовленій з свинцю і збідненого урану в корпусі з неіржавіючої сталі. Головка може обертатися навколо горизонтальної осі.

Перший радіохірургічний пристрій був задуманий і розроблений в 50-і роки ХХ століття доктором Ларсом Лекселом. Він створив гамма-ніж (рис. 5.37), який у 1968 р. почали застосовувати у клінічній практиці. Сучасна версія гамма-ножа використовує радіоактивний Кобальт-60 для опромінення внутрішньочерепної ділянки гамма-променями через півсферичний шолом із 201 окремо фіксованим портом або отвором.

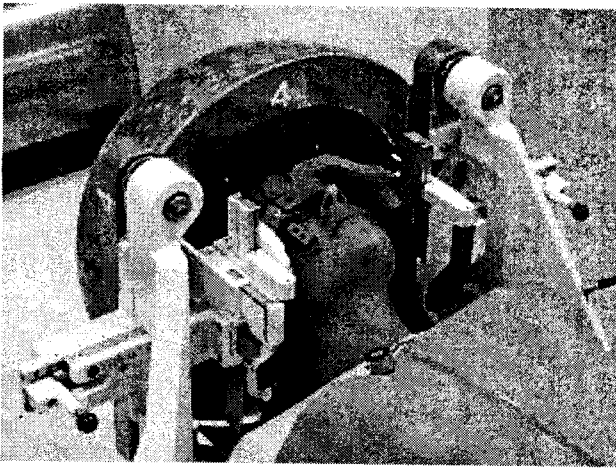


Рис. 5.37. Проведення лікування за допомогою гамма-ножа.

Шолом забезпечує нерухомість голови пацієнта, і результуючі радіоактивні промені через порти ізосцентрично сходяться на ділянці мішені, що дозволяє мінімізувати опромінення критичних структур.

CyberKnife G4 було розроблено 1992 року доктором Джоном Адлером у Стенфордському університеті в якості нового технологічного підходу для подолання деяких недоліків існуючих радіохірургічних установок, які мають обмежену кількість ступенів вільності лікування, а також використовують рамку, яка зафіксує тіло пацієнта під час сеансу лікування (рис. 5.38).

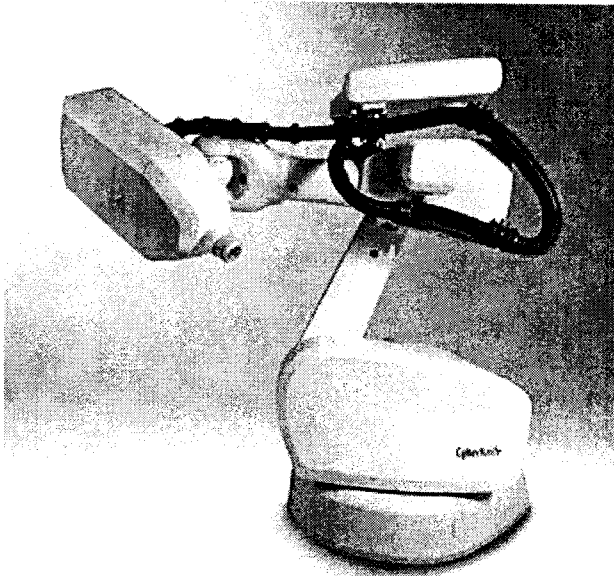


Рис. 5.38. Зовнішній вигляд кібер-ножа.

Революційна новизна CyberKnife G4 полягає у комбінації дуже рухливої променевої установки, яка кріпиться до рухомої руки високоточного робота, та комп'ютерної навігаційної системи. Сучасна навігація допомагає роботу не лише виявити пухлину, але й пристосовується до найменших рухів тіла пацієнта. Таким чином, відпадає необхідність фіксувати тіло пацієнта чи застосовувати наркоз, як це зазвичай робиться при звичайних операціях.

В системі CyberKnife G4 використовується компактний лінійний прискорювач, прикріплений до роботизованої руки, якою керує комп'ютер (із 6-ма ступенями свободи), щоб забезпечити точне наведення визначеної кількості радіаційних пучків у пухлину з багатьох різних напрямів. Для точного націлювання кожного радіаційного пучка існує технологія контролю за зображенням, яка порівнює рентгенівські зображення, отримані безпосередньо під час сеансу лікування, та попередньо отримані КТ зображення пухлини та оточуючої тканини.

Лінійний прискорювач

Лінійний прискорювач – установка для прискорення заряджених мікрочастинок, в якій траєкторія руху частинки близька до прямої лінії. На відміну від циклічних прискорювачів, пучок заряджених частинок проходить відрізок прискорення лише один раз. Пристрій створює іонізуюче випромінювання з високою проникаючою здатністю (енергія 20 MeV та більше) (рис. 5.39, 5.40).

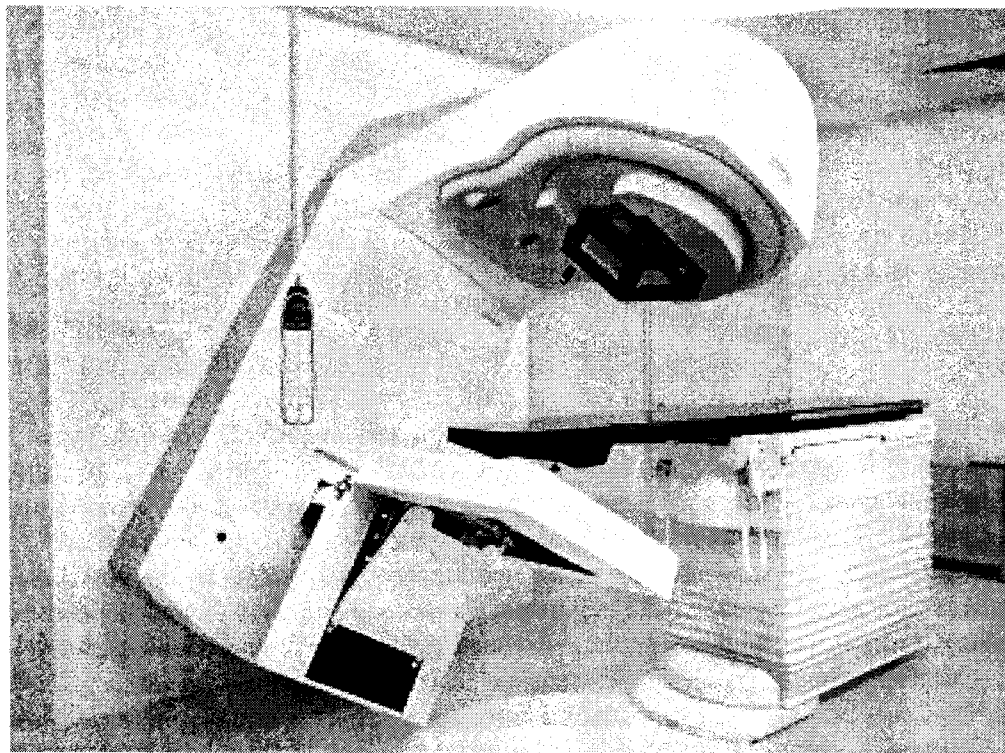


Рис. 5.39. Зовнішній вигляд лінійного прискорювача.

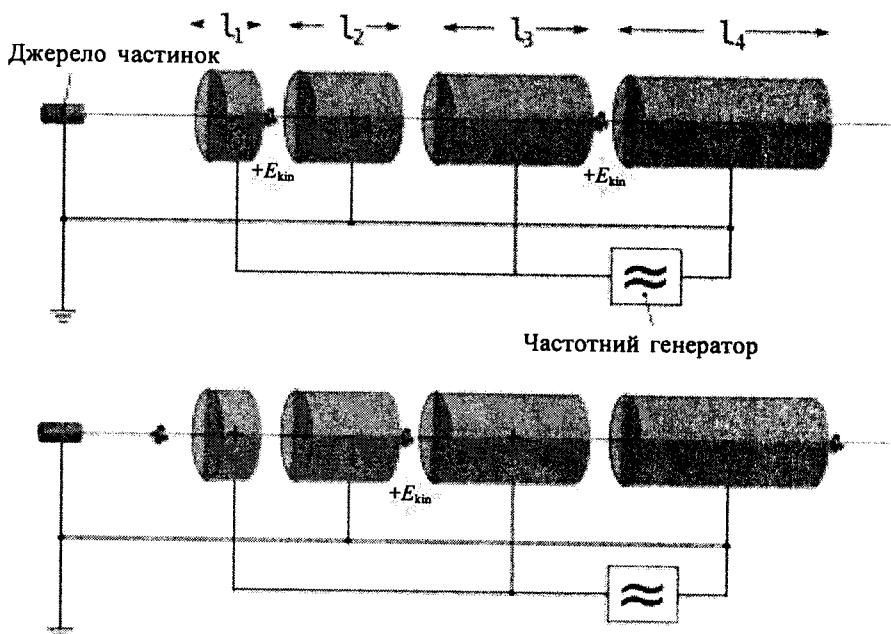


Рис. 5.40. Схематичне зображення принципу дії лінійного прискорювача.

В лінійних прискорювачах частинка багатократно прискорюється, пролітаючи через ряд циліндричних електродів, приєднаних до електричного генератора високої частоти. Для цього зазвичай використовуються радіочастотні генератори. Пучок частинок рухається вздовж осі електродів. Всередині кожного електрода електричне поле дорівнює нулю. Сусідні електроди мають протилежну полярність. Частота генератора і розміри електродів підбираються так, аби прискорювані частинки підлітали до наступного проміжку в той момент, коли полярність електродів змінювалася на протилежну. Довжина електрода l , швидкість частинки v та період високочастотного поля T пов'язані між собою співвідношенням $l = vT/2$. Довжини електродів повинні відноситись між собою як

$$l_1 : l_2 : l_3 : l_4 \dots = 1 : \sqrt{2} : \sqrt{3} : 2 \dots$$

За допомогою лінійного прискорювача можна з високою точністю розрахувати дозу опромінення.

У кінці шляху свого прискорення електронний пучок відхиляється у магнітному полі на 90° і направляється на мішень. Завдяки цьому утворюється пучок рентгенівського випромінювання, який поширюється перпендикулярно вниз. Повертаючи магнітне поле на відповідні кути стосовно осі камери прискорювача, можемо змінювати напрямок поширення рентгенівського випромінювання.

Системи радіохірургії з модифікованим LINAC використовують рентгенівські промені, що фокусуються на мішені, а також стереотактичну рамку для забезпечення нерухомості пацієнта і локалізації цілі. LINAC зазвичай має 2 перпендикулярні осі обертання, до складу системи входить платформа, на яку встановлюється

LINAC, і стіл або кушетка для пацієнта. Електрони прискорюються та ударяються у металеву панель, що приводить до виділення фотонів рентгенівських променів.

Отже, на відміну від гамма-ножа, в цих системах не використовується радіоактивний матеріал, і не накопичуються радіоактивні відходи. Зараз це найбільш поширений радіохірургічний інструмент для лікування внутрішньочерепних уражень. Дослідження показали, що розподіли дози опромінювання, які досягаються у системах із модифікованим LINAC і в гамма-ножі, співставні.

Для променевої терапії використовують лінійні прискорювачі, у яких енергія частинок сягає 4, 6, 8, 15 і 45 МЕВ.

Застосовуючи метод позитронно-емісійної томографії – можна не лише одержувати зображення внутрішніх органів, але і оцінювати їх функцію і метаболізм (рис. 5.41). Таким чином, за допомогою позитронної томографії вдається виявляти хворобу на ранньому етапі, ще до прояву клінічних симптомів. В організм людини вводять невелику кількість радіоактивного препарату, наприклад, ^{18}F , період піврозпаду якого становить 1,2 хвилини. Сканер знімає інформацію про те, як тканини сприймають ізотоп (пухлини поглинають більше енергії, ніж здорові тканини). ПЕТ передає не картину внутрішніх органів, як більшість діагностичних приладів, а хімічний вигляд організму. Доза радіаційного опромінення при ПЕТ не перевищує 10 МЕВ.

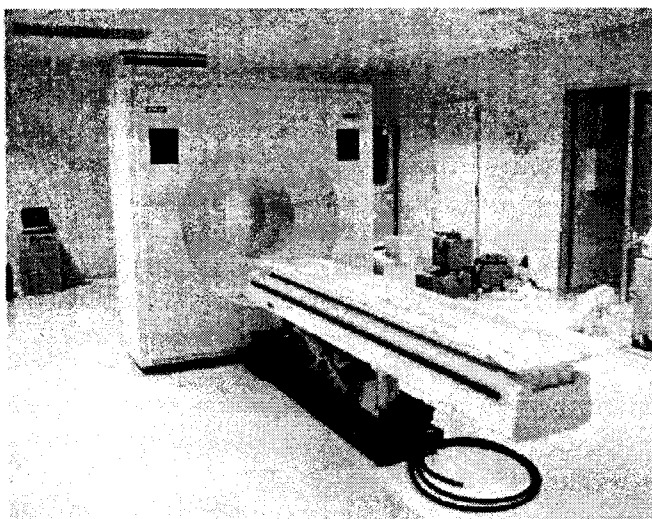


Рис. 5.41. Установка для позитронно-емісійної томографії.

У процесі ПЕТ-дослідження радіоізотоп вводиться пацієнту внутривенно чи шляхом інгаляції, після чого він, наприклад ^{18}F ($T=109$ хв), переміщаючись по судинах організму, досягає, наприклад, тканини головного мозку чи серцевого м'яза, де, розпадаючись, випромінює позитрон β^+ , який, взаємодіючи із електроном найближчого атома, утворює атом позитронію. При його розпаді електрон і позитрон анігілюють, утворюючи два протилежно напрямлених гамма-кванти (рис. 5.42), які реєструються зовнішніми детекторами, що кільцеподібно розташовані навколо

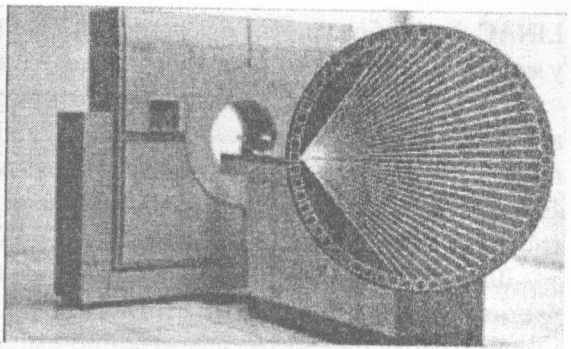


Рис. 5.42. Утворення і реєстрація збігів протилежних гамма-квантів.

досліджуваного об'єкта. Коли гамма-промені взаємодіють з кристалами сцинтилятора, вони за допомогою електронних пристроїв перетворюються в електричні сигнали і програмне забезпечення ПЕТ видає інформацію у вигляді зображень. Корисною позитронно-емісійна томографія є в онкології, кардіології і неврології, де рання діагностика захворювань є особливо важливою.

ГЛАВА 5.3. ДОЗИМЕТРІЯ ІОНІЗУЮЧИХ ВИПРОМІНЮВАНЬ

5.3.1. 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 для їх вимірювання. Дія іонізуючого випромінювання насамперед визначається поглинутою дозою.

Поглинута доза – це універсальне поняття, яке характеризує результат взаємодії поля іонізуючого випромінювання і середовища, на яке воно діє. Між поглинутою дозою і радіаційним ефектом існує пряма залежність: чим більша поглинута доза, тим більший радіаційний ефект.

Поглинута доза випромінювання D_n (або просто доза випромінювання) – це кількість енергії іонізуючого випромінювання, яка поглинається одиницею маси опроміненої речовини.

D_n залежить від природи і властивостей випромінювання (зокрема, від енергії частинок), та від природи речовини, в якій воно поглинається, і пропорційна часу опромінення. Одиницею вимірювання поглинутої дози випромінювання в системі СІ є грей ($Гр$), $1 Гр = 1 Дж/кг$. Застосовується також позасистемна одиниця, яка називається рад (Radiation Absorbed Dose). Співвідношення між греєм і радом таке: $1 Гр = 100 рад$. 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, 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 (P). Рентген – експозиційна доза рентгенівського або γ -випромінювання, при якій в результаті повної іонізації в $1 см^3$ повітря при нормальних умовах ($0^\circ C$ і 760 мм рт. ст.) утворюється $2,8 \cdot 10^9$ пар іонів. Одиницею потужності експозиційної дози є $1 А/кг$, а позасистемною одиницею – $1 P/с$.

Для переходу в розрахунках від експозиційної дози $D_{екс}$, 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:

$$D_n = f D_{екс} \quad (5.21)$$

де f – коефіцієнт пропорційності, який залежить від складу опромінюваної речовини і енергії фотонів.

Для води і м'яких тканин тіла людини $f=1$, тобто доза випромінювання в радах чисельно рівна відповідній експозиційній дозі в рентгенах. Це обумовлює вико-

ристання 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_{exc} 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:

$$\frac{D_{exc}}{t} = \frac{K_{\gamma} \cdot A}{r^2}, \quad (5.22)$$

де K_{γ} – гамма-стала, яка характерна для даного радіонукліда; таблична величина – враховує той факт, що енергія γ -кванта різна у різних радіонуклідів.

Біологічна дія іонізуючого випромінювання. Еквівалентна доза

Виявилось, що для живих організмів потрібно врахувати при переході від D_{exc} 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 рентгенівського або γ -випромінювання, при однаковій поглинутій дозі в тканинах (табл. 5.2). 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.

