

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
Національний аерокосмічний університет ім. М. Є. Жуковського
«Харківський авіаційний інститут»

В. П. Олійник

**АПАРАТНІ МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕНЬ
В БІОЛОГІЇ ТА МЕДИЦИНІ**

Навчальний посібник

Харків «ХАІ» 2021

УДК 616-71-07(075.8)
О-54

Рецензенти: д-р техн. наук, проф. І. Ш. Невлюдов,
канд. техн. наук, доц. В. І. Огар

Олійник, В. П.

О-54 Апаратні методи досліджень в біології та медицині [Текст] : навч. посіб. / В. П. Олійник. – Харків : Нац. аерокосм. ун-т ім. М. Є. Жуковського «Харків. авіац. ін-т», 2021. – 112 с.

ISBN 978-966-662-802-5

Розглянуто групи методів медико-біологічних досліджень, оснований на реєстрації фізичних параметрів. Ці методи є методологічною основою розроблення апаратних засобів для досліджень життєдіяльності біологічних об'єктів.

Для студентів спеціальностей 163 «Біомедична інженерія», 122 «Комп'ютерні науки» освітньо-професійної програми «Комп'ютерні технології в біології та медицині», 153 «Мікро- та наносистемна техніка» і фахівців, що вивчають, експлуатують і розробляють технічні засоби для медичного застосування.

Іл. 76. Табл. 11. Бібліогр.: 30 назв

УДК 616-71-07(075.8)

© Олійник В. П., 2021
© Національний аерокосмічний
університет ім. М. Є. Жуковського
«Харківський авіаційний інститут», 2021

ISBN 978-966-662-802-5

ВСТУП

Приступаючи до вивчення невідомого біологічного об'єкта або явища, дослідник прагне отримати найбільш повну та достовірну інформацію. Для цього йому доводиться використовувати різні методи і способи отримання інформації про об'єкт. Ефективність отримання цієї інформації залежить від знання експериментатором методів досліджень і вміння їх застосувати відповідно до поставлених завдань.

Предмет дисципліни, що вивчається, – сукупність апаратних (інструментальних) методів досліджень, що дозволяють з якомога більшою об'єктивністю визначити стан біологічної системи.

Стан біологічної системи описується комплексом медико-біологічних показників, тобто групами фізичних, біохімічних, психологічних параметрів, які визначаються в процесі досліджень.

Метод дослідження – це спосіб отримання цільової інформації, оснований на якісному або кількісному зв'язку властивостей біосистеми з вимірюваним параметром, що характеризує ці властивості. Для реалізації методу дослідження необхідно виконання таких умов:

- кількісне або якісне описання зв'язку властивості біосистеми (медико-біологічного показника) з вимірюваним фізичним параметром;
- алгоритм проведення вимірювання;
- наявність технічних засобів проведення дослідження;
- наявність алгоритму і засобів оброблення отриманої інформації.

Залежно від конкретного методу дослідження деякі з перерахованих умов можуть мати пріоритетне значення, а деякі – зовсім відсутні.

Більшість методів діагностики і досліджень оснований на застосуванні фізичних принципів і ідей. Тому при вивченні цієї дисципліни в межах освітньо-професійних програм «Біомедична інженерія», «Біомедична інформатика та радіоелектроніка», «Комп'ютерні технології в біології та медицині», «Мікро- та наносистемна техніка» передбачається така послідовність розгляду сутності методу: фізичне явище або використовуваний процес; вимірюваний фізичний параметр; біологічні процеси, що характеризуються цим параметром; медична значущість методу; кількісні або якісні співвідношення для прикладів діагностики, які знайшли широке застосування в клінічній практиці. Реалізація методу дослідження передбачає побудову біотехнічної системи – сукупності біологічних і технічних елементів (апарату), що виконують єдину цільову функцію визначення медико-біологічних показників.

Наведені в посібнику методи медико-біологічних досліджень використовують параметри механічних, електричних, магнітних, оптичних проявів життєдіяльності об'єктів, а також, результати впливу фізичних полів нормованих рівнів на об'єкти для отримання кількісних і якісних діагностичних показників.

1. СИСТЕМНІ АСПЕКТИ ПРОВЕДЕННЯ МЕДИКО-БІОЛОГІЧНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

У цей розділ включені найбільш загальні питання і підходи, властиві всім методам досліджень в їх проекції на біологічні об'єкти.

1.1 . Особливості біологічних систем як об'єктів дослідження

Використання поняття «біологічна система» найзручніше при розгляді найзагальніших підходів дослідження живих організмів. Виділяють три основні етапи системного аналізу:

- вивчення ступеня організованості біологічного об'єкта, тобто отримання морфологічного опису (структура, елементний склад);
- вивчення законів його функціонування в умовах реального існування, тобто отримання функціонального й інформаційного описів;
- вивчення шляху розвитку біологічного об'єкта, тобто отримання генетико-прогностичного опису.

Живі організми мають ряд особливостей, що ускладнюють отримання зазначених описів. Наведемо найбільш важливі з них.

1. Будь-яка біологічна система надзвичайно складна, має багато підсистем зі змінними зв'язками і функціями, які в більшості випадків описані лише якісно.

2. При вивченні біологічної системи доводиться враховувати комплекс чинників, які безперервно змінюються, що значно ускладнює інтерпретацію результатів досліджень.

3. Стан біологічної системи описується комплексом фізіологічних процесів з великою кількістю різномірних медико-біологічних показників, кількість яких остаточно не встановлено.

4. Отримання багатьох математичних залежностей, що характеризують просторово-часовий стан біосистеми, ускладнене через відсутність адекватного математичного апарату.

5. Для біосистем характерна якісна неоднорідність складових підсистем з різною динамікою функціонування і керуючими сигналами (хімічними, фізичними, інформаційними). Орієнтовну часову шкалу фізіологічних процесів людини відображено в табл.1.1.

6. Велика кількість параметрів, що визначають стан біосистеми, дає лише вірогідну оцінку того чи іншого стану.

7. Неоднозначність реакції біосистеми на один і той же вплив.

8. Рефлекторний вплив різних патологічних явищ на вищі структурні рівні біосистеми, що призводить до спотворення інтерпретації отриманих результатів діагностики.

Таблиця 1.1

Гомеостатичні механізми	Процеси адаптації	Генетичні ефекти
Нервові фактори - 0,3 с Хімічний обмін – 3 с Нейрогуморальні фактори - 3 хв Гормональні фактори - 7 хв	10 – 30 днів	Життєві процеси – 15 років Процеси деградації – 70 років

9. Індивідуальний розкид і мінливість медико-біологічних показників.

10. Дослідження біологічних систем доцільно проводити в умовах їх реального існування.

11. Вимірювання параметрів біологічних систем практично неможливе без порушення їх цілісності.

12. Складність вимірювань пов'язана з порівняно малими абсолютними значеннями вимірюваних величин при великих рівнях завад як через роботу інших підсистем (внутрішні шуми), так і через ті, що надходять із зовнішнього середовища (зовнішні шуми). Спектри багатьох вимірюваних сигналів, що характеризують фізіологічні процеси, знаходяться в смузі інфранизьких частот (починаючи від тисячних часток герц) і звукових частот.

Перераховані вище особливості біологічних систем як об'єктів дослідження можуть бути подолані, якщо як методологічну основу досліджень узяти гомеостаз біологічних систем, тобто здатність системи забезпечувати стабільність структури, елементного складу, виконуваних функцій, підтримки характеристичних параметрів в життєво важливих границях незалежно від зміни умов зовнішнього середовища. Гомеостаз живих організмів підтримується механізмами саморегуляції.

Таким чином, з поглядів системного аналізу живий організм – це сукупність взаємозв'язаних, взаємодіючих, взаємовпливаючих функціональних систем гомеостатичного типу, який можна описати комплексом статистично стабільних медико-біологічних показників. Приклади таких показників для людського організму – температура внутрішніх органів, частота серцевих скорочень, частота дихання, тиск крові, концентрація цукру в крові і т. д.

Діагностичною ознакою патологій є відхилення показників від середньостатистичних величин, прийнятих для досліджуваного об'єкта.

1.2. Структура методів медико-біологічних досліджень

Існує декілька класифікацій методів досліджень: за видом живого організму, типом функціональних систем або органів, видом захворювання,

типом діагностичної апаратури. В цьому курсі прийнята класифікація, основана на відмінності способів отримання інформації про біооб'єкти, яка найбільш повно відображує специфіку можливих технічних рішень і відповідної медичної спрямованості.

Методи фізіологічних досліджень основані на проявах і властивості життєдіяльності біологічних систем. До них належать дослідження: механічних проявів (механокардіографія, сфігмографія, аускультация і т. д.); електропровідності біоструктур (реографія, електропунктурна діагностика і т. д.); електричної та магнітної активності організмів (електрографія, магнітографія); оптичних властивостей (оптична плетизмографія, медична фотографія, діафанографія тощо); процесів теплопродукції і теплообміну (термометрія, біокалориметрія тощо).

Активні методи досліджень базуються на попередньому зовнішньому впливі на біологічну систему з метою прояву її властивостей. До цієї групи належать методи, основані на впливі зовнішніх фізичних полів (рентгенівська і гамма-інтроскопія, ультразвукова ехографія, ядерна магнітно-резонансна томографія і т. д.), застосуванні фармакологічних препаратів (ангіографія, радіоізотопні методи і т. д.), а також функціональні методи (психофізичні тести, комплексна оцінка стану організму тощо).

Аналітичні методи досліджень припускають обчислення кількісних параметрів, що характеризують біосистему, концентрацій компонентів, у тому числі і на основі біологічних проб. До цих методів належать усі види лабораторних медичних досліджень і аналізів (седиментація, поляриметрія, віскозиметрія і т. д.).

Деякі реальні методи досліджень містять ознаки декількох груп класифікації і можуть бути віднесені до однієї з них за переважанням тієї чи іншої ознаки.

1.3. Технологічні цикли медико-біологічних експериментів

Проведення досліджень передбачає певну послідовність дій експериментатора. Ці дії отримали назву технологічних операцій.

Будь-яке дослідження передбачає операції чотирьох основних видів: I – допоміжні операції з підготовки обладнання; II – налаштування аналізатора, перетворювача, датчика для контакту з об'єктом або їх орієнтація на об'єкт; III – вимірювання будь-якої фізичної величини, пов'язаної з певною властивістю або характеристикою об'єкта; IV – збирання і оброблення результатів вимірювань.

Крім наведених основних операцій, особливо при проведенні аналітичних досліджень, використовують і додаткові процедури: V – відбір, зберігання і доставку біологічної субстанції (проби) до аналізатора; VI – мірні

операції з рідинами, твердими реагентами; VII – модифікацію, або трансформацію.

Операцію VII можна умовно розділити за трьома видами впливу на об'єкт:

- фізичний (нагрівання, охолодження, опромінення, перемішування, центрифугування, фільтрування тощо);
- фізико-хімічний (поділ компонентів рідких сумішей, розведення, флотація, екстрагування, перегонка тощо);
- хімічний (ініціювання хімічних трансформацій шляхом додавання різних речовин, реагентів).

Фактично все різноманіття структурних схем експериментальних вимірювань і лабораторних досліджень складається з перерахованих вище видів технологічних операцій. Послідовність виконання операцій називається технологічним циклом.

Приклади технологічних циклів:

без модифікації:

- III - III - IV, IV - II - III - IV, IV - VI - II - III - IV;

з модифікацією:

- III - VII - III - IV, I - VII - II - III - IV, IV - VII - II - III - IV.

1.4. Вимірювання в медико-біологічній практиці

Визначення параметрів, що характеризують властивість біологічної системи, проводять за допомогою вимірювань. Для того щоб уможливити відбір проб і зафіксувати отриману інформацію, необхідно мати деяку сукупність пристроїв, яку називають узагальненим терміном «медична техніка» (рис. 1.1). Велика частина медичної техніки належить до медичної апаратури, яка своєю чергою підрозділяється на медичні прилади та медичні апарати.

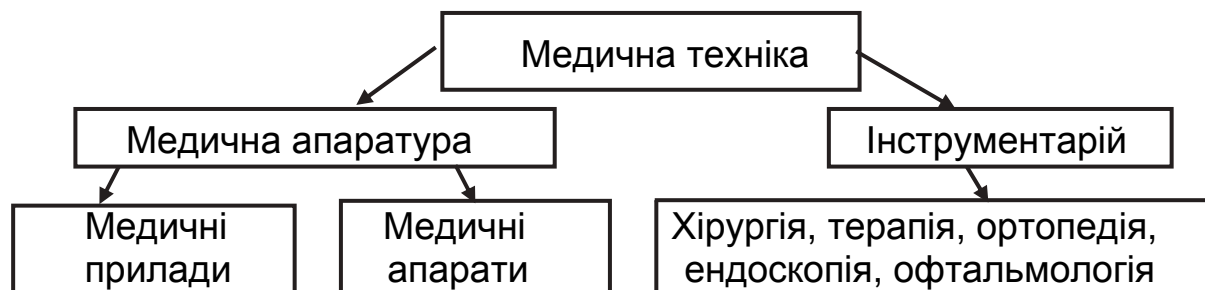


Рис. 1.1. Структура медичної техніки

Медичним приладом прийнято вважати технічний пристрій, призначений для діагностичних або лікувальних вимірювань (медичний термометр, сфігманометр, електрокардіограф тощо).

Медичний апарат - технічний пристрій, що дозволяє створювати енергетичний вплив терапевтичної, хірургічної або іншої лікувальної дії, а також забезпечувати в медичних цілях певний склад різних субстанцій (апарати: УВЧ-терапії, електрохірургії, штучне серце, штучна нирка і т. п.).

Таким чином, у процесі медико-біологічних досліджень функцію технічних засобів виконують медичні прилади, хоча для проведення вимірювань можуть бути задіяні як допоміжні інші засоби медичної техніки (наприклад, хірургічний інструмент для імплантації електродів, взяття біопроб, введення фармпрепаратів і т. п.).

1.4.1. Узагальнена схема вимірювального каналу для медико-біологічних досліджень

Практично всі функціональні схеми медичних приладів можна звести до деякої узагальненої вимірювальної схеми (рис. 1.2).

Ця схема дозволяє спрощено узагальнити різноманітні реальні системи, що застосовуються в медицині для діагностики та дослідження.

Перший елемент цієї схеми – пристрій знімання первинної інформації, який безпосередньо контактує або взаємодіє з самою біосистемою і перетворює інформацію медико-біологічного і фізіологічного змісту в сигнал для електронного (рідше – пневматичного) пристрою. У медичній електроніці використовують два види пристроїв знімання: електроди і датчики.

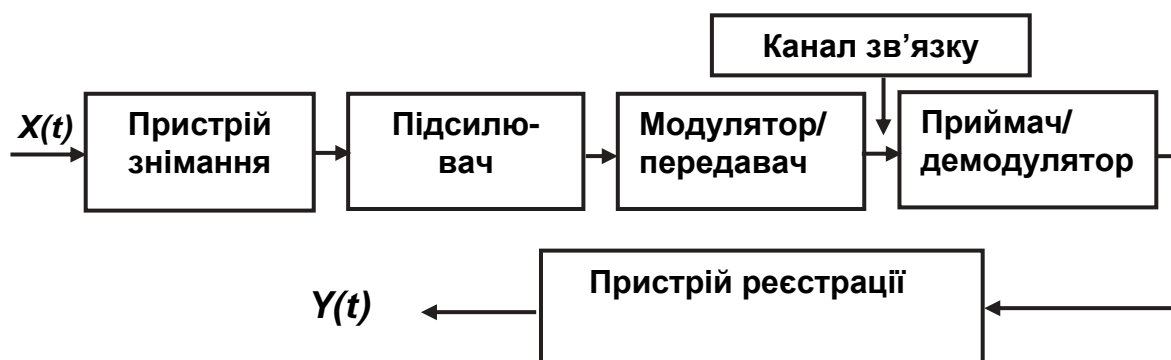


Рис. 1.2. Структурна схема вимірювального каналу

Інші елементи структурної схеми знаходяться зазвичай відокремлено від об'єкта дослідження. У деяких випадках блоки вимірювальної системи можуть бути віддалені на значну відстань від об'єкта вимірювань, тоді такі вимірювання відносять до біотелеметрії. Зв'язок між пристроєм знімання і вимірювальною частиною при цьому здійснюється з'єднувальними провід-

никами або за допомогою радіохвиль (радіотелеметрія). Останній варіант використовують в авіаційній, космічній, спортивній медицині, різних видах ендорадіозондування і телемедицині.

Завершальним елементом вимірювального ланцюга є пристрій реєстрації, яке відображує або фіксує інформацію про біологічний об'єкт у формі, доступній для безпосереднього сприйняття дослідником.

У структурній схемі $X(t)$ означає певний фізичний параметр, що впливає на пристрій знімання, а $Y(t)$ – медико-біологічний показник біологічної системи. Як уже говорилося, для ефективного аналізу інформації повинна бути відома залежність $Y = f(X)$.

1.4.2. Електроди для знімання біоелектричного сигналу

Електроди – це провідники спеціальної форми, що з'єднують вимірювальний ланцюг з біологічною системою.

При діагностиці електроди використовуються не тільки для знімання електричного сигналу, але і для створення зовнішнього електричного впливу, наприклад у методах реографії, імпедансної томографії.

До електродів ставляться певні вимоги: вони повинні швидко фіксуватися і зніматися, мати високу стабільність електричних параметрів, бути міцними, не створювати перешкод, не травмувати біологічну тканину тощо.

Важлива фізична проблема, що стосується електродів для знімання біоелектричного сигналу, полягає в мінімізації втрат корисної інформації, особливо на перехідному опорі електрод – шкіра. Еквівалентну електричну схему контуру, що містить джерело біоелектричного сигналу і електроди, зображено на рис. 1.3.

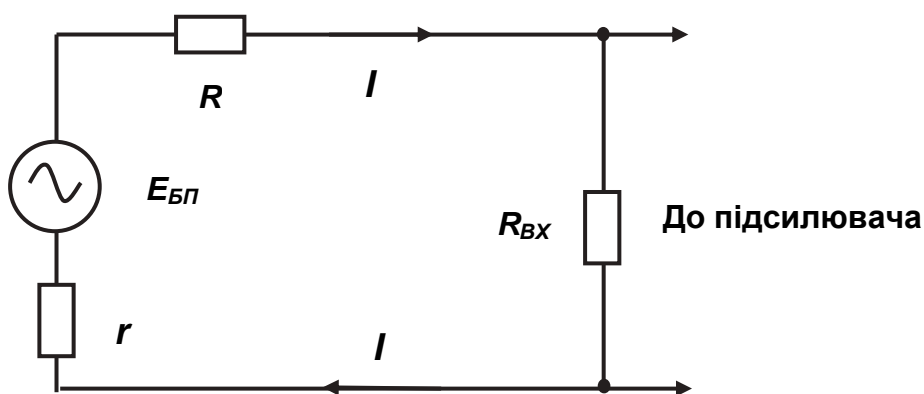


Рис. 1.3. Еквівалентна схема знімання електробиопотенціалів

Із закону Ома випливає, що

$$E_{БП} = Ir + IR + IR_{ВХ} = IR_i + IR_{ВХ}, (R_i = r + R),$$

де $E_{БП}$ – E_{PC} джерела біопотенціалів; r – опір внутрішніх тканин біологічної системи; R – опір шкіри і електродів, що контактують з нею; R_{ex} – вхідний опір підсилювача біопотенціалів; I – електричний струм у вимірювальному контурі.

Можна умовно назвати падіння напруги $IR_{ВХ}$ на вході підсилювача «інформативною складовою», оскільки підсилювач збільшує саме цю частину E_{PC} джерела. Падіння ж напруг Ir усередині біологічної системи та IR на системі електрод – шкіра зменшують «інформативну складову».

Якщо $E_{БП}$ – фізіологічний параметр з граничною величиною, а вплинути на зменшення напруги Ir неможливо, то збільшити частку інформативної складової $IR_{ВХ}$ можна лише зменшенням падіння напруги на опорі R , і перш за все на контактні електрод – шкіра.

Для зменшення перехідного опору електрод – шкіра намагаються збільшити провідність середовища між електродом і шкірою, тому використовують марлеві серветки, змочені фізіологічним розчином, або електропровідні пасти, гелі.

Можна зменшити перехідний опір, збільшивши площу контакту електрод – шкіра (збільшивши розмір електрода), але у цьому випадку електрод буде захоплювати біопотенціали декількох джерел, тому справжня картина електричного поля досліджуваного органу буде спотворена.

За призначенням електроди для знімання біоелектричного сигналу поділяють на такі групи:

1) для короткочасного застосування в кабінетах функціональної діагностики, наприклад, для одноразового зняття електрокардіограми;

2) для тривалого використання, наприклад: для засобів холтерівського моніторингу, при постійному спостереженні за важкохворими в умовах реанімації, у палатах інтенсивної терапії;

3) для професійного профілактичного обстеження, наприклад, у спортивній, авіаційній або космічній медицині;

4) для екстреного використання, наприклад, в умовах служб швидкої допомоги, воєнної медицини.

При користуванні електродами в електрофізіологічних дослідженнях виникають дві специфічні проблеми.

Одна з них – виникнення гальванічної E_{PC} при контактні електродів з біологічною тканиною, друга – електролітична поляризація електродів. Остання виникає в результаті переносу електричного заряду іонами і виділенням на електродах продуктів реакцій при проходженні струму, внаслідок чого виникає поляризаційна E_{PC} , яка є завадою відносно інформативної складової.

В обох випадках згадані E_{PC} спотворюють корисний біоелектричний сигнал, що знімається електродами. Існують способи, що дозволяють знизити або усунути подібні впливи, проте ці прийоми належать до електрохімії і схемотехнічних рішень побудови інструментальних підсилювачів.

1.4.3. Датчики медико-біологічної інформації

Багато медико-біологічних характеристик не можна «зняти» електродами, оскільки вони не відображуються біоелектричними сигналами (тиск крові, температура, звукові показники роботи серця і багато інших). У цих випадках використовують датчики або вимірювальні перетворювачі.

Датчиком називають пристрій, що перетворює вимірювану або контрольовану фізичну величину в сигнал, зручний для передачі і подальшого перетворення, підсилення або реєстрації. Датчик, на який безпосередньо діє вимірювана величина, тобто перший елемент вимірювального ланцюга, називається *первинним*.

У рамках медичної електроніки розглядаються тільки такі датчики, які перетворюють вимірювану або контрольовану неелектричну величину в електричний сигнал.

Використання електричного сигналу як інформаційний більш доцільно, ніж інших сигналів, оскільки радіоелектронні пристрої дозволяють порівняно нескладно посилювати його, кодувати, передавати на відстань, реєструвати та відображувати.

Датчики поділяють на *генераторні* та *параметричні*.

Генераторні – це датчики, які під впливом вимірюваного чинника безпосередньо генерують електричні напругу або струм. Зазначимо деякі типи цих датчиків і явища, на яких вони основані:

- 1) п'єзоелектричні, п'єзоелектричний ефект;
- 2) термоелектричні, термоелектричний ефект;
- 3) індукційні, електромагнітна індукція;
- 4) фотоелектричні, фотоелектричний ефект.

Параметричні – це датчики, в яких під впливом вимірюваного чинника змінюється будь-який параметр. Зазначимо деякі типи цих датчиків і вимірюваний з їх допомогою параметр:

- 1) ємнісні, ємність;
- 2) реостатні, омичний опір;
- 3) індуктивні, індуктивність або взаємна індуктивність.

Залежно від енергії або чинника, що є носієм інформації, розрізняють механічні, акустичні (звукові), температурні, електричні, оптичні та інші датчики.

У деяких випадках датчики називають за вимірюваною величиною, наприклад: датчик тиску, тензометричний датчик (тензодатчик) – для вимірювання переміщення або деформації і т. д.

Можливі медико-біологічні застосування зазначених типів датчиків наведено в табл. 1.2.

Датчик характеризується *функцією перетворення* – функціональною залежністю вихідної величини y від вхідного чинника x , який описується аналітичним виразом $y = f(x)$ або графіком.

Таблиця 1.2

Датчик	Механічний	Акустичний	Оптичний	Температурний
П'єзоелектричний	АД	ФКГ	—	—
Термоелектричний	—	—	—	Т
Індукційний	БКГ	ФКГ	—	—
Фотоелектричний	—	—	ОГМ	Т
Ємнісний	ФКГ	—	—	—
Реостатний	АД, БКГ	—	—	Т
Індуктивний	ТШК	—	—	—

Примітка. АД – артеріальний тиск крові, БКГ – балістокардіограма, ФКГ – фонокардіограма, ОГМ – оксигемометрія, Т – температура, ТШК – тиск в шлунково-кишковому тракті.

Чутливість датчика показує, якою мірою вихідна величина реагує на зміну вхідного чинника:

$$Z = \Delta y / \Delta x.$$

Чутливість відповідно до виду датчика виражається: в омах на міліметр (Ом/мм), у мілівольтах на кельвін (мВ/К) і т. д.

Чутливість послідовної сукупності датчиків дорівнює добутку чутливостей усіх датчиків.

Істотними є часові (динамічні) характеристики датчиків. Справа в тому, що фізичні процеси в датчиках не відбуваються миттєво, це призводить до запізнювання зміни вихідної величини порівняно зі зміною вхідних. Така особливість призводить до залежності чутливості датчика від швидкості зміни вхідного чинника dx/dt , або від частоти при зміні фізичного параметра x за гармонійним законом.

При роботі з датчиками слід ураховувати можливі специфічні похибки. Причинами похибок можуть бути:

- 1) температурна залежність функції перетворення;
- 2) гістерезис – запізнювання зміни y від x навіть при повільній зміні вхідного чинника, що відбувається унаслідок залишкових явищ, або незворотних процесів у датчику;
- 3) мінливість функції перетворення з терміном використання;
- 4) зворотній вплив датчика на біологічну систему, що приводить до спотворення результатів вимірювання;
- 5) інерційність датчика (нехтування його часовими характеристиками).

Конструкції датчиків, які використовуються в медицині, дуже різноманітні: від найпростіших (типу термопари) – до складних датчиків (наприклад: на основі ефекту Доплера, явища ядерного магнітного резонансу).

На закінчення відзначимо, що датчики є технічними аналогами рецепторів біологічних систем.

1.4.4. Класифікація методів вимірювань

Більшість вимірювань у медицині є вимірами фізичних або фізико-хімічних величин. Тому всі медико-біологічні вимірювання можуть бути класифіковані за належністю до відповідного розділу фізики.

Механічні вимірювання: антропологічні параметри тіла; переміщення, швидкість і прискорення частин тіла, крові, повітря; акустичні вимірювання; тиск крові, біорідин в організмі; вимірювання вібрацій і шуму і т. д.

Теплофізичні вимірювання: температура органів, частин тіла і навколишнього середовища; калориметричні вимірювання; дослідження теплопровідності і теплообміну біологічних об'єктів і т. д.

Електричні і магнітні вимірювання: дослідження електричних біопотенціалів; вимірювання біомагнітних полів; реєстрація випромінювання електромагнітних полів біосистемами; вимірювання імпедансу біосередовищ і т. д.

Оптичні вимірювання: колориметричні вимірювання; спектральні дослідження; фотометрія; поляриметриа і т. д.

Атомні і ядерні вимірювання: дозиметрія; вимірювання інтенсивності іонізуючих випромінювань біосередовищ; дослідження спектрів електронно-парамагнітного резонансу (ЕПР) та ядерно-магнітного резонансу (ЯМР) і т. д.

Фізико-хімічні вимірювання: визначення компонентного складу біосередовищ; дослідження кількісних параметрів і хімічного складу повітря дихального циклу; рН крові та інших біологічних рідин і т. д.

За ступенем взаємодії засобів вимірювань з об'єктом розрізняють *контактні* (електрометрія, ультразвукова ехолокація і т. п.) і *безконтактні* (тепlobачення, ємність і оптична плетизмографія і т. п.) вимірювання.

За впливом на цілісність досліджуваного об'єкта методи вимірювань бувають *руйнівними* (прямі методи визначення тиску крові, інших біорідин, біопсія і т. п.) і *неруйнівними* (аускультация, балістокардіографія і т. п.).

За способом отримання результату розрізняють прямі, непрямі та сумісні вимірювання.

Прямими називають вимірювання, при яких відповідне значення величини знаходять безпосередньо з даних вимірювань (температура, тиск, лінійні розміри, вага і т. п.).

Непрямими називають вимірювання, при яких шукане значення біологічного параметра знаходять на підставі відомої залежності між цією величиною і величинами, визначеними прямими вимірюваннями (рентгенівська, ЯМР, ультразвукова томографія, вимірювання площі, об'єму, потужності і т. п.).

Сумісними називають вимірювання, що проводять одночасно для двох або декількох величин, для знаходження залежності між ними (тиск у судинах і швидкість кровообігу, швидкість ультразвуку в біосередовищі і його щільність тощо).

За способом порівняння з мірою (міра – це засіб вимірювання, що забезпечує відтворення і зберігання одиниці виміру) виділяють такі методи вимірювань:

- метод протиставлення, при якому вимірювана величина і величина, відтворена мірою, одночасно впливають на пристрій порівняння (за принципом «більше - менше»);

- диференційний метод, в якому прилад показує різницю між вимірюваною величиною і відомою величиною, що відтворюється мірою;

- нульовий метод – метод порівняння вимірюваної величини з мірою, при якому на індикатор рівноваги доводиться до нуля (використовується набір мір);

- метод заміщення, в якому вимірювана величина заміщується відомою величиною, що відтворюється мірою;

- метод співпадіння, при якому різниця між вимірюваною величиною і величиною, що відтворюється мірою, вимірюють, використовуючи співпадіння позначок шкал або періодичних сигналів.

Залежно від характеру зміни вимірюваної величини в часі розрізняють статичні і динамічні вимірювання.

Наведена класифікація допомагає точніше визначити інженерні завдання, що виникають у процесі проведення вимірювань для медико-біологічних досліджень. До таких завдань можна віднести вибір пристрою знімання, вимірювальної апаратури, пристроїв подання кінцевої інформації, а також їх метрологічних характеристик.

1.4.5. Похибки вимірювань

Застосовуючи навіть найдосконалішу вимірювальну систему, результат вимірювання буде отримано лише з деякою точністю. Це зумовлено наявністю похибок, тобто відмінністю справжнього значення величини від виміряного.

Похибки вимірювань залежно від причин їх виникнення поділяють на три основні групи: методичні, інструментальні та похибки взаємодії.

Методичні похибки зумовлені неадекватністю вживаних моделей реальним об'єктам, недосконалістю методів вимірювань, спрощенням залежностей, покладених в основу вимірювань, невизначеністю стану об'єкта дослідження.

Інструментальні похибки спричинені недосконалістю засобів вимірювань. Інструментальна похибка конкретного пристрою вимірювань визначається при його випробуванні і вказується в технічній документації (паспорт, свідоцтво про повірку).

Похибки взаємодії зумовлені взаємним впливом засобів вимірювання, об'єкта дослідження і експериментатора (людини). Деякі параметри, що зумовлюють похибки взаємодії, регламентуються метрологічними характеристиками засобів вимірювальної техніки. Такими параметрами

можуть бути: споживана потужність, вхідний опір, опір ізоляції, контактний тиск, маса датчика і т. п. Знаючи ці параметри, можна дати оцінку похибки взаємодії і скорегувати отримані результати вимірювань.

За стійкістю виникнення похибки прийнято ділити на систематичні і випадкові. Більшість систематичних похибок може бути виявлено і оцінено шляхом теоретичного аналізу властивостей об'єкта дослідження, умов вимірювань, особливостей методу, характеристик використаних засобів вимірювань. Систематичні похибки поділяють на постійні, періодичні та прогресуючі. До постійних належать похибки, пов'язані з градуванням шкали приладу, відхиленням зразкової міри, неточним описом моделі об'єкта. Періодичні похибки змінюються за періодичними законами (наприклад, вплив зміни температури, вологості, освітленості протягом доби). Прогресуючі похибки монотонно змінюються, як правило, за випадковим законом, вони зумовлені старінням елементів засобів вимірювань і можуть бути скориговані при періодичній перевірці технічних засобів. Випадкові похибки не можна заздалегідь виявити і усунути під час вимірювання. Їх вплив можна зменшити шляхом проведення вимірювань з багаторазовими повторами і наступним обробленням результатів вимірювань.

Збіжність вимірювань – якість вимірів, що відбиває близькість результатів вимірювань, виконаних в однакових умовах їх проведення. Збіжність тим краще, чим менше випадкові похибки.

1.4.6. Питання метрологічного забезпечення

Метрологічні вимоги до медичних приладів як до вимірювальних пристроїв досить очевидні, тобто вони повинні забезпечувати однаковість результатів тотожних вимірювань незалежно від часу і місця їх проведення. Для визначення придатності того чи іншого приладу або пристрою до використання проводять метрологічну повірку. Метрологічну повірку приладів здійснюють шляхом порівняння результатів вимірювань з показаннями зразкових приладів або метрологічних еталонів. Функції метрологічних повірників здійснюють спеціальні державні служби.