Таблиця 5.2

Значення коефіцієнта якості для деяких видів іонізуючого випромінювання

Вид іонізуючого випромінювання	Значення коефіцієнта якості
Рентгенівське (X-промені) і γ -випромінювання	1
α -випромінювання	20
Нейтрони з енергією 0,1 10 MeV	10
Нейтрони з енергією 20 KeV (теплові)	3

Поглинута доза разом з коефіцієнтом якості дають уявлення про біологічну дію іонізуючого випромінювання. В зв'язку з цим в радіобіології і радіаційній дозиметрії з'явилося нове поняття – еквівалентна доза $D_{екв}$:

$$D_{екв} = K \cdot D_n, \quad (5.23)$$

де K – коефіцієнт якості. Оскільки K – безрозмірний коефіцієнт, то еквівалентна доза випромінювання має ту ж розмірність, що й поглинута доза, але називається

зівертом (Зв), на честь відомого шведського радіолога Рольфа Зіверта. Позасистемною одиницею вимірювання $D_{екв}$ є біологічний еквівалент рентгена – бер; 1 бер – 10^{-2} Зв. Еквівалентна доза в берах рівна поглинутій дозі в радах, помноженій на коефіцієнт якості: 1 бер = 1 /год К.

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 $D_{екв}$ в мР/год або мкР/с.

Радіаційну загрозу радіоактивної речовини оцінюють за активністю, яка вимірюється в Кюрі (Кі) 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 5.3.

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.

Основним процесом, який пояснює біологічну дію випромінювання, є втрати поглинутої енергії на розрив хімічних зв'язків з утворенням високоактивних в хімічному відношенні збуджених молекул, іонів радикалів. Розглядаючи первинні фізико-хімічні процеси в організмі при дії іонізуючих випромінювань слід врахувати дві принципово різні можливості взаємодії з молекулами води (радіоліз води) і з молекулами органічних сполук. Сполуки, які отримуються в результаті опромінення, взаємодіють з іншими молекулами біологічної системи, що приведе до порушення

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 %

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.

Розглядаючи питання про радіобіологічні ефекти слід зазначити, що сприйнятливість до дії іонізуючих випромінювань у різних тканин і органів людини різна. 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, кришталик 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, залежно від рівня дози опромінення. За клінічною картиною при гострій променевої хворобі виділяють три патогенетичних механізми променевого пошкодження:

- при малих дозах критичною тканиною є кістковий мозок, пошкодження якого впливає на процес кровотворення;
- при більш високих дозах відбувається радіаційне пошкодження тканин шлунково-кишкового тракту;
- при високих дозах 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. Дозові межі розраховані, виходячи із уявлень про недопустимість поглинання протягом всього життя більше 1 мкг радію. При розрахунках гранично допустимих концентрацій всіх інших радіонуклідів, які вводяться в організм при диханні, споживанні води, харчових продуктів, використовується ця величина.

За характером розподілу в організмі людини радіонукліди поділяють 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 у 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, наведемо граничні концентрації (кюри на літр) деяких радіонуклідів:

Ra²²⁶ в повітрі – 1×10^{-14} ; у воді – 5×10^{-11} ;

Sr⁹⁰ 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 активне 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 Білорусі. Забрудненню піддалось понад 200000 км² території України та Білорусі. Чорнобильська катастрофа призвела до опромінення більше 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 підвищує його стійкість до дії іонізуючих випромінювань. Було досліджено, що полісахариди (пектин, декстрин, ліпополісахариди, які містяться в листках винограду і чаю), флавоноїди, які присутні у мандаринах, чорноплідній горобині, обліпсисі, пустирнику, а також етиловий спирт, здатні зв'язувати і виводити із організму радіонукліди.

5.3.2. Основні методи вимірювання іонізуючого випромінювання

Сцинтиляційний лічильник – детектор, основними елементами якого є речовина, що люмінесціює під впливом швидких частинок, та фотоелектронний помножувач. Заряджена частинка проходить через речовину, викликаючи не лише іонізацію атомів і молекул, а й їх збудження. Перехід атомів і молекул зі збудженого стану в основний супроводжується випромінюванням кванта видимого або ультрафіолетового діапазону. Кожний такий світловий спалах, що називається сцинтиляцією, реєструється фотоелектронним помножувачем, електричні імпульси з виходу якого подаються на систему реєстрації. Типовими матеріалами для сцинтиляційних лічильників є кристали ZnS (Ag), NaI (Tl), CsI (Tl) (в дужках указаний активатор, що спричинює сцинтиляції в кристалі), кадмієві та кальцієві солі вольфрамової кислоти, галіди літію, а також органічні сцинтилятори – антрацен C₁₄H₁₀, стильбен C₁₄H₁₂, розчини толуену, ксилолу, фенілциклогексану.

Газорозрядні лічильники Гейгера-Мюллера складаються із скляної трубки, відкритої всередині шаром металу (катод), тонкої металевої нитки, яка розташована

вздовж осі трубки (анод) (рис. 5.43). Трубка заповнена газом. Заряджені частинки, попадаючи в трубку, іонізують газ. Електричне поле між анодом і катодом прискорює їх до енергій, при яких починається ударна іонізація. Струм, що проходить через лічильник, різко зростає. Імпульс напруги з опору навантаження подається на реєструючий пристрій. Досконалі лічильники реєструють десятки тисяч частинок за секунду. Лічильники Гейгера-Мюллера застосовують в основному для реєстрації електронів і γ -квантів.

Дія камери Вільсона ґрунтується на конденсації перенасиченої пари на іонах, які утворюються при пролітанні зарядженої частинки. Камера Вільсона (рис. 5.44) – це посудина, заповнена паром води або спирту, близькою до насичення. При різкому опусканні поршня пара стає перенасиченою. Заряджена частинка створює на своєму шляху ланцюжок іонів. На цих іонах, як на центрах конденсації, утворюються краплинки рідини і частинка залишає за собою видимий слід (трек), який можна сфотографувати.



Рис. 5.43. Лічильник Гейгера.

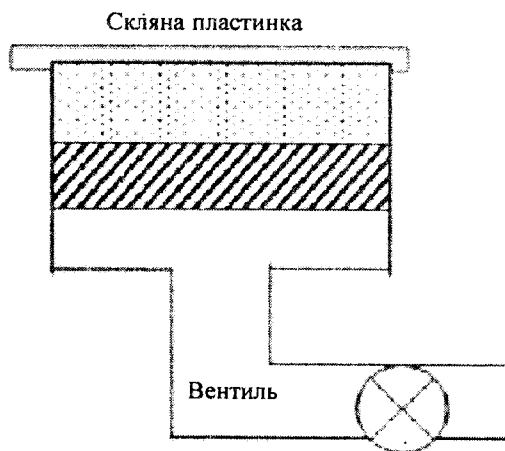


Рис. 5.44. Камера Вільсона.

Іонізаційна камера – детектор, дія якого базується на здатності заряджених частинок викликати іонізацію газу. Принциповою перевагою детектора цього типу є можливість одержання безпосередньої інформації щодо експозиційної або поглинутої дози. Оскільки рентген є одиницею експозиційної дози і відповідає кількості зарядів, які утворюються іонізуючим випромінюванням в 1 см^3 повітря за нормальних умов, саме іонізаційна камера надає можливість оцінювати іонізуюче випромінювання в цих одиницях. Зовнішній вигляд камери наведено на рисунку 5.45. Утворення кожної іонної пари супроводжується втратою енергії близько 34 eV ($1 \text{ eV} = 1,6 \cdot 10^{-19} \text{ Кл}$). Якщо припустити, що N іонізуючих частинок проходять через камеру зі швидкістю $V(\text{с}^{-1})$ і кожна з них втрачає енергію $E(\text{MeV})$, то величина заряду, що збирається на електродах за одиницю часу, визначиться за формулою:

$$Q(\text{Кл} \cdot \text{с}^{-1}) = V \cdot E \cdot 10^6 / 34. \quad (5.24)$$

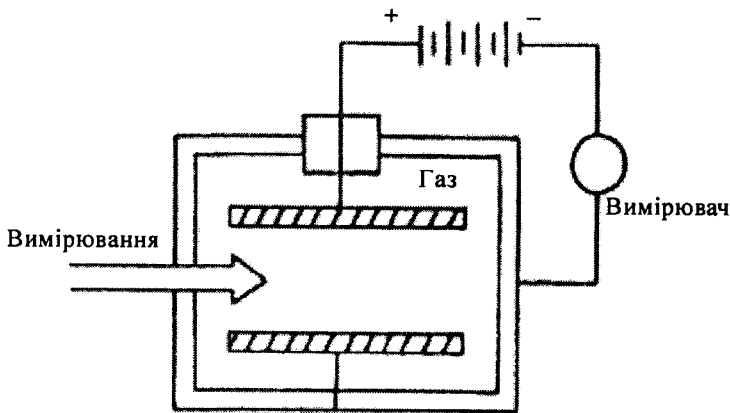


Рис. 5.45. Іонізаційна камера.

Поблизу електрода напруженість електричного поля настільки велика, що первинні електрони набувають енергії, достатньої для вторинної іонізації. Внаслідок цього на центральний електрод попадає лавина електронів, яку фіксує індикатор приладу.

5.3.3. Прилади для проведення дозиметричного контролю

Радіометр “Прип’ять”

Радіометр типу РКС-20.03 “Прип’ять” є детектором β - і γ -випромінювань і сконструйований на основі газорозрядних лічильників СБМ-20. При попаданні іонізуючих частин або u -квантів у газовому об’ємі лічильника утворюється електричний розряд, який формує імпульси напруги, що з допомогою електронного пристрою перетворюються в цифрову інформацію і відображаються на чотирирозрядному рідкокристалічному індикаторі. Зовнішній вигляд і розташування елементів керування наведені на рисунку 5.46 і таблиці 5.4.

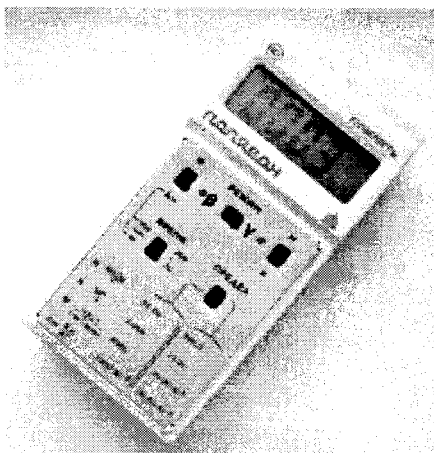


Рис. 5.46. Радіометр “Прип’ять”.

Призначення елементів керування

1	ПИТАНИЕ	Вимикач живлення радіометра. Радіометр може працювати від батареї типу "Корунд" або від зовнішнього джерела живлення напругою від 4,7 В до 12 В, яке підключається через спеціальну вилку
2	КП	Кнопка контролю напруги живлення
3	РЕЖИМ $\gamma - \beta$	Перемикач виду іонізуючого випромінювання: • γ -випромінювання, • β -випромінювання
4	H – X	Перемикач виду вимірюваної потужності дози γ -випромінювання: • H – потужність еквівалентної дози, мкЗв/год; • X – потужність експозиційної дози, мР/год
5	$\Phi - Am$	Перемикач виду вимірюваної величини при вимірюванні β -випромінювання: • Φ – густина потоку, $\frac{част}{см^2 \cdot хв}$, • Am – питома активність, $\frac{Ки}{кг}$
6	ПРЕДЕЛ	Перемикач меж вимірювань: нижнє положення – чутливий піддіапазон; верхнє положення – піддіапазон, на якому чутливість радіометра в 10 разів нижча
7	ВРЕМЯ 20, 200 с 10, 100 мин	Перемикач часу встановлення показань приладу (нижнє положення): • 20 с – мінімальний час встановлення показань при вимірюванні потужності дози γ -випромінювання і густини потоку Φ ; • 10 мин – мінімальний час встановлення показань при вимірюванні питомої активності Am; • верхнє положення – час встановлення показань збільшується в 10 разів
8	Д=	Вимикач звукового сигналу

Радіометр "Радек"

Індикатор радіоактивності РАДЕКС РД1503+ призначений для оцінки потужності експозиційної дози гамма-випромінювання в побутових умовах (продукти харчування, будматеріали тощо), а також може бути використаний персоналом, який працює із джерелами іонізуючих випромінювань. Крім того, він дозволяє знаходити забруднені бета-активними радіонуклідами об'єкти. Лічильник підраховує кількість гамма і бета-частинок за допомогою лічильника Гейгера-Мюллера протягом 40 с і відображає результати в мкЗв/год або мкР/год на рідкокристалічному дисплеї.

Реєстрація кожної частинки супроводиться звуковим сигналом, що дозволяє реалізувати режим "Пошук". Прилад містить додатковий режим "ФОН", при якому проводиться оцінка потужності дози випромінювання; на дисплей виводиться одночасно два показники: перевищення потужності дози випромінювання над потужністю дози фону і значення потужності дози фону. У лічильнику РАДЕКС РД1503+ споживач може вибрати один із дев'яти рівнів порогу спрацьовування сигналізації. Це 10 – 20 – 30 – 40 – 50 – 60 – 70 – 80 – 90 мкР/год. Для оповіщення про перевищення радіаційного порогу можна вибрати звуковий і вібраційний сигнал.

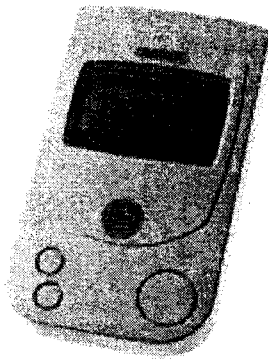


Рис. 5.47. Індикатор радіоактивності РАДЕКС РД1503+.

Дозиметр ДРГЗ-04

Дозиметр ДРГЗ-04 (рис. 5.48) застосовується для вимірювань експозиційної дози, неперервного та імпульсного рентгенівського і гамма-випромінювання у діапазоні $48 \cdot 10^{-15}$ – $0,48 \cdot 10^{-12}$ Дж, поглинутої дози гальмівного рентгенівського та гамма-випромінювання в діапазоні 0,16–4 нДж (від 1 МеВ до 25 МеВ).

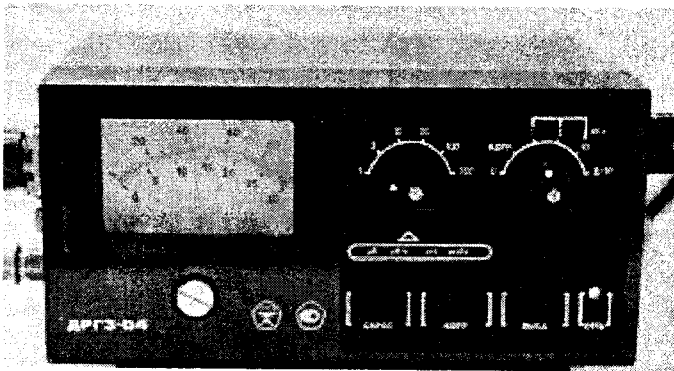


Рис. 5.48. Передня панель дозиметра ДРГЗ-04.

Дозиметр має два режими роботи, що відрізняються в 10 разів за чутливістю і максимальною потужністю експозиційної і поглинутої доз у імпульсі випромінювання.

Перший режим роботи забезпечується при положенні 1 правого перемикача. Положення 1, 3, 10 перемикача визначають час встановлення показників, що не перевищують 5 с (при положенні 1), 15 с (при положенні 3), 50 с (при положенні 10).

Для другого режиму (лівий вимикач у положенні “Доза×10”) чутливість дозиметра у 10 разів нижча, а максимальна величина дози відповідно у 10 разів вища, ніж для першого режиму.

У комплект дозиметра входить контейнер з контрольним бета-джерелом, що виготовлений із препарату стронцію та інших радіоактивних елементів, активність яких не перевищує $2,7 \cdot 10^5$ Бк.

Розділ 6

МЕДИЧНА АПАРАТУРА, В ОСНОВУ РОБОТИ ЯКОЇ ПОКЛАДЕНО КОМПЛЕКС ФІЗИЧНИХ ЯВИЩ

ГЛАВА 6.1. АПАРАТИ ДЛЯ МОНІТОРИНГУ ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ ЛЮДИНИ

6.1.1. Добове монітування артеріального тиску

Традиційно прийняті при обстеженні пацієнтів одноразові вимірювання артеріального тиску (АТ) не завжди відображають справжні його величини, не дають уявлення про добову динаміку. При такому підході є неможливою діагностика артеріальної гіпертензії, підбір антигіпертензивних препаратів, оцінка їх ефективності (особливо при одноразовому застосуванні) і співвідношення лікування.

Монітування АТ впродовж тривалого часу проводиться не лише для діагностики та контролю ефективності лікування артеріальної гіпертензії (АГ), але і для вивчення впливу на АТ різних стресових ситуацій.

Холтерівський моніторинг – це метод, що дозволяє оцінити серцеву діяльність пацієнта в умовах дотримання звичного способу життя протягом 24–48 годин (рис. 6.1).

За результатами лікар-кардіолог може спостерігати реакцію серця на фізичне та емоційне навантаження, визначити можливу ішемію міокарда за станом серця під час сну і впродовж доби (рис. 6.2).

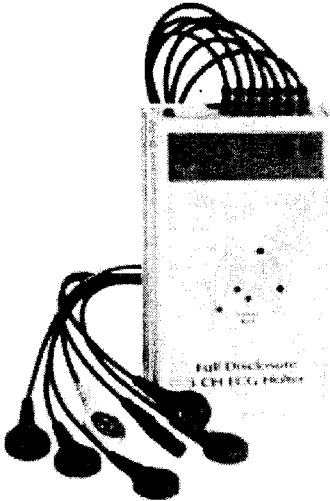


Рис. 6.1. Холтерівський монітор.