Однак медико-біологічні вимірювання і відповідні засоби вимірювань досить специфічні. Це призвело до виділення в метрології окремого напрямку – *медична метрологія*. Відзначимо деякі відмінності, характерні для медичної метрології і, частково, медичного приладобудування.

Доцільно створювати медичні прилади, градуйовані в одиницях, значення яких є кінцевою медичною інформацією.

Необхідно визначати оптимальний інтервал часу між проведенням вимірювання і отриманням кінцевої медичної інформації.

При метрологічному нормуванні показань розробленого апарату слід враховувати медичні рекомендації доцільної точності результатів вимірювань для отримання діагностичного висновку.

Необхідне термінологічне узгодження назв медичних приладів і вимог метрологічних стандартів (наприклад, електрокардіограф – це мілівольтметр з реєстратором показань).

У методиках метрологічних перевірок слід урахувувати специфіку біологічних об'єктів (умови проведення вимірювань, стан об'єкта вимірювання, відповідність лабораторної проби встановленим нормам).

Також зазначимо, що при створенні медичної апаратури повинні бути враховані і такі вимоги, як надійність, безпека, санітарно-гігієнічні вимоги.

Контрольні запитання

1. Дайте пояснення терміну «метод дослідження».
2. Яка властивість біологічних об'єктів є методологічною базою їх досліджень?
3. Які основні класифікаційні групи методів медико-біологічних досліджень?
4. Наведіть приклади технологічних циклів медико-біологічних експериментів.
5. Які основні елементи узагальненого вимірювального тракту діагностичних засобів?
6. Різновиди пристроїв знімання в медичній апаратурі.
7. Класифікація вимірювань і джерела похибок.
8. У чому полягає особливість медичної метрології?

2. ДОСЛІДЖЕННЯ МЕХАНІЧНИХ ПРОЯВІВ ЖИТТЄДІЯЛЬНОСТІ

Нагадаємо, що методи фізіологічних досліджень основані на вивченні проявів і властивостей життєдіяльності біологічних систем. До цієї групи належать дослідження механічних, електричних, магнітних, теплових і оптичних властивостей життєдіяльності об'єкта.

До механічних проявів життєдіяльності організму належать: переміщення, швидкість, прискорення, зміни форми, об'єму, внутрішнього тиску; акустичні явища, які супроводжують роботу серця, легенів, системи кровообігу, кістково-м'язового апарату, шлункового тракту. Відповідно до цих проявів і виникли методи досліджень, наприклад, механокардіографія, сфігмографія, плетизмографія, спірографія та багато інших.

2.1. Механокардіографія

Механокардіографія – сукупність методів механічної реєстрації роботи серця.

Кардіограма – запис (аналоговий або цифровий) роботи серця незалежно від методу знімання інформації і від того, був він отриманий на відкритому серці чи непрямим шляхом.

Енергетичною основою механокардіографії є робота і потужність роботи серця. Для енергетичної оцінки серцевого циклу вважатимемо, що механічна робота A_c , що здійснюється серцем, витрачається на подолання сил тиску і передачу кінетичної енергії крові, причому $A_c = A_l + A_p$, де A_l і A_p – робота, що здійснюється лівим і правим шлуночками відповідно. З досліджень відомо, що $A_p = 0,2 A_l$, тоді $A_c = 1,2 A_l$.

Розрахуємо роботу, що здійснюється при одноразовому скороченні лівого шлуночка. Візьмемо V_y – ударний об'єм крові у вигляді циліндра, який серце проштовхує по аорті з площею перетину S на відстань ℓ при середньому тиску P . При цьому виконується робота

$$A_1 = F\ell = PS\ell = PV_y, (F=PS).$$

На забезпечення кінетичною енергією цього об'єму крові витрачається робота

$$A_2 = mv^2/2 = (\rho V_y v^2)/2,$$

де ρ – щільність крові; v – швидкість крові в аорті. Тоді робота лівого шлуночка при скороченні серця

$$A_l = A_1 + A_2 = PV_y + (\rho V_y v^2)/2,$$

а всього серця при одноразовому скороченні

$$A_c = 1,2 A_l = 1,2 V_y (P + (\rho v^2)/2).$$

Остання формула справедлива як для спокою, так і для активного стану організму, які відрізняються різною швидкістю кровообігу.

Обчислимо роботу разового скорочення серця людини в стані спокою при таких середніх значеннях параметрів: $V_y = 60$ мл = $6 \cdot 10^{-5}$ м³; $\rho = 1,05 \cdot 10^3$ кг/м³; $v = 0,5$ м/с; $P = 13$ кПа = 100 мм рт. ст. Виконавши розрахунки, отримаємо величину $A_c = 94,545 \cdot 10^{-2}$ Нм ≈ 1 Дж. Уважаючи, що в середньому серце робить одне скорочення в секунду, робота, що виконується ним за добу становить ~ 86400 Дж. При активній м'язовій діяльності робота серця може зростати в декілька разів. Якщо врахувати, що тривалість систоли – близько 0,3 с, то середня потужність серця за час одного скорочення – $\sim 3,3$ Вт. Отримана енергетична оцінка свідчить про те, що діяльність серця та судинної системи може досліджуватись із застосуванням простих механічних датчиків і перетворювачів.

Уперше кардіограма була записана в 1863 році французьким фізіологом Мареем. Він же сконструював кардіограф відкритого типу. Цей кардіо-

граф мав пневматичну капсулу з гладкими краями, яку накладали на груди пацієнтові в місці серцевого поштовху. Зміна тиску всередині капсули, що створюється деформацією грудної стінки в місці серцевого поштовху, передавалась пневмосистемою до реєструючого пристрою.

Пізніше були розроблені кардіографи закритого типу. Датчик такого кардіографа (рис. 2.1) являє собою циліндричну капсулу, нижня частина якої зтягнута гумовою мембраною з круговим виступом у центрі, який передає до капсули поштовх серця через міжреберні м'які тканини.

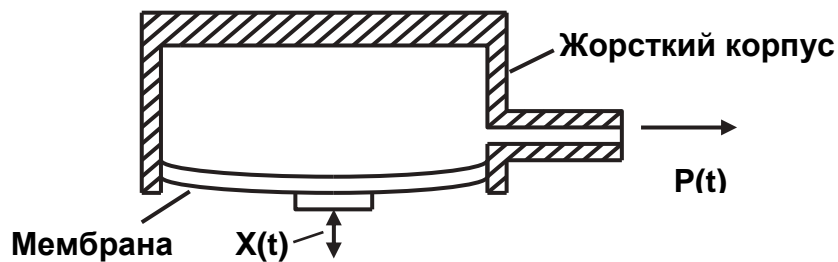


Рис. 2.1. Пневматичний датчик механічного кардіографа

Завдяки простоті пристрою механічні кардіографи закритого типу набули поширення в період, що передував розвитку електрокардіографічної техніки. Зараз механічні дослідження серцевої діяльності знайшли своє вираження в методах апекскардіографії і балістокардіографії.

Апекскардіографія – методика реєстрації поштовху верхівки серця (у вузькому сенсі – саме механічна кардіографія).

Для запису апекскардіограми (АКГ) пристрій знімання інформації закріплюють на грудній клітці пацієнта безпосередньо над місцем відчутної пульсації верхівкового поштовху. АКГ – це періодична крива (рис. 2.2), що складається з однієї великої позитивної хвилі, яка займає початкову частину кожного циклу серцевого скорочення.

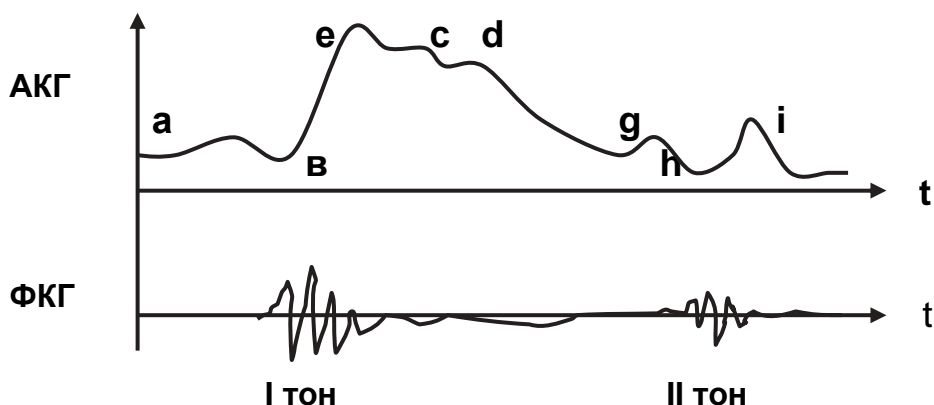


Рис. 2.2. Основні елементи апекскардіограми

Кожний характерний екстремум графічного запису механокардіограми прийнято позначати літерами латинського алфавіту, це знайшло своє відображення і на кривій АКГ.

Однак не всі елементи АКГ знаходять відображення в реальних записах. Це пов'язано з тим, що поштовх по-різному проектується на грудну стінку, зокрема, коли поштовх спрямований в ребро, а не в міжребер'я, тим самим спотворюючи пневматичний сигнал. Як наслідок, АКГ у різних осіб, а також у однієї і тієї ж особи, але в різний час можуть істотно відрізнятися за формою. Такий поліморфізм АКГ може бути пов'язаний з різною силою притискання датчика до грудної клітки, варіаціями її форми, різною товщиною підшкірного шару.

Тому методика АКГ застосовується головним чином для оцінювання фаз серцевого циклу за часовими інтервалами між характерними точками АКГ шляхом зіставлення їх з відповідними елементами електрокардіограми і фонокардіограми (ФКГ).

2.2. Балістокардіографія

Балістокардіографія – метод графічної реєстрації реактивних механічних рухів тіла людини, зумовлених скороченнями серця і переміщенням крові у великих артеріях.

На кривій реєстрації – балістокардіограмі (БКГ) – відображуються коливання тіла, спричинені систолою серця, гідравлічним ударом крові об дугу аорти, і елементи легеневого стовбура. Амплітуда хвиль БКГ у систолічній фазі пропорційна енергії серцевого викиду. Однак механізм передачі рухів серця і крові в судинах до всього тіла складний.

Для реалізації методу балістокардіографії запропоновано дві моделі механічних систем:

1. Тіло – нерухома основа. Реалізація цієї моделі називається прямим методом балістокардіографії (рис. 2.3).

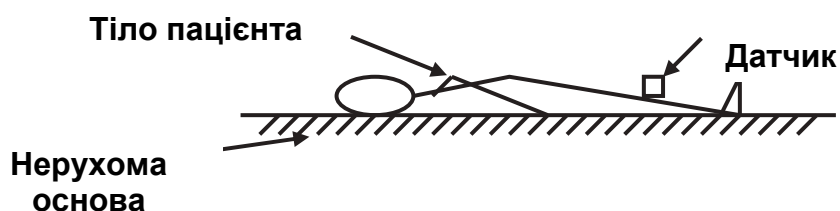


Рис. 2.3. Прямий метод балістокардіографії

2. Тіло – рухома платформа – система підвіски – нерухома основа. Реалізація цієї моделі отримала назву непрямого методу балістокардіографії (рис. 2.4).

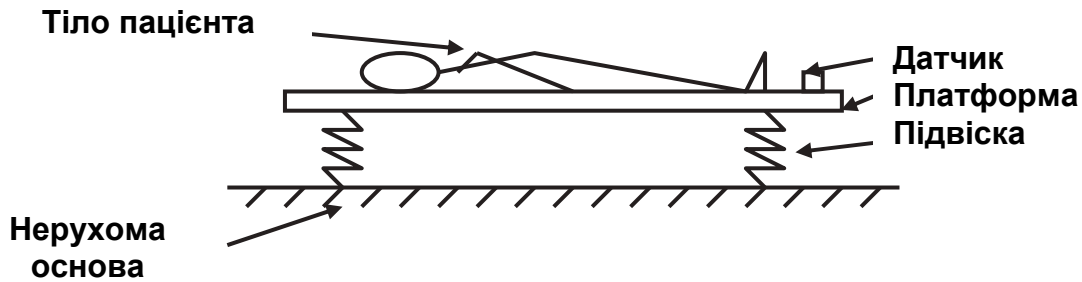


Рис. 2.4. Непрямий метод балістокардіографії

У наведених моделях можна виділити дію таких сил (де x – переміщення, v – швидкість, w – прискорення є векторними величинами):

а) змушуюча сила, зумовлена серцевою діяльністю – $M_C w_C$, де M_C – маса серця; w_C – прискорення центра ваги серця;

б) сили реакції: $M_T w_T$ – для першої моделі $(M_T + M_P) w_P$ – для другої моделі, де M_T , M_P – маси тіла пацієнта і рухомої платформи; w_T , w_P – прискорення тіла і платформи відповідно;

в) гальмівні (демпфувальні) сили, які перешкоджають руху тіла (сили тертя): βv_T , βv_P – для першої і другої моделей, де v_T , v_P – швидкість тіла пацієнта і платформи відповідно;

г) сили еластичної віддачі (пружні сили), які спричиняють повернення систем у початкове положення: Dx_T , Dx_P – для першої і другої моделей, де x_T , x_P – переміщення тіла пацієнта і платформи відповідно.

З огляду на ці основні діючі сили можна записати такі рівняння руху: – для першої механічної моделі і відповідно прямого методу балістокардіографії

$$M_C w_C = M_T w_T + \beta v_T + Dx_T;$$

– для другої моделі і непрямого методу балістокардіографії

$$M_C w_C = (M_T + M_P) w_P + \beta v_T + Dx_T.$$

Залежно від властивостей датчика, перетворювача або способу оброблення сигналу можна зареєструвати інформацію, пропорційну швидкості, прискоренню або переміщенню досліджуваного об'єкта.

Вимірювальні системи, в яких не реєструють переміщення загально-го центру ваги тіла пацієнта, називаються сейсмічними. До сейсмічних системам належать усі реалізації першої моделі.

При використанні другої механічної моделі «ідеальні» умови реєстрації будуть у разі, коли зв'язок платформи з тілом пацієнта у багато разів більше, ніж зв'язок платформи з нерухомою основою. Тоді переміщення тіла разом з платформою повністю залежить від сил, які пов'язані з робо-

тою серцево-судинної системи, а рівняння руху для другої моделі набуває вигляду

$$M_c w_c \approx (M_T + M_n) W_n.$$

У цьому випадку рух тіла і платформи відповідає переміщенню центру ваги. Балістокардіографічні системи подібного роду отримали назву динамічних.

У разі використання реальних систем підвісок розрізняють чотири типи балістокардіографічних систем: ультранизькочастотні (або аперіодичні) – з вільною підвіскою; низькочастотна – з м'якою підвіскою (пружини); високочастотна – з жорсткою підвіскою (пружні стрижні); пряма – з жорсткістю підвіски, настільки великою, що друга модель вироджується в першу. Уважають також, що низькочастотна, високочастотна і пряма системи належать до сейсмічного типу вимірювальних систем.

Відповідно до законів механіки тіло, що переміщується у просторі, має шість ступенів свободи, тому для повної характеристики переміщень необхідно мінімум шість орієнтованих пристроїв знімання.

Методами балістокардіографії можуть досліджуватися й окремі частини тіла. Такий напрям отримав назву локальної балістокардіографії. Виділяють такі її варіанти:

- *сейсмокардіографія* – реєстрація вібрацій грудної клітки;
- *кінетокардіографія* – реєстрація коливань грудної стінки в діапазоні частот 1...10 Гц;
- *динамокардіографія* (цей метод дослідження розглянемо більш детально).

2.3. Динамокардіографія

Динамокардіографія – метод реєстрації переміщень центру ваги грудної клітки, що виникають у зв'язку з серцевою кінематикою і рухом крові у великих судинах.

Для реалізації методу використовують прилад – динамокардіограф, який складається з пристрою сприйняття (пристрій знімання) і підсилювачно-реєструючого блока. Пристрій сприйняття вмонтовано в спеціальний стіл, на який укладають пацієнта (рис. 2.5).

Динамічні сили, що діють з боку грудної клітки пацієнта на пристрій сприйняття, за допомогою тензометрів перетворюються в електричний сигнал, який після підсилення реєструється у вигляді кривої – динамокардіограми (ДКГ). З позицій механіки ДКГ є кривою, що характеризує зміни моменту M вертикально спрямованих сил P , а динамокардіографія – методи-

кою, яка здійснює моментно-силовий аналіз механічних процесів, які супроводжують серцеві скорочення. Запис моменту сил $M(t)$, спрямованого уздовж тіла пацієнта, називається поздовжньою, або стандартною ДКГ, а запис моменту сил, що діють в поперечному напрямку – поперечною ДКГ.

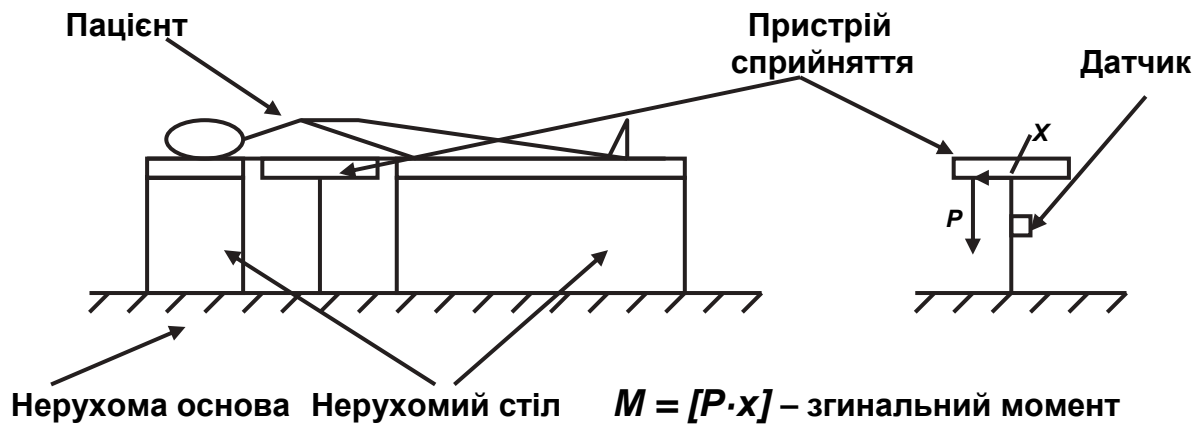


Рис. 2.5. Устрій динамокардіографа

Типова ДКГ – періодична крива, що має сім характерних інтервалів з зубцями, позначеними буквами латинського алфавіту (рис. 2.6). При аналізі ДКГ визначають амплітуду коливань і тривалість інтервалів. Математична обробка ДКГ дозволяє оцінити швидкість (перша похідна за часом від кривої) і прискорення (друга похідна) процесів.

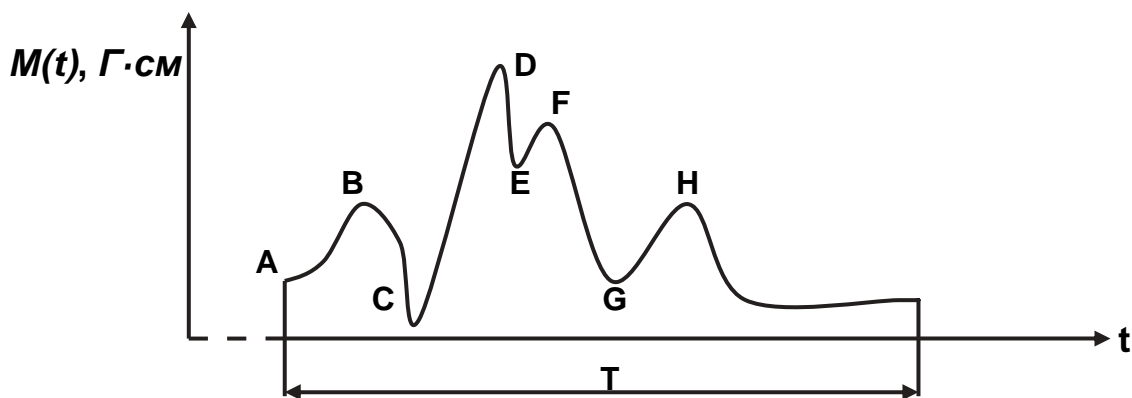


Рис. 2.6. Загальний вигляд динамокардіограми

Істотним для оцінювання функціонального стану міокарда є часовий аналіз інтервалів ДКГ. Таке оцінювання проводиться шляхом зіставлення тривалості того чи іншого інтервалу ДКГ пацієнта з нормованими значеннями, наприклад: $t_{BC} = 0,08\sqrt{T}$, $t_{CE} = 0,25\sqrt{T}$, $t_{BE} = 0,33\sqrt{T}$, де T – тривалість серцевого циклу в секундах.

На практиці також використовують внутрішньо-систолічний показник динамокардіографії (ВСПД), виражений у відсотках: $ВСПД = (t_{CE}/t_{BE})100 \%$,

значення t_{CE} і t_{BE} беруть з ДКГ. Норма ВСПД для здорового людського організму становить близько 75 % і залишається практично незмінною при фізіологічних коливаннях серцевого ритму.

Діагностичні можливості динамокардіографії розширюються при використанні векторкардіограми, отриманої із сигналів поздовжньої і поперечної ДКГ. При цьому на реєстраторі формується траєкторія руху центру ваги грудної клітки.

Динамокардіографія застосовується також для запису і дослідження дихальних рухів.

2.4. Сфігмографія

Сфігмографія (sphygmōs – пульс (грец.)) – графічна реєстрація пульсових коливань стінки кровоносної судини (СФГ).

При механічній сфігмографії пульсацію реєструють з поверхні шкіри над досліджуваною судиною за допомогою накладених на область пульсації датчиків. Як датчики застосовують пневматичні, п'єзоелектричні, ємнісні, індуктивні, тензометричні та оптичні.

Сфігмографія використовується як самостійний метод дослідження для оцінювання стану системи кровообігу і діагностики деяких захворювань (порок серця). Вона також застосовується і в ряді інших методик як один з інформаційних каналів полікардіографії. Широке практичне використання знайшла артеріальна сфігмографія.

Артеріальна сфігмограма відображує коливання стінок ділянки артерії внаслідок зміни тиску в судині. Характерні елементи нормальної СФГ сонної артерії показано на рис. 2.7, де *a* – передсерцева хвиля; *i* – переданакротичний зубець; *b* – *c* – анакрота (підйом основної хвилі); *c* – *f* – катакрота (спадаюча частина основної хвилі); *d* – пізня систолічна хвиля; *e* – *f* – *g* – інцизура; *g* – дикротична хвиля.

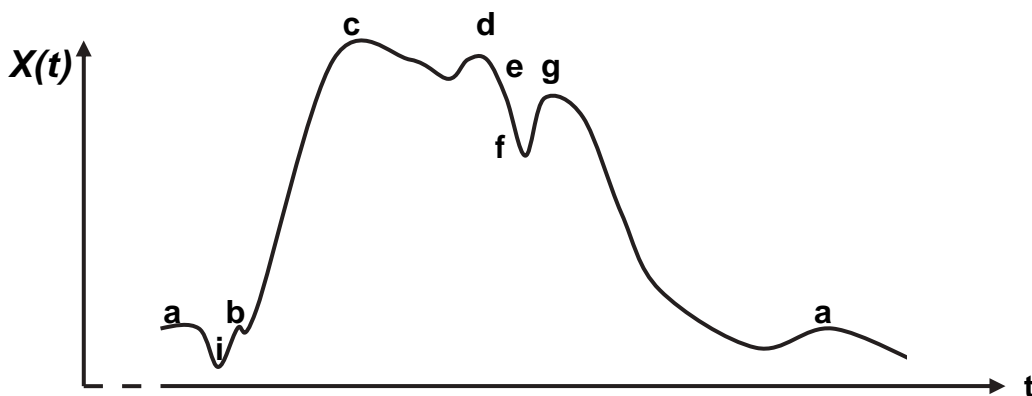


Рис. 2.7. СФГ сонної артерії

Аналіз сфїгмограми артерїй в основному полягає у визначенні частоти пульсу, оцїнюванні форми кривої, амплїтудних і часових співвідношень окремих компонентів.

Синхронно записані СФГ центрального та периферичного пульсів використовують для визначення швидкості поширення пульсової хвилі по артерїях: $v = l/t$, де l – відстань між точками знімання інформації; t – часовий зсув однотипних фрагментів на записах. Швидкість поширення пульсової хвилі залежить від модуля пружності артеріальної стїнки, змінюється з віком від 4 м/с (для дітей) до 10 м/с (у літніх людей понад 65 років) і є діагностичною ознакою атеросклерозу.

Флебосфїгмографія, або венна пульсографія, через малу пружність стїнок судин вен більшою мірою відображує коливання кровонаповнення судин, ніж тиск крові в них. Тому механїчні перетворювачі в цьому виді сфїгмографії практично не використовуються. Тут застосовуються вимірювання таких величин, як електричний опір, діелектрична проникність, оптична щільність. Флебосфїгмограми зазвичай записують з яремної або стегнової вен.

2.5. Механїчна плетизмографія

Плетизмографія (plethysmos – збільшення (грец.)) – реєстрація змін об'ємів тіла або його частин.

Механїчна плетизмографія основана на властивості рїдин або газів, що заповнюють герметичну посудину (плетизмографїчний рецептор накладений на об'єкт), передавати коливання об'єму досліджуваного об'єкта датчику вимірювального пристрою (рис. 2.8).

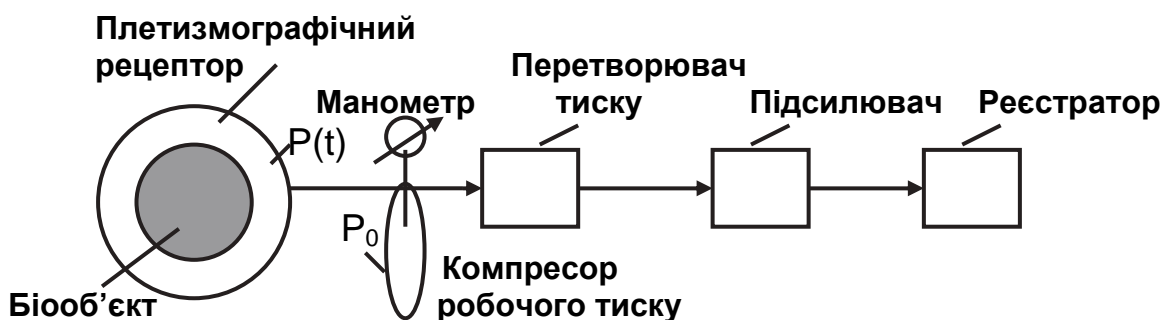


Рис. 2.8. Структурна схема плетизмографа

Традиційно, механїчна плетизмографія передбачає таку послїдовність перетворень інформації: зміна об'єму $V(t)$ – зміна тиску $P(t)$ – зміна електричного сигналу $U(t)$.

На плетизмограмі (графічному запису) виділяють три основних види коливань (хвиль) об'єму.

Хвилі першого порядку (або об'ємний пульс) відображують коливання кровонаповнення під час серцевого циклу. За формою ці хвилі схожі на сфігмограму артерій.

Хвилі другого порядку мають період дихальних циклів. Реєструються мінливо, при спокійному диханні їх амплітуда зазвичай менше амплітуди об'ємного пульсу.

Хвилі третього порядку позначають усі реєстровані коливання кровонаповнення з періодом, більшим за період дихальних циклів. Найчастіше ці хвилі мають аперіодичний характер, що відображує психологічний стан обстежуваного.

Напрямки використання плетизмографії:

1. *Визначення тону кровеносних судин.* Дослідження оснований на оцінюванні модуля об'ємної пружності $E = \Delta P / \Delta V$, де ΔP – зміна тиску в кровеносних судинах; ΔV – зміна їх об'єму.

Оцінювання артеріального тону проводиться зі співвідношення $T_A = \Delta P / V_A$, де ΔP – пульсовий тиск в артерії (визначають за сфігмограмою); V_A – амплітуда об'ємного пульсу (визначають за плетизмограмою).

Тонус вен оцінюють шляхом обчислення відношення приросту тиску у венах до приросту їх об'єму (рис. 2.9) під час оклюзії (стискання).

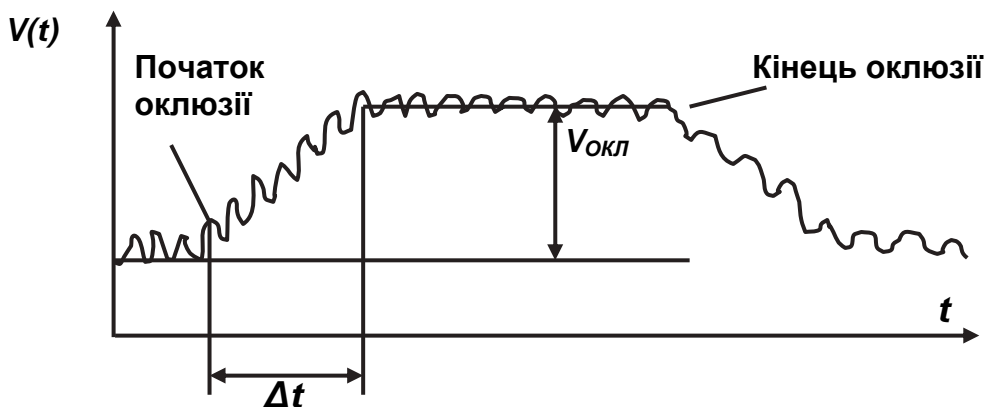


Рис. 2.9. Крива оклюзійної плетизмографії

Тонус вен $T_V = (P_{окл} - P_V) / V_{окл}$, де $V_{окл}$ – приріст об'єму під час оклюзії; $P_{окл}$ – тиск оклюзії (зазвичай – тиск у пневматичній манжеті, при якому припиняється венний відтік крові); P_V – тиск крові у вені. За відсутності специфічних захворювань справедлива нерівність $P_{окл} \gg P_V$, тоді $T_V \approx P_{окл} / V_{окл}$.

2. *Вимірювання об'ємної швидкості кровотоку Q.* Цей метод оснований на припущенні, що на початку оклюзії всі вени перетискуються повністю і заповнення їх кров'ю відбувається при практично незмінному перепаді тиску в артеріях і венах: $P_A - P_B = \text{const}$. Тоді $Q = V_{\text{окл}} / \Delta t$, де $V_{\text{окл}}$ – приріст об'єму за інтервал часу Δt .

3. *Плетизмографія всього тіла (ПВТ)* здійснюється за допомогою спеціальної герметичної камери, в яку поміщають обстежуваного. Плетизмографи для ПВТ – це системи з постійним об'ємом і, отже, змінним тиском, зміна якого відповідає зміні кількості повітря в камері або об'єму тіла обстежуваного.

Вивчення функцій зовнішнього дихання основане на взаємозв'язку між тиском у камері і об'ємами повітря циклів дихання, що дозволяє визначити характерні легеневі параметри.

Визначення хвилинного об'єму кровообігу основане на зниженні парціального тиску азоту в камері плетизмографа при його розчиненні в крові за одну хвилину.

4. *Оцінювання нервової діяльності.* При цьому використовують зв'язок різних судинних реакцій із законами вищої нервової діяльності, що відбивається на формі хвиль третього порядку. Останні відображують також наявність і характер реакцій на різні подразники (звук, світло, біль).

2.6. Дослідження механічних параметрів кровотоку

До основних механічних характеристик кровотоку належать об'ємна швидкість (витрат), внутрішньосудинний тиск, в'язкість крові, швидкість поширення пульсової хвилі.

Гемодинаміка – розділ фізіології кровообігу, який застосовує закони гідродинаміки для дослідження характеристик і механізмів руху крові в серцево-судинній системі. Як основне рівняння гемодинаміки було використано рівняння Пуазейля для течії рідини в жорстких трубах

$$Q = (\pi r^4 \Delta P) / (8 \eta \ell),$$

де Q – об'єм крові, що протікає в одиницю часу через ділянку судини довжиною ℓ і внутрішнім радіусом r ; $\Delta P = P_1 - P_2$ – перепад тиску на ділянці судини; η – в'язкість крові. При заміні $(\pi r^4) / (8 \eta \ell) = 1/R$ отримуємо $Q = \Delta P / R$, де R – пропускна здатність судини.

Наведене рівняння лише наближено описує взаємозв'язок характеристик, тому що в живому організмі існують складні залежності $R = R(r, \eta)$, $r = r(P)$, $\eta = \eta(r)$.

Так, в'язкість крові тим менше, чим менше діаметр судини. Цей феномен пояснюють тим, що еритроцити зосереджені в центрі потоку, а плазма – біля стінок судини. Чим тонше судина, тим більшу відносну

частину площі поперечного перерізу займає шар з мінімальним тертям і тим меншою є величина загального тертя потоку крові об стінки судини.

Для судин кровоносної системи також властива еластичність. Розтягнуті під час систоли стінки артерій акумулюють енергію, а під час діастоли спадаються і віддають накопичену енергію деформації для проштовхування крові через артеріоли і капіляри. Крім пасивних властивостей (еластичність, пружність) судини здатні активно реагувати на зміну тиску. Ця реакція визначається м'язовими елементами судинної стінки. Коли тиск в судині підвищується, м'язи скорочуються і діаметр судини зменшується (феномен Остроумова – Бейлісса).

Незважаючи на наведені зауваження рівняння $Q = \Delta P/R$ може бути застосовано для вирішення більшості практичних завдань медичних досліджень.

Ще один діагностично значущий параметр кровотоку – швидкість поширення пульсової хвилі (v_n). Пульсова хвиля – це хвиля підвищеного тиску, що розповсюджується по аорті та артеріях у період систоли. Величину v_n визначають за формулою Моенса – Кортвега $v_n = ((Eh)/(2\rho_c r))^{1/2}$, де E – модуль пружності артеріальної стінки судини; h – товщина стінки; r – внутрішній радіус артерії; ρ_c – щільність речовини судини. З віком у людини модуль пружності артеріальної стінки зростає через виникнення вапняних відкладень, що призводять до зростання швидкості пульсової хвилі від 5 до 10 м/с.

Для деяких досліджень у практичній медицині швидкість кровотоку в артерії в момент проходження пульсової хвилі визначають за формулою Косицького $v_A = (\alpha P_A)/(Et)$, де P_A – величина пульсового тиску (знаходять за сфїгмограмою); t – час вигнання крові в артеріальну систему; α – коефіцієнт пропорціональності, що залежить від ділянки артеріального русла на якій проводиться дослідження. При різкому зростанні пульсового тиску і малому значенні t виникає гідравлічний удар крові об стінки судин, що супроводжується характерними звуковими ефектами, які використовують в аускультативних дослідженнях. У середньому швидкість кровотоку в артеріях має величину 60 см/с, у венах – 20 см/с, у капілярах – 0,5 мм/с.

Особливу важливість у дослідженнях кровотоку та серцево-судинної системи людини мають методи визначення тиску крові.

2.6.1. Методи вимірювання кров'яного тиску

Кров'яний тиск – тиск крові на стінки кровоносних судин і камер серця, який характеризує енергетичні властивості системи кровообігу.

Якщо систему кровообігу вважати замкнутою і знехтувати втратами енергії на подолання сил тертя і фільтраційні процеси, то до неї можна застосувати рівняння Бернуллі.

$$P_{KT} = P_{CT} + P_{ГСТ} + P_{ДИН} = P_{CT} + \rho gh + (\rho v^2) / 2,$$

де P_{KT} – повний тиск; P_{CT} – статичний тиск; $P_{ГСТ}$ – гідростатичний тиск; $P_{ДИН}$ – динамічний тиск; ρ – густина крові; v – лінійна швидкість кровотоку; h – висота над флебостатичним рівнем тиску в правому передсерді.

Енергія кров'яного тиску, створювана роботою серця, витрачається на проштовхування крові по великому і малому колах кровообігу в полі сил тяжіння, а також на подолання опору току крові в судинній системі. Величина кров'яного тиску і динаміка його зміни залежать від ділянки серцево-судинної системи. Характерні його значення для судинного русла показано на рис. 2.10. Внутрішній серцевий тиск неоднаковий в різних камерах серця і різко відрізняється за фазами систоли і діастоли (табл. 2.1).

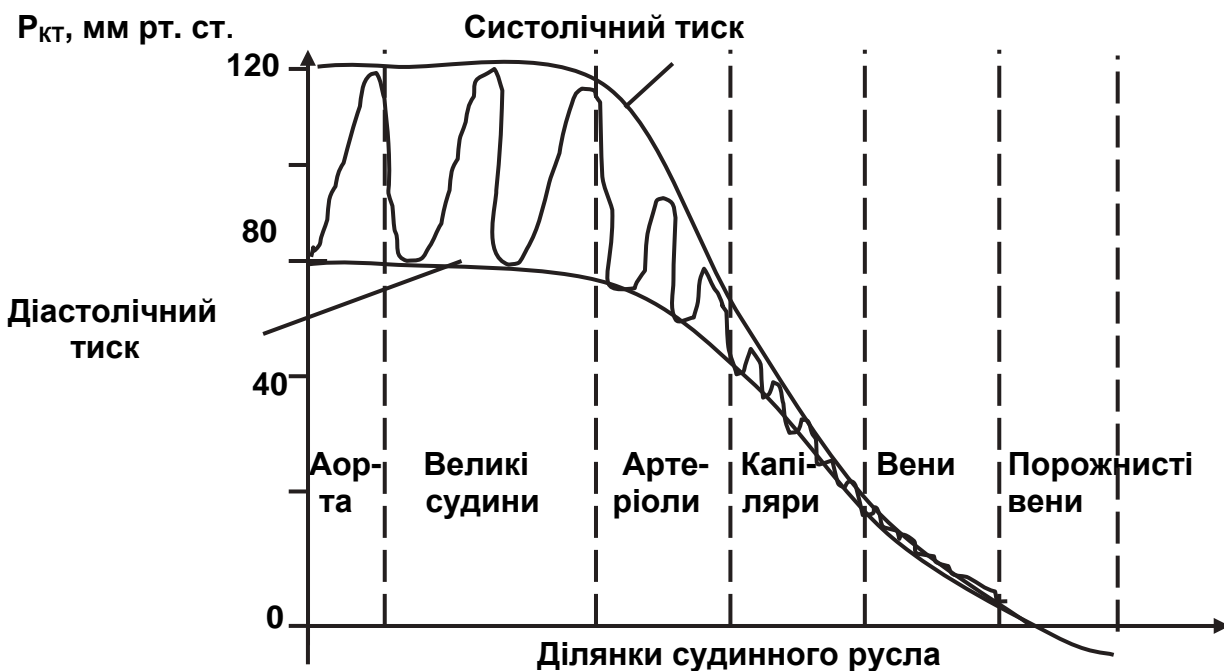


Рис. 2.10. Залежність змін кров'яного тиску в судинах

Таблиця 2.1

Тиск крові в камерах серця

Камери серця	Тиск, мм рт. ст.	
	Систола	Діастола
Лівий шлуночок	120	4
Правий шлуночок	25	2

Усі види вимірювання кров'яного тиску поділяють на прямі, непрямі та опосередковані непрямі.

Прямі вимірювання кров'яного тиску (пряма манометрія) здійснюються безпосередньо в судинах або порожнинах серця, куди вводиться катетер, який передає тиск крові на зовнішній вимірювальний прилад. Пряме вимірювання здійснюється практично в будь-яких ділянках серцево-судинної системи і слугує базовим методом, за яким повіряються непрямі і опосередковані непрямі методи.

Переваги методу: можливість одночасного відбору проб крові або введення лікарських препаратів, висока точність вимірювань.

Недоліки: необхідність оперативного втручання (іноді необхідність анестезії), високі вимоги до дезінфекції, можливі ускладнення.

Застосування прямих вимірювань. Прямі вимірювання – єдиний спосіб визначення кров'яного тиску в порожнинах серця і центральних судинах. Прямі вимірювання артеріального тиску у людини проводяться лише в екстремальних або дослідницьких цілях.

Венозний тиск надійно вимірюється тільки прямим методом. Стабільні результати дають вимірювання, проведені у верхній і нижній порожнистих венах, середньодинамічне значення яких називають центральним венозним тиском (ЦВТ).

Капілярний тиск вимірюється прямим методом у більшості випадків у дослідницьких цілях – для розуміння процесів мікроциркуляції крові. Для реалізації методу використовують мікроканюлі, які вводять за допомогою мікроскопа.

Непрямі вимірювання кров'яного тиску здійснюються без порушення цілісності судин і тканин шляхом урівноваження тиску всередині судини відомим зовнішнім тиском через його стінку і м'які тканини тіла. Методи, основані на цьому принципі, отримали назву компресійних.

Компресійні методи розрізняються способом створення тиску компресії і вибором критерію ідентифікації моменту його рівноваги з внутрішньосудинним тиском. Тиск компресії може створюватися рідиною, повітрям або твердим тілом. Набув поширення спосіб компресії повітрям через еластичну мембрану, що забезпечує більш точну передачу зовнішнього тиску.

Зміна зовнішнього тиску відносно тиску в кровоносній судині може мати характер повільного наростання, плавного зниження раніше створеного високого тиску, а також відповідати змінам внутрішньосудинного тиску. Перші два режими використовуються для визначення дискретних показань, третій – для безперервної реєстрації кров'яного тиску.

Як критерії ідентифікації рівноваги зовнішнього і внутрішньосудинного тиску використовують пульсові явища, звукові (аускультативні) ознаки, зміни кровонаповнення тканин.

Непрямі вимірювання артеріального тиску.

Пульсовий метод вимірювання артеріального тиску оснований на зміні характеру пульсації артерії в її дистальній частині внаслідок компресії (рис. 2.11).

Для реалізації методу в компресуючій манжеті, яка накладена, наприклад, на передпліччя, створюють тиск (для стискання артерій), що перевищує систолічний P_c рівень. При цьому пульсації в дистальній частині артерії (наприклад, ямці ліктьового згину) зникають. Далі проводять декомпресію манжети і відзначають систолічний рівень артеріального тиску за манометром у момент появи пульсацій з підвищеним наповненням. Діастолічний рівень тиску P_d визначають за моментом відновлення нормального пульсу. Пульсації оцінюють пальпаторним методом або за допомогою сфігмоманометра. Основний недолік методу – велика неточність визначення діастолічного тиску.

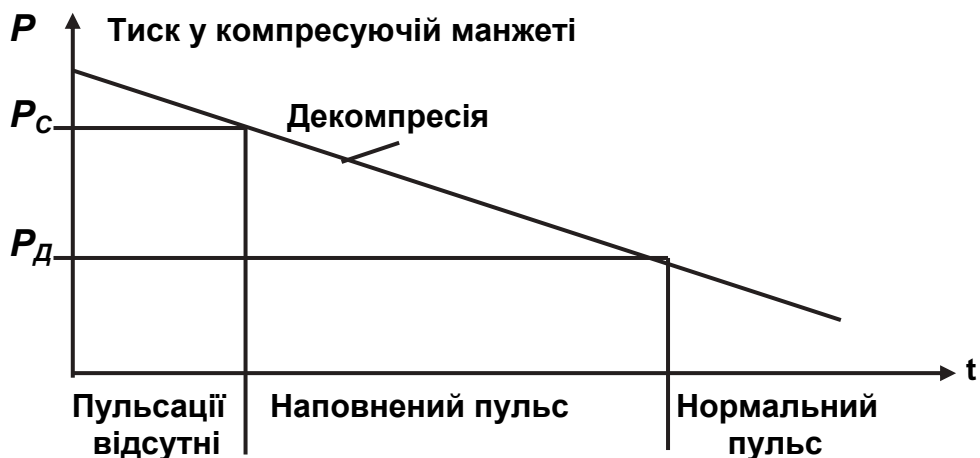


Рис. 2.11. Графік вимірювання тиску пульсовим методом

Звуковий (аускультативний) метод має в своїй основі феномен звучання артерії при її стисненні ззовні (феномен Короткова). М. С. Коротков установив, якщо на артерію подати зовнішній тиск, що перевищує діастолічний, у ній виникають звуки (тони, шуми), які припиняються, коли зовнішній тиск перевищить систолічний рівень (рис. 2.12).

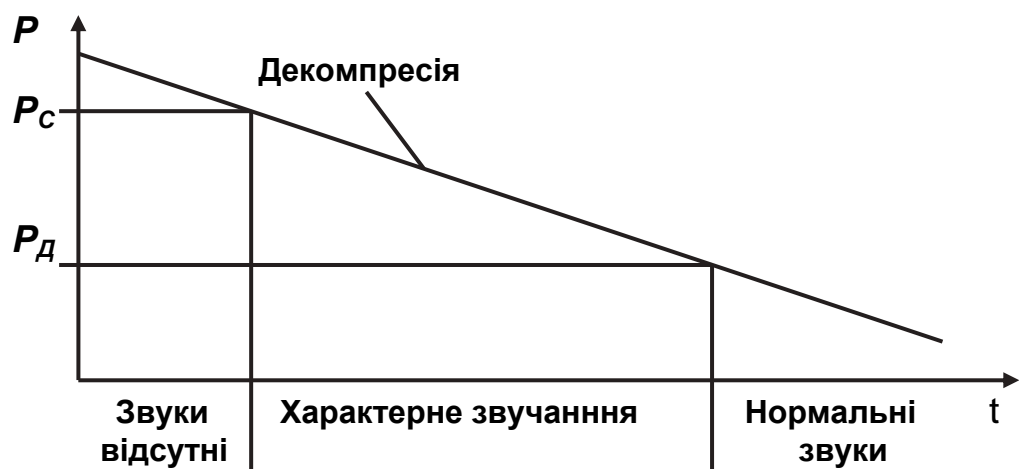


Рис. 2.12. Графік вимірювання тиску звуковим методом

Прослуховуючи за допомогою фонендоскопа плечову артерію в ліктьовому згині під час її декомпресії, визначають моменти появи та припинення звуків і за манометром відзначають відповідні цим моментам рівні зовнішнього тиску. Перший рівень відповідає систолічному тиску, другий – діастолічному.

Для вимірювань кров'яного тиску пульсовим і звуковим методами використовують сфігманометри з ртутним або мембранним манометром з інтервалом вимірюваних тисків 20 ... 300 мм рт. ст. \pm 4 мм рт. ст.

Волюмометричний метод оснований на зміні кровонаповнення дистальної ділянки кінцівки при стисненні вени і артерії, що її живить. Під час компресії реєструють тиск у компресуючій манжеті і записують плетизмограму дистальної ділянки. На плетизмограмі спочатку з'являється підйом, зумовлений припиненням венозного відтоку з кінцівки. Коли ж перетискується і артерія, кров перестає надходити в кінцівку і підйом на плетизмограмі припиняється, що відповідає досягненню систолічного тиску (рис. 2.13).

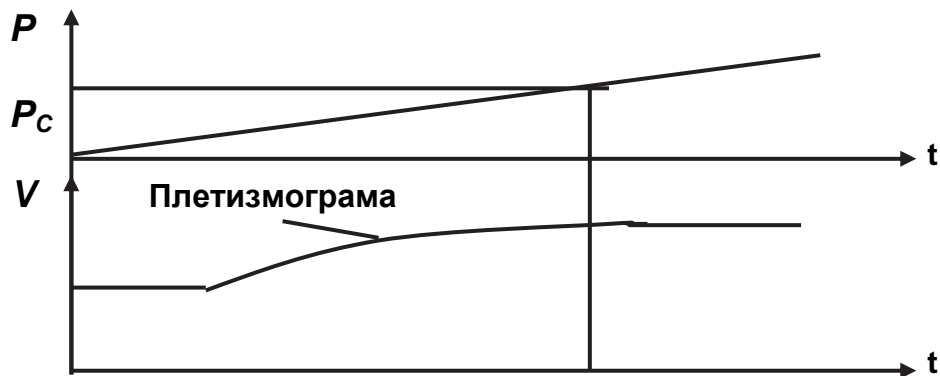


Рис. 2.13. Графік вимірювань тиску волюмометричним методом

Осциляторний метод оснований на динамічній взаємодії пульсуючої кровеносної судини і компресуючої її манжети, унаслідок чого в манжеті виникають пульсації тиску (осциляції). При збільшенні зовнішнього тиску вище діастолічного рівня спостерігається зростання амплітуди осциляцій. Їх максимум спостерігається, коли зовнішній тиск досягає середньодинамічного рівня. Коли тиск стає таким, що дорівнює систолічному, осциляції припиняються.

Артеріальна осцилографія здійснюється шляхом реєстрації рівня компресуючого тиску і осциляцій у манжеті (рис. 2.14).

Різновидом осциляторного методу є *фазовий метод*. В основі цього методу лежить уявлення, що при компресії артерії тиском, що перевищує діастолічний рівень, пульсації в дистальній частині кінцівки починають запізнюватися. Тиск у момент появи запізнювання ідентифікують як діастолічний. Систолічний тиск визначають за припиненням пульсацій у дистальній манжеті.

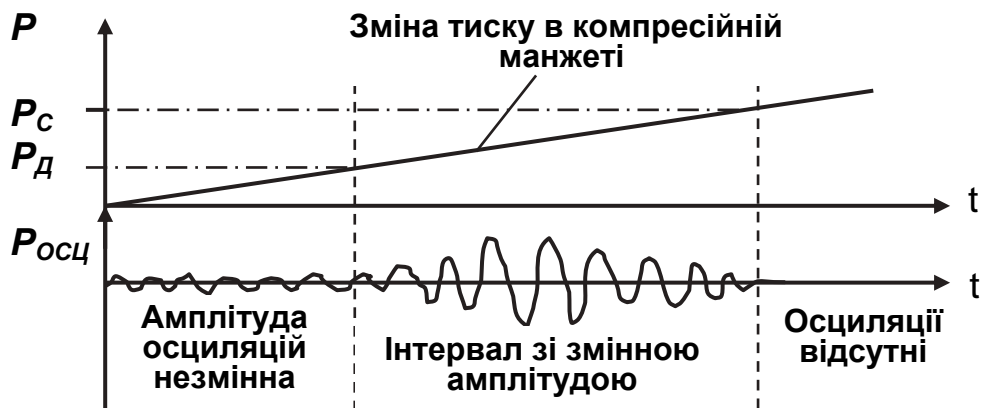


Рис. 2.14. Графік вимірювань тиску при артеріальній осцилографії

Вимірювання венозного тиску. Для непрямого вимірювання венозного тиску запропоновано дві групи методів – компресійні і гідростатичні. Компресійні методи виявилися малодостовірними і не набули поширення.

Гідростатичний метод оснований на зміні положення тіла або його частин таким чином, щоб гідростатичний тиск в області вимірювання довести до рівня атмосферного.

Метод Гертнера. Суть методу полягає у тому, що, спостерігаючи за тильною поверхнею руки при її повільному піднятті, відзначають, на якій висоті спадають вени. Відстань h від рівня передсердя (флебостатичного рівня) до висоти спадіння вен є показником венозного тиску ($P_B = \rho gh$). Похибка методу є великою.

Метод центрального венозного тиску (ЦВТ). Для реалізації методу обстежуваного за допомогою поворотного столу переводять з горизонтального положення в нахилене. При цьому спостерігають за зміною характеру пульсацій в манжеті, накладеної навколо шиї. Величину гідростатичного тиску вважають такою, що дорівнює ЦВТ, коли в зображенні пульсації зникнуть компоненти венозного пульсу. Точність методу наближається до прямих вимірювань.

Вимірювання капілярного тиску. Для вимірювання капілярного тиску використовують компресійний метод. Компресію здійснюють прозорими манжетами при хорошому освітленні. Вимірюване значення тиску, при якому шкіра починає бліднути, приймається за тиск у поверхнево розташованих капілярах.

Опосередковані непрямі методи вимірювання кров'яного тиску основані на реєстрації фізичних параметрів (деформації, зміни об'єму, оптичної густини, електричної провідності), які функціонально пов'язані з вимірюваним тиском. Відповідність значення того чи іншого параметра величині тиску крові визначається шляхом нормування за допомогою прямих

методів. Опосередковані непрямі методи широкого застосування в медичній практиці не набули.

2.6.2. Перфузійний метод дослідження параметрів кровотоку

Перфузія – пропускання крові або кровозамінної рідини через кровоносні судини органа, частини тіла або всього організму. У дослідних цілях перфузія використовується при вивченні параметрів кровотоку ізольованих органів, з'ясуванні механізму дії фармакологічних засобів, вивченні рефлекторної регуляції функцій організму.

Для вирішення практичних завдань медицини перфузію застосовують в експериментах з резистографії – прижиттєвому вимірюванні гідравлічного опору ділянок судинного русла, консервації ізольованих органів з метою подальшої трансплантації, а також оживлення організму після тривалих (до 24 хвилин) термінів клінічної смерті, прижиттєвого промивання організму і обмінного переливання крові, для тимчасової заміни функції нирок, створення часткового або повного штучного кровообігу, регіональної перфузії протипухлинними хімічними препаратами.

Перфузійні апарати – технічні пристрої, що забезпечують штучний кровообіг при вирішенні перерахованих вище завдань.

2.7. Оцінювання механічних параметрів системи дихання. Спірографія

Повне дослідження функції легень передбачає визначення параметрів вентиляції, дифузії, вмісту кисню і вуглекислого газу. Фізіологічними методами досліджують вентиляцію легень – циклічний процес вдиху і видиху. Цей процес характеризують такі механічні параметри, як легеневі об'єми, частота і глибина дихання, сила дихальної мускулатури.

Спірографія (spiro – дути (лат.)) – метод дослідження функції легень шляхом вимірювання легневих дихальних об'ємів. Розрізняють такі дихальні об'єми:

1. Дихальний об'єм (**ДО**) (глибина дихання) – об'єм повітря, який вдихається, і повітря, що видихається при кожному дихальному циклі. Величина дихального об'єму коливається від 300 до 900 мл. Найбільш високі цифри ДО відзначаються в положенні «стоячи», найменші – «лежачи».

2. Резервний об'єм вдиху (**РВ_{вд}**) – максимальний об'єм повітря, який можна вдихнути, після спокійного вдиху.

3. Резервний обсяг видиху (**РОВид**) – максимальний об'єм повітря, який можна видихнути, після спокійного видиху.

4. Життєва ємність легень (**ЖЄЛ**) – об'єм повітря, який можна видихнути при максимально глибокому видиху, після максимально глибокого

вдиху: $ЖЄЛ = RO_{вид} + ДО + PV_{вд}$. На величину $ЖЄЛ$ впливає положення грудної клітки, всього тіла, стан м'язової і центральної нервової систем, ступінь кровонаповнення легенів. Абсолютна величина $ЖЄЛ$ у здорових людей коливається від 1800 до 7200 мл.

5. Залишковий об'єм легенів ($ЗОЛ$) – об'єм повітря, що залишається в легенях після максимального видиху.

6. Загальна ємність легенів ($ЗЄЛ$) становить $ЗЄЛ = ЖЄЛ + ЗОЛ$. Уважають нормою $ЗОЛ \approx 0,2 \dots 0,25 ЗЄЛ$.

Визначення $ЖЄЛ$ до і після фізичного навантаження називається динамічною спірометрією. Спірометричною кривою (проба Розенталя) називають вимірювання $ЖЄЛ$, взяті через кожні 15 секунд, 4 – 5 разів поспіль після фізичного навантаження. У нормі $ЖЄЛ$ не змінюється або дещо збільшується.

Форсованою спірометрією називається отримання $ЖЄЛ$ при максимально швидкому видиху. Тривалість форсованого видиху у здорових людей – 1,5...2,5 с. Виміряний таким чином об'єм становить близько 0,9 $ЖЄЛ$. Порушення бронхіальної прохідності веде до збільшення тривалості форсованого видиху.

Динамічні показники легеневої вентиляції:

1. Частота дихання ($F_{дих}$) – кількість циклів дихання за одну хвилину. Вважають нормою 14 – 18 циклів на хвилину. Особи, у яких частота дихання більше 30 циклів/хв, мають симптом тахіпноє, якщо частота менше 3 – 4 циклів/хв – симптом брадипноє.

2. Дихальний коефіцієнт – відношення тривалості вдиху до тривалості видиху. Вважається нормою $T_{вд} / T_{вид} \approx 1,1$. Також очевидно, що період дихання $T_{дих} = T_{вд} + T_{вид}$.

3. Об'ємна швидкість дихання характеризує миттєві процеси легеневої вентиляції. Нормальні значення цього показника такі: 320 мл/с – при спокійному вдиху; 220 мл/с – при спокійному видиху; 4...8 л/с – при форсованому вдиху.

4. Хвилиний об'єм дихання ($ХОД$) – це кількість повітря, вентилязованого через легені за одну хвилину: $ХОД = ДО \cdot F_{дих}$. Уважають нормою значення $ХОД$ від 3 до 8,4 л/хв.

5. Максимальна вентиляція легенів ($МВЛ$) – максимальна кількість повітря, яке може бути провентилювано за одну хвилину: $МВЛ = ЖЄЛ \cdot F_{дих}$. Норма $МВЛ = 80...230$ л – для чоловіків і норма $МВЛ = 60...170$ л – для жінок.

У практичній медицині результати вимірювань легеневих об'ємів порівнюють з нормованими значеннями для здорових людей з урахуванням віку, статі, зросту і ваги. Зниження більшості показників на 20 % і більше розцінюють як ознаку патології.

Спірограма – графічний запис глибини дихання, входить до складу комплексних методик дослідження стану організму.

Спірографи – прилади для вимірювання дихальних об'ємів. Спірографи, які під час однієї або обох дихальних фаз використовують атмосферне повітря, називаються відкритими, спірографи, що мають сполучення тільки з дихальними шляхами, - закритими.

Найпростіший відкритий спірограф – водяний (рис. 2.15). Обстежуваний вдихає атмосферне повітря і видихає його в порожнину під колоколом, який піднімається на висоту, пропорційну об'єму повітря, що видихається.

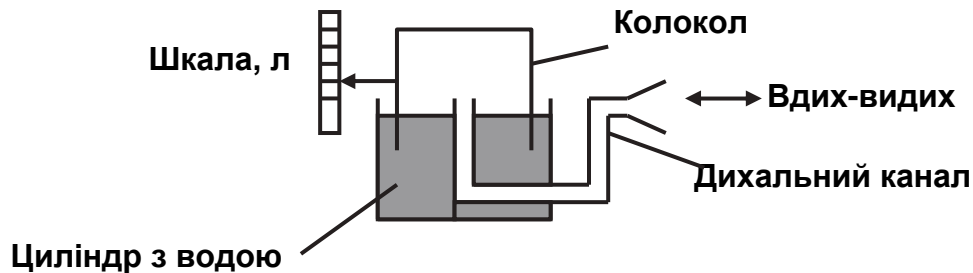


Рис. 2.15. Устрій водяного спірографа

У спірографах закритого типу вимірювання дихальних об'ємів проводиться аналогічно, але крім показників легеневої вентиляції можна визначати компонентний склад повітря, що видихається.

Пневмотахографія – метод дослідження динаміки дихання, оснований на реєстрації швидкості руху повітря, що вдихається і видихається, і визначення відповідних дихальних об'ємів. Запис цього процесу називається пневмотахограмою. Діагностична значущість методу полягає в тому, що при багатьох захворюваннях легенів спостерігаються збільшення опору дихальних шляхів і зміна еластичних властивостей легенів.

Пневмотахограф – технічний пристрій для реалізації методу пневмотахографії – працює за відкритою системою і складається з перетворювача об'ємної швидкості повітря в електричний сигнал і мікропроцесорного реєстратора. Перетворювачі бувають термоанемометричні, мембранні, акустичні. Пневмотахографи, в яких застосовують перетворювачі величини перепаду тиску на вимірювальній ділянці дихальної трубки (за рахунок в'язкого тертя повітря), пропорційного об'ємній швидкості (закон Гоагена–Пуазейля), називаються волюмпневмотахографами. Останні набули найбільшого поширення і дозволяють вимірювати об'ємні показники легеневої вентиляції при спокійному і форсованому диханні, частоту дихання, тривалість вдиху і видиху, проводити комп'ютерну обробку даних, ставити попередній діагноз.

Сила дихальної мускулатури характеризує здатність дихальної системи створювати максимальний надлишковий тиск і максимальне розрідження. Вимірюється в міліметрах ртутного стовпа і досліджується за допомогою пневмоманометра. Однією з найпростіших конструкцій пневмоманометра є U-подібна скляна трубка, заповнена ртуттю, в яку через

дихальний розтруб проводиться вдих – видих. У нормі сила видиху становить 80...150 мм рт. ст., сила вдиху – 50...60 мм рт. ст.

На завершення порівняємо характеристики динамічних показників кровоносної та дихальної систем (табл. 2.2).

Таблиця 2.2

Інтервали динамічних показників кровоносної та дихальної систем

Хвилиний об'єм	Норма	Напружена робота	Співвідношення об'ємних швидкостей
Кровообіг	5 – 6 л/хв	20 – 25 л/хв	$Q_{max}/Q_{min} = 4 – 5$
Вентиляція легень	6 – 8 л/хв	100 – 150 л/хв	$Q_{max}/Q_{min} = 12 – 25$

Таким чином, межа фізичних можливостей людини визначається «пропускною» здатністю серцево-судинної системи, а не дихання.

2.8. Дослідження акустичних феноменів. Аускультация

Процеси дихання, скорочення серця, руху крові в судинах, перистальтика кишково-шлункового тракту та інші фізіологічні процеси спричиняють у тканинних структурах пружні механічні коливання, частина з яких досягає поверхні тіла. Звуки, що виникають при цьому, отримали назву акустичних феноменів.

Аускультация – метод дослідження, оснований на прослуховуванні акустичних феноменів, пов'язаних з діяльністю внутрішніх органів. Аускультативні ознаки – характерні звуки, які використовуються для діагностики діяльності внутрішніх органів і є шумами різної тривалості, інтенсивності, спектрального складу. Для кожної з аускультативних ознак було виявлено наявність характерного діапазону частот, де він зберігає свою мелодію без спотворень. Найбільш повно розроблена класифікація аускультативних ознак для серцевої діяльності (табл. 2.3) і системи дихання (табл. 2.4).

Загальний діапазон частот визначає специфічне темброве забарвлення кожної аускультативної ознаки.

Основним приладом для проведення аускультативної є стетофонендоскоп (фонендоскоп). Він складається з розтруба (звукоприймача), звукопровода і розподілювача для бінаурального прослуховування. Амплітудно-частотна характеристика цього приладу має нерівномірність ± 10 дБ у діапазоні частот 20...2000 Гц.

Електронні фонендоскопи здійснюють дворазове перетворення звукових коливань, що вносить ряд специфічних завад (шуми електронного тракту, нелінійні й інтермодуляційні спотворення) і потребує високих

показників підсилювального тракту, акустичних систем відтворення. Тому електронні фонендоскопи у професійній клінічній практиці не отримали поширення.

Таблиця 2.3

Частотні діапазони аускультативних ознак серцевої діяльності

Назва ознаки	Характерний діапазон частот, Гц	Загальний діапазон частот, Гц
Нормальний I тон	90 – 180	} 20 – 2800
Глухий I тон	45 – 90	
Хлопаючий I тон	180 – 355	
Нормальний II тон	90 – 180	
Металічний II тон	180 – 355	
Нормальний III тон	20 – 90	
Хлопок відкриття мітрального клапана	180 – 355	} 20 – 5600

Таблиця 2.4

Частотні діапазони аускультативних ознак системи дихання

Назва ознаки	Характерний діапазон частот, Гц	Загальний діапазон частот, Гц
Везикулярне дихання	180 – 355	} 45 – 2800
Бронхо-везикулярне дихання	355 – 710	
Бронхіальне дихання	710 – 1400	
Сухі хрипи дзижчачі	180 – 710	} 20 – 5600
Сухі хрипи свистячі	355 – 710	
Мілкопузирчаті хрипи	710 – 1400	

2.9. Фонокардіографія

Фонокардіографія – реєстрація акустичних феноменів, що виникають унаслідок діяльності серця. Вона застосовується для дослідження і діагностики патологій.

Фонокардіограма (ФКГ) відображує виникнення і закінчення тонів і шумів серця у вигляді періодичних, розділених певними інтервалами коливань, які можуть бути кількісно охарактеризовані за частотним спектром і амплітудою (рис. 2.16).

Звучання I тону зумовлюють коливання клапанного апарату серця. Поява II тону пов'язана з напругою клапанів аорти і легеневої артерії, III - з коливаннями стінок шлуночків, IV тон реєструється наприкінці діастоли

шлуночків. Нормальна ФКГ містить регулярні I і II тони і додаткові III і IV тони. Додаткові тони зазвичай з'являються після фізичних навантажень.