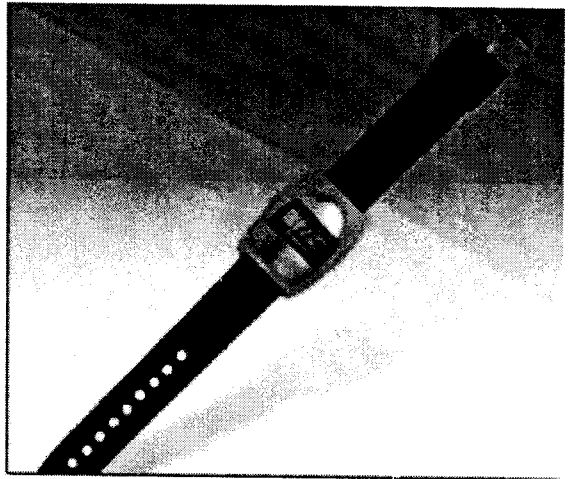


Рис. 6.2. Реєстратор ЕКГ подій Merlin.

Монітор артеріального тиску та електрокардіосигналів призначений для одночасного контролю зміни артеріального тиску та роботи серця (рис. 6.3–6.10).

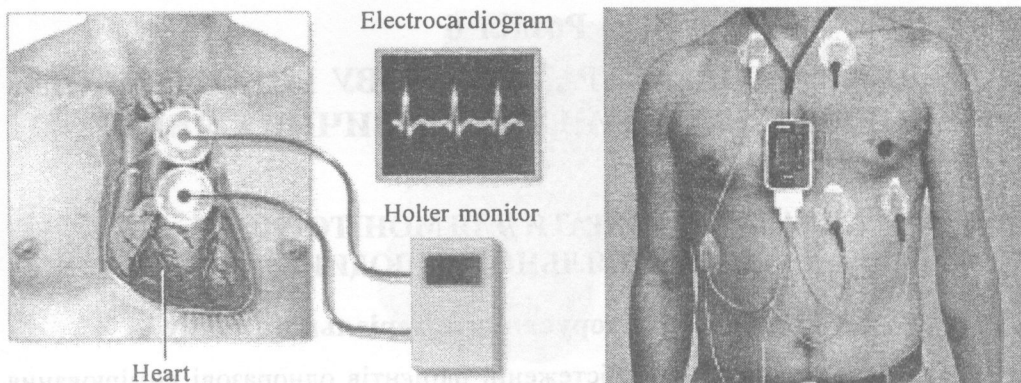


Рис. 6.3. Під'єднання холтерівського монітора до тіла пацієнта.

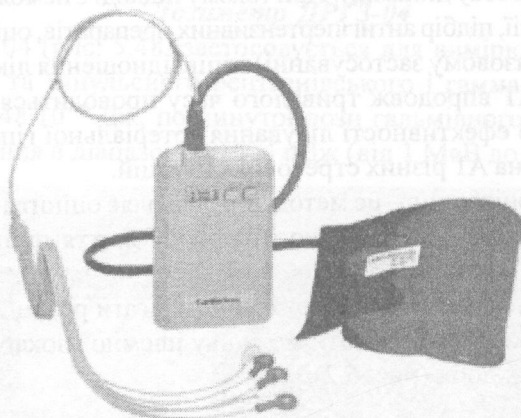


Рис. 6.4. Добовий монітор артеріального тиску та електрокардіосигналів.

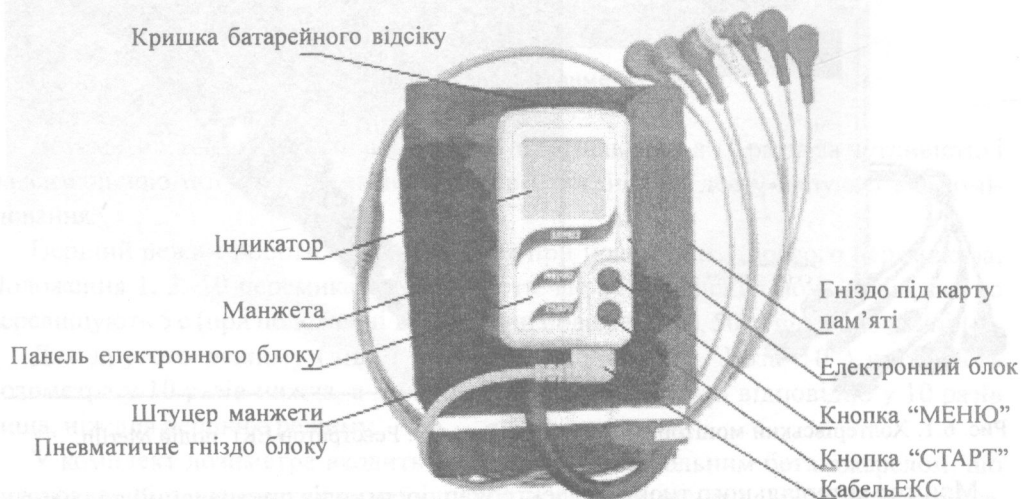


Рис. 6.5. Монітор артеріального тиску та електрокардіосигналів добовий SDM23.

Головними складовими частинами монітора є:

- електронний блок,
- компресійна манжета для вимірювання АТ на плечі,
- кабель ЕКС.

V4M, Y, V6M

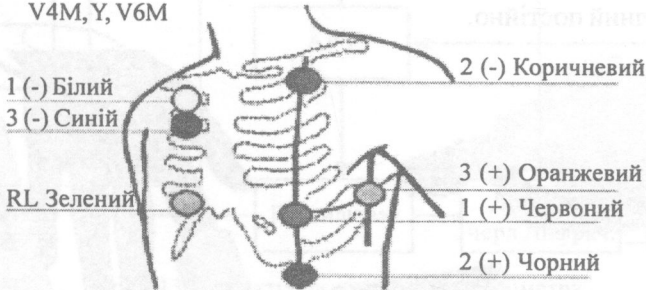


Рис. 6.6. Одна з можливих схем розташування електродів на грудній клітці пацієнта.

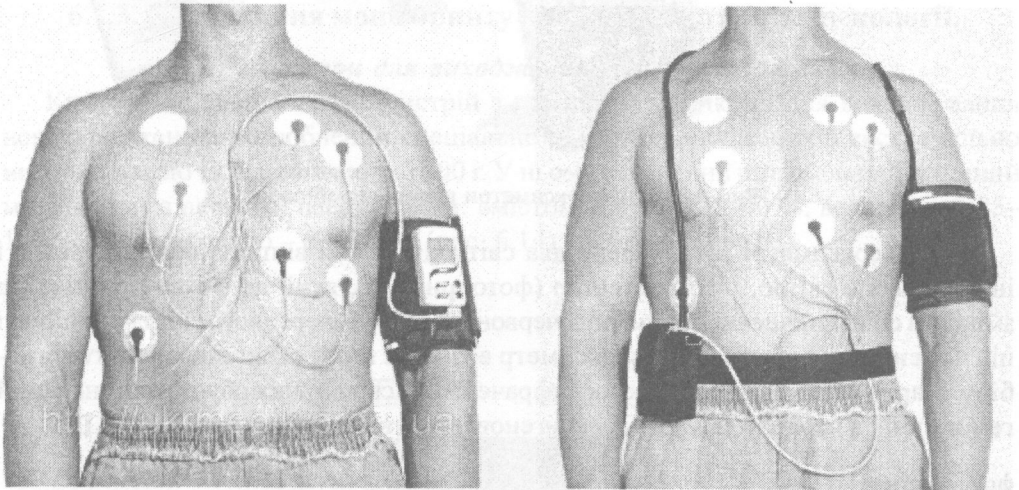


Рис. 6.7. Кріплення електронного блоку монітора АТ і ЕКГ:

а) на манжеті; б) на поясі пацієнта.

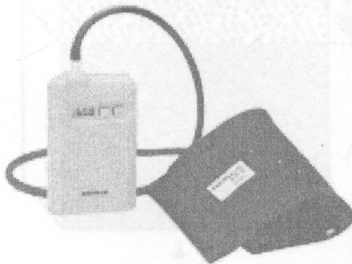


Рис. 6.8. Добовий монітор АТ АВРМ-04.

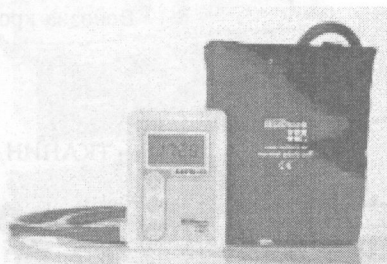


Рис. 6.9. Добовий монітор АТ АВРМ-05.



Рис. 6.10. Добовий монітор АТ і ЕКГ за Холтером Card(X)Plore.

6.1.2. Добове монітування рівня сатурації кисню в крові

Пульсоксиметр – медично-діагностичний прилад для вимірювання рівня сатурації кисню в капілярній крові (рис. 6.11). Існує чимало патологій, що супроводжуються гіпоксією (нестачею кисню у крові). У таких випадках моніторинг сатурації необхідний постійно.

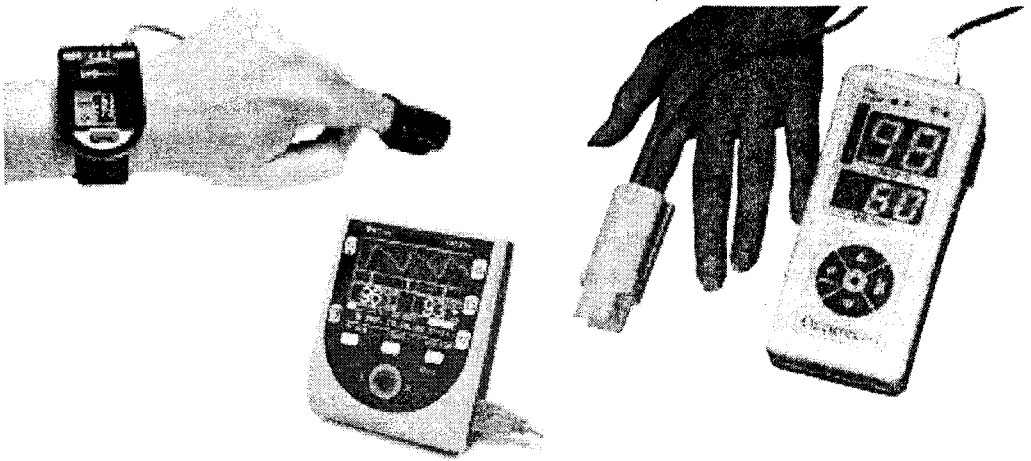


Рис. 6.11. Пульсоксиметри різних виробників.

В пульсоксиметрі встановлено два світлодіоди, які випромінюють червоне і інфрачервоне світло, і фотодетектор (фотоприймач), який це світло приймає. За зміною в співвідношенні поглинання червоного та інфрачервоного світла в приймачі під час систоли і діастоли пульсоксиметр визначає вміст оксигенованого гемоглобіну в артеріальній крові, так як інфрачервоне світло адсорбує оксигенований гемоглобін, а червоне світло – деоксигенований гемоглобін (рис. 6.12, 6.13).

фотоприймач

джерело світла

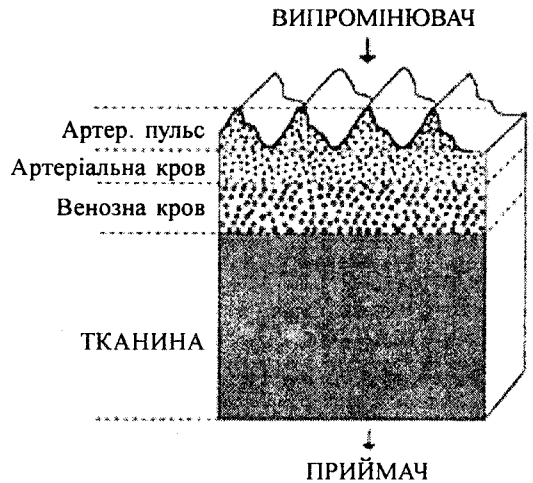
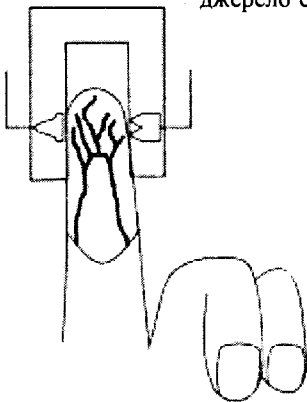


Рис. 6.12. Принцип роботи пульсоксиметра.

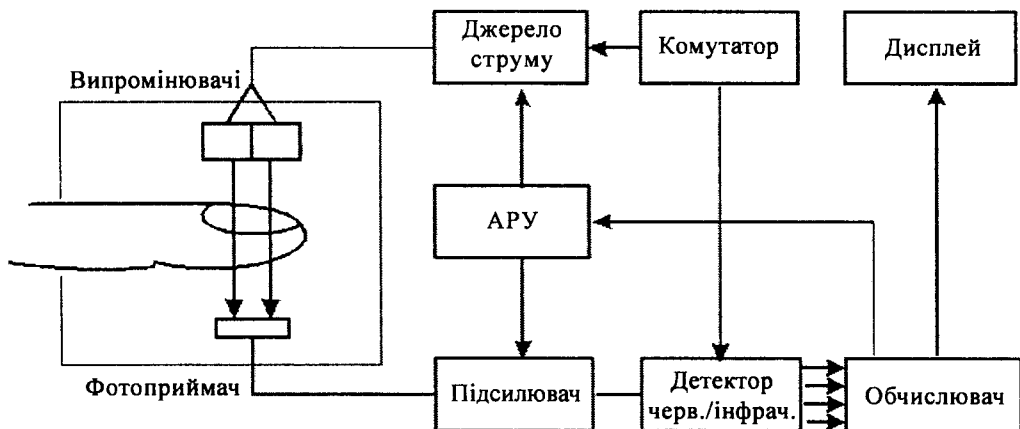


Рис. 6.13. Структурна схема пульсоксиметра.

6.1.3. Обладнання моніторингу для акушерства та гінекології

Інкубатори для виходжування новонароджених

Кювез – це спеціальний пристрій з прозорими стінками для виходжування новонароджених, розроблений спеціально для новонароджених з екстремально низькою масою тіла, починаючи з 500 г. У ньому створений оптимальний штучний мікроклімат з певними параметрами: вмістом кисню – 25–40 %, вологістю – 85–100 %, температурою – 33–38 °С (рис. 6.14).

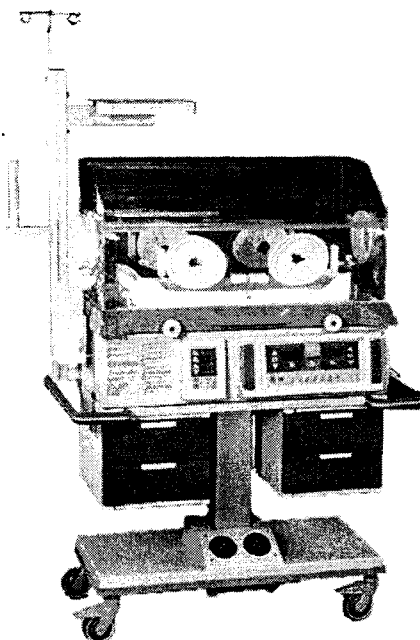


Рис. 6.14. Кювез для інтенсивної терапії PC-305.

Для зручності догляду за малюнком всередині кювеза передбачені особливі рукави або спеціальні отвори. У кювез недоношених малюків поміщають з кількох причин: для зігрівання, поліпшення насичуваності киснем крові, запобігання охолодженню тіла.

Кювез для новонароджених з системою регулювання температури і вологості повітря містить систему автоматичного регулювання подачі кисню. В системі є пристрій зворотного зв'язку, а саме оксиметр. Регулятор подачі кисню виконаний у вигляді електромагнітного клапана, вхід якого з'єднаний з джерелом свіжого кисню, а вихід – з кювезом.

Кювез відрізняється високою безпекою. У ньому передбачена спеціальна система захисту здоров'я та життя немовляти у разі відключення електрики чи при виникненні загрозливих для життя ситуацій.

Існують також реанімаційні комплекси, які є інкубаторами відкритого типу для виходжування новонароджених. Система має інфрачервоний обігрівач, температурний режим обігріву дитини якого визначений із точністю до 0,01 °С. Кювез для інтенсивної терапії створює мікросередовище з розширеними можливостями, що дозволяє персоналу приділяти більше часу прямому догляду за маленьким пацієнтом і витратити менше часу на роботу з самою системою.

Фетальний (ембріональний) монітор реєстрації КТГ плода

Фетальний монітор або монітор матері та плода (рис. 6.15) призначений для реєстрації серцевої діяльності (ЧСС), рухової активності плода і скорочувальної діяльності матки починаючи з 24 тижня вагітності. Він є оптимальним варіантом для проведення кардіотокографії в жіночих консультаціях та пологових відділеннях. Параметри вимірювань і система тривоги дозволяють використовувати даний монітор в антенатальному періоді, під час пологової діяльності для діагностичної оцінки стану плода і матері, а також скорочувальної здатності матки.

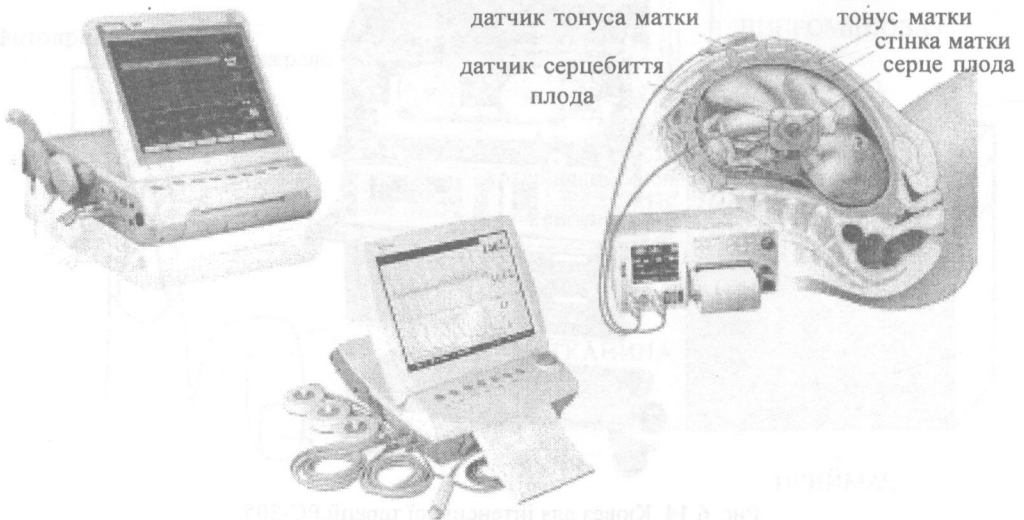


Рис. 6.15. Фетальні монітори реєстрації КТГ плода.