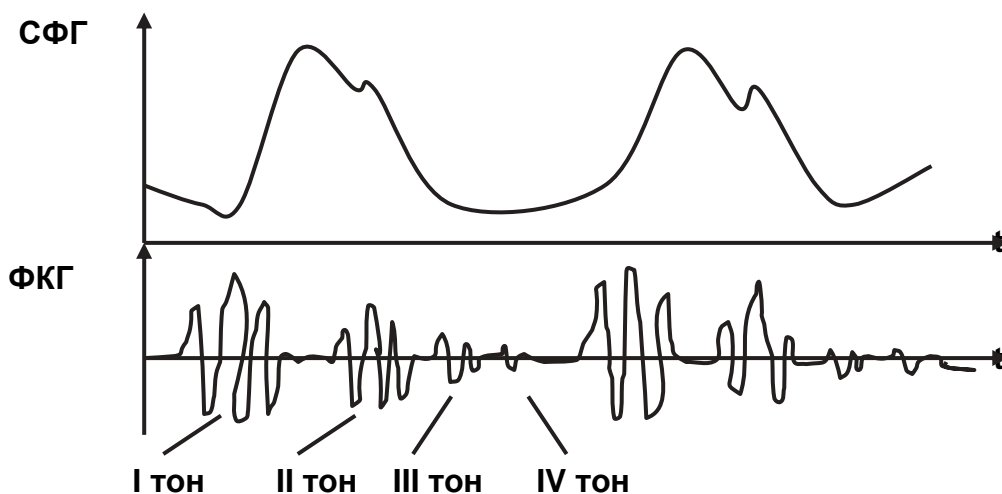


Рис. 2.16. Характерні елементи фонокардіограми

Фонокардіографи – технічні пристрої, призначені для реєстрації фонокардіограм. Основні елементи фонокардіографа показано на рис. 2.17.

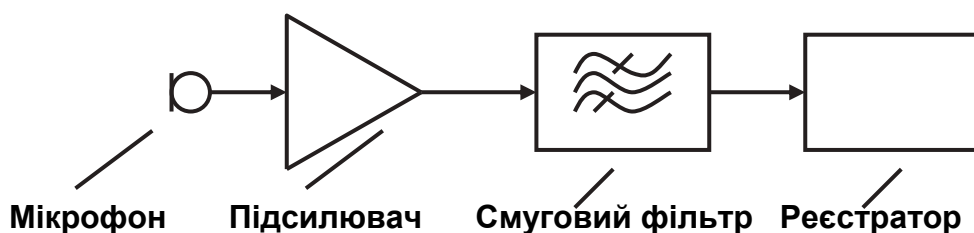


Рис. 2.17. Структурная схема фонокардіографа

Мікрофон є одночасно пристроєм знімання і перетворювачем звукових коливань, які супроводжують роботу серця, в електричний сигнал. Мікрофони, які використовують для запису ФКГ, підрозділяють на контактні і з додатковою повітряною камерою, останні мають більшу чутливість. Перевага контактного мікрофона – в акустичній завадозахищеності.

Зазвичай в фонокардіографії передбачена реєстрація п'яти звукових каналів: перший – аускультативний (А), широкосмуговий, що дозволяє записувати звуки серця приблизно так, як вони сприймаються людським вухом; другий – низькочастотний (Н) – охоплює діапазон від інфразвукових коливань до частоти близько 35 Гц; третій – перший середньочастотний (С1) – від 35 до 70 Гц; четвертий – другий середньочастотний (С2) – від 70 до 140 Гц; п'ятий – високочастотний, реєструє звуки переважно з частотою понад 140 Гц. Найбільша частина звукової енергії тонів серця припадає на діапазон від 100 до 200 Гц. Для шумів серця характерні більш високочастотні коливання.

Аналіз фонокардіограми проводиться так: ідентифікуються записані на ФКГ тони серця, вимірюються їх амплітуди і тривалість, частотний спектр; у такому ж порядку аналізуються наявні на ФКГ шуми, а також визначаються їх форма і належність до відповідних фаз циклу серцевих скорочень, наприклад, тривалість аускультативної систоли, діастоли.

Існує відмінність суб'єктивного (аускультативного) сприйняття звуку і його об'єктивної реєстрації на ФКГ. Це пояснюється тим, що вухо людини у багато разів краще сприймає високочастотні звукові компоненти роботи серця ніж низькочастотні. Тому, наприклад, малий за інтенсивністю високочастотний діастолічний шум при недостатності клапанів аорти може добре сприйматися вухом і погано реєструватися апаратними засобами. Ці відмінності фонокардіографії і аускультативної повинні враховуватися при діагностиці захворювань серця.

2.10. Методи дослідження нервово-м'язової системи

Механічні показники можуть бути використані і для досліджень діяльності нервової системи. Розглянемо приклади таких методів досліджень, у яких механічні явища пов'язані зі станом м'язової системи.

Міотонометрія – метод визначення тону (еластичності, пружності) м'язової системи. При механічній міотонометрії вимірюється сила реакції м'яза при його деформації металевим стержнем. Прилад, який реалізує цей метод, називається міотонометром. Показання приладу записують при розслабленому і напруженому станах м'яза (рис. 2.18). Різниця цих показань називається показником м'язового тону ($x_2 - x_1$). Чим вище значення м'язового тону, тим вище функціональний стан досліджуваного м'яза.

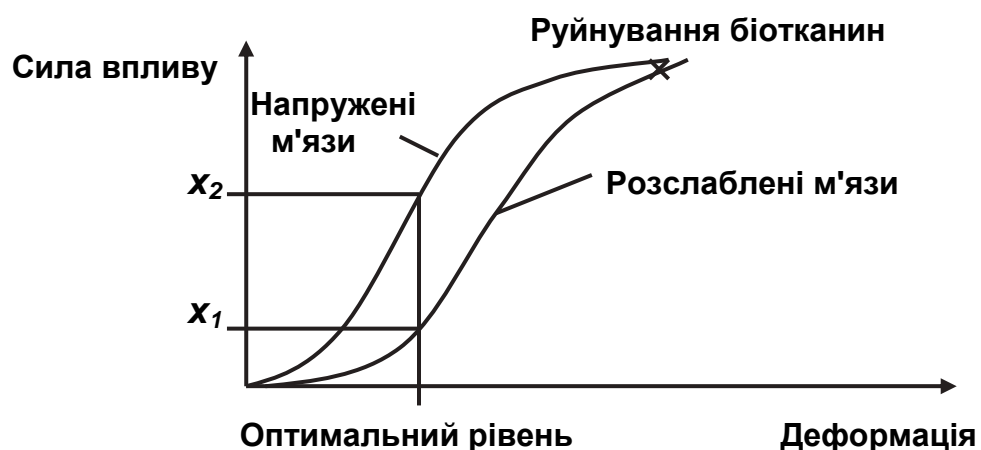


Рис. 2.18. Графіки міотонометрії

Міотонометрія широко використовується в спортивній медицині.

Стабілографія – метод визначення мимовільних коливальних рухів тіла. Обстежуваний стоїть на вимірювальній платформі, в кути якої вмонтовані тензометричні датчики, які реєструють зміну положення центру ваги тіла (рис. 2.19).

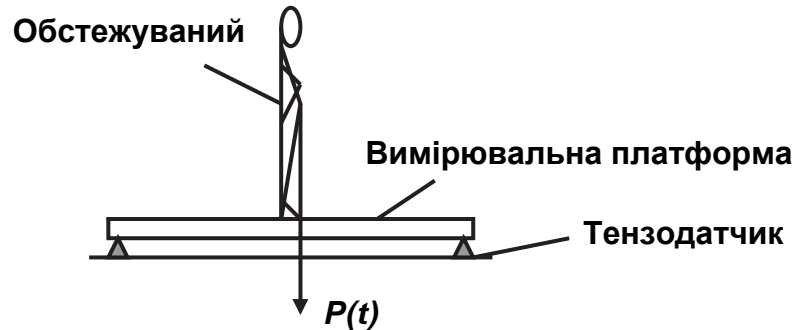


Рис. 2.19. Стабілографічні дослідження

Можливість м'язової системи утримувати тіло у вертикальному положенні пов'язана з індивідуальними особливостями обстежуваного і його загальним фізичним станом. Метод використовується в професійному і спортивному тестуванні, визначенні алкогольного або наркотичного сп'яніння.

Контрольні запитання

1. У чому полягає енергетична основа механокардіографії?
2. Дайте порівняльну характеристику методів балістокардіографії.
3. Як визначити швидкість поширення пульсової хвилі за допомогою сфігмографії?
4. Принцип механчної плетизмографії та її різновиди.
5. У чому полягає діагностичне значення параметрів кровотоку?
6. Який метод вимірювання артеріального тиску використовується в автоматичних апаратах?
7. Як виміряти тиск у венах?
8. Дайте визначення методу спірографії.
9. Як визначити дихальні об'єми за записом спірограми?
10. На яких проявах життєдіяльності організму базуються методи аускультатії?
11. Які основні структурні складові фонокардіографа?
12. Запропонуйте напрями практичного використання методу стабілографії.

3. ДОСЛІДЖЕННЯ ЕЛЕКТРОПРОВІДНОСТІ ОРГАНІВ І БІОТКАНИН

Ці методи досліджень ґрунтуються на властивостях біотканин бути одночасно як провідником, так і діелектриком. Електропровідність і діелектрична проникність біосередовищ є складними функціями величини електричних струмів і їх частоти, а також фізіологічного стану біооб'єкта. Якщо вибрати оптимальний режим електричних параметрів вимірювання (напруга, струм, частота, технологія), можна реалізувати групу методів досліджень, в яких значення електропровідності і діелектричної проникності характеризують фізіологічний стан усього біооб'єкта, окремих органів і систем.

3.1. Дослідження електричного опору біотканин

На практиці як діагностичну ознаку частіше використовують величину електроопору біотканин, ніж провідність.

Для ідентифікації біологічного стану біоструктури, в тому числі і на основі біопроб, вимірюють питомий опір (ρ) тканин. Значення питомого опору, виміряні на постійному струмі для деяких видів біотканин, наведено в табл. 3.1.

Таблиця 3.1

Питомий опір біотканин

Біотканина	ρ , Ом·м
Спино-мозкова рідина	0,55
Кров	1.66
М'язова тканина	2,0
Нервова тканина	14,3
Жирові тканини	33,3
Суха шкіра	10^5
Кістка без окістя	10^7

Двозондовий (двоелектродний) метод застосовують, якщо досліджуваний зразок має правильну геометричну форму і постійний поперечний переріз, як показано на рис. 3.1.

Питомий опір зразка визначають за відомою формулою

$$\rho = (SU_{1,2}) / (LI),$$

де $U_{1,2}$ – напруга, прикладена до зразка; I – сила струму в ланцюзі; S , L – поперечний переріз зразка і його довжина відповідно.

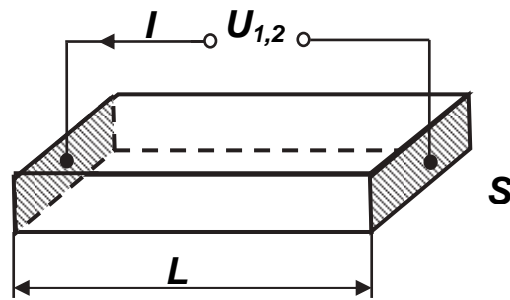


Рис. 3.1. Схема двозондового методу визначення ρ

Основна перевага двоелектродного методу – простота. До недоліків належить систематична похибка, яка виникає через неточність дотримання розмірів зразка біотканини, тому метод в основному використовують для визначення ρ біорідин, що заливаються у вимірювальну кювету. Додаткову похибку в результат вимірювання вносить контактний опір електрод – середовище. Названих недоліків немає чотиризондовий (електродний) метод.

Чотиризондовий метод не потребує створення ідеальних омичних контактів зі зразком (можливий вимір питомого опору об'ємних зразків різної форми, в тому числі і безпосередньо на живому організмі), але потребує наявності умовно плоскої (нехтуючи біологічною шорсткістю) поверхні, лінійні розміри якої перевершують відстань l між зондами, як показано на рис. 3.2.

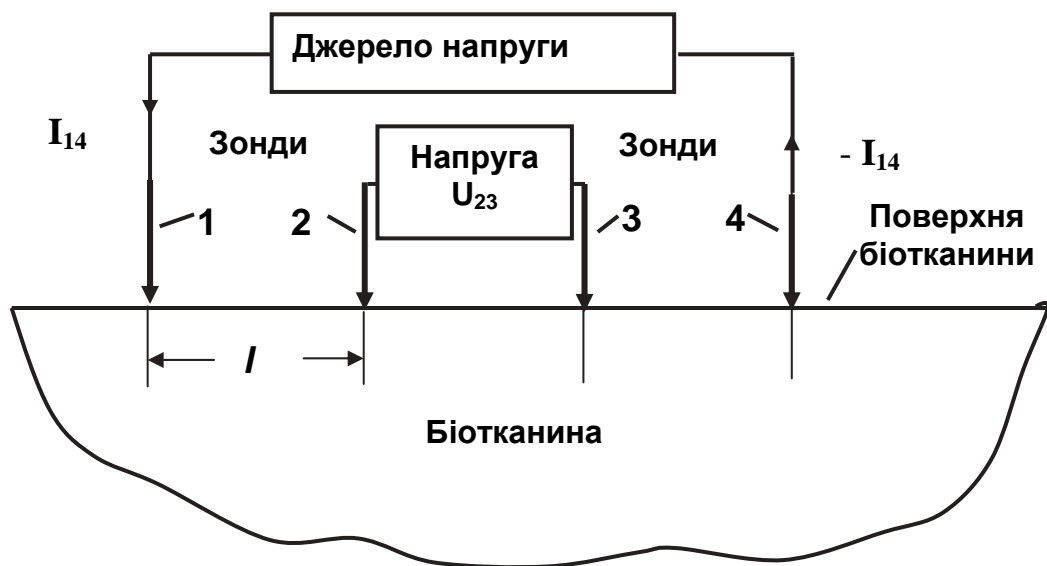


Рис. 3.2. Схема вимірювань чотиризондовим методом

Вирішуючи задачу про розподіл електричних потенціалів у біотканині за допомогою рівняння Лапласа, в сферичній системі координат знаходять питомий опір як функцію струму між першим і четвертим зондами, створеного зовнішнім джерелом напруги і вимірюваною напругою між другим і третім зондами:

$$\rho = (2\pi IU_{23}) / I_{14}.$$

Відстань l між електродами вибирають однакою. Крім лінійного положення зондів використовують розташування по вершинах квадрата; розрахункова формула збігається з наведеною з точністю до постійного коефіцієнта.

При проведенні великої кількості досліджень як медико-біологічний показник доцільно визначати не величину ρ , а повний опір між електродами.

Схему вимірювання повного опору двоелектродним методом показано на рис. 3.3.

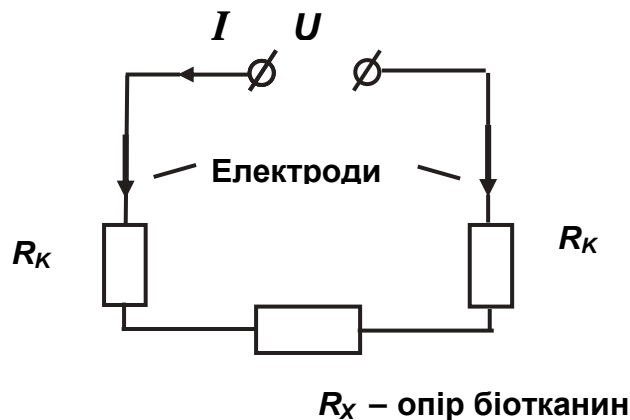


Рис. 3.3. Еквівалентна схема двоелектродного методу

Величину контактного опору R_k між металевими електродами і поверхнею біотканини в обох точках контакту можна прийняти однакою внаслідок послідовного включення їх в електричний ланцюг, утворений джерелом напруги (U), електродами і ділянкою біотканини з опором R_x . Очевидно, буде справедливий вираз

$$R_x + 2R_k = U/I .$$

Оскільки інформаційною складовою є величина R_x , двоелектродний метод можна застосовувати тільки в разі виконання умови $R_x \gg 2R_k$, і тоді $R_x \approx U/I$.

Істотно знизити вплив контактних опорів дозволяє чотириелектродний метод при використанні вольтметра з великим вхідним опором.

Виділимо на схемі (рис. 3.4) два контури: перший – зі струмом I , який утворений джерелом напруги U , опорами R_K, R'_X, R_X, R'_X ; другий – зі струмом I' , який визначається опорами $R_{вх}$ (вхідний опір вольтметра), R'_X, R_X, R'_X . Припустимо, що величини контактної опору електрод – біотканини R_K для всіх чотирьох електродів однакові, а також однакові величини R'_X – опори ділянок біотканини між першим і другим, третім і четвертим електродами, причому R_X – величина опору, що визначається.

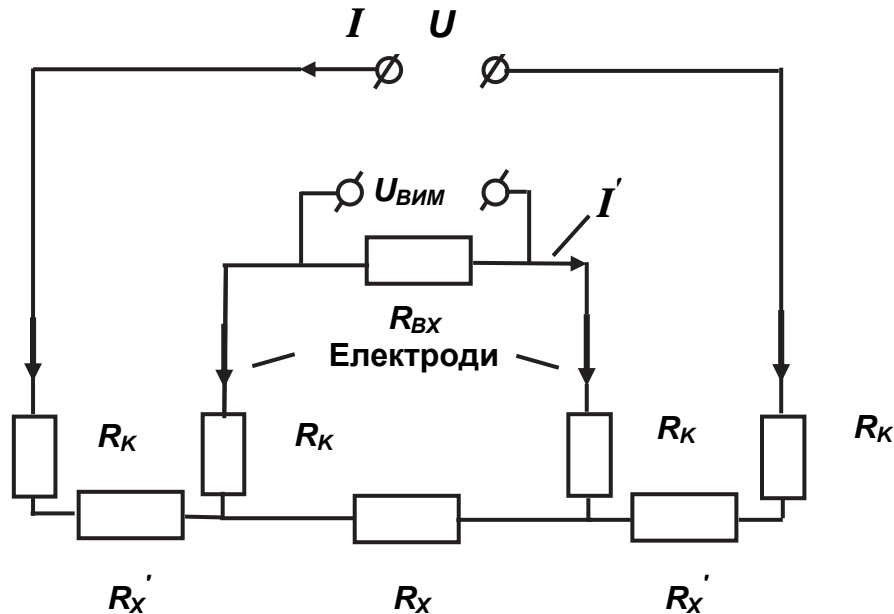


Рис. 3.4. Еквівалентна схема чотириелектродного методу

Згідно з методом контурних струмів справедливе таке рівняння

$$(I - I')R_X = (2R_K + R_{вх})I'.$$

Якщо врахувати, що на практиці застосовуються вимірювальні вольтметри, які забезпечують виконання умови $R_{вх} \gg 2R_K$, а відповідно і $I \gg I'$, то отримаємо $I \cdot R_X \approx R_{вх} \cdot I'$. Зауважимо, що виміряна вольтметром напруга $U_{вим} = R_{вх} \cdot I'$, і тоді $R_X \approx U_{вим} / I$. Таким чином, шляхом вимірювання величини струму між крайніми (рис. 3.4) електродами і напруги – між внутрішніми знаходять електричний опір біотканин.

Вимірювання параметрів електрошкірного опору на постійному струмі знайшло практичне застосування в методі електропунктурної діагностики.

3.2. Електропунктурна діагностика

Електропунктурна діагностика (ЕПД) – метод діагностики захворювань, оснований на вимірюванні електропровідності біологічно активних точок (БАТ).

БАТ – обмежені ділянки шкірного покриву, однією з відмінних рис яких є знижений електричний опір щодо сусідніх ділянок шкіри. Вимірювання, проведені різними авторами, наведено в табл. 3.2.

На підставі великого статистичного узагальнення було доведено зв'язок стану внутрішніх органів і функціональних систем, їх патології з електрофізичними характеристиками БАТ (опір, імпеданс, діелектрична проникність, електробіопотенціали).

Таблиця 3.2

Порівняльні дослідження електричного опору в БАТ людини

Автор дослідження (рік проведення)	Опір в БАТ, кОм	Опір поза БАТ, кОм
А. К. Подшибякін (1960)	400 – 500	1000 – 2000
S. Krippner (1973)	100 – 200	Більше 1000
N. Wulfson (1976)	200 – 700	1500 – 2000
Ф. Г. Портнов (1980)	600 – 1000	Більше 1000

Зазвичай найбільш поширені способи електропунктурної діагностики використовують вимірювання опору на постійному струмі. В апаратній реалізації ЕПД, в основному, використовують два методи вимірювань.

Метод Накатані (Y. Nakatani) базується на вимірюванні електрошкірного опору в БАТ з використанням стабілізованого джерела напруги 12 В і максимальному струмі в ланцюзі вимірювання (струм короткого замикання) 200 мкА. Такий режим дозволяє істотно знизити вплив поляризаційних ефектів і електромагнітних завад на результат вимірювання.

Метод Фоля (R. Voll) оснований на дослідженні БАТ при можливо меншому значенні електричного струму в ланцюзі вимірювання. Оптимальний режим вимірювання визначають індивідуально для кожного пацієнта (напруга 1,5 ... 2,4 В, максимальний струм – до 15 мкА). Застосування методу Фоля дозволило виявити ряд нових діагностично важливих БАТ.

Обидва методи використовують умовну шкалу на 100 одиниць, причому короткому замиканню електродів відповідає 100, а розімкненим – 0 одиниць. Нормальний стан діагностується за показаннями в БАТ 50 ± 20 одиниць. Вихід за ці межі свідчить про наявність захворювань. Вимірювання проводяться за допомогою двох електродів: індіферентного (латунний циліндр діаметром 2 і довжиною 10 см), який пацієнт затискає в кисті, і вимірювального (латунний наконечник з радіусом заокруглення 1,5...3 мм), який лікарем установлюється в БАТ. Найпростіші прилади ЕПД складаються з джерела струму, регульовальних резисторів змінного опору, мікроамперметра зі шкалою на 100 ділень, електродів, які замикають вимірювальний ланцюг через БАТ пацієнта.

Сучасна апаратура ЕПД містить комп'ютерну систему оброблення даних вимірювань у БАТ, каталоги інформативних точок (меридіанів, репрезентативних точок), варіанти медичних висновків.

3.3. Електропровідність біологічних тканин на змінному струмі

Опір біотканин на змінному струмі (повний опір, імпеданс) істотно залежить від його частоти. Характер цієї залежності пов'язують з ємнісними і омичними властивостями біотканин. Ємнісні властивості пояснюють специфікою будови клітинних мембран, які виконують роль діелектрика в «біоконденсаторах», провідниковими обкладинками якого є електролітна субстанція внутрішньоклітинної та міжклітинної рідини. Проведені виміри показали, що струм, який протікає через живу біотканину, випереджає за фазою прикладену напругу. Значення кута зсуву фаз, отримані на частоті 1 кГц для різних біосередовищ, наведено в табл. 3.3

Таблиця 3.3

Кути зсуву фаз між напругою і струмом для різних біосередовищ

Біотканина	Кут випередження струму, град
Шкіра людини	55
Нервова тканина	64
М'язова тканина	65

Індуктивні властивості біотканин не є суттєвими. Еквівалентна електрична схема біотканин на частотах до одиниць мегагерців показана на рис. 3.5.

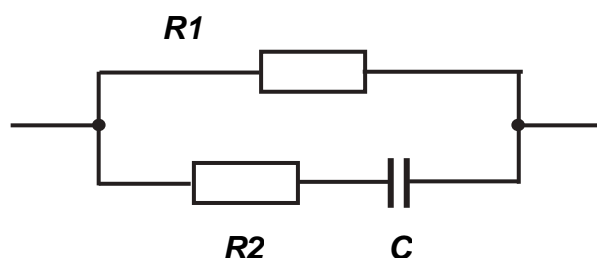


Рис. 3.5. Еквівалентна схема біотканин на змінному струмі

Величина активного опору $R1$ відповідає вимірам і на постійному струмі. $R2$ характеризує активні втрати у внутрішніх структурах. Характерну залежність імпедансу біотканин від частоти, аж до декількох десятків мегагерц, показано на рис. 3.6.

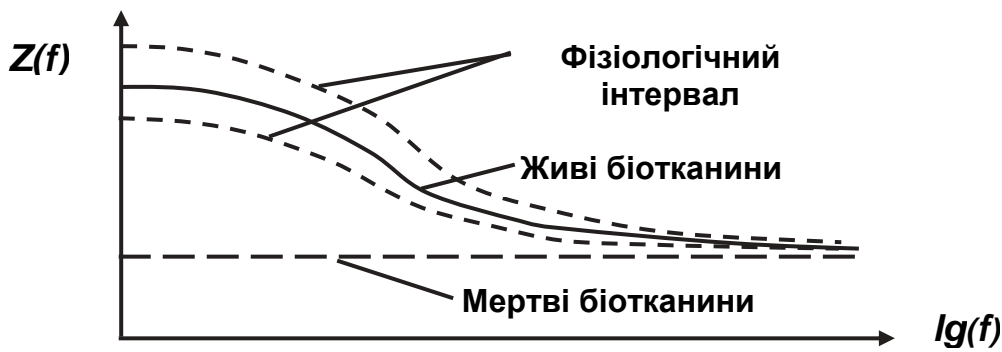


Рис. 3.6. Частотна залежність імпедансу біотканин

Частотна залежність імпедансу дозволяє оцінити життєздатність тканин. Ця властивість використовується для визначення меж некрозу, придатності біосубстанцій для трансплантації. Фізіологічний інтервал відображує різноманіття станів біооб'єкта в процесі життєдіяльності.

Таким чином, для дослідницьких цілей можуть бути використані:

- залежність кута зсуву фаз між напругою і струмом унаслідок ємнісних властивостей біотканин;
- частотна залежність імпедансу як показник життєздатності тканин організму;
- залежність імпедансу біотканин від їх фізіологічного стану при фіксованій частоті досліджень.

Перші дві залежності знайшли своє практичне застосування в ряді аналітичних методів досліджень. Остання лягла в основу фізіологічних методів дослідження кровотоку в організмі.

3.4. Реографія

Реографія (імпедансна плетизмографія, реоплетизмографія, електроплетизмографія) – це метод дослідження кровонаповнення органів або окремих ділянок тіла на основі реєстрації їх імпедансу.

Реалізація методу реографії полягає у такому: на область дослідження накладають електроди і пропускають через них електричний струм 1...5 мА високої частоти 30...300 кГц. Зміни величини кровонаповнення і швидкості руху крові в кровеносних судинах супроводжуються коливаннями імпедансу тканин, розташованих між електродами.

Аналітично метод реографії описує формула О. О. Кедрова

$$\Delta V / V = - \Delta Z / Z,$$

де $\Delta V / V$ – відносна зміна об'єму на досліджуваній ділянці; $\Delta Z / Z$ – відносна зміна імпедансу, причому ΔZ зменшується при систолі і збільшується при діастолі.

Графічне зображення $\Delta Z(t)$ називається реограмою (аналоговий або цифровий запис). Схематичне зображення і основні компоненти реограми наведено на рис. 3.7.

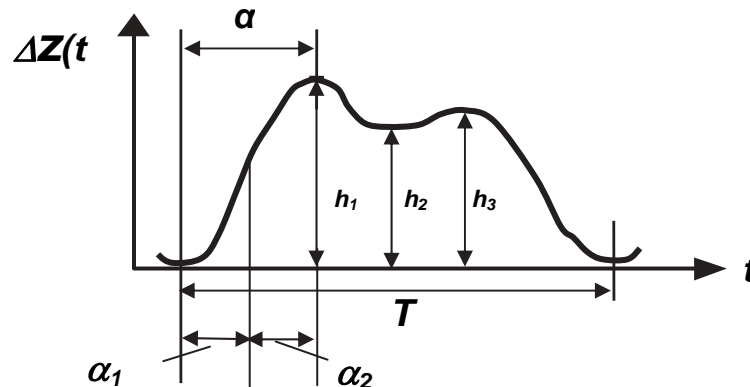


Рис. 3.7. Елементи узагальненої реограми

Показники реограми:

T – період реографічної хвилі;

α – час висхідної частини хвилі (період повного розкриття судини, який відображує тонус судин);

α_1 – час швидкого кровонаповнення, яке визначається модулем пружності стінок кровоносних судин і скорочувальною функцією міокарда;

α_2 – час повільного кровонаповнення, залежить від еластичних властивостей судинної стінки;

α/T – реографічний коефіцієнт, що відображує тонічний стан судин;

h_2/h_1 – дикротичний індекс, що характеризує тонус артеріол;

h_3/h_1 – діастолічний індекс, що відображує стан відтоку крові у вени і тонус вен.

Запис реограм виконують за допомогою спеціальних пристроїв - реографів (рис. 3.8).

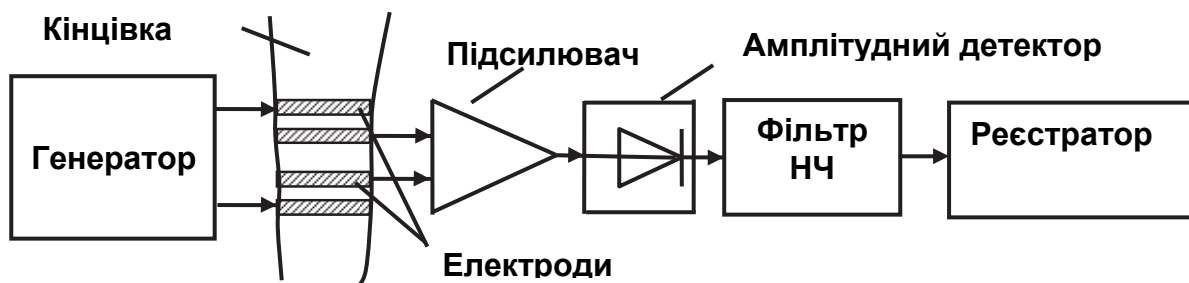


Рис. 3.8. Структурна схема реографа

Залежно від кількості електродів, що реалізують один інформаційний сигнал, розрізняють двоелектродні (біполярні) і чотириелектродні (тетраполярні, як на рис. 3.8) реографи. Останні менш критичні до впливу контактного опору електрод - шкіра.

На практиці метод реографії адаптований до дослідження окремих органів або функціональних систем. Розглянемо основні види реографії.

Реокардіографія (РКГ) – це метод дослідження серцевої діяльності, оснований на вимірюванні змін імпедансу грудної клітки, що відображує динаміку кровонаповнення серця і великих судин протягом серцевого циклу. Застосовується для дослідження гемодинаміки і фазового аналізу серцевого циклу. Основне призначення – неінвазивне визначення ударного об'єму (УО) крові.

За формулою О. О. Кедрова може бути знайдений об'єм крові, який спричинює зміну імпедансу: $|\Delta V| = (V \Delta Z) / Z$. У разі реокардіографії величину об'єму V , що визначає імпеданс Z , знаходять за формулою $V \approx (\rho L^2) / Z$, де ρ – питомий електричний опір крові; L – відстань між електродами. Тоді ударний об'єм крові (його модуль)

$$УО = |\Delta V| = (\Delta Z \rho L^2) / Z^2.$$

Якщо величину ΔZ прийняти такою, що дорівнює амплітуді реограми h_1 , то наведена формула дає занижену оцінку ударного об'єму. Це пов'язано з тим, що протягом систоли одночасно з припливом крові йде її відтік по артеріальному руслу. Тому були запропоновані різні методики визначення справжнього значення ΔZ .

Найбільш проста методика (за Фейфаром і Заінцом), коли приймають $\Delta Z = 2 (h_2)$. Більш складні методики (за Найбором і Германом, за Кубічком), що використовують побудову дотичних ліній на екстремальних ділянках реограми для визначення уточненого значення h_1 . Найбільш вірогідною вважають диференціальну методику, за якою беруть $\Delta Z = h \Delta t$, де h – амплітуда диференціальної кривої РКГ ($h(t) = dZ / dt$); Δt – інтервал часу від початку циклу до моменту, що визначається екстремумом h_2 .

Для клінічної кардіодіагностики було запропоновано емпіричну формулу, що враховує периметр грудної клітки Π :

$$УО = 0,45(L\Pi^2 h \Delta t) / Z^2,$$

де $[L] = [\Pi] = \text{см}$, а $[УО] = \text{см}^3$.

Реоенцефалографія – метод дослідження мозкового кровообігу, оснований на вимірюванні і запису пульсових коливань імпедансу головного мозку. Дозволяє визначити стан загальної гемодинаміки, локалізувати ураження судинної системи головного мозку. Електроди накладають на

поверхню шкіри голови в проекції на різні відділи головного мозку (лобно-скроневі, потилично-соскоподібні, центрально-лобові електроди).

Реовазографія – це реограма нижніх і верхніх кінцівок. Використовується при діагностиці захворювань периферичних судин. Для реєстрації поздовжніх реограм кінцівок застосовують пластинчасті і кільцеві електроди, що накладаються на відділи плеча, передпліччя, на кисті або пальці руки, стегна, гомілки, стопи або пальці ноги. Відстань між електродами становить 10...150 мм. Нормальні значення амплітуд реограм для здорових осіб: 0,05 Ом – для плеча; 0,08 Ом – для передпліччя; 0,1 Ом – для кисті; 0,035 Ом – для гомілки; 0,22...0,24 Ом – для пальців рук і ніг. При цьому реографічний коефіцієнт має величину 10...13 %.

Реопульманографія – метод дослідження легеневого кровообігу і легеневої вентиляції. Величина імпедансу легенів визначається об'ємними співвідношеннями крові, біотканин і повітря, які мають різну питому електропровідність. За місцем розташування електродів розрізняють зональну і регіонарну реопульманографії.

При зональній – електроди накладають на відділи грудної клітки в проекції великих судин або зон легенів. Така методика дозволяє отримати дані про зміну сумарного імпедансу, включаючи опір шкіри, підшкірної клітковини та складові, пов'язані з диханням.

Методика регіонарної реопульманографії передбачає введення зонда (електрода) через дихальні шляхи в певний відділ легенів, дає найбільш достовірну інформацію з досліджуваної ділянки легенів. Зондування болісне, іноді потребує анестезії.

Реогепатографія – метод дослідження кровообігу печінки. Активний електрод накладають на поверхню шкіри в проекції на досліджувану ділянку печінки. При наявності патології (цироз, гострий гепатит) амплітуда реограми істотно зменшена. Метод доступний, фізіологічний, проте дає високий відсоток помилкових висновків.

Реоофтальмографія – метод дослідження кровообігу в судинній оболонці ока. Електроди площею не менше 20 мм² розміщують на внутрішній поверхні контактної лінзи, яку накладають на око.

3.5. Діелектрографія

Як було вже сказано вище, живі біологічні тканини одночасно мають властивості як провідника, так і діелектрика. Діелектричні властивості характеризує відносна діелектрична проникність ϵ , яка залежить від виду біосередовища (наприклад: кров цільна – 85, нервові тканини – 89, мозкова речовина – 85...90). У змінних електричних полях ϵ істотно залежить від частоти поля. Таку якісну дисперсійну залежність показано на рис. 3.9.

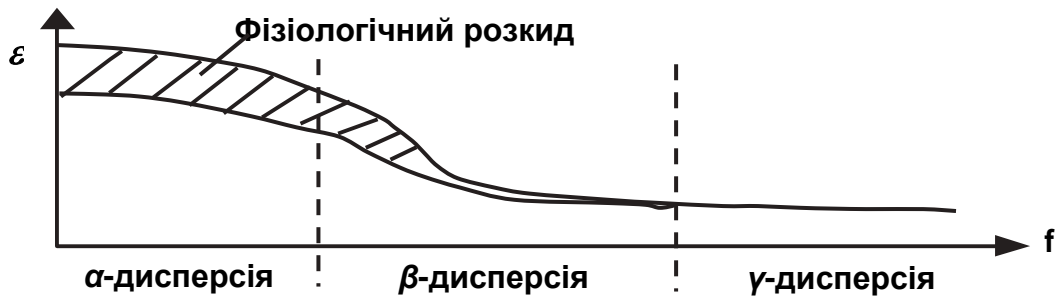


Рис. 3.9. Дисперсія діелектричної проникності біотканин

Діелектрографія (ДЕГ) – це метод реєстрації зміни сумарної діелектричної проникності досліджуваного об'єкта. У біології та медицині ДЕГ використовують для дослідження кровопостачання різних органів і частин тіла. На відміну від реографії, ДЕГ-вимірювання проводять на більш високих частотах – від 200 кГц до декількох мегагерц (низькочастотна область β -дисперсії). Оскільки електроди при діелектрографії по суті є пластинами вимірювального конденсатора, то метод ДЕГ ще називають *конденсаторною, або ємнісною плетизмографією*. Основна перевага методу – безконтактність, оскільки при ДЕГ ємнісні електроди можуть бути розміщені на деякій відстані від поверхні досліджуваної області або на поверхні тіла, але без гальванічного контакту зі шкірою.

ДЕГ передбачає таку послідовність перетворень: зміна медико-біологічних показників (кровонаповнення, патологічні процеси), зміна діелектричних властивостей, зміна ємності вимірювального конденсатора (пристрою знімання), зміна параметрів електричного сигналу. Для реєстрації діелектрограм використовують мостову, резонансну або автогенераторну (рис. 3.10) схему включення електродів пристрою знімання.

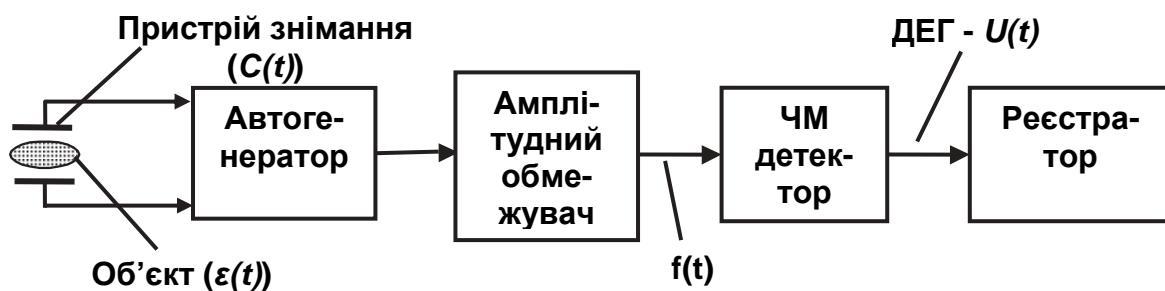


Рис. 3.10. Автогенераторна схема діелектрографії

Діелектрограми легенів, печінки, кінцівок багато в чому аналогічні до реограм, тому для їх аналізу застосовують ті ж методи, що і для реографії. Найбільш складний аналіз ДЕГ області серця, тому що при цьому реєструються сумарні криві, що відображують кровонаповнення серця і легенів.

3.6. Електроімпедансна томографія

Термін «томографія» означає пошаровий (у вигляді плоских зрізів) запис будь-якої інформації про просторовий (тривимірний) об'єкт.

Електроімпедансна томографія (EIT) – метод візуалізації внутрішньої будови біооб'єктів залежно від розподілу електропровідності складових біотканин плоских зрізів.

Суть методу. До двох точок поверхні досліджуваної області прикладають напругу змінного струму стабільної частоти і амплітуди (тестову різницю потенціалів). Усередині середовища встановлюється деякий розподіл потенціалів, що залежить від просторового розподілу електропровідності біотканин. Експериментально вимірявши розподіл напруг на поверхні об'єкта в інших точках досліджуваного плоского зрізу (шару) і прийнявши ці значення за граничні умови, визначають просторовий розподіл питомого опору шляхом розв'язування системи рівнянь Лапласа. Зазвичай вирішують плоску задачу з визначення функції $\rho(x, y)$ для шару заданої товщини, а потім пошарово відновлюють просторову картину внутрішньої будови об'єкта. Завдяки істотній відмінності електропровідності шкіри, жиру, сполучних тканин, рідких середовищ, кісткових тканин, газомістких порожнин існує принципова можливість отримання контрастних зображень.

На рис. 3.11 зображено структурну схему реалізації методу EIT.

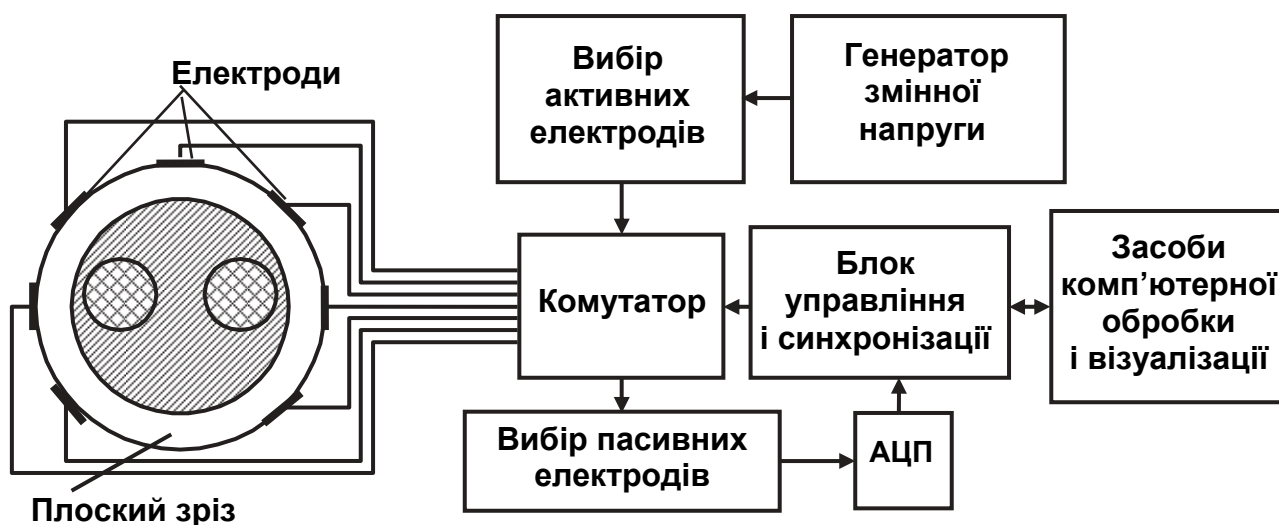


Рис. 3.11. Загальна структура засобів реалізації методу EIT

Вимірювання проводяться з використанням змінної напруги частотою ~ 100 кГц. Оптимальна кількість електродів – від 16 до 128 штук.

Реконструкція зображення одного шару становить $0,1 \dots 1$ с.

Переваги методу: простота апаратної реалізації, безпечність, неінвазивність, можливість дослідження динамічних процесів.

Недоліки: недостатньо розроблений математичний апарат реконструкції зображень; низька просторова роздільна здатність (відносно інших методів томографії); підвищена чутливість до змін водонасичення біотканин.

Можливі клінічні застосування ЕІТ: дослідження динаміки процесів серцевої діяльності, дихання, травлення; спостереження розвитку онкологічних утворень; виявлення областей посиленого кровонасичення і гіпертермії.

Контрольні запитання

1. У чому полягає діагностична значущість електричного опору біотканин?
2. Які особливості практичного використання методів визначення питомого опору біотканин?
3. У чому полягають основні принципи електропунктурної діагностики?
4. Приклади використання в діагностиці частотної залежності імпедансу біотканин.
5. Наведіть формулу, яка аналітично відображує метод реографії.
6. Наведіть структурну схему реографа.
7. Які різновиди реографічних методів досліджень поширені в медицині?
8. Які переваги і недоліки діелектрографії порівняно з реографічними методами?
9. У чому полягає метод електроімпедансної томографії?

4. МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕНЬ, ОСНОВАНІ НА ВИМІРЮВАННІ БІОПОТЕНЦІАЛІВ

4.1. Біопотенціали і їх параметри. Електрографія

Біопотенціали – це електричні потенціали, що виникають у живих клітинах і тканинах. Визначаються різницею електричних потенціалів між двома точками живої тканини. Основними видами біопотенціалів є: мембранний потенціал (потенціал спокою), потенціал дії, постсинаптичні потенціали.

Мембранний потенціал (спокою) реєструється між зовнішньою і внутрішньою сторонами мембрани живої клітини. Для клітин нервової тканини його величина становить 60...80 мВ, для клітин м'язових волокон – 80...90 мВ, для клітин волокон серцевого м'яза – 90...95 мВ. При незмінному функціональному стані потенціал спокою не змінюється. Під впливом різних факторів фізичного або хімічного походження величина мембранного потенціалу може змінюватися, і ці зміни описуються потенціалом дії.

Амплітуда потенціалу дії у більшості нервових клітин ссавців становить 100...110 мВ з тривалістю 1...2 мс, для скелетних і серцевих м'язових волокон – 110...120 мВ з тривалістю 3...5 мс для скелетних і 50...600 мс для серцевих. У м'язовому волокні потенціал дії сприяє протіканню ланцюга фізико-хімічних і ферментативних реакцій, що лежать в основі механізму скорочення м'язів. Постсинаптичні потенціали виникають на невеликих ділянках клітинної мембрани, що входять до складу синапсу. Величина цих потенціалів становить кілька мілівольт при їх тривалості 10...15 мс.

Електрична активність окремих клітин в процесі життєдіяльності характеризується виникненням різниці потенціалів для різних точок біотканин і органів живого організму.

Електрографія – група методів, основаних на реєстрації біопотенціалів тканин і органів у діагностичних або дослідних цілях.

Фізичний підхід до електрографії полягає у створенні моделі електричного генератора, яка відповідає картині потенціалів, які реєструються.

Існують дві фундаментальні задачі електрографії: розрахунок потенціалу в області вимірювання за заданими характеристиками електричного генератора – пряма задача (або задача впливу); розрахунок характеристик електричного генератора за виміряним потенціалом – зворотна задача (діагностична).

Розглянемо основні види електрографії.

4.2. Електрокардіографія

Електрокардіографія (ЕКГ) - це метод реєстрації електричних потенціалів, що виникають в серці під час серцевого циклу. Фізичний підхід до з'ясування зв'язку між потенціалами серця і їх зовнішнім проявом полягає в моделюванні джерел цих біопотенціалів.

Сучасні ЕКГ дослідження основані на моделі, запропонованій В. Ейнтговеном (трикутник Ейнтговена, рис. 4.1).

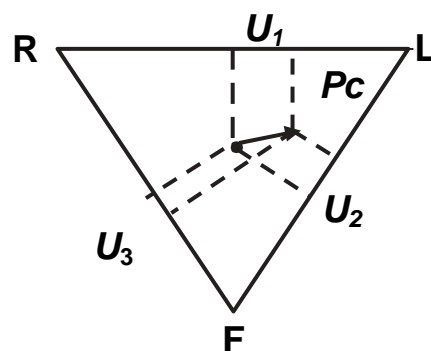


Рис. 4.1. Електрична модель серця за Ейнтговеном

Відповідно до цієї моделі серце – струмовий диполь з дипольним моментом P_C , який змінює своє положення і точку прикладення під час серцевого циклу і розташований в центрі рівностороннього трикутника (з ізотропними електричними характеристиками: $\sigma = \text{const}$, $\varepsilon = \text{const}$), вершинами якого є права (R) і ліва (L) руки і ліва (F) нога.

Уважається справедливим співвідношення $U_{RL}: U_{RF}: U_{FL} = U_1: U_2: U_3$, де U_{RL} , U_{RF} , U_{FL} – різниці потенціалів, вимірювані між правою і лівою руками, правою рукою і лівою ногою, лівою рукою і лівою ногою відповідно.

Різниця біопотенціалів, що реєструється між двома точками біоструктури (точками накладення електродів), називається *відведенням*. Гіпотетична лінія, що з'єднує два електроди, які беруть участь в утворенні електрокардіографічного відведення, називається *віссю відведення*.

У клінічній практиці набуло поширення використання 12 відведень ЕКГ, запис яких є обов'язковим при кожному нормативному електрокардіографічному дослідженні: 3 стандартних двополюсних відведення, 3 посилені однополюсних відведення від кінцівок і 6 грудних відведень.

Стандартні двополюсні відведення: I – відведення R-L, II – відведення R-F, III – відведення L-F. Для запису цих відведень електроди накладають на правій руці (червоне маркування), на лівій руці (жовте маркування) і на лівій нозі (зелене маркування). Ці електроди підключаються до електрокардіографа (багатоканального підсилювача біопотенціалів з блоками аналогової чи цифрової обробки та реєстрації). Четвертий електрод установлюють на праву ногу (чорне маркування) для підключення до ланцюгів заземлення і активного придушення синфазних завад.

Посилені однополюсні відведення (за Гольдбергом) реєструють різницю потенціалів між однією з кінцівок, на якій встановлений активний позитивний електрод цього відведення (права рука, ліва рука, ліва нога), і середнім потенціалом двох інших кінцівок (рис. 4.2). Середній потенціал (негативний електрод) утворюється при з'єднанні кінцівок через додаткові резистори однакового опору. Позначають посилені відведення так: aVR – відведення R – (L + F); aVL – відведення L – (R + F); aVF – відведення F – (R + L).

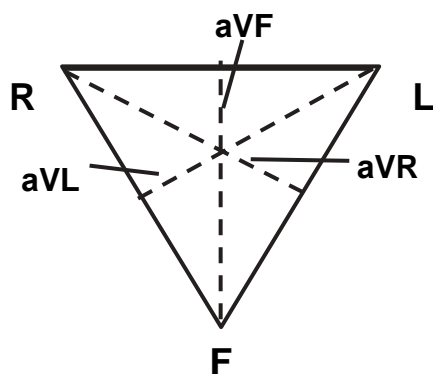


Рис. 4.2. Структура посилених однополюсних відведень

Грудні однополюсні відведення (за Вільсоном) реєструють різницю потенціалів між активними позитивними електродами, встановленими в певних точках на поверхні грудної клітини, і негативним – об'єднаним електродом. Останній утворюється при з'єднанні через додаткові резистори однакового опору трьох кінцівок (правої руки, лівої руки і лівої ноги), об'єднаний потенціал яких близький до нуля. Грудні відведення позначаються літерою V з додаванням номера позиції активного електрода. Схематичне розташування електродів показано на рис. 4.3: V_1 – активний електрод установлений в четвертому міжребер'ї по правому краю груднини; V_2 – активний електрод установлений в четвертому міжребер'ї по лівому краю груднини; V_3 – активний електрод знаходиться між другою і четвертою позиціями, приблизно на рівні четвертого ребра; V_4 – активний електрод установлений в п'ятому міжребер'ї по лівій серединно-ключичній лінії; V_5 – активний електрод розташований на тому ж горизонтальному рівні, що і V_4 , по лівій передній пахвовій лінії; V_6 – активний електрод знаходиться на лівій середній пахвовій лінії на тому ж горизонтальному рівні, що і електроди відведень V_4, V_5 .

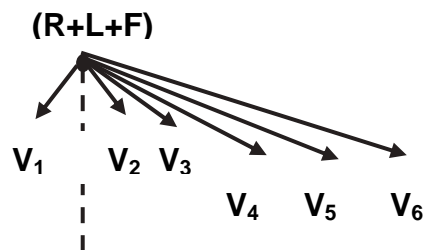


Рис. 4.3. Осі грудних відведень

Загальний вигляд ЕКГ показано на рис. 4.4. Нормальна ЕКГ складається з трьох спрямованих угору позитивних зубців P, R, T, двох спрямованих униз негативних зубців Q, S і нерегулярного позитивного зубця U.

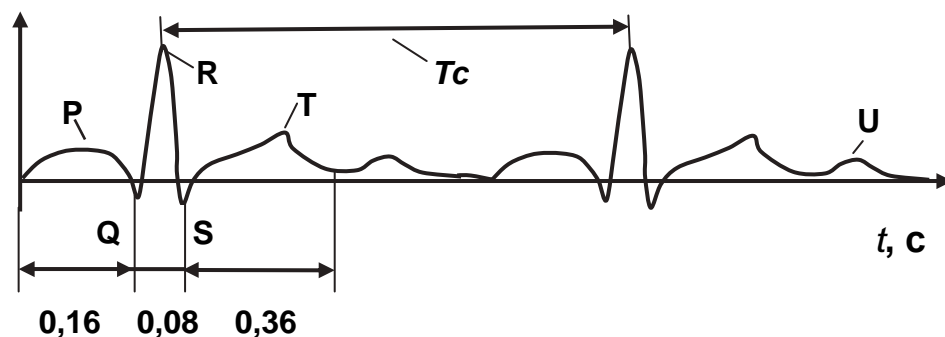


Рис. 4.4. Структура та часові інтервали електрокардіограми

Середній період серцевих скорочень T_c (період ЕКГ) для здорової людини в спокійному стані – близько однієї секунди. Амплітуда сигналу ЕКГ не перевищує 1...3 мВ. Для запису електрокардіограм одночасно з декількох відведень використовуються аналогові або цифрові електронні прилади – електрокардіографи (рис. 4.5).

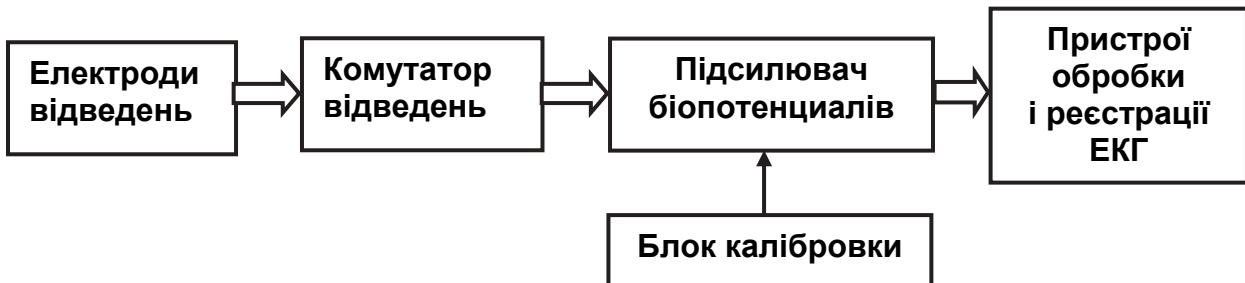


Рис. 4.5. Структурна схема електрокардіографа

Розглянуті методи дослідження електричної активності серця в основному описують часові зміни вектора дипольного моменту і не дають уявлення про його просторову орієнтацію.

Вектор-кардіографія (ВКГ) – метод просторового дослідження електричного поля серця. *Вектор-кардіограма* – це геометричне місце точок кінця вектора дипольного моменту серця P_c , положення якого змінюється за час серцевого циклу.

Відведення для ВКГ вибирають з метою реєстрації вертикальних, сагітальних і фронтальних компонентів серцевих потенціалів. Найбільш простою для реалізації є система відведень, що використовує стандартні двополярні і посилені однополюсні відведення для ЕКГ. Припустимо, що сигнал з відведення RL підведений до каналу вертикального відхилення електронного осцилографа, а сигнал з відведення aVF – до каналу горизонтального відхилення, як схематично показано на рис. 4.6. Тоді на екрані отримаємо криву, яка відобразить зміну в часі вектора P_c у проекції на фронтальну площину.

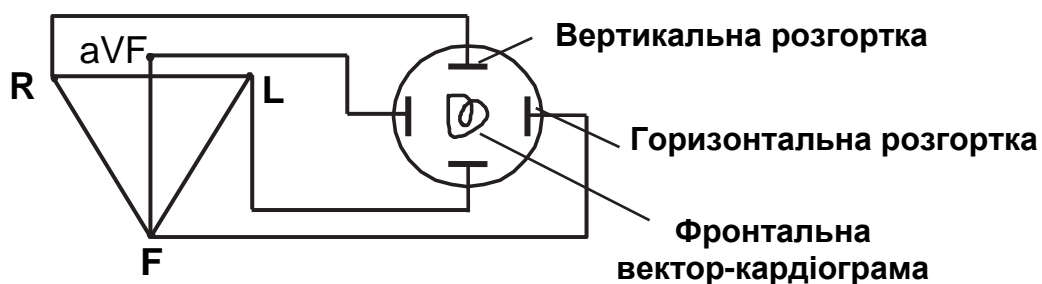


Рис. 4.6. ВКГ з використанням трикутника Ейнтговена

Аналогічні варіанти фронтальних проєкцій отримують, використовуючи комбінації відведень RF і aVL, LF і aVR. Незважаючи на часткову уніфікацію з основними відведеннями, ця методика не дозволяє отримати повну просторову картину електричної активності серця.

Більш інформативна *ортогональна система відведень* ВКГ (рис. 4.7). Електроди 1, 2, 3 устанавлюють на спині, а електрод 4 – на грудях пацієнта. Положення електродів відповідає вершинам умовного паралелепіпеда або куба, центр якого збігається з електричним полем серця.

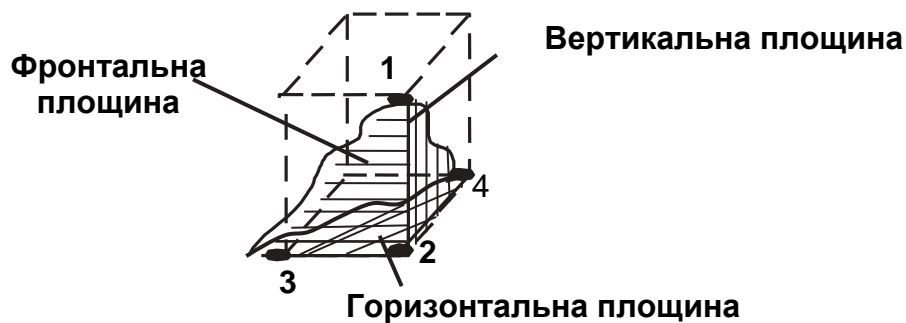


Рис. 4.7. Ортогональна система ВКГ відведень

Використовуючи комбінації електродів (1, 2, 3), (1, 2, 4) і (2, 3, 4), отримують проєкції ВКГ на площини ортогональної системи, що дає можливість сформувати просторову картину електричного поля серця.

Для кардіодіагностики також використовують систему перикардіальних відведень (за Акулінічевим). Ці відведення утворені електродами 1, 2, 3, 4 (рис. 4.8), які встановлюють на грудях у вершинах прямокутника, і додатковим електродом 5, розміщеним на спині пацієнта.



Рис. 4.8. Перикардіальна система ВКГ відведень

У перикардіальній системі шість відведень (1 – 3, 2 – 4, 1 – 5, 2 – 5, 3 – 5, 4 – 5) забезпечують формування проєкцій в п'яти площинах. За правилами просторової геометрії в цій системі відведень тільки одна фронтальна площина збігається з ортогональною системою координат, інші утворюють косокутну систему координат. Такий підхід розширив діагностичні можливості методу.

ВКГ складається з трьох петель QRS, P, T (рис. 4.9) аналогічно зубцям ЕКГ. Усі петлі мають загальну нульову точку O, звідки починаються і закінчуються петлі.

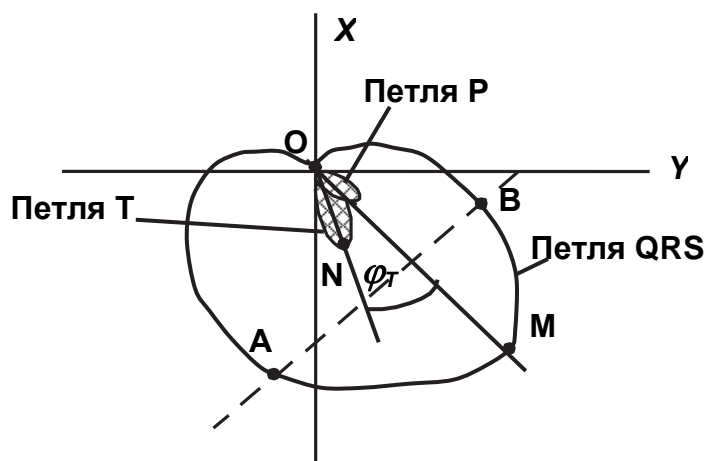


Рис. 4.9. Загальний вигляд вектор-кардіограми

На вектор-кардіограмі для діагностики виділяють такі елементи: петлю QRS, яка характеризує процес деполяризації шлуночків серця; петлю T, яка відображує процес реполяризації шлуночків; петлю P, що пов'язана з процесом збудження передсердь; максимальні вектори OM і ON петель QRS і T відповідно; AB – максимальну ширину петлі QRS; φ_T – кут розбіжності між максимальними векторами петель QRS і T, а також ряд інших параметрів. При діагностиці на основі вектор-кардіограми аналізують форму петель, площу, їх максимальні вектор і ширину, швидкість побудови, локалізацію, кути розбіжності, просторове розташування.

Полікардіографія (ПКГ) – метод дослідження фазової структури серцевого циклу за змінами часових інтервалів між елементами записів СФГ сонної артерії, ФКГ і ЕКГ, які синхронно реєструються.

Поділ серцевого циклу на фази пов'язують з виділенням етапів функціонування серця як насоса, а саме – зі зміною тиску в його порожнинах. При використанні методу ПКГ для фазового аналізу приймають, що тривалість хвилі центрального пульсу на сфігмограмі сонної артерії дорівнює періоду вигнання крові з лівого шлуночка серця, що реєструється на ФКГ.

Нормальні показники ПКГ – це середньостатистичні інтервали часу між фазами серцевого циклу (рис. 4.10) для осіб, які не мають патології. Виділяють статичні і динамічні показники ПКГ.

Статичні показники ПКГ – показники, які слабо залежать від частоти серцевих скорочень, наприклад: фаза асинхронного скорочення $AC = t_Q$ (ЕКГ) – t_1 -го тону (ФКГ), фаза ізвольомічного скорочення $IC = t_{sa}$ (ФКГ) – t_{cf} (СФГ).

Динамічні показники – показники, що залежать від періоду T серцевих скорочень (вимірюють у секундах), наприклад: період вигнання $t_e = 0,109 \cdot T + 0,159$, тривалість механічної систоли $S_m = 0,114T + 0,185$.

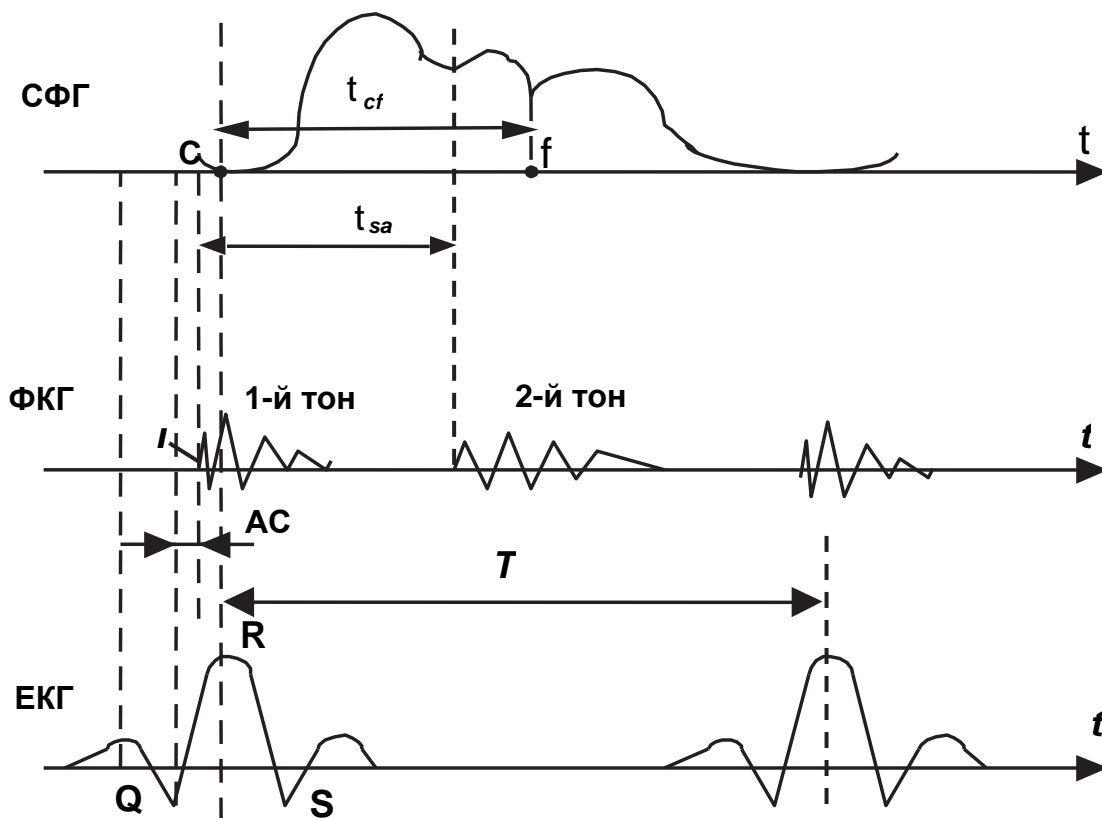


Рис. 4.10. Фазова структура полікардіографії

За допомогою ПКГ діагностують порушення судинної системи, синхронність роботи клапанного апарату серця.

4.3. Електроенцефалографія

Електроенцефалографія (ЕЕГ) – метод дослідження діяльності головного мозку, оснований на реєстрації електричних потенціалів, що з'являються в нервових клітинах у процесі їх діяльності.

З позицій фізичного моделювання біоелектричних властивостей мозок являє собою об'ємний провідник, усередині якого знаходиться велика кількість струмових генераторів. Частина електричних струмів замикається всередині черепа і не може реєструватися на поверхні голови. Решта струмів протікають через м'які тканини отворів черепа і створюють на поверхні шкіри голови розподіл біопотенціалів. Експериментально доведено, що зміна електричних параметрів потенціалів на шкірі голови корелює з активністю відповідних відділів головного мозку.

У електроенцефалографії використовують кілька загальноприйнятих методик проведення досліджень.