Принцип роботи фетальних моніторів ґрунтується на принципі Доплера. Датчик випромінює ультразвукову хвилю, потім приймає доплерівський частотний сигнал, відбитий від серця плода. Імпульсна направлена доплерівська система працює з датчиками 1,5 і 2,0 МГц. Датчик повністю внутрішньо екранований, щоб мінімізувати високочастотну емісію та інтерференцію ультразвуку.

Апарат аналізує прийнятий сигнал, відображає серцевий ритм, рух ембріона і дозволяє почути звук серця зародка. Для реєстрації рухів плода використовується низькочастотна складова доплерівського ультразвукового сигналу, при використанні УЗ датчика 1,5 МГц. Графічна крива (актограма) являє собою низькочастотні доплерівські сигнали, які відображають швидкість руху менше 4 см/с (рис. 6.16).

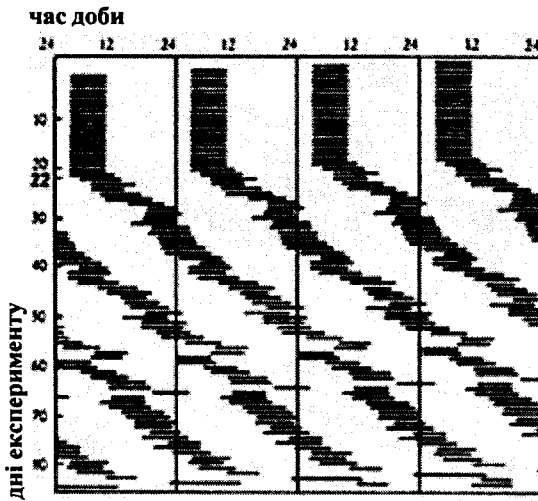


Рис. 6.16. Актограма.

За допомогою датчика ТОСО (диференційний датчик зовнішнього тиску) реєструється скоротлива активність матки. Для зручності пацієнтки і забезпечення точності вимірювання сили маткового скорочення використовується легкий, плоский захисно-кільцевий токодинамометр Сміта (рис. 6.17).

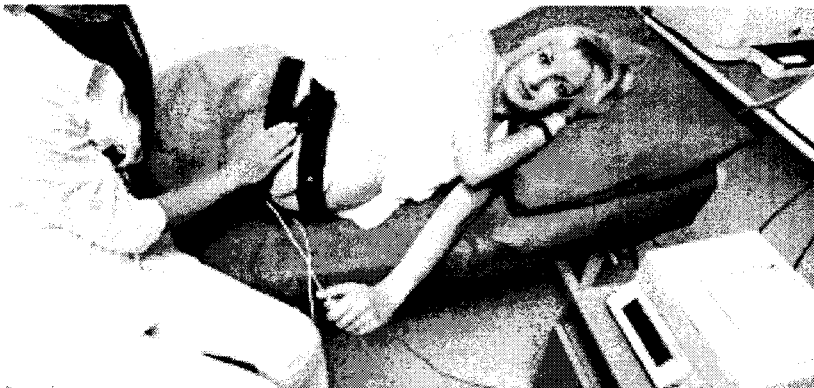
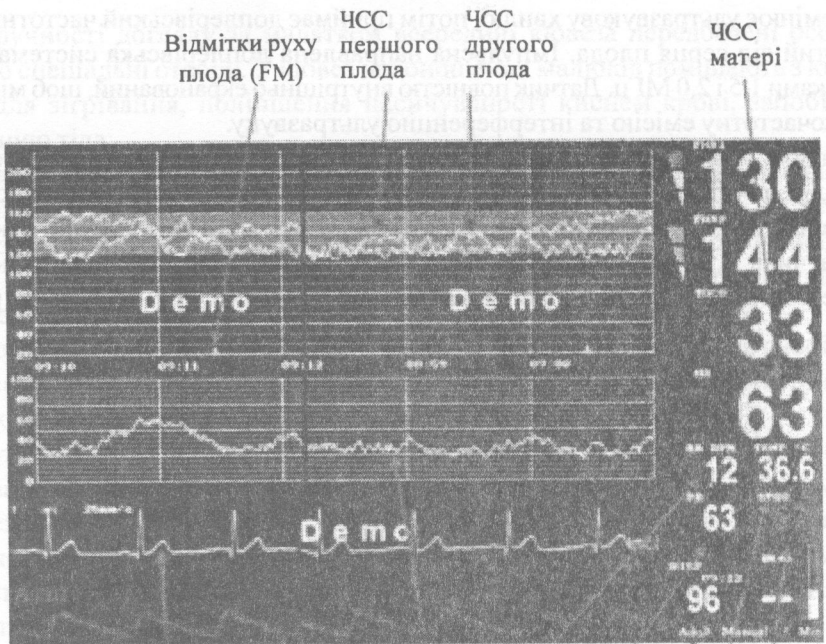


Рис. 6.17. Вимірювання сили маткового скорочення.



Частота дихання матері

Пulьс матері

Скорочувальна активність матки

Артеріальний тиск матері

Температура тіла матері

СPO2 в реальному часі

Плетизмограма (SPO2) матері

ЕКГ матері

Рис. 6.18. Результати моніторингу за допомогою фетального монітора.

ГЛАВА 6.2. АПАРАТУРА ДЛЯ ШТУЧНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ ЛЮДИНИ

Відомо, що організм людини продовжує функціонувати певний проміжок часу навіть після припинення дихання та зупинки серця. Своєчасне відновлення кровообігу та дихання за допомогою комплексу заходів, що називаються реанімацією, може вивести хворого з термінального стану.

Клінічна смерть – перехідна стадія між життям та смертю тривалістю 3–6 хвилин. У цьому стані дихання та серцева діяльність відсутні, зіниці розширені, шкірні покриви холодні, рефлексів немає, та незворотні зміни у тканинах не настають. При поверненні організму із стану клінічної смерті до життя спочатку відновлюється діяльність серця, пізніше дихання. І лише тоді може відновитися функція мозку. Подальше здоров'я, а іноді і життя пацієнтів залежить як від уміння лікаря проводити реанімаційні заходи, так і від обладнання, яке використовуватиме при цьому медичний персонал.

Питанням надання екстреної медичної допомоги повинна приділятися особлива увага – реанімобілі мають бути оснащені усім необхідним для здійснення реанімації і навіть для проведення операцій, таких як трахеостомія, катетеризація вен, артерій та серця, прямий масаж серця тощо (рис. 6.19).

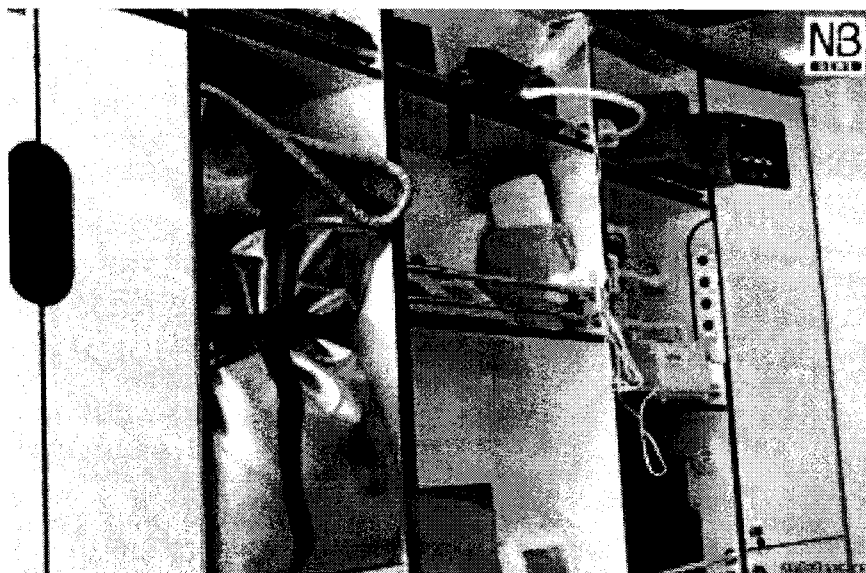


Рис. 6.19. Обладнання реанімобіля.

Сучасні автомобілі швидкої медичної допомоги обладнані:

- кріслом лікаря зі спинкою та підголівником;
- двопозиційним автоматичним ременем безпеки;
- амбулаторним столом без електрогідравлічного принципу дії;

- носилками з функцією можливого транспортування пацієнта від місця аварії до ліжка;
- набором дефібриляторів-моніторів.

6.2.1. Штучна вентиляція легень

Штучна вентиляція легень – ШВЛ – метод, за допомогою якого примусово вводиться повітря у легені при призупиненні чи зупинці дихання.

Існує два основних типи ШВЛ: вентиляція з негативним тиском і вентиляція з позитивним тиском.

Вентиляція з негативним тиском проводиться зовнішньою дією на стінки грудної порожнини. Апарати ШВЛ зовнішньої дії працюють на гравітаційному або пневматичному принципі. До гравітаційних відносяться “ліжко, що хитається” (хворого укладають на спину на ліжку, яке хитається відносно своєї поперечної горизонтальної осі. При опусканні узголів’я ліжка вміст черевної порожнини своєю масою тисне на діафрагму, завдяки чому відбувається активний видих. При підніманні узголів’я ліжка діафрагма опускається, забезпечуючи надходження повітря в легені).

До пневматичних належать (рис. 6.20):

- апарати типу “залізні легені”. Оболонка респіратора обхоплює тулуб нижче шиї, а створюваний під оболонкою від’ємний тиск приводить до виникнення градієнта тисків і газотоку з верхніх дихальних шляхів в легені. Вдих відбувається за рахунок створення розрідження навколо грудної клітки, а видих відбувається пасивно.
- апарати з кірасою. Здійснення ШВЛ шляхом створення циклічних змін тиску повітря навколо грудної клітки та верхньої частини живота хворого. Принцип їх роботи той же, що і “залізних легень”, але вентиляційний ефект є меншим.



Рис. 6.20. Штучна вентиляція легень з негативним тиском. Апарат “Залізні легені”.

Ще один спосіб забезпечення газообміну – електростимуляція дихання, яка застосовується нечасто (принцип дії залежить від управління вентиляцією шляхом періодичного подразнення діафрагмальних нервів чи діафрагми електричними імпульсами).

Вентиляція з позитивним тиском може бути інвазивною (рис. 6.21) або неінвазивною.

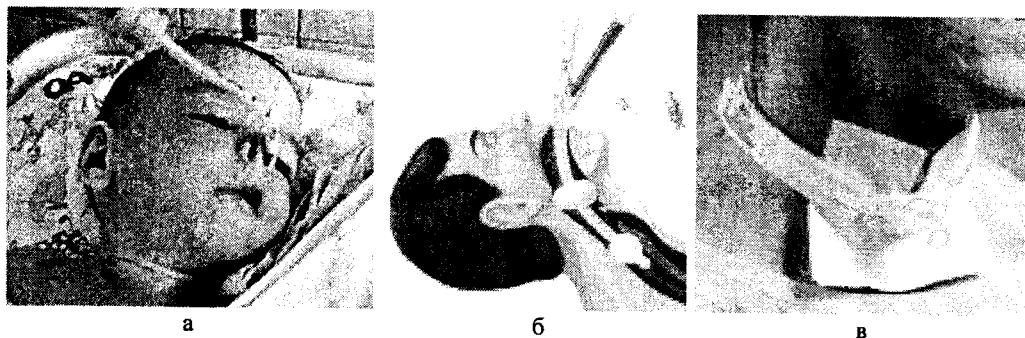


Рис. 6.21. Інвазивна вентиляція позитивним тиском:
а) назотрахеальна інтубація; б) оротрахеальна інтубація; в) трахеостома.

Неінвазивні методи ШВЛ

Наприкінці 80-х років ХХ століття для тривалої вентиляції легень був запропонований новий метод респіраторної підтримки – неінвазивної, або допоміжної, ШВЛ за допомогою носових і лицевих масок (рис. 6.22).

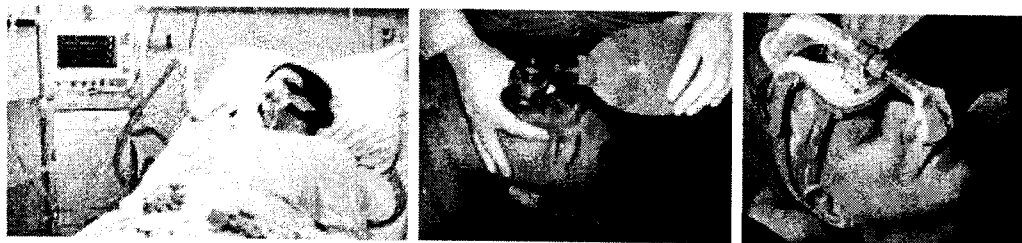


Рис. 6.22. Вентиляція легень через маску.

Найбільшого поширення набули методи ШВЛ, при яких за допомогою респіатора в дихальні шляхи пацієнта вводять газову суміш із заданим об'ємом або із певним тиском. При цьому у дихальних шляхах і легенях створюється позитивний тиск. Після закінчення штучного вдиху подача газової суміші в легені припиняється і відбувається видих, під час якого тиск знижується.

Апарат ШВЛ складається з наступних складових частин (рис. 6.23):

- центру керування;
- джерела медичних газів;
- змішувача кисню і повітря;
- пристроїв для зволоження і очищення дихальної суміші;
- дихального контуру з клапанами вдиху і видиху;
- датчиків контролю потоку і тиску.

Основну задачу, яку вирішує респіратор, можна сформулювати наступним чином: респіратор повинен змішати в заданих пропорціях повітря і кисень, очистити і зволожити їх, після чого подати під позитивним тиском у дихальні шляхи хворого згідно з визначеним алгоритмом. При цьому апарат ШВЛ повинен здійснювати контроль безпеки всіх проведених ним дій.

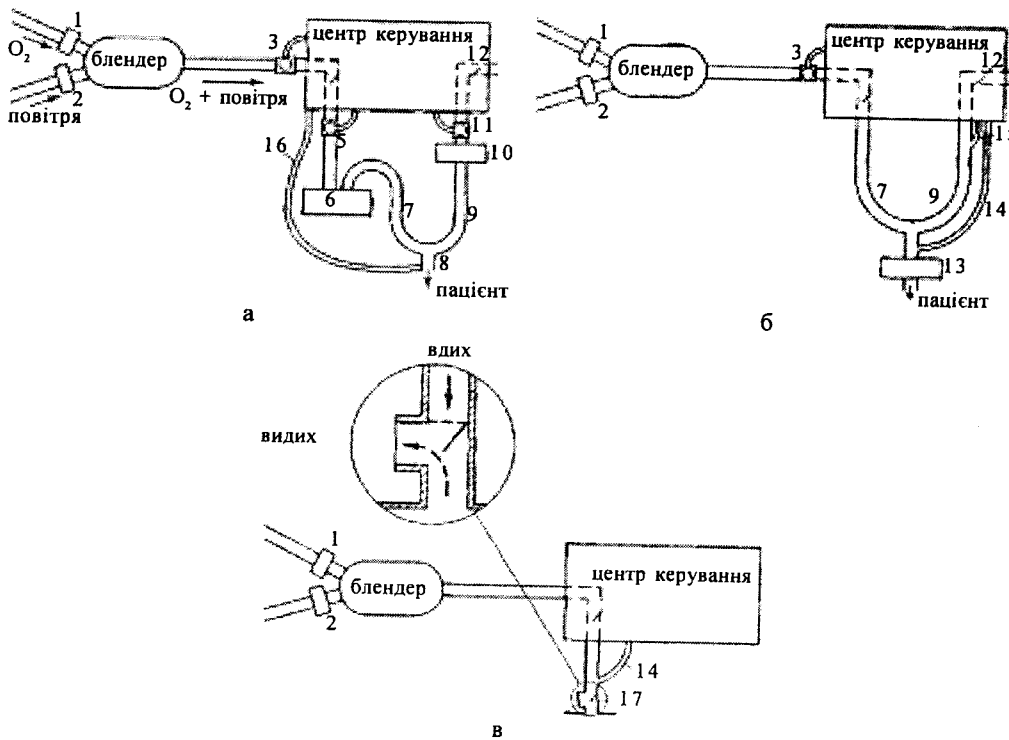


Рис. 6.23. Схеми апарата ШВЛ: а) схема апарата ШВЛ з активним зволожувачем і датчиками потоку; б) схема апарата ШВЛ з фільтром-тепловологообмінником і датчиками тиску; в) схема апарата ШВЛ з дистальним сумішним клапаном вдиху-видиху (транспортні моделі). 1, 2 – фільтри очистки газів, що надходять; 3 – кисневий датчик; 4 – клапан вдиху; 5 – додатковий датчик потоку; 6 – активний зволожувач; 7 – коліно вдиху дихального контуру; 8 – Y-подібне з'єднання дихального контуру з інтубаційною трубкою; 9 – коліно видиху дихального контуру; 10 – фільтр очистки видихнутого повітря; 11 – основний датчик потоку; 12 – клапан видиху; 13 – фільтр-тепловологообмінник; 14 – проксимальний датчик тиску; 15 – дистальний датчик тиску; 16 – магістраль небулайзера; 17 – сумішений дистальний клапан вдиху-видиху.

Завдання центру керування такі:

- 1) контроль за роботою датчиків потоку і обсягу;
- 2) управління узгодженою роботою клапанів для своєчасної подачі і припинення введення киснево-повітряної суміші;
- 3) реагування на інформацію про відхилення тих чи інших параметрів вентиляції від заданих установок.

Джерела медичних газів

Для створення дихальної суміші потрібні джерела двох медичних газів: кисню і повітря. Кисень для проведення ШВЛ у відділеннях інтенсивної терапії, як правило, надходить централізовано з лікарняної кисневої станції (рис. 6.24). Сучасні апарати ШВЛ використовують системи подачі стисненого повітря (рис. 6.25). Стиснене повітря може надходити з трьох джерел: центрального лікарняного компресора,

компресора респіратору та турбіни апарату ШВЛ. Для забезпечення безпеки хворого стиснене повітря надходить централізовано, а компресор респіратору перебуває у режимі очікування. При перебоях з централізованою подачею, надходження стисненого повітря буде забезпечене компресором респіратору (рис. 6.24).

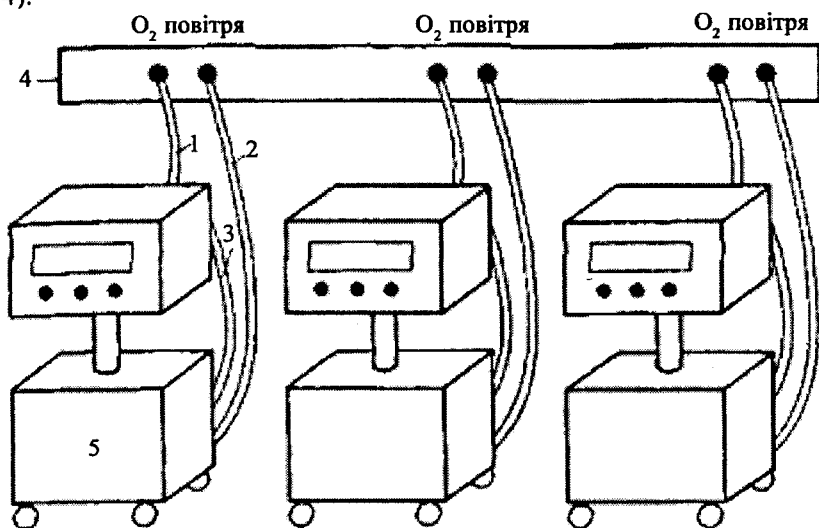


Рис. 6.24. Оптимальний спосіб газопостачання реанімаційного відділення: 1 – шланг подачі кисню від центральної кисневої станції; 2 – шланг подачі стиснутого повітря від центрального компресора; 3 – шланг подачі стиснутого повітря від компресора респіратору до блендера апарату ШВЛ; 4 – панель централізованої розводки газів; 5 – компресор респіратору.

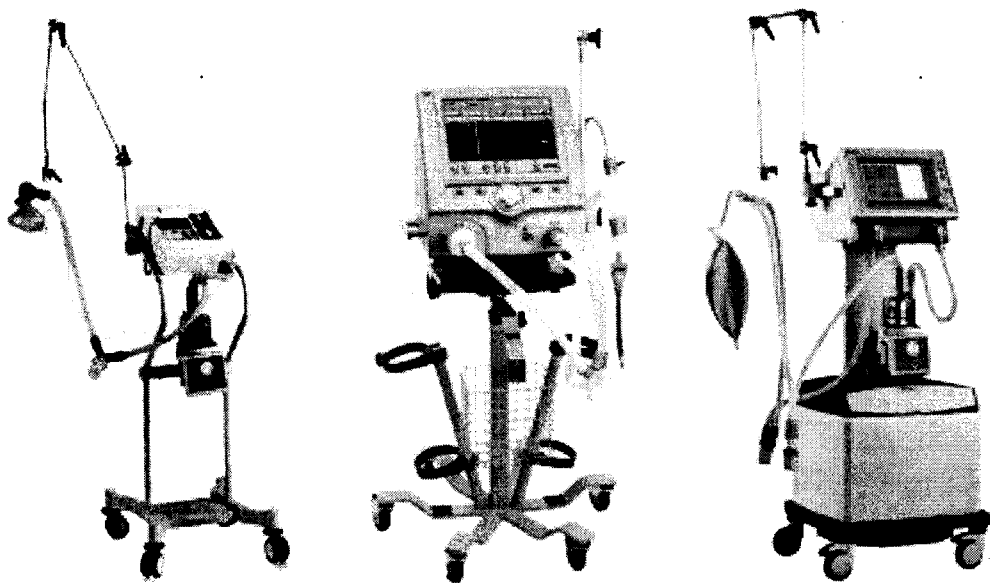


Рис. 6.25. Сучасні апарати ШВЛ.

Апарат ШВЛ для немовлят

Апарат для проведення штучної вентиляції легень BEAR CUB 750psv (рис. 6.26) застосовують для виходжування недоношених дітей з масою тіла, починаючи з 300–400 грамів.

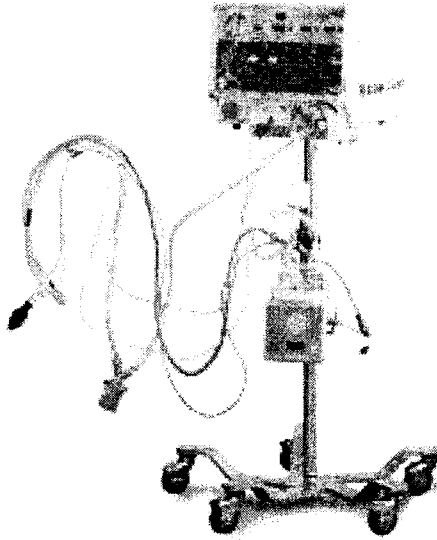


Рис. 6.26. Зовнішній вигляд апарата BEAR CUB 750psv.

У апараті є автоматичний зволожувач, який підтримує на необхідному фізіологічному рівні підігрів та зволоження дихальної суміші. Спеціальний датчик вимірює дихальні об'єми із точністю 0,1 мл. Крім того, апарат синхронізує роботу із диханням пацієнта.

6.2.2. Апарат “штучна нирка”

Гемодіаліз – це механічне очищення крові від відходів, солей і рідин, необхідне пацієнтам, нирки яких недостатньо здорові для виконання цієї роботи. Гемодіаліз є найпоширенішим способом для лікування тяжких форм ниркової недостатності. Ця процедура допоможе пацієнтові вести активний спосіб життя, незважаючи на порушення роботи нирок.

Гемодіаліз звичайно призначається, коли нирки пацієнта можуть виконувати лише 10–15 % своєї роботи. Гемодіаліз бере на себе частину функції нирок – він контролює кров'яний тиск пацієнта і зберігає нормальний баланс рідини та електролітів в організмі. Це також допомагає підтримувати здоровий кислотно-лужний баланс.

Гемодіаліз проводять за допомогою апарату “штучна нирка” (рис. 6.27), основним завданням якого є очищення крові від різних токсичних речовин, у тому числі продуктів метаболізму. При цьому обсяг крові в межі організму залишається постійним.

Апарат для гемодіалізу складається з пристроїв для подачі крові і приготування та подачі діалізуючого розчину, монітора та діалізатора (рис. 6.28).

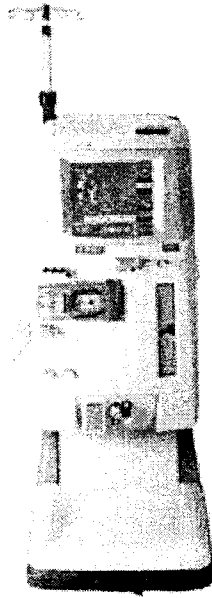


Рис. 6.27. Сучасний апарат "Штучна нирка".

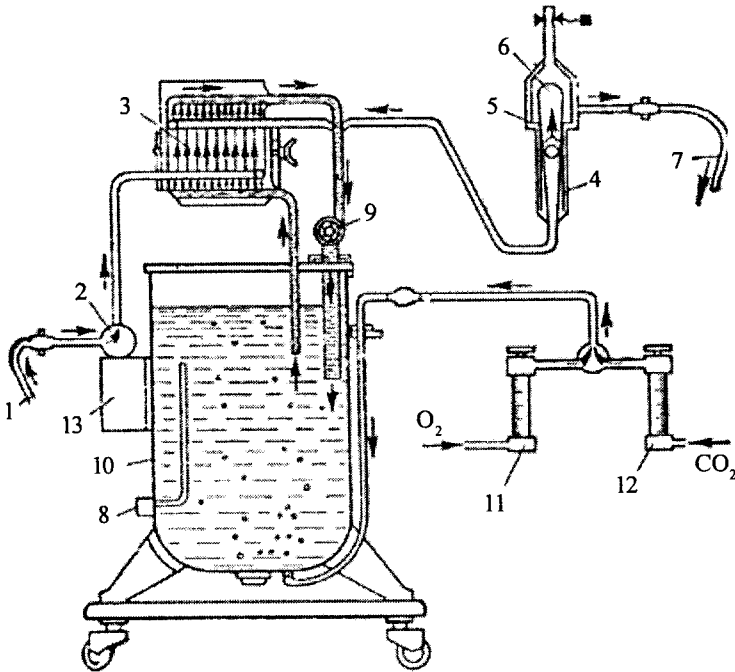


Рис. 6.28. Схема апарата "штучна нирка": 1 – катетер; 2 – насос для крові, 3 – діалізатор; 4 – вимірювач продуктивності; 5 – фільтр; 6 – повітровловлювач; 7 – катетер повернення крові хворому; 8 – нагрівач; 9 – насос для діалізуючої рідини; 10 – бак для діалізуючої розчину; 11 – ротаметр по кисню; 12 – ротаметр по вуглекислоті; 13 – гідропривід перфузійного насоса.

Найважливішу функцію виконує діалізатор, який містить напівпроникну мембрану на основі целюлози або штучних полімерів. Мембрана площею від 0,2 до 2 м², завтовшки 8, 11, 15 або 30 мкм, діаметром пор від 0,5 до 5 нм, розділяє внутрішній простір діалізатора на дві частини (для крові та розчину), кожна з яких має свій вхід та вихід. Кров забирається з судин хворого, потрапляє у діалізатор і знаходиться по один бік мембрани, по інший бік знаходиться розчин, який за електролітним складом подібний до складу крові (рис. 6.29).

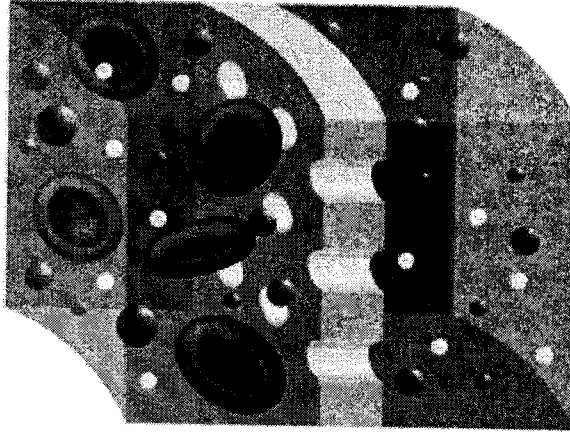


Рис. 6.29. Схема дії мембрани діалізатора.

Шляхом дифузії у бік меншої концентрації через мембрану видаляються речовини з невеликою молекулярною масою (електроліти, сечовина, креатинін, сечова кислота тощо). Шляхом ультрафільтрації видаляється надлишок води та речовини з великою молекулярною масою (до 30000). Очищену кров повертають у судини хворого.

6.2.3. Дефібрилятори

Фібриляція шлуночків серця – найчастіша причина раптової зупинки серця у дорослих. Своєчасна дефібриляція – це дефібриляція, здійснена впродовж перших 5 хвилин після виникнення кардіальної катастрофи. З кожною хвилиною затримки шанси на виживання падають на 10–15 %. Через 7–10 хвилин з моменту виникнення фібриляції повернути пацієнта до життя практично неможливо.

При електричній дефібриляції, через тіло хворого по двох розташованих на грудній клітці електродах пропускають короточасний (до 0,01 секунди) електричний розряд високої напруги (до 7000 В), що викликає одномоментну деполяризацію максимального числа кардіоміоцитів, що дозволяє купірувати наявні порушення ритму серця і дає можливість водію серцевого ритму відновити нормальний перебіг збудження.

Для проведення цієї маніпуляції застосовують спеціальний прилад – електричний дефібрилятор, один з варіантів якого представлений на рисунку 6.30. Правильне розташування електродів на грудній клітці наведено на рисунку 6.31.



Рис. 6.30. Дефібрилятор-монітор ДФР-02 УОМЗ.

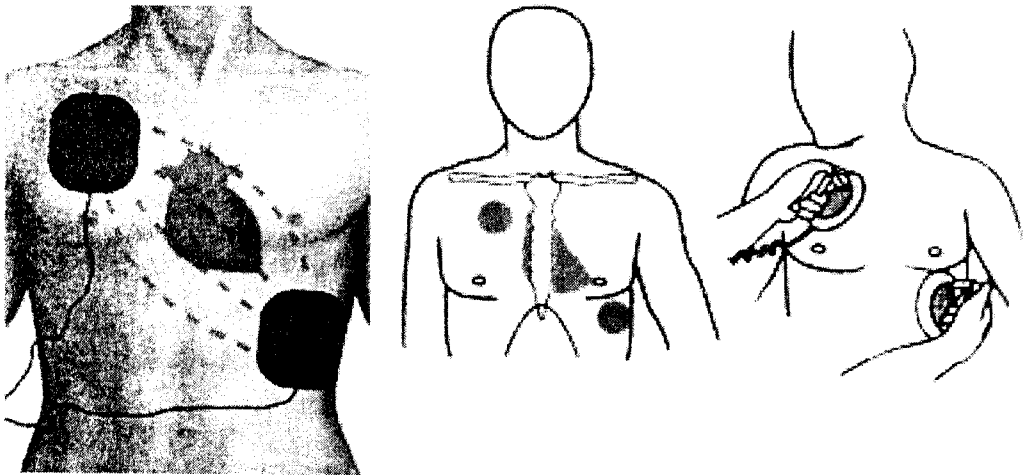


Рис. 6.31. Розташування електродів на грудній клітці.

Живлення апарата від мережі змінного струму 220 В, частотою 50 Гц забезпечується блоком живлення 220 В-18 В, а при відсутності мережі – від вмонтованої акумуляторної батареї, заряд якої відбувається від мережі через блок живлення 220 В-18 В та зарядний пристрій акумулятора. Перетворювач (1-20) В – +5; +15; -15 В формує необхідні для роботи апарата напруги. Пристрій заряду високовольтного (ВВ) конденсатора живиться безпосередньо від блоку живлення 220 В-18 В та забезпечує керований контролером заряд ВВ конденсатора. Контролер, використовуючи енергію ВВ конденсатора, формувачем імпульсу через ВВ замикач подає на електроди біполярний імпульс з визначеними параметрами і амплітудою першої напівхвилі, вибраною на електроді – дозаторі. Індикація надає інформацію про джерело живлення, стан акумулятора при живленні від акумулятора, про стан заряду акумулятора, а також про працездатність апарата (рис. 6.32).



Рис. 6.32. Структурна схема дефібрилятора.

Опис роботи електричної схеми дефібрилятора (рис. 6.33)

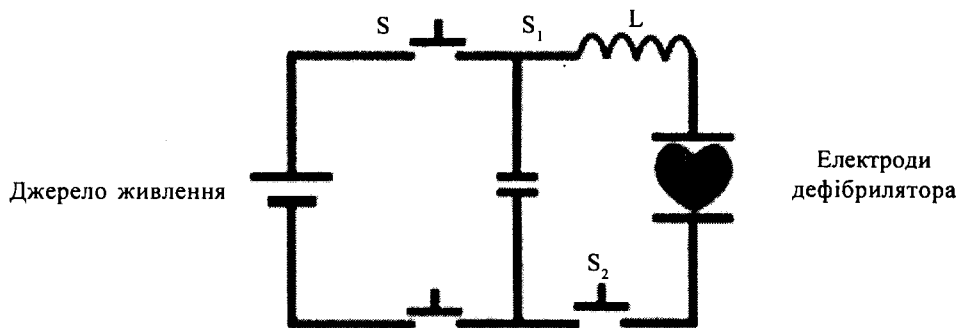


Рис. 6.33. Спрощена електрична схема дефібрилятора.

Джерело живлення – акумуляторна батарея; S – перемикач, який вмикає/вимикає живлення дефібрилятора; C – накопичувальний конденсатор; S₁, S₂ – кнопки на електродах, які призначені для замикання електричного кола розряду конденсатора; L – котушка індуктивності.

Після ввімкнення дефібрилятора перемикачем S високовольтна напруга заряджає конденсатор C (від ємності конденсатора залежить кількість електричної енергії, введеної в організм пацієнта, і тривалість імпульсу дефібриляції). Заряджений

конденсатор відключається від джерела живлення і через котушку індуктивності підключається до електродів дефібрилятора. Розряд конденсатора відбувається лише після одночасного натискання кнопок S_1 та S_2 , які розташовані на електродах таким чином, що лікар може натискати їх тільки в такому положенні, коли він не торкається руками ні металевих частин електродів, ні тіла пацієнта. Індуктивність L в колі розряду округлює вершину імпульсу і збільшує тривалість його фронту (вважається, що для дефібриляції вирішальне значення має перша напівхвиля, вплив подальшого “негативного” струму (крива 2 рис. 6.34) поки остаточно не з’ясований).