Міжнародна система відведень «десять-двадцять» була прийнята на II Міжнародному конгресі з електроенцефалографії в Парижі в 1949 р. Згідно з цією системою вимірюють відстань по сагітальній лінії між носовою западиною і потиличних бугром, а в поперечному напрямку від одного

зовнішнього слухового проходу через верхівку голови до іншого зовнішнього слухового проходу. Кожна з цих величин приймається за 100 %. Електроди відведень встановлюють у точках перетину умовних ліній, що утворюють сітку, причому крок сітки становить 20 %, а крайні лінії сітки відстоять на 10 % від відповідних вимірних відстаней. Схематично систему «десять-двадцять» зображено на рис. 4.11.

За електродами закріплені стандартні позначення: F – фронтальні, Fp – протофронтальні, C – центральні, P – парієтальні (тім'яні), O – оксіпітолярні (тильні). Індекс z мають електроди, розташовані по сагітальній лінії. Непарні номери електродів розміщують праворуч, а парні – зліва сагітальної лінії.

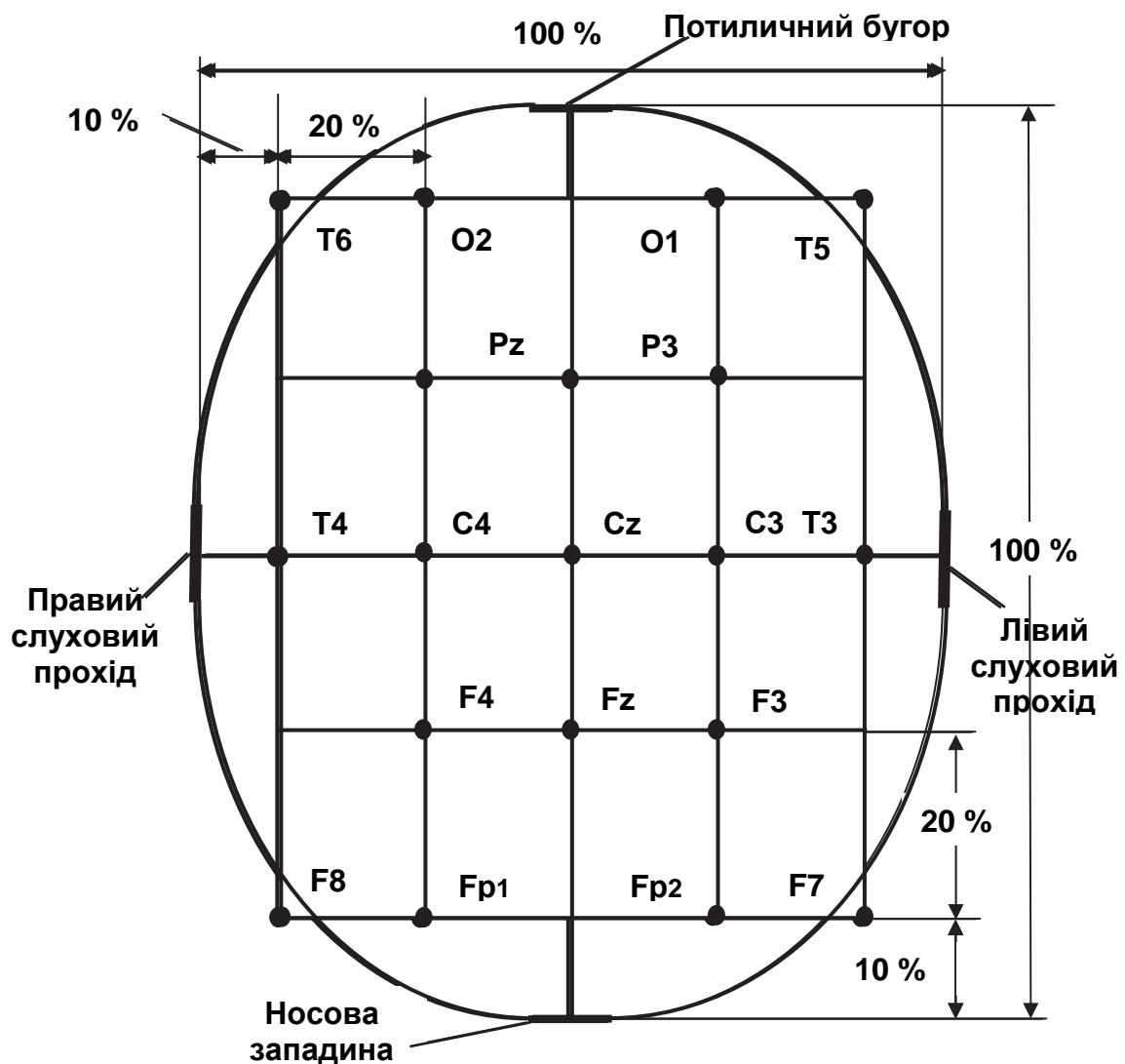


Рис. 4.11. Система ЕЕГ відведень «десять-двадцять»

Застосовують два способи підключення електродів до багатоканального підсилювача біопотенціалів. При біполярному способі сигнали фор-

мують з попарно взятих електродів, розташованих на одній стороні або в симетричних точках черепа. У цих випадках слід урахувати величину міжелектродної відстані при аналізі ЕЕГ, тому що при більшій відстані амплітуда хвиль буде вище, ніж при меншій. При монополярному способі один електрод загальний. Найчастіше його розташовують на мочці вуха, вважаючи, що тут знаходиться референтна точка. Як активні використовуються індексовані електроди.

Для практичних застосувань активні електроди розміщують на еластичному шоломі, який одягають на голову пацієнта. Необхідні відстані між електродами при цьому встановлюються автоматично.

Електрокортикографія – методика, яка передбачає запис ЕЕГ безпосередньо з кори головного мозку. Проводиться під час трепанації або після введення голчастих електродів, які там залишаються на тривалий час. Електрокортикографія застосовується в екстремальних випадках клінічної медицини або для досліджень, що проводяться на тваринах.

Методика дослідження базальних відділів мозку здійснюється шляхом уведення назофарінгального електрода (довжиною близько 10 см, ізолюваного по всій поверхні, крім кінцевого потовщення) через ніздрю до задньої стінки носоглотки. Дозволяє реєструвати потенціали верхнього відділу стовбура мозку або базального відділу мозку і підбугрової області.

Методика запису ЕЕГ, яка використовує відведення лоб – потилиця, використовується в авіаційній і космічній медицині. Електроди відведення вмонтовані в шолом індивідуальної підгонки, застосування спеціальних електропровідних паст дозволяє робити запис електроенцефалограми безпосередньо під час польоту.

Загальна характеристика ЕЕГ. Електроенцефалограма дорослої людини в стані активності є складною кривою, яка складається з багатьох компонентів (рис. 4.12). Максимальний рівень сигналу досягає 50...100 мкВ і істотно залежить від області відведення. Спектральний аналіз записів виявив наявність характерних сигналів, які отримали назву «ритми ЕЕГ». Відмінними властивостями цих ритмів є їх форма і відповідний частотний інтервал. Розрізняють такі основні ритми ЕЕГ: α -ритми – 8...13 Гц; β -ритми – 14...30 Гц; γ -ритми – 31...70 Гц; δ -ритми – 1,5...3 Гц; θ -ритми – 4...7 Гц.



Рис. 4.12. Загальний вигляд електроенцефалограми

Найбільш стійкі α - і β -ритми, які є домінуючими для більшості здорових людей. Спектральний склад і амплітуда ЕЕГ людини залежать від об-

ласті розташування відведення, фізіологічного стану пацієнта, реакції на зовнішні подразнення.

Для уточнення наявності і локалізації патології мозкової діяльності, вивчення механізмів регуляції і динаміки нервових процесів застосовують функціональні навантаження. Використовують проби з відкриванням і закриванням очей, гіпервентиляцію, ритмічну фотофоностимуляцію, проби з подразненням різних сенсорних систем (звук, запах тощо), психологічні і фармакологічні проби. Швидкоплинні комплекси ЕЕГ коливань, що виникають у відповідь на дозовані фактори впливу, називають *викликаними потенціалами*.

Діагностичними ознаками патології за ЕЕГ вважаються: зникнення нормальних зональних відмінностей ЕЕГ для різних областей мозку; зникнення основних регулярних ритмів α і β ; гіперсинхронізація активності, що виявляється в зростанні амплітуди сигналу; поява на ЕЕГ особливих форм коливань потенціалів θ - і δ -ритмів.

Для сумарної оцінки активності головного мозку застосовують метод *енцефалоскопії* – формування на екрані монітора розподілу ЕЕГ біопотенціалів шляхом модуляції яскравості або створення кольорової гами відповідно інтенсивності і частотному спектру кожного відведення.

4.4. Інші різновиди електрографії

Електроміографія (ЕМГ) – метод дослідження рухового апарату шляхом вимірювання біопотенціалів скелетних м'язів.

Існують два основних способи організації відведень для електроміографії. Специфіка першого методу полягає у використанні на шкірних електродів з великою площею (30...60 мм²), міжелектродна відстань між якими становить 1...2 см. Електроміограма, що при цьому реєструється, є результатом об'єднання коливань потенціалу багатьох м'язових волокон і називається *інтерференційною міограмою*.

Другий спосіб відведення здійснюється інвазивно – голчастими електродами з невеликою площею (соті частки квадратного міліметра, рис. 4.13). Цей спосіб дозволяє вибірково реєструвати активність одного або декількох м'язових волокон.

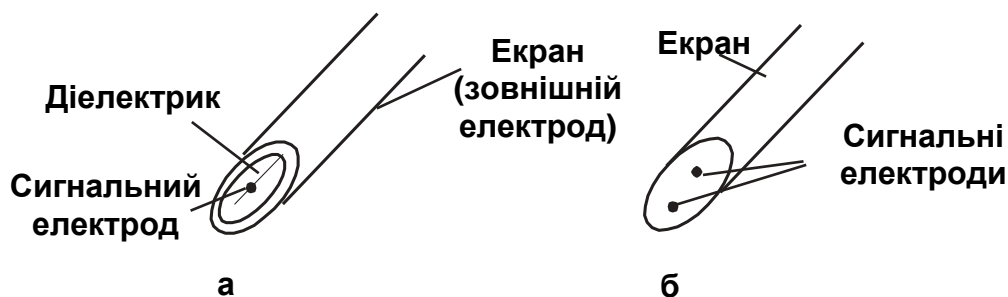


Рис. 4.13. Голчасті електроди для електроміографії: а – коаксіальний електрод; б – біполярний електрод

Розрізняють чотири типи електроміограми. Перший тип це – коливання з частотою 50...100 Гц зі змінною амплітудою і формою імпульсів. Такий вид сигналів належить до «норми» для м'язів з нормальною або дуже мало порушеною руховою функцією. Другий тип (коливання з частотою 6...10 Гц) спостерігають при тонічних напруженнях м'язів. Коливання третього типу є ритмічні або неритмічні «пачки» високочастотних (до 100 Гц) коливань високої амплітуди (до 10 мВ) у ненапружених м'язах або які тонічно скорочуються. Четвертий тип коливань, або «біоелектричне мовчання», характерний для випадку враження більшої частини рухових м'язових компонентів.

Електроретинографія (ЕРГ) – метод дослідження функції сітківки ока за допомогою запису коливань біопотенціалів, які виникають у ній при світловому подразненні. У людини ці коливання реєструються за допомогою спеціальної контактної лінзи, в яку вмонтовано електроди.

Електроретинограма, що реєструється як реакція на одиночні спалахи світла (рис. 4.14) і миготіння різної частоти, служить одним з об'єктивних показників функціонального стану сітківки.

Електроретинографію застосовують як в дослідних цілях, так і в клінічній практиці. Діагностуються катаракта, глаукома, судинні порушення.

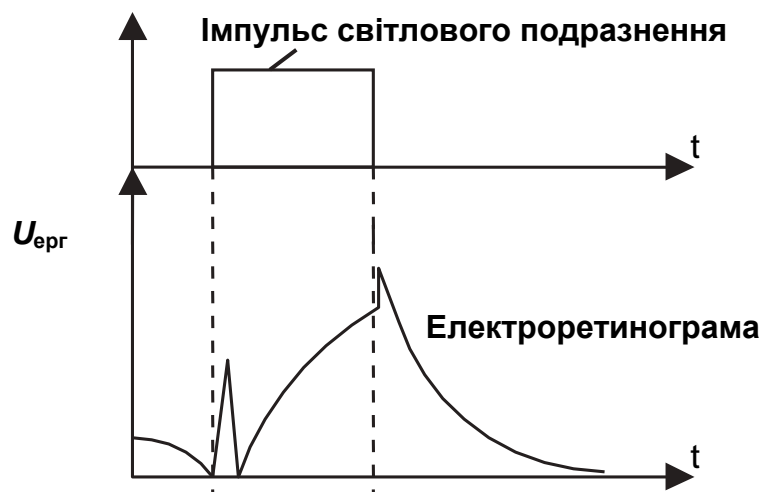


Рис. 4.14. ЕРГ при імпульсному світловому подразненні

Електроокулографія (ЕОГ) – метод дослідження функціонального стану сітківки шляхом графічної реєстрації змін постійного біопотенціалу ока при його русі.

Електроди розміщують на шкірі нижньої повіки. Пацієнта саджають перед екраном, на якому нанесені на рівні очей три точки: одна – в центрі і дві – симетрично на периферії (рис. 4.15). Під час запису ЕОГ пацієнт здійснює рухи очима, переводячи погляд з однієї крайньої точки на іншу.

Запис здійснюють протягом 10 секунд з інтервалом 2 хвилини 5–10 разів. Дослідження проводять три рази: при освітленості 5...10 лк (базова освітленість); у повній темряві; при освітленості 400...1000 лк.

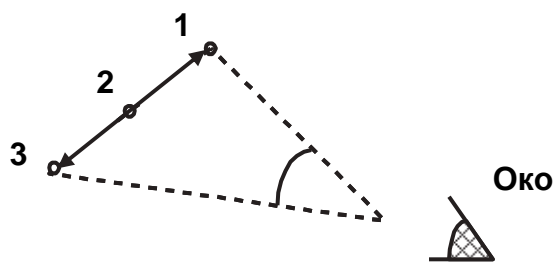


Рис. 4.15. Проведення електроокулографічного дослідження

Кількісним результатом досліджень є світлочутливий коефіцієнт Ардена – відношення максимальної амплітуди хвилі ЕОГ, отриманої на світлі, до найменшої, отриманої в темряві. Нормальне значення цього коефіцієнта становить 165...185 %. Зниження цього показника нижче 117 % свідчить про захворювання сітківки ока.

Електрогастрографія (ЕГГ) – метод дослідження моторної діяльності шлунка за допомогою реєстрації його електричних потенціалів. У дослідних цілях електроди за допомогою зонда вводять у порожнину шлунка. У клінічній діагностиці активний електрод накладають на передню стінку живота в проекції на різні відділи шлунка, а референтний електрод – на ліву чи праву ногу.

Дослідження проводять натщесерце і протягом усього процесу травлення. Електричні коливання на електрогастрограмі адекватно відображують перистальтичні скорочення стінки шлунка. Частота скорочень $3 \pm 0,2$ за хвилину відповідає «нормі». У здорових людей під час травлення залежно від амплітуди сигналу розрізняють три типи електрограм: нормокінетичний (0,2 мВ), гіперкінетичний (0,3...0,4 мВ) і гіпокінетичний (менше 0,2 мВ).

За істотної зміни частоти і амплітуди скорочень виявляють патологію моторної функції шлунка, спричинену різними захворюваннями (гастрит, виразка). Застосовують метод ЕГГ і для післяопераційної діагностики стану шлункового тракту.

Шкірно-гальванічна реакція (феномен Тарханова) – зміна різниці біопотенціалів і зниження електричного опору між двома ділянками поверхні шкіри, що виникає при різних подразненнях, викликаних емоційним збудженням.

При реєстрації шкірно-гальванічної реакції електроди розташовують на долоні і тильній стороні кисті. Крива запису відображує коливання різниці потенціалів (електричного опору) з періодом 1...5 с.

Шкірно-гальванічна реакція проявляється разом з потовиділенням, зіничною та судинною реакціями, що дозволяє розглядати її як об'єктивний показник стану вегетативної нервової системи та емоційної сфери.

Реєстрація шкірно-гальванічної реакції застосовується для дослідження трудової та спортивної діяльності, спостереження за станом екіпажу в авіації і космонавтиці.

Контрольні запитання

1. Загальні положення електрографії.
2. Електрична модель серця за В. Ейнтговенем.
3. Які основні характеристики ЕКГ-сигналу?
4. Які групи поширених ЕКГ-відведень?
5. Поясніть призначення основних блоків електрокардіографа.
6. У чому полягає інформаційна значущість методу векторкардіографії?
7. Які групи відведень використовуються для векторкардіографії?
8. Особливості реєстрації електроенцефалографічних сигналів.
9. Які критерії розпізнавання ЕЕГ-ритмів?
10. Що означає термін «викликані потенціали»?
11. Які особливості конструкцій електродів для електроміографії?
12. У чому полягає різниця методів електроретинографії і електроокулографії?
13. У чому полягає складність реєстрації електрогастрограми?
14. Які методи електрографії доцільно використовувати для моніторингу функціонального стану льотчика під час польоту?

5. МАГНІТОГРАФІЯ БІОЛОГІЧНИХ ОБ'ЄКТІВ

Магнітографія – це група методів реєстрації магнітних полів, індукованих біострумами організму. В результаті діяльності живого організму в ньому створюється розподіл електричних біопотенціалів і при досить великій електропровідності біотканин протікають біоструми, навколо яких виникають магнітні поля біологічного походження.

Магнітні властивості біосередовищ визначаються в основному діаманітними і парамагнітними властивостями. Величина індукції \mathbf{B} магнітного поля напруженістю \mathbf{H} у речовині визначається виразом

$$\mathbf{B} = \mu_0 \mu \mathbf{H} = \mu_0 (1 + \epsilon) \mathbf{H},$$

де μ_0 і μ – відповідно магнітна постійна і відносна магнітна проникність речовини; ϵ – магнітна сприйнятливості речовини. Зауважимо, що для парамагнетиків і діаманетиків $|\epsilon| \ll 1$, тоді можна вважати, що для біосередовищ є справедливим співвідношення $\mathbf{B} \approx \mu_0 \mathbf{H}$. Для діагностичних застосувань це означає, що біосередовища практично не спотворюють магнітні по-

ля, породжувані біострумами організму. Таким чином, забезпечуються локалізація джерела біомагнітного поля в організмі і реалізація безконтактного способу знімання інформації.

Відомі такі методи магнітографічних досліджень.

Магнітокардіографія (МКГ) – метод реєстрації змін магнітного поля, зумовлених циклічною роботою серця. Оскільки величина біострумів пропорційна різниці біопотенціалів, то ця ж пропорційність буде існувати і для індукції біомагнітного поля. Тому форма і способи аналізу магнітокардіограм аналогічні електрокардіографічним дослідженням. Амплітудні значення індукції магнітного поля серця – близько 10^{-10} Тл.

Магнітоенцефалографія (МЕГ) – метод реєстрації магнітних полів, індукованих біострумами мозку. Цей метод не має фізіологічних перешкод, властивих електроенцефалографії (електричної ізоляції біопотенціалів структурами черепа), і відображує лише активність мозку. Однак амплітуда магнітної індукції мозку не перевищує $10^{-11} \dots 10^{-12}$ Тл.

Робота м'язів також супроводжується індукуванням магнітного поля, в якому можна виділити дві істотно різні компоненти – квазіпостійну складову і накладений на неї швидкоплинний нерегулярний сигнал. Останній має широкий спектр коливань (до одиниць кілогерц) з максимумом в інтервалі частот 40...80 Гц. Сумарна магнітна індукція м'язової діяльності (магнітоміограма) становить $2 \dots 4 \cdot 10^{-11}$ Тл.

Дослідження магнітних полів ока дозволили виділити дві компоненти – *магнітоокулограмму* і *магніторетинограму* – з індукцією магнітного поля $10^{-12} \dots 10^{-13}$ Тл.

Незважаючи на деякі очевидні переваги методів магнітографії (безконтактність, локалізація джерела сигналу), практична реалізація пов'язана з інженерною проблемою вимірювання слабких низькочастотних магнітних полів з величиною індукції $10^{-12} \dots 10^{-15}$ Тл. У дослідженнях з магнітографії застосовують методи вимірювання слабких магнітних полів.

Магніторезонансний метод з оптичним накачуванням. Оснований на одночасному використанні двох квантових переходів робочої речовини (пари лужних металів), частота одного з яких знаходиться в оптичному, а іншого – в радіочастотному діапазоні. Частота останнього сильно залежить від величини зовнішнього магнітного поля. Вимірюючи з великою точністю значення радіочастоти (що вирішено технічно) при резонансному поглинанні оптичного випромінювання, отримують чутливість вимірювання індукції магнітного поля близько 10^{-13} Тл у частотному діапазоні біомагнітних сигналів 0...20 кГц. Недоліком магнітометрів з оптичним накачуванням є великий об'єм вимірювального перетворювача ($1 \dots 3$ дм³).

Метод, оснований на явищі надпровідності. Передбачає застосування надпровідникових квантових інтерференційних датчиків (НКВІД). Щоб НКВІД працював, його потрібно охолодити до температури рідкого гелію (4 К). Для цього його приймальні надпровідникові котушки поміщують в криостат на рідкому гелії, точніше – у його вузьку хвостову частину, яку

можна максимально близько піднести до тіла людини. НКВДи використовують як безпосередньо індуковану ЕРС у приймальній котушці, так і явище переходу надпровідника в резистивний стан при зміні зовнішнього магнітного поля поблизу критичної позначки, а також ефект Джозефсона. Чутливість вимірювання індукції магнітного поля надпровідниковими датчиків становить $10^{-12} \dots 10^{-13}$ Тл. Основний недолік – застосування наднизьких температур і необхідність дотримання високої стабільності температури охолодження датчика.

Таким чином, слід зазначити, що всі прояви магнітної активності біооб'єктів мають свої електричні аналоги, і поки що важко говорити про дослідницьку або клінічну перспективу магнітографічних методів за умови їх апаратної складності побудови та економічної витратності.

Контрольні запитання

1. Яке походження біомагнітних полів?
2. Які кількісні показники біомагнітних полів?
3. На яких фізичних явищах основані методи вимірювання біомагнітних полів?
4. Дайте порівняльну характеристику електрографічних і магнітографічних методів діагностики.

6. ФОТОМЕТРИЧНІ МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕНЬ

Фотометрія – розділ фізичної оптики і вимірювальної техніки, присвячений методам дослідження енергетичних характеристик оптичного випромінювання в процесі його виникнення, поширення в різних середовищах і взаємодії з тілами.

Фотометрію проводять в діапазонах інфрачервоного (довжини хвиль – $10^{-3} \dots 7 \cdot 10^{-7}$ м), видимого ($7 \cdot 10^{-7} \dots 4 \cdot 10^{-7}$ м) і ультрафіолетового ($4 \cdot 10^{-7} \dots 10^{-8}$ м) оптичних випромінювань.

При поширенні електромагнітного випромінювання оптичного діапазону в біологічному середовищі спостерігаються ряд основних ефектів: поглинання і розсіювання випромінювання атомами і молекулами середовища, розсіювання на частинках неоднорідностей середовища, деполаризація випромінювання. Реєструючи дані взаємодії оптичного випромінювання з середовищем, можна визначити кількісні параметри, пов'язані з медико-біологічними характеристиками досліджуваного об'єкта.

Для вимірювання фотометричних величин застосовують прилади – фотометри. Устрій усіх фотометрів відповідає деякій узагальненій структурі, яку показано на рис. 6.1.

Специфічним елементом фотометра є приймач оптичного випромінювання. Розрізняють теплові, фотоелектричні і фотохімічні приймачі. У

фотоелектронній апаратурі в основному знайшли застосування перші два типи. *Теплові приймачі* перетворюють енергію випромінювання в теплоту, пропорційно якій виробляють ЕРС (термоелементи, піроп'єзоелементи) або змінюють свої параметри (болметри – електричний опір, оптико-акустичні перетворювачі – розміри чутливої мембрани). *Фотоелектричні приймачі* основані на явищах внутрішнього і зовнішнього фотоефектів (фоторезистори, фотодіоди і фототранзистори, фотоелектронні помножувачі, прилади із зарядовим зв'язком). Теплові приймачі мають значну широкосмуговість і невелику чутливість. Перевага фотоелектричних приймачів – у їх чутливості, однак вона досяжна лише в вузьких частотних інтервалах.

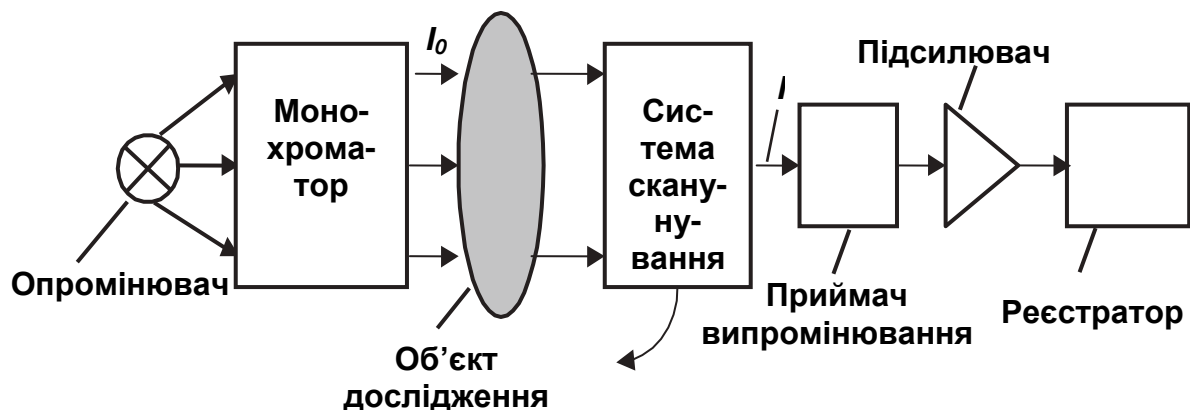


Рис. 6.1. Структура фотометра

6.1. Концентраційна колориметрія

Колориметрія (лат. color – колір) – це фізико-хімічний метод дослідження складу біосередовищ за ступенем забарвлення їх розчинів. Базується на візуальних і фотометричних вимірах. Відомо, що кількісною характеристикою кольору є концентрація барвника в розчині. Для більшості біорідин (кров, сеча, жовч) розроблені методики приготування діагностичних розчинів. Кількісні співвідношення методу основані на законі Бугера – Ламберта – Бера, згідно з яким поглинання (абсорбція) світла розчином залежить від товщини шару і концентрації поглинаючої речовини в розчині. Цей закон справедливий тільки для монохроматичного випромінювання ($\lambda = \text{const}$), тому як опромінювач зручно використовувати лазер. Якщо прийняти, що I_0 і I – інтенсивності випромінювання на вході в розчин і виході з нього, а L – довжина шляху випромінювання в досліджуваному розчині, то аналітичній формі закону відповідає співвідношення

$$I = I_0 \cdot 10^{-\varepsilon c L},$$

де ε – молярний коефіцієнт поглинання; c – концентрація речовини в розчині. При фотометричних вимірах визначають *оптичну густину розчину*:

$$D = \lg(I_0/I),$$

тоді $D = \varepsilon Lc$. Оскільки ε є функцією довжини хвилі випромінювання, то складають таблиці значень молярного коефіцієнта поглинання речовини для заданої величини λ . Значення L є характеристикою конструкції фотометра. Вимірявши оптичну густину розчину, знаходять шукану концентрацію речовини за формулою

$$c = D/\varepsilon L, [c] = \text{моль/л.}$$

Для розчинів біологічних рідин інтервал вимірюваних концентрацій становить $10^{-8} \dots 10^{-3}$ моль/л.

Для відносної оцінки кількості речовини в розчині використовують також такі характеристики, як *прозорість (пропускання) розчину*

$$T = (I/I_0)100 \%,$$

поглинання випромінювання в розчині

$$A = ((I - I_0)/I_0)100 \% .$$

6.2. Оксигеметрія

Оксигеметрія (лат. oxugenium - кисень, грец. haima – кров) – метод визначення ступеня насичення крові людини киснем для оцінювання ефективності функції зовнішнього дихання. Оснований на відмінностях спектрів поглинання у оксигемоглобіну і відновленого гемоглобіну.

Відновлений гемоглобін у розчинах поглинає випромінювання червоного кольору ($\lambda_{\text{ч}} = 620 \dots 680$ нм) у багато разів сильніше, ніж розчин оксигемоглобіну. Однаково поглинається оксигемоглобіном і відновленим гемоглобіном інфрачервоне випромінювання ($\lambda_{\text{ич}} = 810$ нм).

Найбільш поширений *метод безперервної безкровної оксигеметрії*. Фотодатчик оксигеметра розташовують на відносно прозорих м'яких тканинах (частіше – мочці вуха) пацієнта. У датчика є два фотоприймачі: один – селеновий, чутливий до червоного світла, інший – сірчисто-срібний, чутливий до інфрачервоного випромінювання. Перший служить для визначення ступеня оксигенації крові, другий – для компенсації амплітудної модуляції, пов'язаної з пульсовими змінами кровонаповнення судин. Мініатюрна лампочка розжарювання опромінювача (можлива комбінація зі світлодіодами), розташована з іншого боку, просвічує і нагріває тканини вушної раковини до температури 40 °С, при цьому відбувається розширення судин і збільшення об'ємного кровотоку через капіляри. Користуючись аналітичними співвідношеннями закону Бугера – Ламберта – Бера для

концентрацій відновленого і сумарного гемоглобіну, можна записати такі співвідношення:

$$C_e = D_{\text{ч}} / (\varepsilon_{\text{ч}} \cdot L(t)), \quad C = C_o + C_e = D_{\text{ич}} / (\varepsilon_{\text{ич}} \cdot L(t)),$$

де C – загальна концентрація гемоглобіну; C_o – концентрація оксигемоглобіну; C_e – концентрація відновленого гемоглобіну; $\varepsilon_{\text{ч}}$, $\varepsilon_{\text{ич}}$ – молярні коефіцієнти поглинання червоного та інфрачервоного випромінювання; $L(t)$ – пульсова зміна товщини біотканин між опромінювачем і фотоприймачами. Тоді відносне значення концентрації оксигемоглобіну може бути подано у вигляді

$$C_o \sim (C_o + C_e) / C_e = (D_{\text{ич}} \varepsilon_{\text{ч}}) / (D_{\text{ч}} \varepsilon_{\text{ич}}).$$

Показник оксигенації для цього методу є відносною величиною. Для отримання абсолютних значень концентрацій оксигемоглобіну потрібні кількісні вимірювання на основі проб крові.

Визначення концентрації оксигемоглобіну за пробою крові (0,4 мл) виконують за допомогою *кюветного оксигеометра* (*кюветна оксигеометрія*), що мають оптимальну і незмінну довжину оптичного випромінювання в прозорій кюветі, і датчик, подібний до описаного. Перевага цієї методики – в отриманні абсолютних значень концентрацій оксигемоглобіну, недолік – у короткочасній придатності взятих проб крові.

Метод *активної оксигеометрії* здійснюється введенням вимірювального катетера з мікрофотометричним датчиком безпосередньо в кровоносну судину. Вимірювання побудовано на відмінності коефіцієнтів відбиття оксигемоглобіну і сумарного гемоглобіну в червоній та інфрачервоній областях оптичного випромінювання.

У клінічній практиці набув поширення метод безперервної безкровної оксигеометрії для реєстрації *кривої оксигенації при затриманні дихання* (рис. 6.2). За цією кривою можна провести комплексне оцінювання станів дихальної, газообмінної і кровоносної систем.

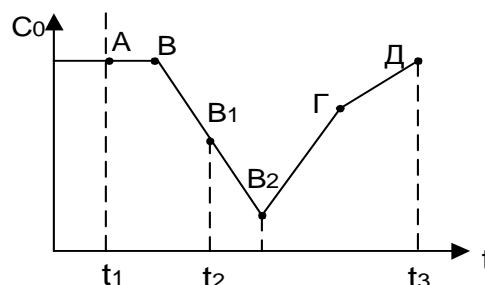


Рис. 6.2. Крива оксигенації при затриманні дихання

Інтервал часу t_1-t_2 – відповідає затриманню дихання пацієнтом; t_2 – момент початку вдиху; t_3 – момент відновлення початкового ступеня оксигенації.

Тривалість фази АВ (норма 6...25 с після глибокого вдиху) залежить від запасу кисню в легенях та інтенсивності окислювальних процесів у тканинах. Протягом фази ВВ₁ відбувається зниження рівня оксигенації. Ця фаза відображує окислювальні процеси в тканинах. Фаза В₁В₂ (норма 3...8 с) характеризує швидкість кровотоку на відстані легені – точка реєстрації і використовується для безкровного визначення швидкості кровотоку. В₂Г – фаза швидкого зростання оксигенації – відображує функціональні можливості організму (норма 3...4 с для чоловіків і 5...6 с для жінок). ГД – інтервал повільного збільшення оксигенації – характеризує адаптаційну реакцію організму.