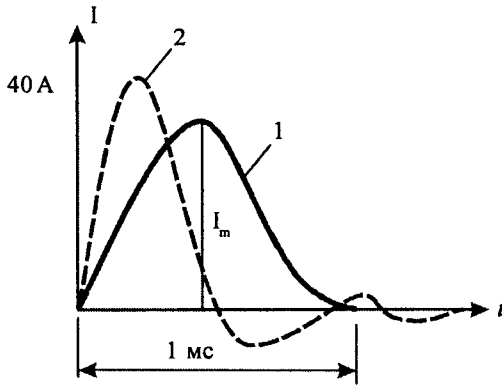


Рис. 6.34. Крива розряду дефібрилятора.

Короткі високоамплітудні імпульси, що використовуються для дефібриляції, отримують шляхом розряду накопичувального конденсатора.

Напруга зарядженого конденсатора визначається за формулою:

$$U = \frac{q}{C}, \tag{6.1}$$

де q – заряд конденсатора, C – ємність конденсатора.

Енергію дефібриляції E за умови відсутності її втрат в електричному колі, електродах тощо можна визначити з виразу:

$$E = \frac{1}{2}CU^2, \tag{6.2}$$

де U – напруга конденсатора, C – ємність конденсатора.

Під час розряду тільки незначна частина енергії впливає на серце внаслідок наявності різного рівня опору (імпедансу) грудної клітки. Величина необхідної енергії під час дефібриляції (порог дефібриляції) зростає з часом після зупинки серця. Для реанімації дорослих використовуються емпірично підібрані розряди в 200 Дж для перших двох розрядів і 360 Дж для наступних.

Призначення елементів дефібрилятора, зображеного на рисунку 6.35:

- 1 – кнопка включення заряду від мережі;
- 2 – кнопка включення дефібрилятора;
- 3 – індикатор живлення від мережі;
- 4 – індикатор заряду батареї;

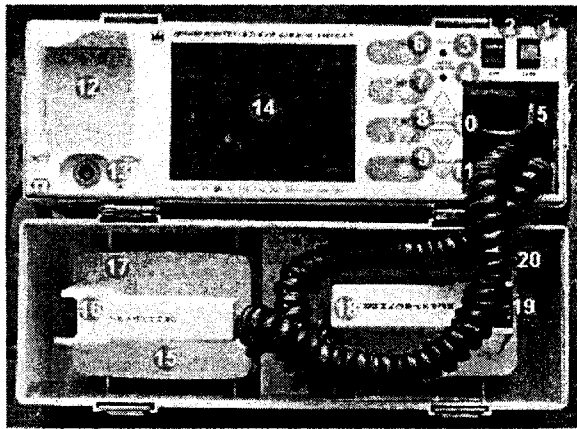


Рис. 6.35. Зовнішній вигляд дефібрилятора ДКИ-Н-08 Аксион-Х.

- 5 – комірка, в якій розміщують шнур мережевого живлення і проводи від електродів (утогів);
- 6 – кнопка синхронізації розряду;
- 7 – кнопка зміни напруги розгортки плівки;
- 8 – кнопка переведення режиму дефібрилятора в “ЕКГ/моніторинг” і переключення відведень;
- 9 – кнопка зупинки режиму ЕКГ;
- 10 – дві кнопки переключення енергії імпульсу (більше – менше);
- 11 – кнопка скидання заряду;
- 12 – плівковий ЕКГ (термопринтер);
- 13 – роз’єм для підключення ЕКГ – кабелів (при використанні режиму синхронізації і кнопки б);
- 14 – рідкокристалічний екран;
- 15 – електрод на груднину, а на ньому:
- 16 – кнопка розряду;
- 17 – кнопка старту термопринтера ЕКГ (12);
- 18 – електрод на вершину;
- 19 – розряд;
- 20 – набір заряду.

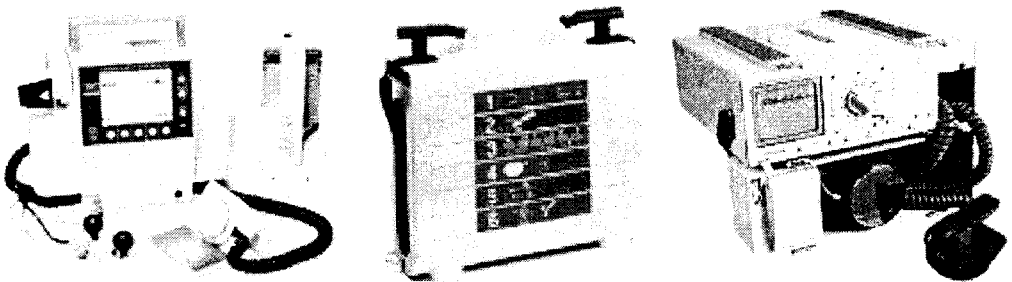


Рис. 6.36. Дефібрилятори.

Автоматичні дефібрилятори

Впродовж останнього часу широко застосовують автоматичні дефібрилятори (AED, АНД) (рис. 6.37). Стандартна методика використання АНД така: на груди накладають одноразові електроди і проводять дефібриляцію. При відновленні роботи серця дефібрилятор продовжує функціонувати у режимі спостереження.

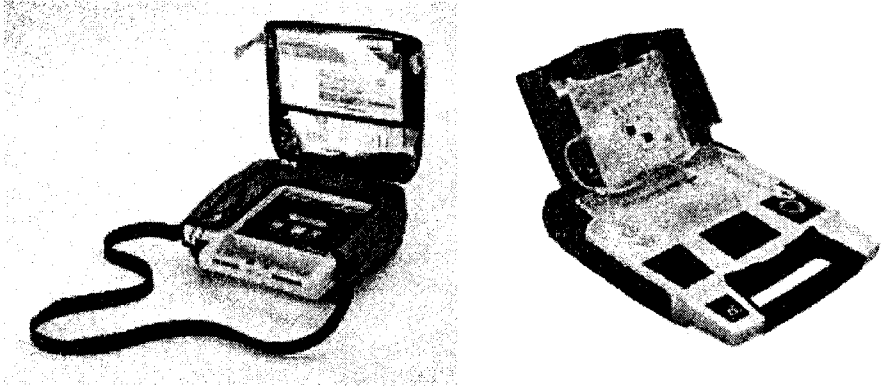


Рис. 6.37. Портативні автоматичні дефібрилятори.

ГЛАВА 6.3. ОБЛАДНАННЯ КЛІНІЧНИХ ЛАБОРАТОРІЙ

6.3.1. Спектрофотометри

Спектрофотометр СФ-103 – однопроменевий скануючий спектрофотометр із розширеним спектральним діапазоном в ультрафіолетовій (УФ) та видимій областях довжин хвиль з автоматичним вибором на 8 кювет (рис. 6.38).

Основні особливості: відображення спектра на екрані, можливість автоматичного калібрування по декількох точках (до 7) при роботі в режимі вимірювання.

Галузь застосування: наукові, імунохімічні, біохімічні, бактеріологічні, екологічні дослідження. Прилад оснащений цифровим дисплеєм для фіксації коефіцієнта світлопропускання, абсорбції та концентрації (рис. 6.39, 6.40).

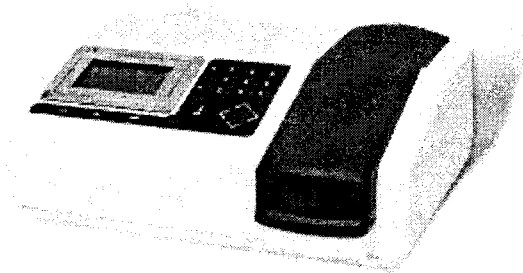


Рис. 6.38. Спектрофотометр СФ-103.

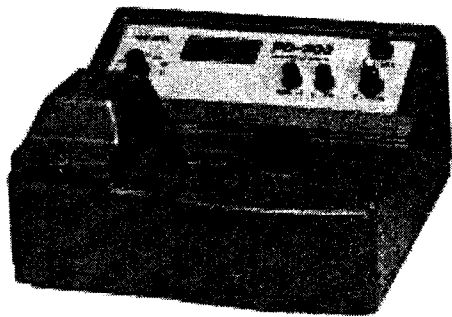


Рис. 6.39. Цифровий спектрофотометр Arpel PD-303.

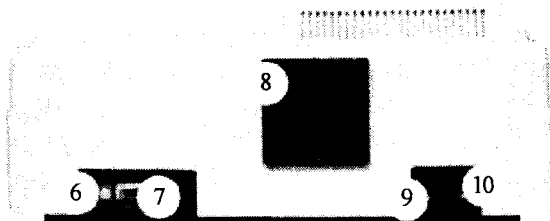
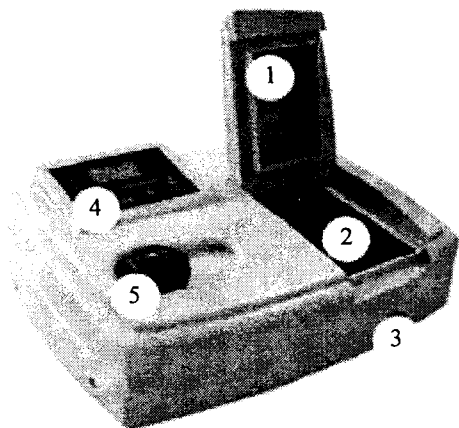


Рис. 6.40. Опис зовнішнього вигляду спектрофотометра:

1 – кришка кюветного відділення; 2 – кюветне відділення з кюветотримачем; 3 – ручка переключення кюветотримача; 4 – панель управління; 5 – ручка регулювання довжини хвилі; 6 – USB порт; 7 – паралельний порт; 8 – кришка вентилятора; 9 – роз'єм для кабеля електроживлення; 10 – вимикач електроживлення.

Зовнішній вигляд панелі управління представлений на рисунку 6.41,б. Тут 1 – клавіатура; 2 – РК екран.

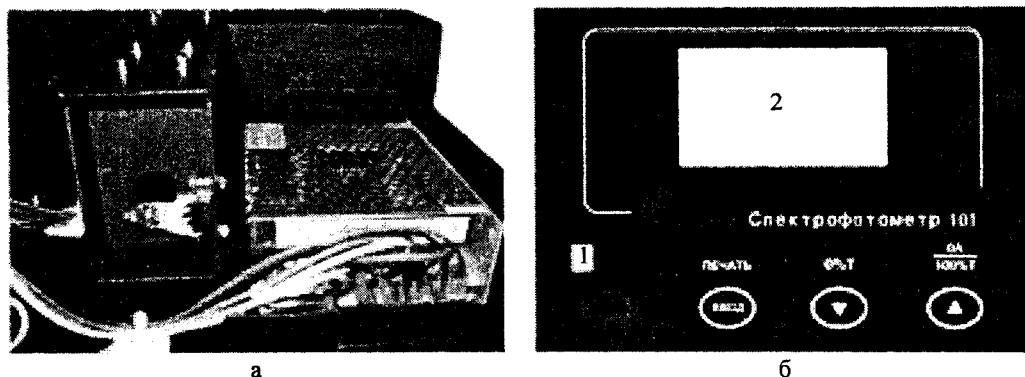


Рис. 6.41. Окремі елементи спектрофотометра: а) вигляд лампи, що є джерелом світла; б) цифрове табло спектрофотометра.

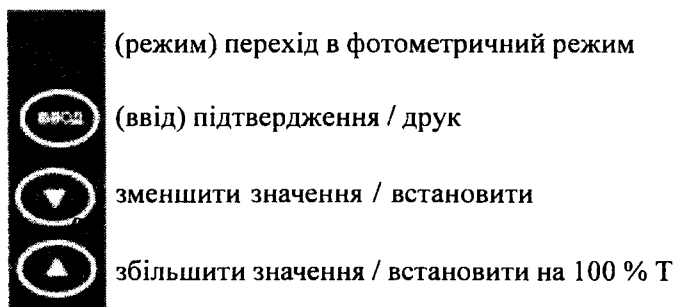


Рис. 6.42. Призначення клавіш РК спектрофотометра.

6.3.2. Полуменеві фотометри

Полуменева фотометрія є одним з варіантів емісійного спектрального аналізу і ґрунтується на вимірюванні інтенсивності світла, випромінюваного порушеними частками атомами або молекулами при введенні речовини в полум'я пальника.

Полуменеві фотометри використовуються у клінічних лабораторіях для визначення концентрацій лужних, лужноземельних металів у біологічних речовинах, фармпрепаратах.

Полуменевий фотометр складається з таких основних пристроїв (рис. 6.43):

1 – пальник;

2 – розпилювач і камера змішувача, де відбувається спалення гомогенного розчину;

3 – кольорові фільтри;

4 – фотодетектор, пристрій для вимірювання випромінювання досліджуваної речовини у полум'ї пальника.

На рис 6.43 вказано основні пристрої полуменевого фотометра.

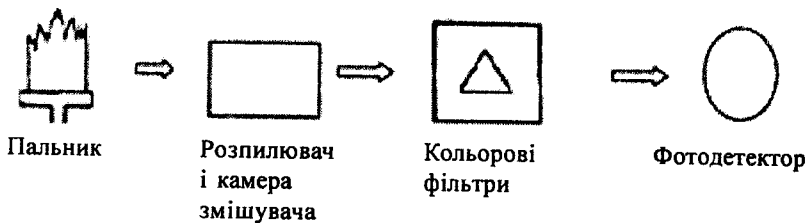


Рис. 6.43. Основні пристрої полуменевого фотометра.

Проста оптична схема, що включає тільки фільтр і лінзу, фокусуючи відфільтрований світловий промінь на детекторі, зазвичай використовується при визначенні Na^+ та K^+ . Для інших вимірів потрібна більш складна оптична схема, що включає монохроматор (рис. 6.44).

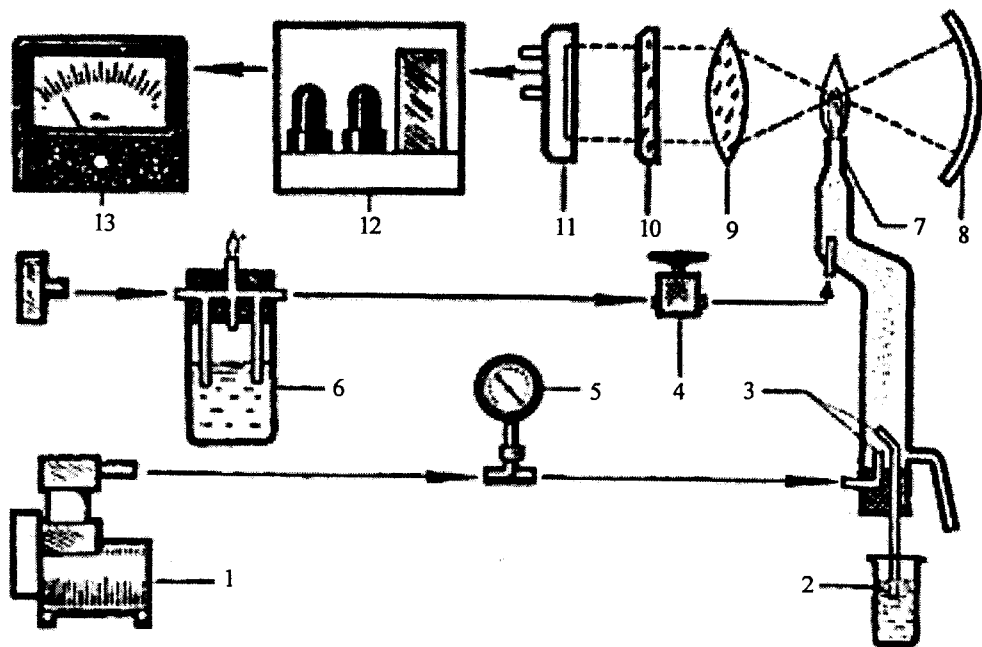


Рис. 6.44. Будова полуменевого фотометра:

- 1 – компресор; 2 – склянка з аналізованим розчином; 3 – розпилювач; 4 – вентиль, регулюючий подачу газу; 5 – манометр; 6 – промивалка; 7 – пальник; 8 – увігнуте дзеркало; 9 – лінза; 10 – світлофільтр (монохроматор); 11 – фотоелемент (фотоелектронний помножувач); 12 – підсилювач; 13 – аналоговий гальванометр.

Зразок із розчинником подається в розпилювач, який розпилює рідину у полум'ї пальника. При випаровуванні розчинника утворюються мікроскопічні частинки зразка, частина атомів яких перебуває у збудженому стані, які при переході в основний стан випромінюють певні довжини хвиль, які реєструє відповідний пристрій. Полуменеві фотометри визначають лише концентрацію чистих металів.

На рисунку 6.45 представлені деякі із полуменевих фотометрів.

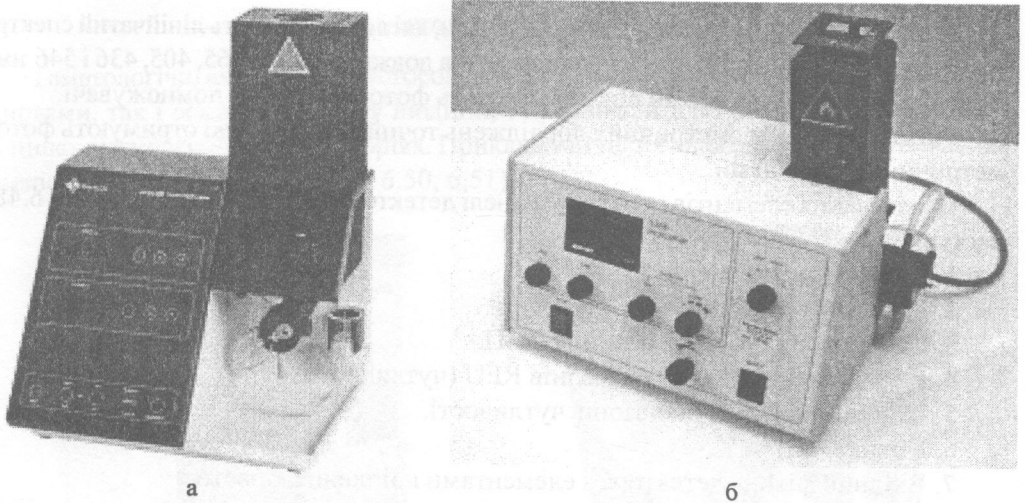


Рис. 6.45. Види полуменевих фотометрів: а) Cole-Parmer 2655-00/10/15; б) Jenway PFP-7.

6.3.3. Флуориметри

Флуориметри застосовують у клінічних дослідженнях для вимірювання масової концентрації органічних і неорганічних речовин, а також аналізу фармацевтичних препаратів.

Флуориметр містить три основні блоки (рис. 6.46):

- 1) Джерело світла для викликання флуоресценції зразка.
- 2) Кювета, в якій знаходиться зразок (рис. 6.47).
- 3) Детектор для спостереження або вимірювання флуоресценції.



Рис. 6.46. Основні частини флуориметра.

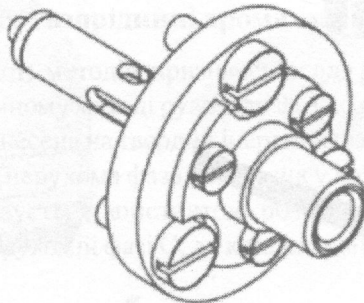


Рис. 6.47. Кювета детектора в зборі.

Джерелами випромінювання є ртутні лампи, які випромінюють лінійчатий спектр, максимуми інтенсивності якого припадають на довжини хвиль 365, 405, 436 і 546 нм. В якості детекторів зазвичай використовують фотоелектронні помножувачі.

Результати флуориметричних досліджень точніші від тих, які отримують фотометричними методами.

Призначення елементів передньої панелі детектора, зображеної на рисунку 6.48, наступне:

1. Світлодіод “живлення”.
2. Кнопка “установки нуля”.
3. Світлодіод перезавантаження ФЕП.
4. Ручка переключення діапазонів RFU (чутливості).
5. Шкала множника діапазонів чутливості.
6. Кнопка “мітка”.
7. Вхідний фітинг детектора з елементами кріплення кювети.
8. Вхідний фітинг детектора.

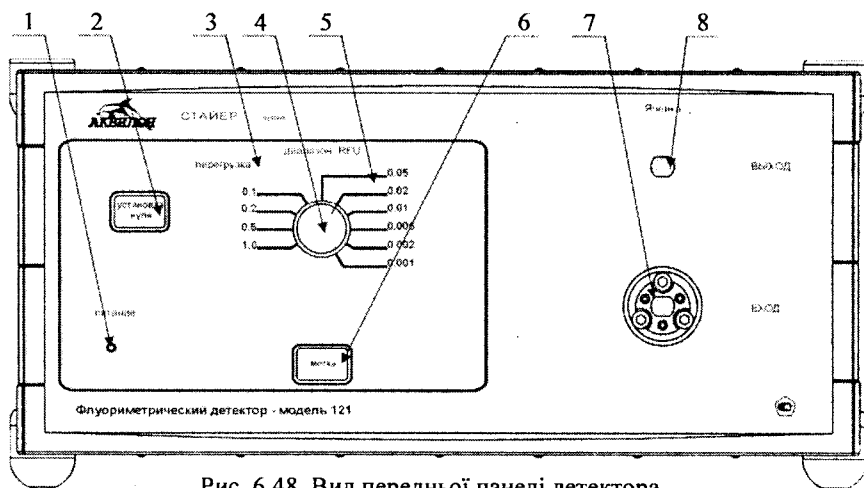
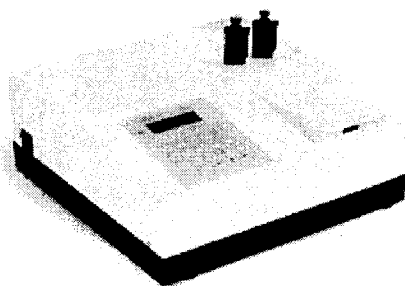
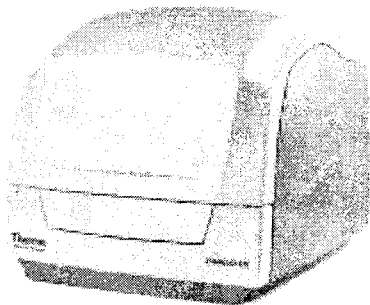


Рис. 6.48. Вид передньої панелі детектора.

Приклади сучасних флуориметрів представлені на рисунку 6.49.



а

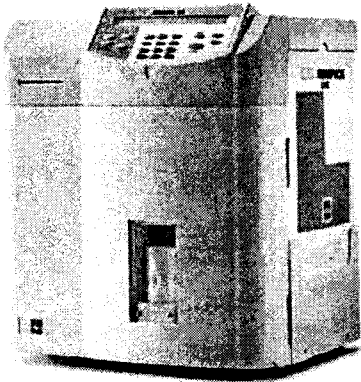


б

Рис. 6.49. Приклади сучасних флуориметрів: а) Varioskan Flash; б) Флуорат-02-АБЛФ-Т.

6.3.4. Гематологічні аналізатори

Гематологічні аналізатори застосовують для діагностики хвороб як кровотворної системи, так і всього організму людини, і призначені для моніторингу аналізів в клініко-діагностичних лабораторіях. Прикладами таких аналізаторів є Cobas Micros, Hemocomp-10, Hemascrin (рис. 6.50, 6.51).



а



б

Рис. 6.50. Приклади сучасних гематологічних аналізаторів: а) Cobas Micros; б) Hospitex Hemascrin.

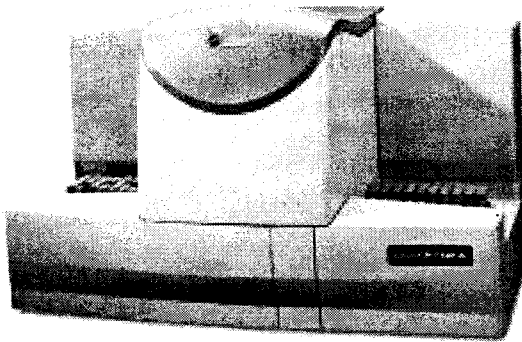


Рис. 6.51. Гематологічний аналізатор Колтера (Coulter STKS).

6.3.5. Газорідинні хроматографи

Хроматологія – сукупність методів, призначених для розділення сполук речовин на компоненти. У газорідинному методі рухомою фазою є газ, а нерухою – тверда речовина або рідина, яка нанесена на твердий інертний носій чи рівномірно покриває внутрішні стінки колонки (нерухома фаза поміщена у колонку).

Цей процес характеризується константою розподілу K_p , яка є відношенням концентрації речовини в нерухомій фазі C_1 до концентрації в рухомій фазі C_2 .

$$K_p = \frac{C_1}{C_2}. \quad (6.3)$$

Концентрація K_p залежить від природи досліджуваної речовини, рухомої та нерухомої фаз, температури тощо.

Хроматографи використовують для детектування складних речовин, таких як лікарські препарати і гормони.

У фармацевтичних дослідженнях газова хроматографія використовується для контролю залишкових кількостей органічних розчинників у субстанціях, ідентифікації й кількісного визначення розчинників та інших сполук.

На рисунку 6.52 представлений принцип роботи газорідного хроматографа.

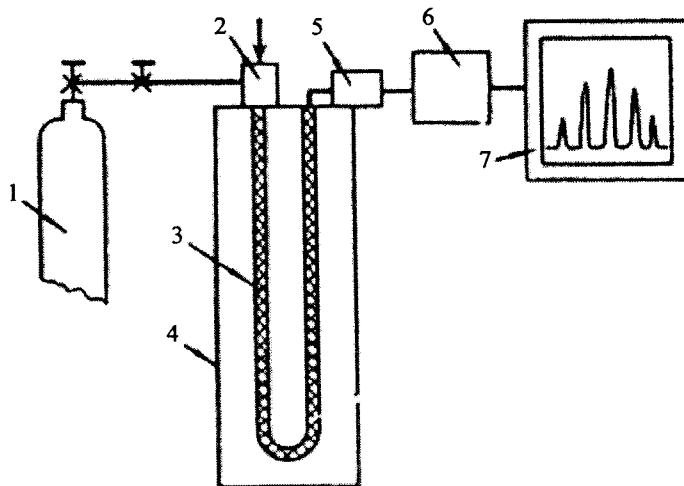


Рис. 6.52. Принципова схема газорідного хроматографа:

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.

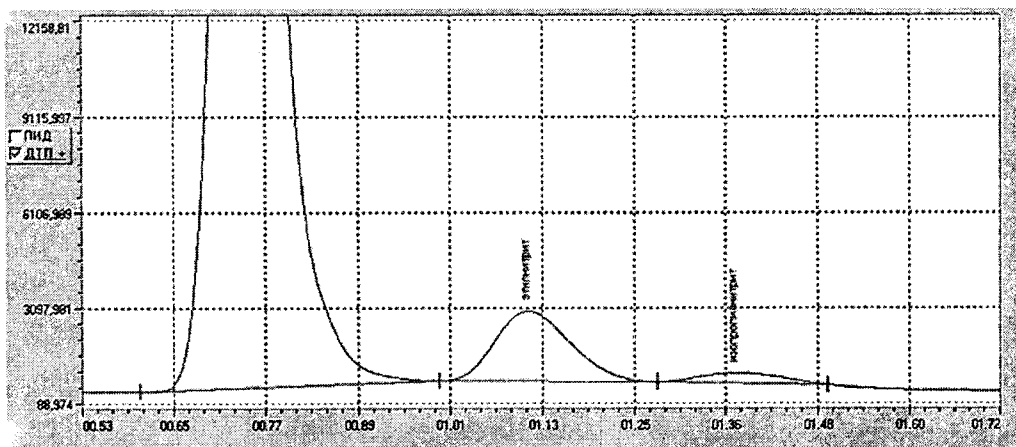


Рис. 6.53. Приклад хроматограми визначення алкоголю, що знаходиться в крові: вісь X – час затримки (хв), Y – сигнал детектора (мв).

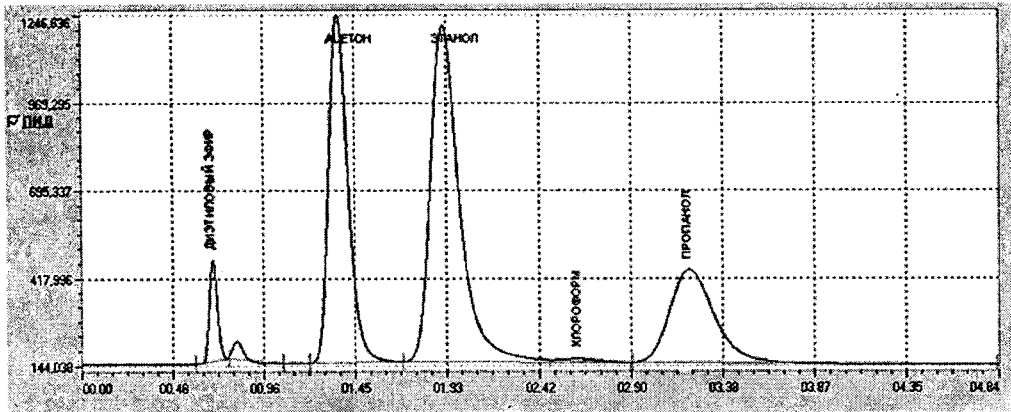


Рис. 6.54. Приклад хроматограми аналізу рідини, що знаходиться в шлунковому соці.

Сучасні газорідинні хроматографи

Газовий хроматограф “Кристаллюкс 4000М” повністю автоматизований, починаючи від введення проби і закінчуючи обробкою хроматографічної інформації (рис. 6.55, 6.56).

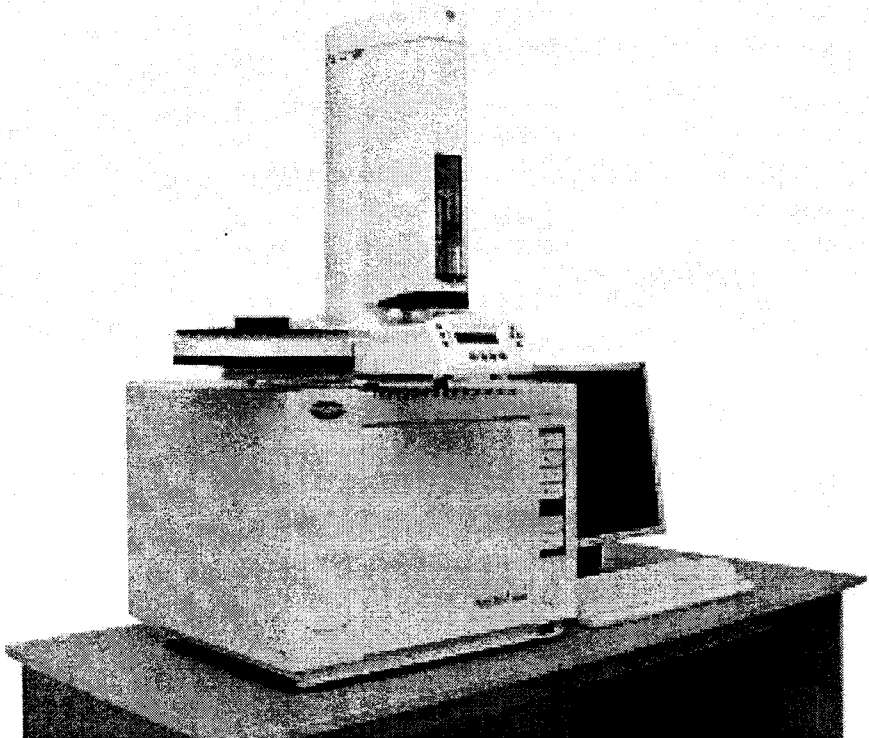
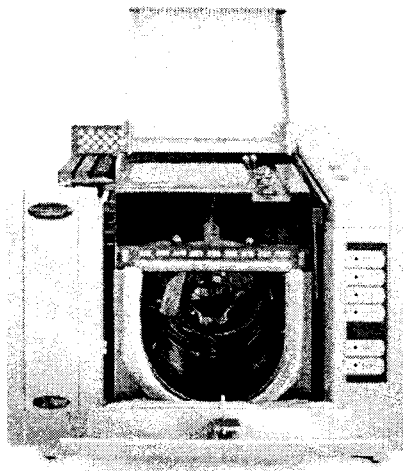
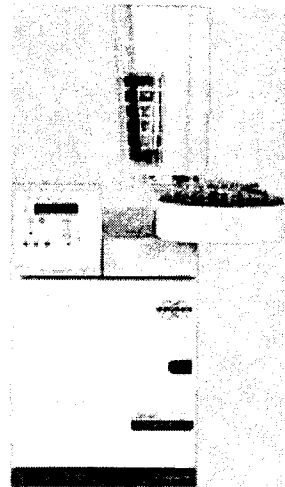


Рис. 6.55. Газовий хроматограф.



а



б

Рис. 6.56. Газові хроматографи: а) "Кристаллюкс 4000М"; б) хроматограф 430-GC та його цифровий екран.

Газові хроматографи проводять аналіз речовин впродовж 15–60 хв.

6.3.6. Автоматичний хімічний аналізатор

Автоматичні хімічні аналізатори значно підвищують ефективність клінічних лабораторій.

Автоматичний хімічний аналізатор Синхрон СХ4 (виробник Векман) представлений на рисунку 6.57.



Рис. 6.57. Синхрон СХ4.

Система Синхрон СХ4 – 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. Забезпечує можливість визначення в одному зразку 24 різних параметрів.

Призначення елементів хімічного аналізатора, зображеного на рисунку 6.58:

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.

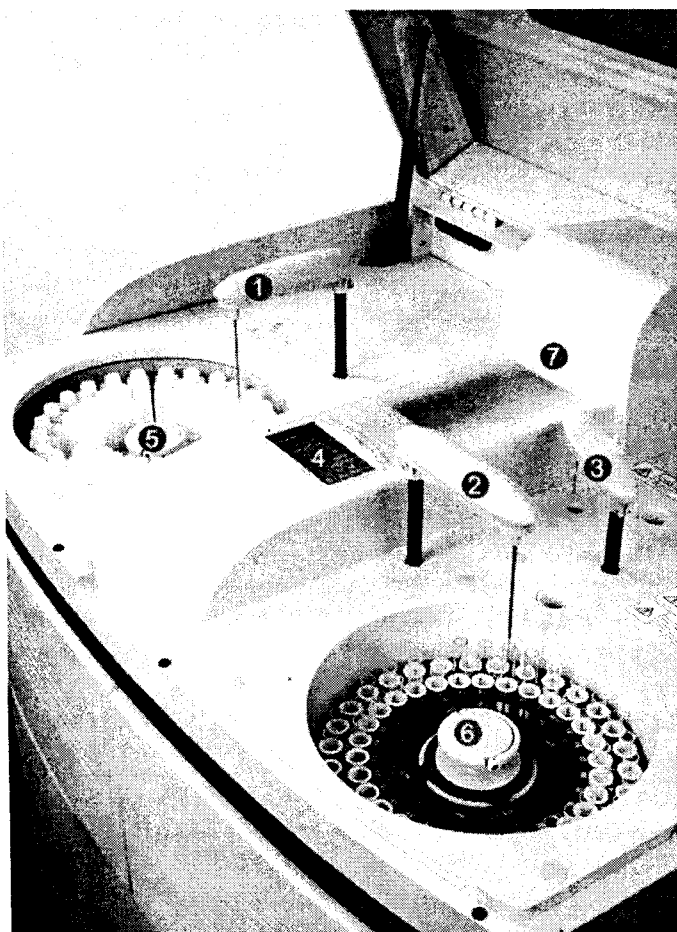


Рис. 6.58. Будова автоматичного хімічного аналізатора.