Фотометричні вимірювання, подібні розглянутим для безкровної оксигеметрії, застосовуються в *оптичній плетизмографії* – методі дослідження кровонаповнення м'яких тканин залежно від зміни їх оптичної густини. Він оснований на властивості обох форм гемоглобіну однаковим чином поглинати випромінювання інфрачервоного діапазону з довжиною хвилі близько 810 нм. Тоді зміни досліджуваного об'єму внаслідок кровонаповнення можна дослідити за співвідношенням

$$V(t) \sim L(t) = D_{i\lambda} / (\varepsilon_{i\lambda} \cdot C).$$

Метод оптичної плетизмографії доповнює методи механічної (об'ємної), імпедансної і ємнісної плетизмографій.

6.3. Поляриметрія

Це метод визначення концентрації речовини за кутом повороту площини поляризації монохроматичного плоскополяризованого випромінювання оптичного діапазону при проходженні його через оптично активні середовища (рис. 6.3).

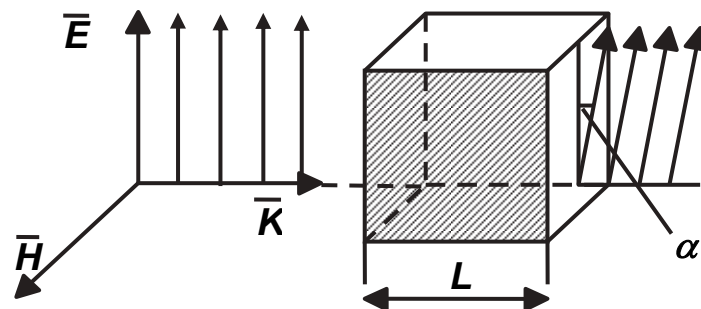


Рис. 6.3. Поворот площини поляризації плоскополяризованого випромінювання в оптично активних середовищах

Концентрацію оптично активних речовин в розчині можна обчислити, за допомогою вимірювання кута обертання площини поляризації. На практиці зазвичай використовують просте співвідношення

$$\alpha = \alpha_0 C L ,$$

де α_0 – питоме обертання площини поляризації розчину речовини при заданій довжині хвилі випромінювання λ ; L – оптичний шлях випромінювання в розчині речовини; C – вимірювана концентрація речовини в розчині.

Найчастіше в медичних лабораторних дослідженнях поляриметрія застосовується для визначення концентрації цукру в крові (*цукрометрія*) та інших розчинах біорідин.

Частотна дисперсія кута повороту площини поляризації використовується в методі *спектрополяриметрії*. Цей метод за отриманою залежністю $\alpha = \alpha(\lambda)$ дозволяє визначити концентрації декількох оптично активних речовин в розчині.

6.4. Нефелометрія

Нефелометрія (грец. *perhele* – хмара) – оптичні методи визначення концентрації, розмірів і форми частинок у дисперсних середовищах. Однією з важливих характеристик біосубстанцій є розмір частинок у розчині, для дослідження якого використовують інформацію про коефіцієнт розсіювання.

У загальному випадку коефіцієнт розсіювання σ складається із суми коефіцієнтів розсіювання: $\sigma = \sigma_m + \sigma_p + \sigma_a$, де σ_m , σ_p , σ_a – молекулярне, резонансне і аерозольне розсіювання відповідно.

Коефіцієнт молекулярного розсіювання однозначно пов'язаний з кількістю молекул в об'ємі речовини за умови, коли розмір молекул менше довжини хвилі опромінювання.

Резонансне розсіювання проявляється, коли довжина хвилі випромінювання збігається з довжиною хвилі електронного переходу атомів речовини, що знаходиться в середовищі. Реєстрація резонансного розсіювання дозволяє визначити наявність у середовищі дуже малих домішок речовин, для яких відомі довжини хвиль резонансних квантових переходів.

Аерозольне розсіювання відбувається на частинках, розмір яких приблизно дорівнює довжині хвилі опромінювання або більше неї. Особливістю аерозольного розсіювання є яскраво виражена залежність кутового розподілу розсіяного випромінювання від співвідношення довжини хвилі випромінювання і розміру частинок.

Для експериментального визначення середнього ефективного розміру частинок у середовищі достатньо провести вимірювання коефіцієнта аерозольного розсіювання в декількох ділянках діапазону довжин хвиль або вимірювання коефіцієнта розсіювання на одній довжині хвилі під різними кутами відносно напрямку опромінювання. На рис. 6.4 показано індикатриси розсіювання випромінювання для різних співвідношень радіуса частинки r до довжини хвилі λ .

У лабораторних і клінічних дослідженнях методи нефелометрії застосовують для визначення концентрації білка в розчинах, реєстрації компонентів у сироватці крові, оцінювання якості питної води, визначення концентрації пилу в повітрі.

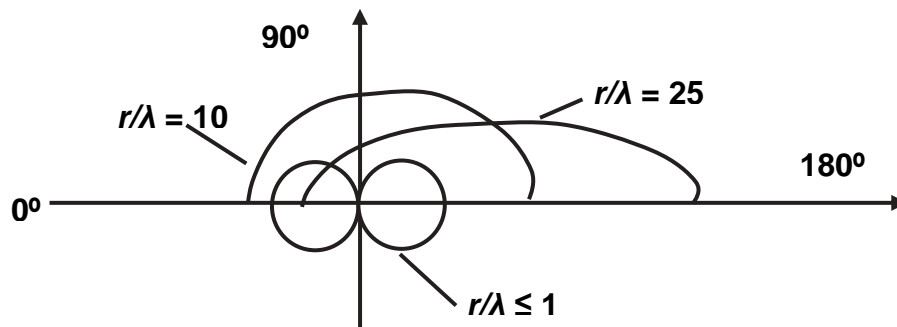


Рис. 6.4. Характерні індикатриси аерозольного розсіювання

6.5. Інші методи медичної фотометрії

Люмінесцентний аналіз – метод дослідження біосередовищ, оснований на спостереженні їх люмінесценції. Використовують фото- і біохіміолюмінесценцію.

Фотолюмінесценція виникає через $\sim 10^{-8}$ с після первинного опромінення біосередовища ультрафіолетовим випромінюванням. Спектр люмінесценції зміщений в область більших довжин хвиль (закон Стокса, рис. 6.5).

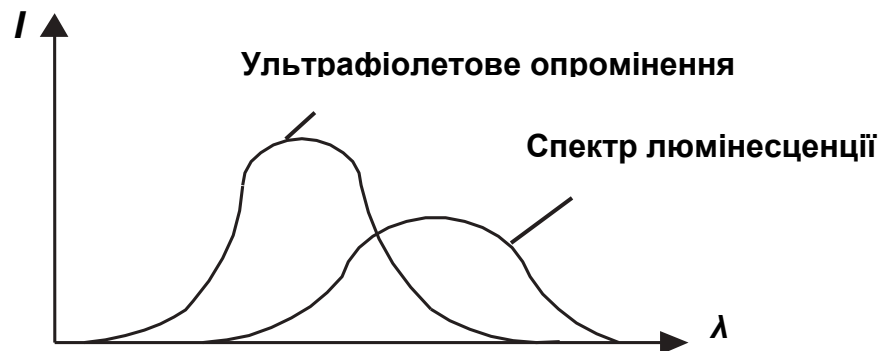


Рис. 6.5. Метод фотолюмінесценції

Метод первинної люмінесценції – це попереднє опромінення досліджуваної області біоструктури ультрафіолетовим випромінюванням і спостереження люмінесценції у видимому спектрі. Таким чином можна визначити підшкірні крововиливи, аномалії пігментації шкіри, ранню стадію гепатиту і навіть карієс зубів, а також наявність деяких біоорганізмів.

Метод вторинної люмінесценції передбачає введення в організм малих концентрацій речовин, що спричиняють люмінесценцію.

Люмінесцентний аналіз застосовують для дослідження якості продуктів харчування, їх забруднення, у судовій медичній експертизі.

Медична спектрофотометрія – це метод визначення спектральних характеристик речовини на основі біопроб. У медико-біологічних дослідженнях застосовується аналіз атомних і молекулярних спектрів поглинання. Для реалізації методу використовуються спеціальні фотометри.

Діафанографія – це метод візуалізації внутрішньої будови м'яких біотканин у видимому та інфрачервоному діапазонах оптичного випромінювання шляхом їх просвічування. Оснований на різній оптичній прозорості біотканин.

Переваги методу – простота технічної реалізації (джерелом опромінення є освітлювальна електролампа розжарювання) і нешкідливість.

Недолік – велика неточність (частота помилкових висновків у три рази більше, ніж при рентгенівських і ультразвукових дослідженнях).

Метод переважно використовується для візуалізації патологій у новонароджених.

Фізіологічна оптика – це сукупність методів для вивчення процесу сприйняття світла оком людини – *офтальмометрія, рефрактометрія, адаптометрія, сприйняття кольорів*.

Медична фотографія – це метод досліджень, оснований на отриманні на світлочутливих матеріалах зображення об'єктів, окремих органів і біоструктур з метою діагностики та відображення динаміки патологічних процесів, а також результатів лікування. Розрізняють спеціальні методики: мікрофотографію, порожнинну фотографію, фотографування в інфрачервоному й ультрафіолетовому діапазонах, порожнинну голографію.

Контрольні запитання

1. Якими елементами будуть відрізнятися фотометри для різних діапазонів оптичного випромінювання?
2. На якому законі базуються методи колориметричних досліджень?
3. Які вимоги ставляться до характеристик оптичного випромінювання для визначення концентрації речовини методом поляриметрії?
4. Який метод оптичної фотометрії можна застосувати для визначення розмірів частинок у дисперсних середовищах?
5. Чому для методу люмінесцентного аналізу використовують випромінювання ультрафіолетового діапазону?
6. Наведіть приклади досліджень з використанням оптичного випромінювання видимого діапазону.

7. ДОСЛІДЖЕННЯ ПРОЦЕСІВ ТЕПЛОПРОДУКЦІЇ І ТЕПЛООБМІНУ

Тіло людини має відносно стабільну температуру завдяки біохімічним процесам теплопродукції і дії системи терморегуляції, істотним елементом якої є теплообмін з навколишнім середовищем. Теплообмін відбувається за допомогою теплопровідності, конвекції, випаровування, тепломасопереносу і випромінювання. Відсоткові внески перерахованих процесів в сумарний енергообмін становлять:

- теплопровідність – ~ 1 % (визначається низькою теплопровідністю повітря);
- конвекція (в умовах помірного клімату) – 15...20 %;
- тепломасоперенос – ~ 4 %;
- випаровування (в основному з поверхні шкіри і легенів) – ~ 30 %;
- випромінювання в зовнішнє середовище з відкритих частин тіла, одягу – ~ до 50 %.

Таким чином, тепловий баланс людського організму можна оцінити, визначивши компоненту випромінювання. Відповідно до закону Стефана – Больцмана енергетична світимість для сірого тіла з абсолютною температурою T становить

$$R = \alpha \sigma T^4,$$

де σ – стала Больцмана ($5,67 \cdot 10^{-8}$ Вт/(м²·К⁴)); α – коефіцієнт, що характеризує відмінність властивостей випромінювання даного об'єкта від абсолютно чорного тіла. Для зручності опису енергетичної світимості сірого тіла вводять коефіцієнт $\delta = \alpha \sigma$. Деякі значення цих параметрів наведено в табл. 7.1.

Таблиця 7.1

Коефіцієнти енергетичної світимості об'єктів

Об'єкт випромінювання	α	δ , Вт/(м ² ·К ⁴)
Шкіра людини	0,9	$5,1 \cdot 10^{-8}$
Бавовняна тканина	0,73	$4,2 \cdot 10^{-8}$
Шерсть, шовк	0,76	$4,3 \cdot 10^{-8}$

Застосуємо закон Стефана – Больцмана для нерівноважного випромінювання, до якого належить випромінювання тіла людини. Нехай T_n – температура повітря в приміщенні; T_p – середня температура поверхні тіла людини; S – її площа. Тоді, якщо прийняти $T_n = 18$ °С (291 К),

$T_n = 33 \text{ }^\circ\text{C}$ (306 K), $S = 1,5 \text{ м}^2$, потужність енергетичних утрат на випромінювання становитиме

$$P = S\delta(T_n^4 - T_n^4) = 122 \text{ Вт.}$$

Отримана величина є інтегральною для інтервалу довжин хвиль випромінювання λ від нуля до нескінченності. Відповідно до закону Віна існує максимум енергетичної світимості, якому відповідає довжина хвилі $\lambda_{max} = b/T$ (де $b = 0,002897 \text{ м}\cdot\text{К}$ – постійна Віна). Якщо прийняти середню температуру поверхні шкіри людини $\sim 30\dots 33 \text{ }^\circ\text{C}$, то максимум енергетичної світимості буде в інтервалі $\lambda_{max} = 9,4\dots 9,9 \text{ мкм}$. Таким чином, теплове випромінювання людини знаходиться в інфрачервоній (ІЧ) області спектра, а тіло людини в ІЧ діапазоні може розглядатися як абсолютно чорне. Цю обставину необхідно враховувати при апаратній реалізації досліджень тепловитрат.

Для дослідних цілей важлива також сильна залежність енергетичної світимості від температури, що впливає зі співвідношень

$$R = \delta T^4, \quad dR/dT = 4\delta T^3, \quad dR/R = 4dT/T.$$

Тому відносна зміна енергетичної світимості більше відносної зміни температури випромінюючої поверхні в чотири рази.

Повна енергія теплових утрат людини може бути оцінена величиною близько 250 Вт. Застосування традиційного одягу зменшує площу і температуру випромінювання і знижує потужність утрат до 37 Вт.

7.1. Термографія

Розглянуті вище приклади показують діагностичну значущість визначення температури для інтегральної оцінки процесів теплообміну і терморегуляції. У здорових людей розподіл температури по різних областях поверхні тіла має характерні ознаки. Однак запальні процеси, пухлини, інфекції призводять до зміни характерного температурного поля. Визначення величини температурних змін становить дослідну задачу.

Термографія (грец. *therme* – теплота, жар) – це сукупність методів і способів вимірювання температури, в тому числі і в медицині. Вимірювання температури – порівняння ступеня нагрітості досліджуваного об'єкта зі стандартною шкалою температур. Для медичної діагностики використовується, як правило, шкала Цельсія ($t_c = 0 \text{ }^\circ\text{C}$ – точка замерзання і $t_c = 100 \text{ }^\circ\text{C}$ – точка кипіння води). У ряді країн поряд з цією шкалою застосовують шкалу Фаренгейта ($t_F = 32 + 1,8 \cdot t_c$). У наукових дослідженнях використовують шкалу абсолютних температур Кельвіна ($T = 273,15 + t_c$).

Як методи вимірювання температури в медицині та біології використовуються два методи – термометричний і пірометричний.

Термометричний метод – вимірювання температури об'єкта шляхом контактного енергообміну датчика термоперетворювача і досліджуваного об'єкта. Оснований на температурній залежності властивостей різних речовин, які застосовуються як термоперетворювач:

- об'ємне розширення тіл при нагріванні (спиртовий і ртутний термометри);
- зміна електричного опору металів і напівпровідників (терморезистивні термометри);
- явище виникнення термоелектрорушійної сили (термоелектричні термометри).

Термометри, що використовують ці властивості, мають велику чутливість – 0,0001...0,01 градуса, але дозволяють проводити вимірювання температури в окремих точках організму.

Для поверхневої контактної термометрії використовують рідкокристалічні індикатори (РКІ), оптичні властивості яких чутливі до невеликих варіацій температури. Помістивши РКІ аплікатор на область тіла пацієнта, за зміною кольору отримують картину розподілу температур. Така методика дає якісну картину розподілу температур.

Пірометричні методи – безконтактні методи, основані на вимірюванні температур біологічних об'єктів за їх тепловим електромагнітним випромінюванням (закон Стефана – Больцмана). Отримали поширення інфрачервоні безконтактні термометри з напівпровідниковими перетворювачами і мікропроцесорною обробкою цифрових даних.

Медичні тепловізори – прилади, що використовують пірометричні методи для візуалізації теплових зображень біологічних об'єктів (рис. 7.1).

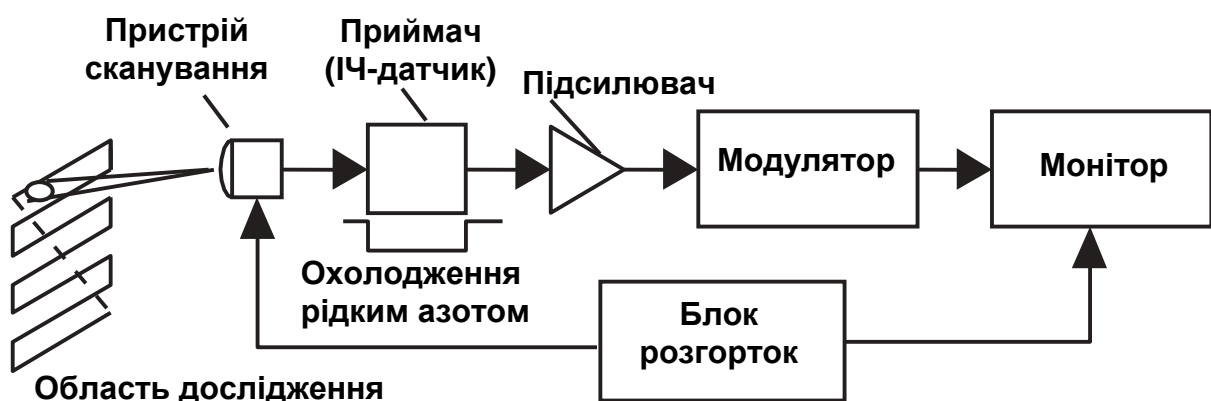


Рис. 7.1. Структурна схема медичного тепловізора

7.2. Біокалориметрія

Біокалориметрія – метод дослідження теплових ефектів, які супроводжують процеси життєдіяльності шляхом вимірювання кількості теплоти. Відповідні прилади отримали назву біокалориметрів. Виділяють два види калориметрів:

1. Калориметри, в яких кількість теплоти, що виділяється досліджуваним об'єктом, визначають за зміною температури робочого середовища (рис. 7.2). Як робоче середовище можуть бути використані повітря або вода (природне місце існування більшості біооб'єктів). Кількість теплоти знаходять за формулою $Q = C_k \cdot \Delta T$, де C_k – питома теплоємність калориметричної системи; ΔT – зміна температури робочого середовища в результаті теплопродукції досліджуваного біооб'єкта.

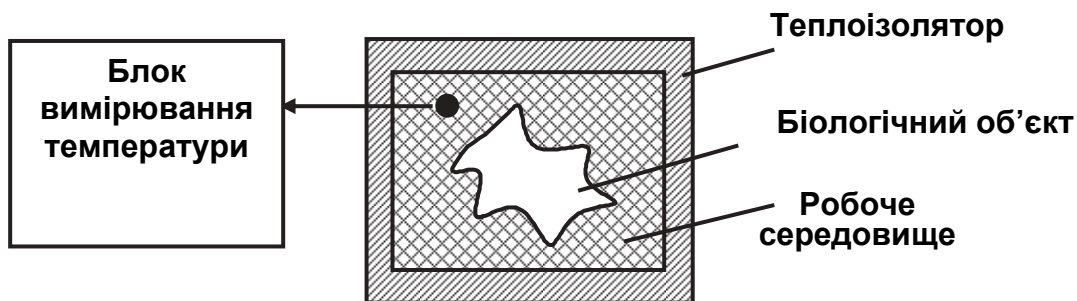


Рис. 7.2. Устрій біокалориметра

2. Калориметри, у яких температура середовища постійна, а кількість теплоти визначають за кількістю речовини, що переходить в інший фазовий стан (наприклад, у газоподібний). Цей вид калориметрів використовують для дослідження процесів теплообміну біооб'єктів шляхом випаровування. Підвищення вологості повітря (робочого середовища калориметра) пропорційно тепловим затратам на випаровування.

Контрольні запитання

1. У чому полягає діагностична значущість вимірювання температури організму біологічних об'єктів?
2. Дайте порівняльну характеристику термометричних і пірометричних методів вимірювання температури.
3. Яке призначення окремих блоків структурної схеми медичного тепловізора?
4. Для дослідження яких процесів життєдіяльності використовується метод біокалориметрії?

8. РЕНТГЕНІВСЬКІ МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕНЬ

Ця група методів належить до активних методів досліджень, що передбачає попередній зовнішній вплив фізичним чинником на біологічний об'єкт з метою прояву його властивостей.

Рентгенівське випромінювання (відкрито В. К. Рентгеном у 1895 р.) – електромагнітні хвилі довжиною від 10^{-5} до 80 нм. Довгохвильова границя рентгенівського діапазону граничить з жорстким ультрафіолетовим випромінюванням, а короткохвильова – з гамма-випромінюванням.

Джерело рентгенівського випромінювання в апаратних засобах для медико-біологічних досліджень – рентгенівська трубка (електронний вакуумний прилад, рис. 8.1).

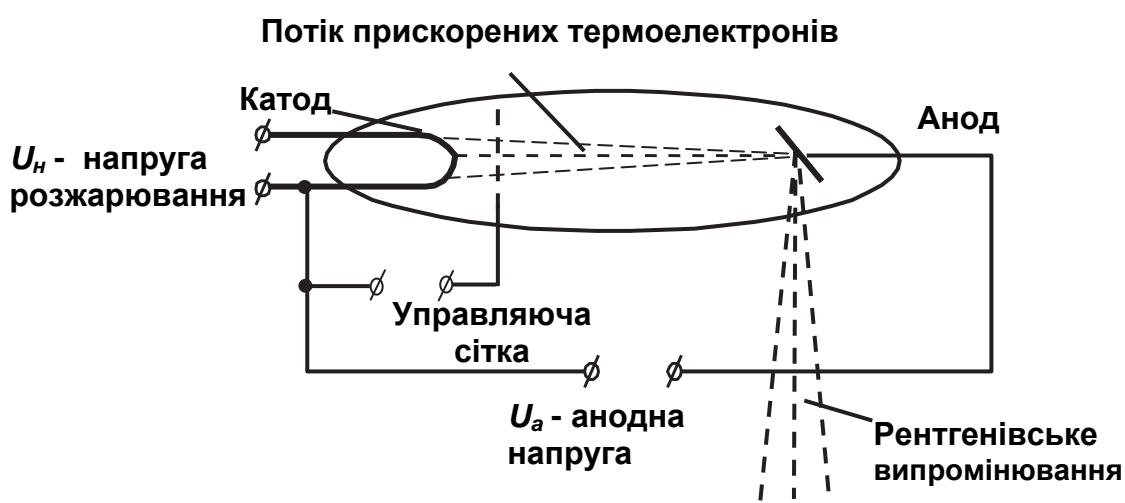


Рис. 8.1. Основні елементи рентгенівської трубки

За фізичними механізмами виникнення рентгенівського випромінювання складається з гальмівного і характеристичного.

Гальмівне випромінювання виникає при гальмуванні електронів електричним полем атомів або ядер анода речовини (вольфрам, молібден). Частина кінетичної енергії електрона, прискореного електричним полем між катодом і анодом, переходить в енергію фотона рентгенівського випромінювання, інша – переходить в тепло і нагріває анод. Енергетичний баланс в цьому випадку можна подати рівнянням

$$(m_e \cdot V^2)/2 = e \cdot U_a = \nu \cdot h + P_T,$$

де m_e – маса електрона; V – швидкість; e – заряд електрона; U_a – прискорююча напруга між катодом і анодом; h – стала Планка; ν – частота кванта рентгенівського випромінювання; P_T – енергія теплових втрат. Розподіл енергії між квантами рентгенівського випромінювання і тепловими втратами носить випадковий характер. Тому гальмівне випромінювання має су-

цільний спектр. Спектральну залежність інтенсивності гальмівного рентгенівського випромінювання показано на рис. 8.2.

Умова повного переходу кінетичної енергії електрона в енергію кванта рентгенівського випромінювання ($P_T = 0$) визначає мінімальну довжину хвилі (відповідає максимальній енергії кванта) $\lambda_{min} = hc/(e \cdot U_a)$, де c – швидкість світла у вакуумі.

Характеристичне випромінювання виникає унаслідок електронних переходів у внутрішніх енергетичних оболонках атомів матеріалу анода у процесі його бомбардування прискореними електронами. Характеристичне випромінювання має лінійчастий (дискретний) спектр. Наявність характеристичного випромінювання призводить до того, що сумарний спектр рентгенівського випромінювання містить ряд ліній, положення яких істотно не залежить від величини анодної напруги і хімічних сполук речовин, з яких виготовлено анод.

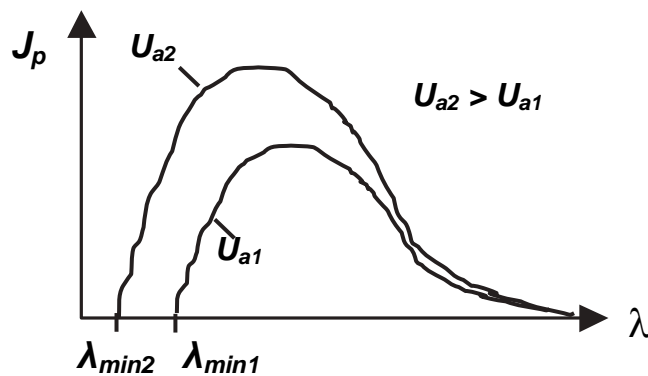


Рис. 8.2. Спектр гальмівного випромінювання

Взаємодія рентгенівського випромінювання з речовиною характеризується процесами когерентного і некогерентного (ефект Комптона) розсіювань, а також іонізацією атомів і молекул. Енергетичний баланс взаємодії описується рівнянням

$$h\nu = h\nu_p + A_i + E_K,$$

де $h\nu$ – енергія кванта рентгенівського випромінювання; $h\nu_p$ – енергія кванта розсіяного випромінювання; A_i – робота на іонізацію; $h\nu_p$ – кінетична енергія електрона після відриву.

Для когерентного розсіювання $h\nu = h\nu_p$, для некогерентного – $\nu > \nu_p$. Наведені процеси взаємодії рентгенівського випромінювання з речовиною називають первинними. При достатніх значеннях енергій $h\nu_p$ і $h\nu_p$ в подальшому відбуваються процеси розсіювання, іонізації, теплоутворення.

Ослаблення інтенсивності випромінювання речовиною в напрямку поширення x описано виразом $J = J_0 e^{-\mu x}$, де J_0 – вихідна інтенсивність; μ – лінійний коефіцієнт ослаблення, що містить компоненти, зумовлені

розсіюванням μ_p та іонізацією μ_i ($\mu = \mu_p + \mu_i$). Значення μ залежить від енергії кванта випромінювання і густини речовини. Характерну залежність лінійного коефіцієнта ослаблення для біотканин показано на рис. 8.3.

Застосовують також масовий коефіцієнт ослаблення $\mu_m = \mu/\rho$, де ρ – питома густина речовини, в якій поширюється рентгенівське випромінювання. При енергіях квантів 60...120 кеВ ослаблення визначається в основному іонізацією (внутрішнім фотоэффектом), причому масовий коефіцієнт описується формулою $\mu_m = k \lambda^3 Z^3$, де k – коефіцієнт пропорційності; λ – довжина хвилі випромінювання; Z – атомна вага речовини. Поглинання рентгенівського випромінювання речовиною майже не залежить від того, в якій хімічній сполуці знаходиться атом, тому сумарне ослаблення має властивість адитивності. Якщо спрощено хімічну структуру кісткових тканин подати формулою $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$, а м'яких тканин – H_2O , то неважко показати, що коефіцієнт масового ослаблення у кісткових структур в 68 разів вище, ніж у м'яких.

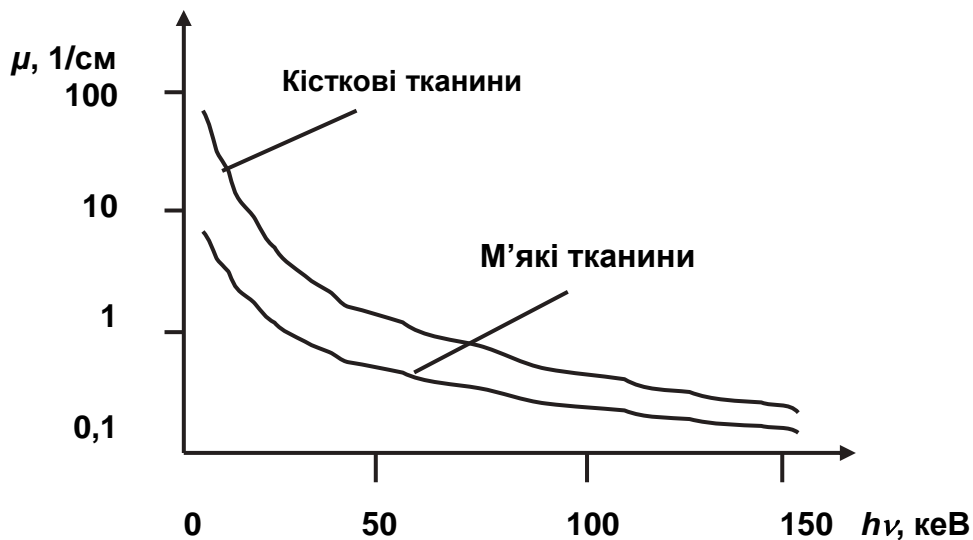


Рис. 8.3. Спектральна залежність ослаблення для біотканин

Істотна відмінність ослаблення інтенсивності рентгенівського випромінювання різними біологічними тканинами при отриманні проекційних зображень лягла в основу апаратної реалізації рентгенологічних методів досліджень.

Інший ряд явищ дії рентгенівського випромінювання на речовину – фотохімічні реакції, рентгенівська люмінесценція, зміна електропровідності, електризація – були також використані в апаратурі візуалізації проекційних рентгенівських зображень.

Спрощену структуру апарату для рентгенівських досліджень показано на рис. 8.4.

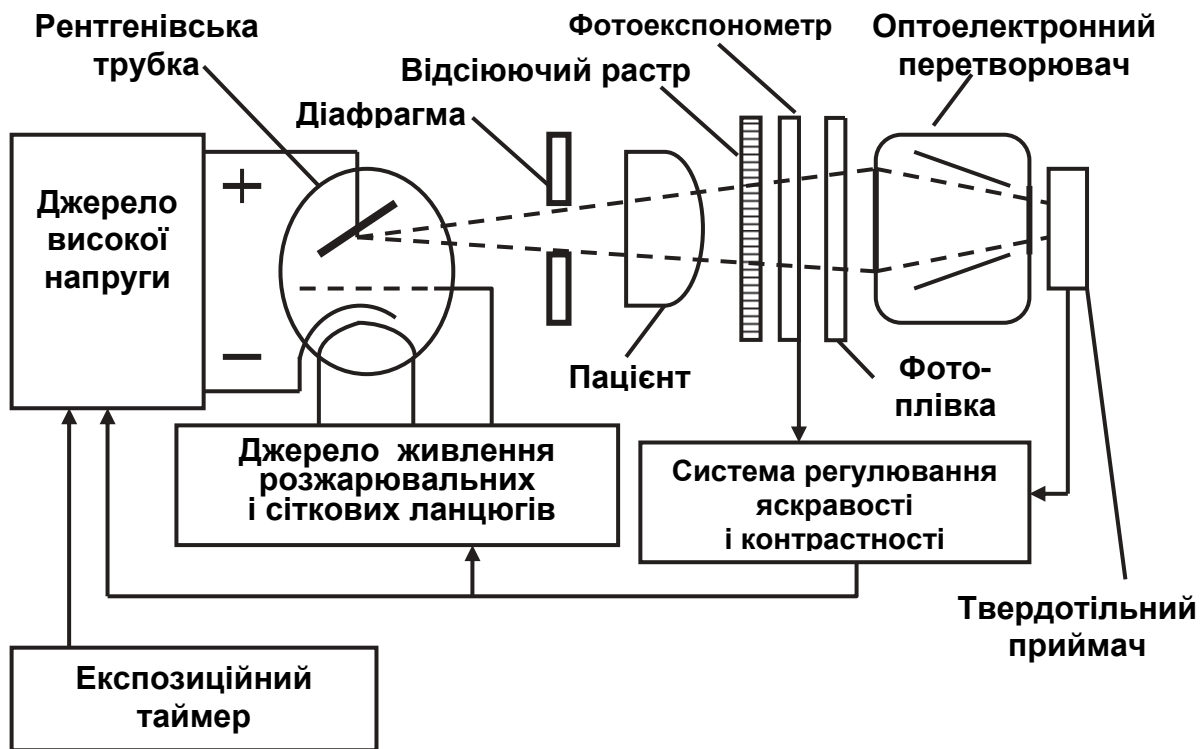


Рис. 8.4. Структура рентгенівського апарата

Найважливішим елементом сучасної рентгенівської діагностичної апаратури є оптоелектронний перетворювач. У цьому пристрої (рис. 8.5) послідовно протікають процеси первинної рентгенолюмінесценції, емісії електронів з поверхні фотокатода, прискорення електронів електростатичним полем, отримання зображення на вихідному люмінофорі. Сумарний коефіцієнт посилення інтенсивності зображення досягає 10^4 разів.