6.3.7. Автоматичний клінічний аналізатор

Автоматичний клінічний аналізатор (АКА) виробництва фірми DuPont дозволяє автоматично здійснити будь-який набір з 40 тестів (рис. 6.59).

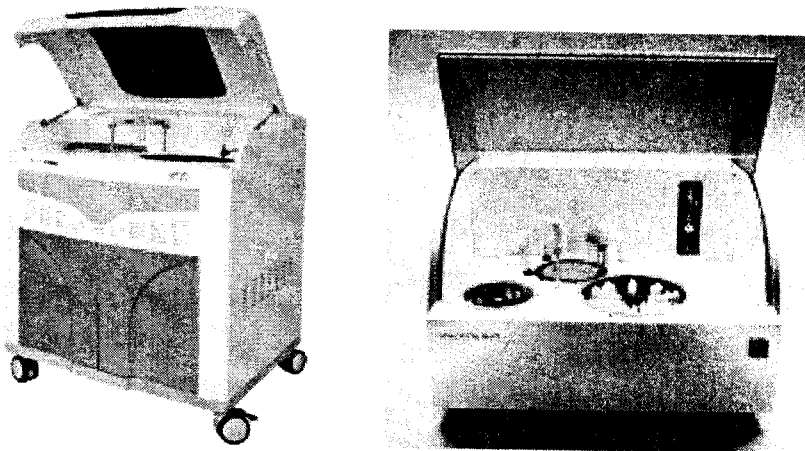


Рис. 6.59. Клінічні аналізатори АКА.

Принцип дії АКА ґрунтується на концепції автоматичних маніпуляцій з касетами біологічних зразків (КБЗ) і з касетами хімічних реактивів (КХР) (рис. 6.60, 6.61).

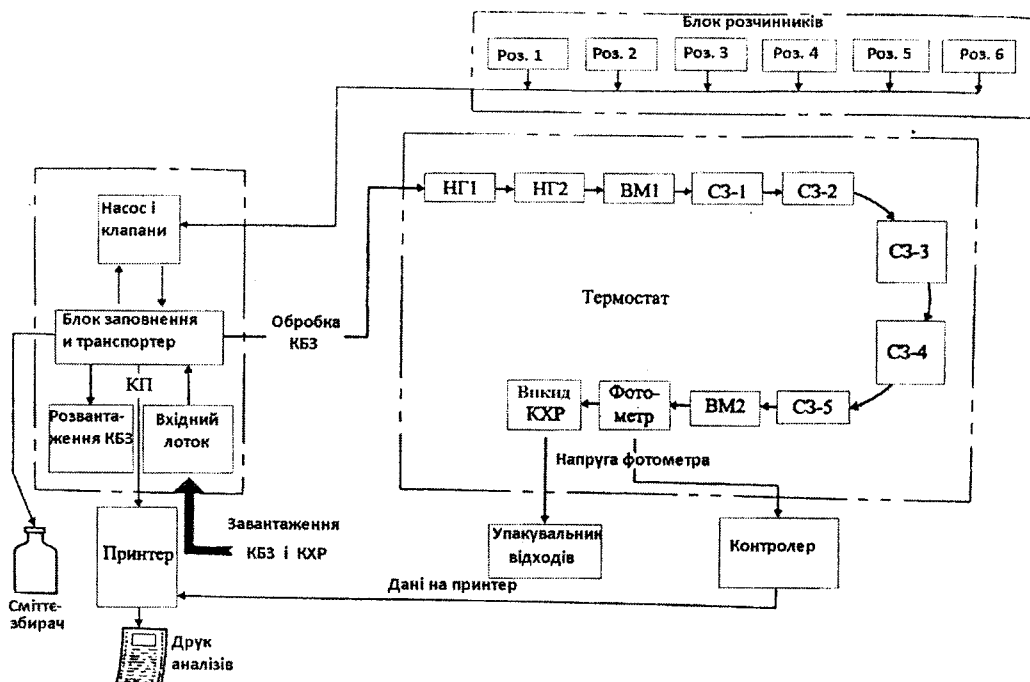


Рис. 6.60. Блок-схема автоматичного клінічного аналізатора (АКА). КБЗ – касета біологічних зразків. КХР – касета хімічних реактивів.

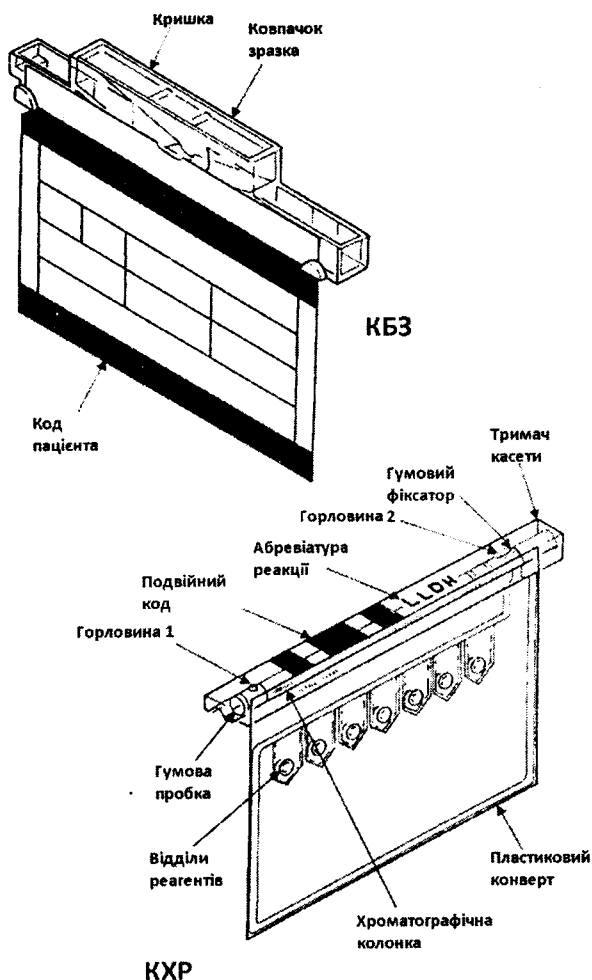


Рис. 6.61. Касета біологічних зразків (КБЗ) і касета хімічних реактивів (КХР) автоматичного клінічного аналізатора (АКА).

АКА використовує один з трьох методів вимірювання: кінетичний, двофільтровий і двокасетний (із двома КХР). Коефіцієнт поглинання світла в кюветі вимірюється двічі. Двофільтровий метод вимірювання коефіцієнта поглинання здійснюється із двома різними світлофільтрами. Концентрація досліджуваної речовини пропорційна різниці між отриманими значеннями коефіцієнтів поглинання світла. При роботі за двокасетним методом, 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 видруковує звіт, який містить ідентифікаційні дані пацієнта, зчитані блоком заповнення, і результати фотометричного виміру для кожного пакета КХР, заповненого відповідним зразком.

Література

1. Авоста В. Основы современной физики / В. Авоста, К. Коган, Б. Брэм. – М. : Просвещение, 1981. – 490 с.
2. Безденежных Е. А. Физика в живой природе и медицине / Е. А. Безденежных, Н. С. Брикман. – К. : Высшая школа, 1976. – 200 с.
3. Белановский А. С. Основы биофизики в ветеринарии / А. С. Белановский. – М. : Высшая школа, 1989. – 271 с.
4. Босчко В. Ф. Деякі теоретичні аспекти медичної і біологічної фізики / [В. Ф. Босчко, А. Д. Огородник, В. О. Калюш та ін.] – Чернівці, 1993. – 278 с.
5. Бурлаков Р. И. Искусственная вентиляция легких: принципы, методы, аппаратура / Р. И. Бурлаков, Ю. Ш. Гальперин, В. М. Юркевич. – М. : Медицина, 1986.
6. Бушок Г. Ф. Курс фізики. Книга 1. Фізичні основи механіки. Молекулярна фізика і термодинаміка / Г. Ф. Бушок, Є. Ф. Венгер. – К. : Вища школа, 2002. – 375 с.
7. Владимиров Ю. А. Биофизика / Ю. А. Владимиров, Д. Н. Рошункин, А. Я. Потапенко, А. Н. Деев. – М. : Высшая школа, 1983. – 357 с.
8. Горячев А. С. Основы ИВЛ / А. С. Горячев, И. А. Савин. – М. : Медиздат, 2009. – 254 с.
9. Губанов В. Н. Медицинская биофизика / В. Н. Губанов, А. А. Утенбергенев. – М.: Высшая школа, 1978. – 335 с.
10. Медицинские приборы. Разработка и применение / [Джон В. Кларк мл. Майкл Р. Ньюман, Валтер Х. Олсон и др.]; ред. Джон Г. Вебстер. – К. : Медторг, 2004. – 620 с.
11. Ємчик Л. Ф. Медична біофізика / Л. Ф. Ємчик, Я. М. Кміт. – Л. : Світ, 1998. –
12. Медична апаратура спеціального призначення / С. М. Залепко, Л. Г. Коваль, Н. М. Гавріков, І. С. Тумчак. – Вінниця : ВНТУ, 2010. – 158 с.
13. Зисман Г. А. Курс общей физики / Г. А. Зисман, О. М. Тодес. – М. : Наука, 1972. – 366 с.
14. Илларионова Е. А. Флюориметрия. Теоретические основы метода. Практическое применение метода / Е. А. Илларионова, И. П. Сыроватский. – Иркутск, 2011. – 63 с.
15. Курс фізики : навчальний підручник / І. Р. Зачек, І. М. Кравчук, Б. М. Романишин, В. М. Габа, Ф. М. Гончар ; за ред. І. Е. Лопатинського. – Львів : Бескид-Біт, 2002. – 376 с.
16. Іродов І. Є. Хвильові процеси. Основні закони : навч. посібник для ВНЗ / І. Є. Іродов. – 2-ге вид. – М. : Лабораторія Базових Знань, 2002. – 264 с.
17. Методичні вказівки лабораторних робіт з клінічної діагностики / [Є. М. Колтин, Б. А. Горбатюк, М. П. Драч, І. А. Машиневич та ін.]. – Львів-2011.
18. Костюк П. Е. Биофизика / П. Е. Костюк. – К. : 1988. – 235 с.
19. Кравчук С. Ю. Основы промєнєвої діагностики / С. Ю. Кравчук, А. П. Лазар. – Чернівці, 2005. – 208 с.
20. Кухлинг Х. С. Справочник по физике / Х. С. Кухлинг. – М. : Мир, 1982. – 519 с.
21. Ливенсон А. Р. Электромедицинская аппаратура. Издание 5-е, переработанное и дополненное / А. Р. Ливенсон. – М. : Медицина, 1981. – 343 с.
22. Ливенцев Н. М. Курс физики (основы высшей математики, механика и молекулярные явления, колебания и акустика, электричество, магнетизм и оптика) / Н. М. Ливенцев. – М. : Высшая школа, 1978. – 335 с.
23. Ливенцев Н. М. Курс физики (основы атомной и ядерной физики, основы медицинской электроники и кибернетики) / Н. М. Ливенцев. – М. : Высшая школа, 1978.
24. Линденбратен Л. Д. Медицинская радиология / Л. Д. Линденбратен, И. П. Королюк. – М. : Медицина, 2000. – 277 с.
25. Луизов А. В. Физика зрения / А. В. Луизов. – М. : Знание, 1976. – 61 с.
26. Манойлов В. Е. Электричество и человек / В. Е. Манойлов. – Ленинград, Энергоатомиздат, 1983. – 152 с.
27. Марценюк В. П. Медична біофізика та медична апаратура / В. П. Марценюк, В. Д. Дідух, Р. Б. Ладика та інші. – Тернопіль : Укрмедкнига, 2008. – 356 с.
28. Марценюк В. П. Медична та біологічна фізика / В. П. Марценюк, В. Д. Дідух, Р. Б. Ладика та інші. – Тернопіль : Укрмедкнига, 2012. – 304 с.

29. Медицинские приборы : разработка и применение / Авт. кол. : Джон В. Кларк мл., Майкл Р. Ньюман, Валтер Х. Олсон и др. ; ред. Джон Г. Вебстер. – К. : Медторг, 2004. – 620 с.
30. Мерион Дж. Общая физика с биологическими примерами / Дж. Мерион. – М. : Высшая школа, 1986. – 112 с.
31. Москаль Д. М. Лабораторний практикум з фізики / Д. М. Москаль, В. Д. Дідух, Р. Б. Ладика. – Тернопіль : Укрмедкнига, 2001. – 188 с.
32. Поворданюк В. В., Шалаєв В. О., Чабанний В. М., Дмитренко О. П.; патент № 200101102115 від 11.01.2001.
33. Посудін Ю. І. Фізика / Ю. І. Посудін. – Біла церква, 2008. – 464 с.
34. Пунгер В. Инструментальный анализ : учебное пособие для химико-технологических специальностей профессиональных центров / В. Пунгер, Л. Григорьева. – Йыхви : Inpove, 2012. – 192 с.
35. Ремизов А. Н. Курс физики, электроники и кибернетики для медицинских институтов : учебник / А. Н. Ремизов. – М. : Высшая школа, 1982. – 271 с.
36. Ремизов А. Н. Медицинская и биологическая физика / А. Н. Ремизов. – М. : Высшая школа, 1987. – 634 с.
37. Сивухин Д. В. Общий курс физики. Электричество / Д. В. Сивухин. – М. : Наука, 1977. – 687 с.
38. Терещенко М. Ф. Променева техніка (метод. вказівка) / М. Ф. Терещенко, Н. В. Стельмах, О. В. Оспичий. – К. 2008.
39. Тиманюк В. А. Биофизика / В. А. Тиманюк, Е. Н. Животова. – К. : ИДПрофессионал, 2004. – 704 с.
40. Харкевич А. А. Спектры и анализ / А. А. Харкевич. – М. – Л., 1952.
41. Царенко С. В. Практический курс ИВЛ. – М. : Медицина, 2007.
42. Чалий О. В. Медична і біологічна фізика в 2-ох томах / О. В. Чалий. – К. : ВІПОЛІ, 2001 – 840 с.
43. Яворський Б. М. Курс фізики. – ч. II. – Б. М. Яворський, А. А. Деглаф, Л. Б. Милковська. – К. : Виша школа, 1972. – 345 с.

Електронні ресурси

1. Part 2 Computer tomography. URL: <http://www.youtube.com> – Назва з екрана.
2. Большой скачок. URL: <http://www.youtube.com> – Назва з екрана.
3. Комп'ютерна томографія. URL: <http://www.youtube.com> – Назва з екрана.
4. Gama Knife Surgery. URL: <http://www.youtube.com> – Назва з екрана.
5. Redefining Radiosurgery. URL: <http://www.youtube.com> – Назва з екрана.
6. Linear acceleration. URL: <http://www.youtube.com> – Назва з екрана.
7. Открытие радиоактивности. URL: <http://www.youtube.com> – Назва з екрана.
8. X-промені. URL: <http://www.youtube.com> – Назва з екрана.
9. MDY Lux. URL: <http://www.youtube.com> – Назва з екрана.
10. Лічильник Гейзера. URL: <http://www.youtube.com> – Назва з екрана.
11. Камера Вильсона. URL: <http://www.youtube.com> – Назва з екрана.
12. Просвічуючий електричний мікроскоп. URL: <http://www.youtube.com> – Назва з екрана.
13. Елементарно МРТ. URL: <http://www.youtube.com> – Назва з екрана.
14. Ядерний Магнітний Резонанс:МРТ. URL: <http://www.youtube.com> – Назва з екрана.
15. Коротко МРТ. URL: <http://www.youtube.com> – Назва з екрана.
16. Тепловізор Testo 875-1. URL:<http://www.youtube.com> – Назва з екрана.
17. МРТ Магнітно-резонансна томографія. URL: <http://www.youtube.com> – Назва з екрана.
18. Магнітно-резонансна томографія(МРТ). URL: <http://www.youtube.com> – Назва з екрана.
19. Біомедична апаратура високої інтелектуальної складності. URL: http://www.Posibnyku.vntu.edu.ua/b_ap?11.html – Назва з екрана.
20. oftalmolog.in.ua. URL: <http://oftalmolog.in.ua> – Назва з екрана.
21. Томографія ядерно матеріальної речовини. URL: <http://www.Tomoscan.vu/book/part6.ntm> – Назва з екрана.
22. Принципи магнітно-резонансної томографії. URL: <http://www.verferats.com> – Назва з екрана.
23. Схема рентгено-коливального томографа. URL: <http://www.Vef.vushofnik.vu/v30208/> – Назва з екрана.

Навчальне видання

**Дідух Валерій Дмитрович
Рудяк Юрій Аронович
Ладика Роман Богданович та ін.**

**Будова і принципи роботи
медичного обладнання**

Посібник

Редагування	<i>Л. П. Капкаєва</i>
Технічний редактор	<i>С. Т. Демчишин</i>
Дизайн обкладинки	<i>П. С. Кушик</i>
Комп'ютерне верстання	<i>Я. Д. Теслюк</i>

Підп. до друку 10.10.2016. Формат 70×100/16.
Папір офсет. № 1. Гарн. "Times". Друк офсет.
Ум. друк. арк. 21,78. Обл.-вид. арк. 20,34.
Тираж 600. Зам. № 8

Видавець і виготівник
ДВНЗ "Тернопільський державний медичний
університет імені І. Я. Горбачевського МОЗ України"
Майдан Волі, 1, м. Тернопіль, 46001, Україна

Свідоцтво про внесення до Державного реєстру суб'єктів
видавничої справи ДК № 2215 від 16.06.2005