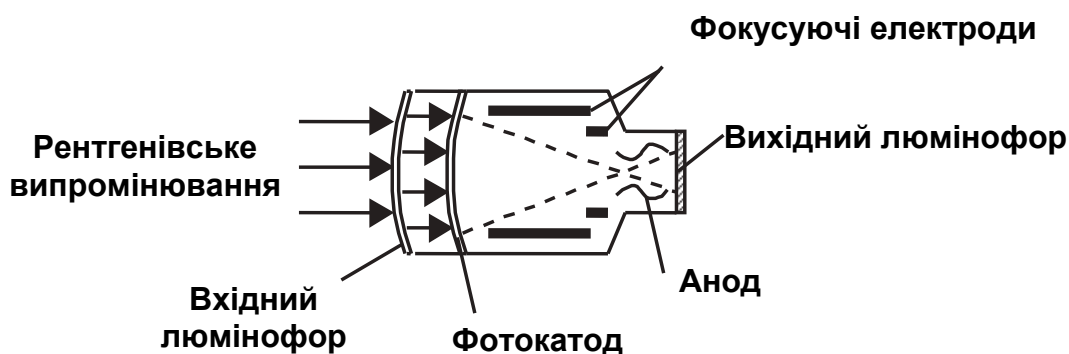


Рис. 8.5. Будова оптоелектронного перетворювача

8.1. Закони побудови тіньових зображень

Розділ рентгенології, що вивчає закономірності утворення тіньових зображень, отримав назву «скіалогія» (грец. skia – тінь).

Існують чотири закони скіалогії:

1. Закон абсорбції – інтенсивність тіні об'єкта на приймачі пропорційна ступеню поглинання рентгенівського випромінювання об'єктом.

Організм людини має чотири види структур, які істотно розрізняються за поглинаючими властивостями:

– газомісткі середовища (кишечник, легені), коефіцієнт лінійного ослаблення $\mu \approx 0,0001 \text{ см}^{-1}$;

– м'які тканини (біорідини, м'язи, жир, речовина мозку), $\mu = 0,176 \dots 0,18 \text{ см}^{-1}$;

– щільні тканини (дентин, емаль, вапняні відкладення, кісткові тканини, рогові тканини, шкіра, волосся), $\mu \approx 0,48 \text{ см}^{-1}$;

– екзогенні речовини (речовини дуже великої щільності, стороннього неорганічного походження), $\mu \gg 1 \text{ см}^{-1}$.

2. Закон підсумовування тіней – рентгенограма, будучи плоскою проєкцією складного тривимірного об'єкта, містить суперпозицію тінювих відображень деталей об'єкта, розташованих за напрямом поширення пучка рентгенівського випромінювання.

3. Проекційний закон – оскільки пучок рентгенівського випромінювання розходиться, його перетин у площині приймача дає збільшене зображення досліджуваного об'єкта. Також різні за формою і розмірами об'єкти можуть давати однакові тінюві зображення (наприклад – шар, циліндр, круг).

4. Закон тангенціальності – зовнішній контур об'єкта визначається коректно тільки тоді, коли рентгенівський промінь проходить по дотичній (тангенціально) до його поверхні, а різні за щільністю деталі диференціюються тільки в тих випадках, коли їх поверхня перпендикулярна поширенню променя.

8.2. Класифікація рентгенологічних досліджень

За метою проведення дослідження ділять на *рентгеноанатомію* і *рентгенодіагностику*. Рентгеноанатомія домінувала на першому етапі розвитку рентгенології, а зараз для медичної практики більш актуальна рентгенодіагностика.

З позицій апаратної візуалізації проєкційних рентгенівських зображень розрізняють: рентгенографію, рентгенокінематографію, флюорографію, рентгеноскопію, електрорентгенографію, телерентгенографію, комп'ютерну рентгенографію.

Рентгенографія – метод отримання фіксованих зображень об'єкта в рентгенівському спектрі випромінювання на чутливому до нього фотоматеріалі. Переваги: висока якість і деталізація зображення; документативність; відносно невелике променеве навантаження. Недоліки: неможливість дослідження динамічних процесів; відносно тривалий період оброблення матеріалів до отримання зображення. Перший із зазначених недолі-

ків усуває *ретгенокінематографія* – метод покадрової фіксації зображень. Застосовується для досліджень динаміки кровообігу, процесів дихання, ковтання, травлення. У деяких випадках неоптимальність часу експозиції призводить до погіршення якості зображення. Прикладами дослідження динамічних процесів є:

– *рентгенофазокардіографія* – рентгенографія серця в певній фазі серцевого циклу (систола, діастола), яку проводять для визначення тону і оцінювання скорочувальної здатності міокарда;

– *рентгенопневмополіграфія* – метод рентгенографічного дослідження функцій органів грудної клітки шляхом поєднання на одній і тій же плівці кількох знімків грудної клітки в різних фазах дихання.

Флюорографія – метод фотографування повномірного тіньового зображення з люмінесцентного екрана на фотоплівку малого формату (стандартний кадр 62x62 мм). Застосовується для масових профілактичних досліджень.

Рентгеноскопія – метод рентгенологічного дослідження, оснований на отриманні рентгенівського зображення на люмінесцентному (флюоресцентному) екрані. Дозволяє оптимізувати під час дослідження положення пацієнта щодо пучка рентгенівського випромінювання, досліджувати динамічні процеси. Однак суттєвими недоліками є велике дозове іонізуюче навантаження на пацієнта і дослідника (рекомендована тривалість процедури – не більше двох – шести хвилин), необхідність проведення досліджень у затемненому приміщенні.

Електрорентгенографія – метод візуалізації рентгенівського зображення на зарядженій напівпровідниковій пластині з подальшим перенесенням на папір (подібно до ксерографії). Метод характеризується оперативністю отримання зображення, але внаслідок псування напівпровідникової пластини виникають спотворення зображення у вигляді артефактів.

Телерентгенографія – метод, який використовує перетворення рентгенівського зображення в телевізійний сигнал. Зручний для передачі зображення на великій відстані, дослідження динаміки процесів, проведення документування, проте в процесі багаторазового перетворення вихідної інформації відбувається погіршення якості зображення.

Комп'ютерна рентгенографія – це поелементне перетворення рентгенівського зображення в цифровий код з подальшим уведенням і обробленням на комп'ютерних засобах. При достатній роздільній здатності (кількості дискретних точок перетворення) метод найбільш перспективний для застосування в сучасній апаратурі, оскільки має усі переваги розглянутих вище методів. Прикладом переваг цифрових технологій оброблення проєкційних рентгенівських зображень є комп'ютерна маммографія – метод рентгенівського дослідження структури жіночої молочної залози при малій експозиційній дозі. Основне призначення методу – виявлення ранніх форм онкологічних захворювань.

8.3. Методи, основані на використанні рентгеноконтрастних речовин

Рентгеноконтрастні речовини – це речовини, які використовуються для візуалізації погано видимих при звичайному рентгенологічному дослідженні органів і порожнин тіла. Ефект дії цих речовин оснований на значній зміні ступеня поглинання рентгенівського випромінювання біосередами або порожнинами, що містять уведену речовину.

Рентгенопозитивні речовини поглинають рентгенівське випромінювання в значно більшому ступені, ніж тканини тіла. Найбільш часто застосовують препарати, що містять сульфат барію і йод. Використання рентгенопозитивних речовин дозволяє візуалізувати м'які тканини, біорідини, речовину мозку.

Рентгенонегативні речовини мало поглинають рентгенівське випромінювання порівняно з біотканинами. Це, звичайно, повітря, закис азоту, двоокис вуглецю. Їх уведення в порожнину спричиняє виникненню прозорого фону, що сприяє виявленню патології.

Відповідно до цілей медичних досліджень набули поширення такі методи.

Ангіографія – метод дослідження кровоносних і лімфатичних судин, оснований на введенні позитивної рентгеноконтрастної речовини. Використовують для діагностики захворювань судинної системи, пухлин, кіст, запальних процесів, дослідження процесів гемодинаміки.

Бронхографія – дослідження дихальної системи шляхом уведення масла у вигляді аерозолі, що містить йод, у бронхіальну область.

Гастрографія – методика дослідження роботи шлункового тракту з використанням рентгеноконтрастної речовини.

Гепатографія – дослідження печінки на основі застосування рентгеноконтрастної речовини.

Основні недоліки методик із застосуванням рентгеноконтрастних речовин – довгий підготовчий період дослідження, а також протипоказання для деяких захворювань.

8.4. Принцип рентгенівської томографії

Традиційна рентгенівська апаратура, яка основана на отриманні плоских проєкцій, має два суттєвих недоліки: неможливість розрізнення м'яких тканин з відмінністю коефіцієнтів поглинання менше 2 %, а також відсутність просторового розрізнення в напрямку поширення рентгенівського випромінювання. Ці причини не дозволяють досліджувати анатомічну структуру серця, внутрішніх органів, головного мозку.

Зазначені недоліки подолані в методі *рентгенівської томографії*. Принцип рентгенівської томографії полягає у багаторазовому підсумуванні тіньових зображень окремих точок досліджуваного перерізу (рис. 8.6). Сумарні тіньові зображення точок перетину формують зображення шару

(плоского зрізу), причому розрізнення об'єктів за контрастністю зображення забезпечується відмінністю поглинаючих властивостей тканин не менше ніж 0,1 %. Просторову роздільну здатність у плоскому зрізі забезпечують формувачі плоского пучка випромінювання і точкові приймачі випромінювання.

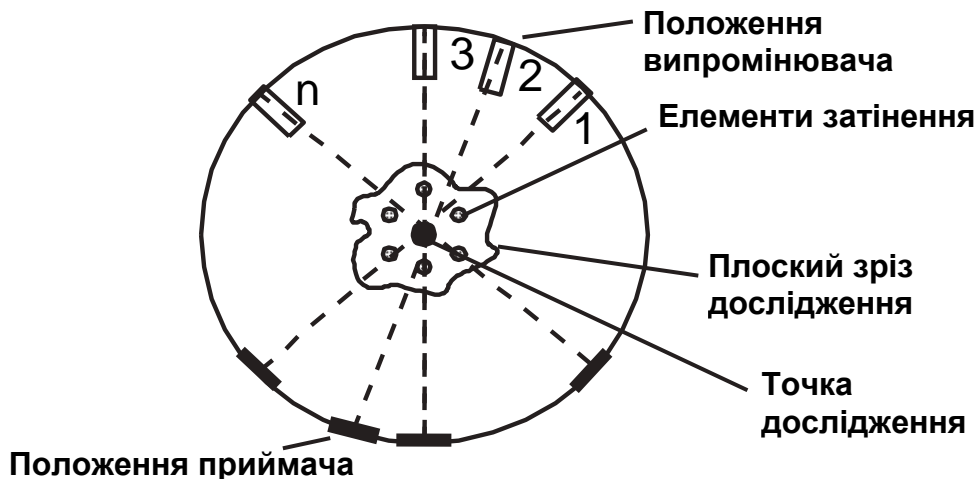


Рис. 8.6. Одноточковий сканер рентгенівського томографа

На відміну від одиночного сканера сучасні томографи (рис. 8.7) використовують матриці приймачів (детекторів), поворотні механізми сканування, комп'ютерне позиціонування сканера (гентрі) і програмне оброблення зображень.

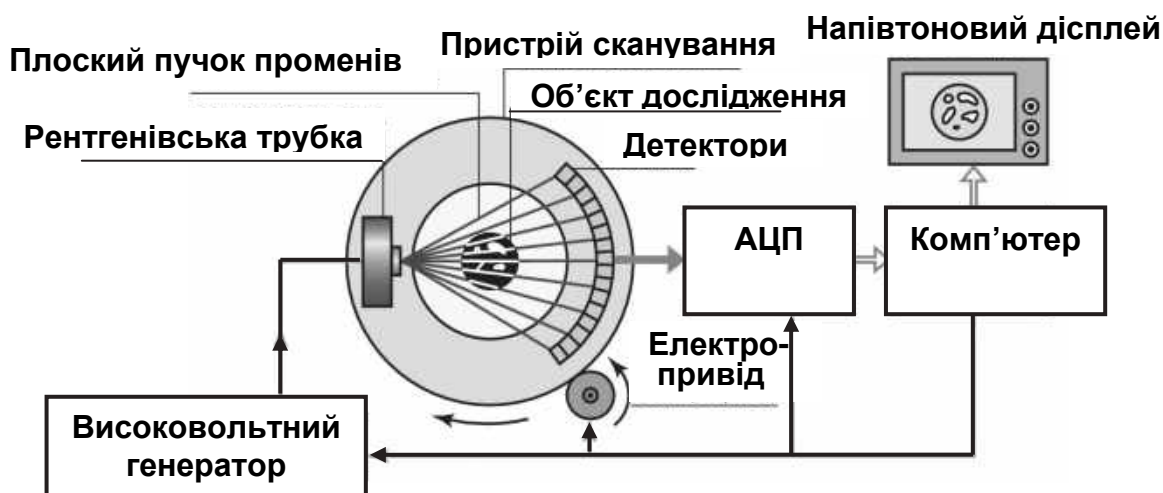


Рис. 8.7. Структурна схема комп'ютерного томографа

Формування пошарових зображень, методика спіральної томографії дозволяє відтворити об'ємну картину досліджуваної області. Час оброб-

лення даних комп'ютерними томографами 4 – 5-го покоління (рис. 8.8) становить близько 0,1 с, що дозволяє спостерігати динаміку серцевої діяльності, кровонаповнення, дихання.



Рис. 8.8. Дослідження на комп'ютерному томографі

При спіральній комп'ютерній томографії (КТ) у процесі дослідження з одночасним постійним обертанням системи «трубка – детектори» постійно рухається і стіл, таким чином відбувається спіральний рух віялоподібного проміння крізь тіло пацієнта. Спіральна КТ дає можливість досліджувати анатомічну область за один період затримки дихання, а товщина реконструйованого шару не пов'язана з первинно заданою шириною томограми. Отримання тонких зрізів, які щільно розташовані по спіралі, дозволяє отримувати тривимірні реконструкції. У комбінації з внутрішньовенним контрастуванням та обробленням даних можна отримувати КТ-ангіограми, які відтворюють зображення крупних судин.

Упродовж останніх років стала використовуватися мультиспіральна (мультизрізова) КТ, в основу якої покладені принципи отримання зображень як при спіральній КТ, але за рахунок багаторядних детекторів за повний оберт системи «трубка-детектори» можна відобразити більше одного зрізу (зараз 2–16 зображень). Завдяки цьому стало можливим проведення досліджень серця, дослідження великих анатомічних ділянок, наприклад, легень з тонкими зрізами при одній затримці дихання, а також отримати значне поліпшення якості мультипланарних і тривимірних реконструкцій.

Переваги КТ перед звичайним рентгенологічним дослідженням такі:

1) на відміну від проекційної рентгенографії, де на зображенні органу (звичайний рентгенівський знімок) сумарно передані всі структури, що опинилися на шляху променів, КТ дозволяє отримати чітке зображення органів і патологічних вогнищ тільки у площині досліджуваного зрізу, без нашарування вище і нижче розташованих структур. Таким чином, подолано один із головних недоліків рентгенографії – суперпозиція структур, розташованих на різній глибині. Задача виділення шару вирішується незрівнянно більш ефективно, ніж при звичайній томографії;

2) КТ забезпечує отримання зображення в аксіальній площині, що недоступно у рентгенодіагностиці. Тому повна назва цього методу: рентгеновська аксіальна комп'ютерна томографія. Аксіальна площина є оптимальною для дослідження топографії органів і просторових співвідношень між ними;

3) КТ різко покращала тканинний контраст порівняно з рентгенодіагностикою. Наявність переваг перед рентгенодіагностикою (високий природний контраст при наявності повітря і вапна) та ультразвуковою діагностикою (відмінний м'якотканевий контраст) робить КТ універсальним методом візуалізації;

4) КТ характеризується високою чутливістю, що дозволяє віддиференціювати окремі органи і тканини один від одного за відмінностями щільності у межах 1...2 %, а на томографах 4 – 5 покоління – до 0,5 %;

5) КТ дає можливість отримати точну кількісну інформацію про розміри і щільність окремих органів, тканин і патологічних утворень, що дає можливість робити висновки відносно характеру пошкодження;

6) КТ дозволяє діагностувати не тільки стан органу, що досліджується, але і вплив патологічного процесу на органи і тканини, які розташовані поруч, наприклад, інвазії пухлин в сусідні органи, наявність інших патологічних змін;

7) КТ дозволяє отримувати топограми, тобто поздовжнє зображення досліджуваної області подібне рентгеновському знімку шляхом переміщення хворого у вздовж нерухомої трубки. Топограми використовують для встановлення довжини патологічної області і визначення кількості зрізів.

Одним із загальних недоліків усіх методів рентгеновських досліджень є радіаційне навантаження як на пацієнта, так і медперсонал. Дози випромінювання, одержувані пацієнтом при різних видах дослідження, наведено в табл. 8.1.

Таблиця 8.1

Експозиційні дози, одержувані пацієнтом при рентгеновських дослідженнях

Вид дослідження	Експозиційна доза Р
Рентгеновський знімок легенів	0,15
Телерентгенографія легенів	0,4
Томографія грудної клітки	0,6
Флюорографія грудної клітки	1,1
Рентгеноскопія грудної клітки	5,9
Рентгеновський знімок шлунка	0,46
Рентгеноскопія шлунка	25

Контрольні запитання

1. Що є джерелом рентгенівського випромінювання?
2. У чому полягає різниця гальмівного і характеристичного рентгенівських випромінювань?
3. Які явища взаємодії рентгенівського випромінювання з біологічними об'єктами використовуються для отримання проєкційних зображень внутрішніх структур?
4. Яке призначення основних структурних елементів рентгенівського апарата?
5. Які різновиди методів рентгенівських досліджень?
6. Для чого використовують рентгеноконтрастні речовини?
7. На яких принципах базується метод рентгенівської томографії?

9. РАДІОІЗОТОПНІ МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕНЬ

Радіоізотопні методи досліджень основані на реєстрації інтенсивності гамма-випромінювання радіонукліда, введеного в організм або зразки біологічних середовищ, а також радіонуклідів, що містяться в біологічних тканинах організму. Вибір саме гамма-складової радіоактивного розпаду пов'язаний з проникною здатністю цього випромінювання в біологічних тканинах, яка подібна до рентгенівського, тоді як α - і β -компоненти радіоактивного розпаду практично повністю поглинаються біосередовищами.

Власне гамма-випромінювання живих організмів спричинюється розпадом радіонуклідів, які входять до складу біотканин, і звичайно має низьку інтенсивність, порівняно з природним фоном іонізуючих випромінювань. Тому в медичній практиці для реалізації цих методів використовують спеціальні *радіофармацевтичні препарати* (РФП).

РФП – це хімічні сполуки (суміші) основної речовини з радіоактивною. Основна речовина визначає поведінку РФП в організмі, а саме: накопичення, затримку і вихід з досліджуваного органу. Радіоактивна речовина визначає діагностичні (або терапевтичні в разі лікувального застосування) властивості препарату.

Радіоактивна речовина для діагностичних РФП має відповідати таким вимогам:

- одна лінія γ -квантів (монохроматичність випромінювання);
- енергія випромінювання γ -квантів – 100...200 кеВ, яка є оптимальною для апаратної реєстрації випромінювання і забезпечення проникної здатності в біотканинах;
- тип радіоактивного розпаду – у вигляді ізомерного переходу, при якому речовина ${}^A_m X_Z$ з індексом маси ядра A в атомних одиницях і індексом заряду ядра Z , кратним заряду електрона зі збудженого стану, переходить у стабільний стан ${}^A X_Z$ з випромінюванням γ -кванта ${}^A_m X_Z \rightarrow {}^A X_Z + \gamma$;

або електронного захоплення, при якому відбувається захоплення ядром одного з електронів внутрішньої оболонки атома з наступним випусканням кванта характеристичного рентгенівського (а по суті γ) випромінювання після переходу на вакантний енергетичний рівень одного з електронів зовнішніх оболонок атома ${}^A X_Z + {}_{-1}\beta \rightarrow {}^A Y_{Z-1} + \gamma$;

– період напіврозпаду радіонукліда повинен бути достатнім для проведення досліджень;

– час виводу з організму залишкових доз препарату повинен відповідати нерівності $t_{\text{виводу}} \geq T_{1/2} \geq \ln 2 t_{\text{дослідження}}$, де $T_{1/2}$ – період напіврозпаду радіонукліда.

У практиці радіоізотопних досліджень як радіоактивні речовини РФП найбільшого поширення набули ${}^{99m}\text{Te}$, ${}^{123}\text{I}$, ${}^{113m}\text{In}$:

${}^{99m}\text{Te}$ – технецій модифікований, тип розпаду – ізомерний перехід, основна лінія γ -квантів має енергію 140 кеВ, період напіврозпаду $T_{1/2} = 6,04$ години. Використовують для дослідження крові, нирок, кісткових тканин, легенів, селезінки, тканин усього тіла. Доза одного дослідження становить 8...800 МБк;

${}^{123}\text{I}$ – йод, тип розпаду – електронне захоплення, основна лінія γ -квантів 159 кеВ, $T_{1/2} = 13$ годин. Застосовують для дослідження м'яких тканин усього тіла, товстої кишки, нирок, наднирників, легенів, щитовидної залози. Доза одного дослідження становить 1...200 МБк;

${}^{113m}\text{In}$ – індій, тип розпаду – ізомерний перехід, основна лінія γ -квантів 39,2 кеВ, період напіврозпаду $T_{1/2} = 99,8$ хв. Використовують для дослідження легенів, спинного мозку, нирок, печінки. Доза одного дослідження становить 8...400 МБк.

Застосовуються в РФП також радіоактивні ізотопи інших речовин. Так, для дослідження м'яких тканин усього тіла людини використовують ${}^{82}\text{Br}$, ${}^{22}\text{Na}$, ${}^{24}\text{Na}$, печінки – ${}^{57}\text{Co}$, ${}^{58}\text{Co}$, кісткових тканин – ${}^{32}\text{P}$.

Більшість РФП уводять в організм внутрішньовенно, але використовують також ін'єкції внутрішньоартеріальні, внутрішньом'язові, підшкірні та пероральні.

9.1. Детектори ґамма-випромінювання

Чутливість і роздільна здатність радіоізотопних досліджень залежать не тільки від характеристик РФП, а й від засобів реєстрації ґамма-випромінювання. Первинні перетворювачі інтенсивності γ -випромінювання в електричний сигнал називають детекторами ґамма-випромінювання. Набули поширення три види детекторів.

Газонаповнена іонізаційна камера – герметичний скляний або металевий балон (найчастіше циліндричної форми) з двома ізольованими електродами, заповнений інертним газом з високим атомним номером. Іонізаційну камеру включають у ланцюг високовольтного (150...1000 В)

джерела постійного струму. Під дією високоенергетичного випромінювання відбувається іонізація газу між електродами і в ланцюзі протікає імпульсний струм, причому кількість імпульсів пропорційна кількості квантів або часток іонізуючого випромінювання. Детектори цього виду дозволяють реєструвати всі види іонізуючих випромінювань, однак мають малу чутливість для спектра ґамма-випромінювання і велику загальну інерційність і тому набули поширення як універсальні детектори в пристроях дозиметрії.

Напівпровідникові детектори – прилади на основі сполук ґерманію і кремнію, що використовують виникнення електронно-дірочної провідності при поглинанні іонізуючого випромінювання. Мають високу чутливість і роздільну здатність (кілька кілоелектронвольт), однак при кімнатних температурах мають дуже великий рівень шумів. Для отримання прийняттого співвідношення сигнал – шум напівпровідникові детектори потребують попереднього охолодження до низьких температур рівня рідкого азоту і навіть гелію.

Сцинтиляційні (люмінесцентні) детектори – це пристрої, що використовують речовини, які випромінюють світло у видимому (або поблизу нього) діапазоні при поглинанні іонізуючого випромінювання. Світловий вихід пропорційний поглиненій енергії випромінювання. Висока чутливість і швидкодія сцинтиляційних детекторів у ґамма-діапазоні досягаються застосуванням фотоелектронних помножувачів (ФЕП) при узгодженні спектра сцинтиляції і спектральної чутливості ФЕП. Для γ -квантів з енергією 100...200 кеВ отримують максимальний коефіцієнт перетворення 10...20 %. Як матеріал первинного перетворювача переважно використовують монокристали NaI(Tl) , а також ґерманат вісмуту BiGeO і фторид барію BaF_2 .

З розглянутих вище детекторів в апаратурі радіоізотопних досліджень знайшли застосування сцинтиляційні детектори. На їх основі розроблені спеціальні пристрої – *ґамма-камери* (рис. 9.1.)

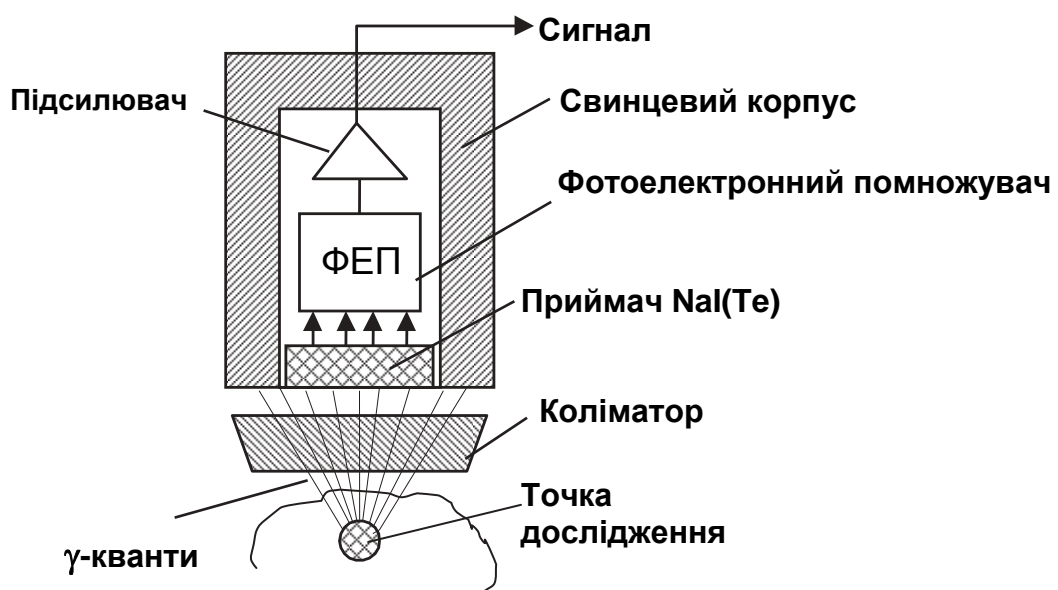


Рис. 9.1. Будова ґамма-камери

Просторову селекцію випромінювання в ґамма-камері здійснюють *коліматори* – свинцеві товсті пластини з безліччю отворів малого діаметра. Напрямок отворів відповідає ходу променів в оптичних лінзах, тому подібно до того, як це прийнято в оптиці, коліматори ділять на збиральні, розсіювальні (збільшуючі), паралельні.

9.2. Види радіоізотопних досліджень

Для проведення радіоізотопних досліджень використовують дві групи методів: *in vivo* і *in vitro*.

Метод *in vivo* оснований на введенні в організм РФП з подальшим вивченням його руху або розподілу в органах і тканинах.

За формою отримання інформації метод *in vivo* має кілька різновидів.

Радіометрія – визначення концентрації радіоактивних речовин в органах і тканинах організму. Використовується для дослідження обмінних процесів, діагностики пухлин, визначення об'єму крові, природної забрудненості організму радіонуклідами.

Радіографія – реєстрація динаміки накопичення, перерозподілу і виведення з організму РФП. Застосовується для дослідження таких фізіологічних процесів, як кровообіг (зокрема, визначення швидкості кровотоку по радіоактивних мітках), вентиляція легенів, функції печінки, нирок.

Радіоізотопна інтроскопія (сканування, сцинтиграфія) – отримання ґамма-топографічних зображень органів або ділянок тіла. Має широке застосування для діагностики і досліджень. Може відображувати динаміку фізіологічних процесів, дозволяє візуалізувати розподіл радіоактивної речовини в біоструктурах.

Ґамма-томографія – візуалізація біоструктур за розподілом радіонуклідів у заданому шарі (перетині). Основана на просторовій селекції потоків ґамма-випромінювання (рис. 9.2).

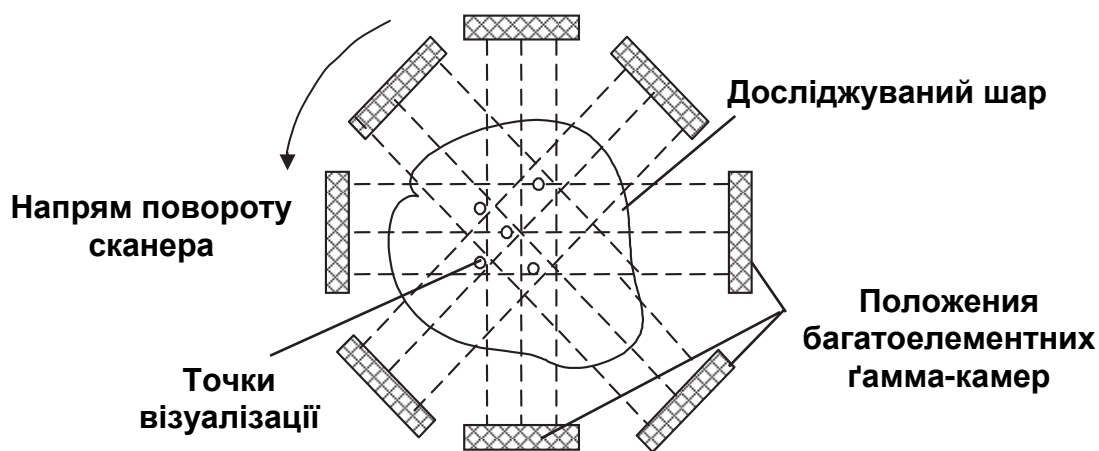
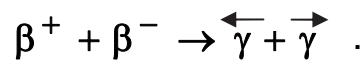


Рис. 9.2. Принцип ґамма-томографії

Апарати для ґамма-томографії мають поворотний сканер з матрицями ґамма-камер. Просторова роздільна здатність у шарі визначається кількістю точок візуалізації. Кожна точка візуалізації є умовним центром обертання, з якого певна ґамма-камера реєструє інтенсивність випромінювання при круговому русі сканера. Масив дискретних відліків є вихідною інформацією для математичної обробки даних на ЕОМ. Межі візуалізації біоструктур схожі з можливостями рентгенівської томографії.

Позитронна емісійна томографія основана на властивості ґамма-квантів розлітатися під кутом 180° при анігіляції електрона і позитрона. Метод передбачає використання радіофармацевтичних препаратів, що містять ізомери з електронною і позитронною формами радіоактивного розпаду. Взаємодія електрона і позитрона призводить до утворення двох ґамма-квантів



Координата області анігіляції визначається за інтервалом часу між імпульсами реєстрації ґамма-квантів діаметрально протилежно розташованими ґамма-камерами (рис. 9.3).

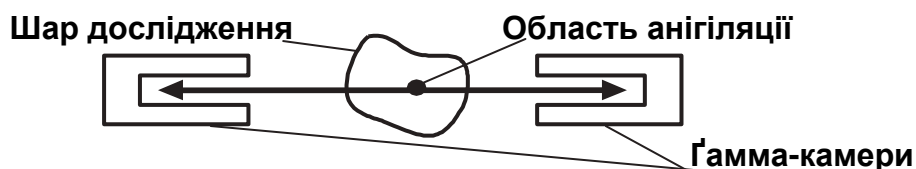


Рис. 9.3. Принцип позитронної емісійної томографії

Просторова роздільна здатність методу визначається високим ступенем юстирування коліматорів ґамма-камер і довжиною пробігу позитрона в середовищі. При використанні ізомерів ^{11}C довжина пробігу позитрона до анігіляції – 0,28 мм, ізомерів ^{18}F – 0,63 мм, ізомерів ^{68}Ga – 1,89 мм.

Метод in vitro оснований на додаванні до біологічної проби мічених радіонуклідами речовин і кількісному підрахунку результатів їх взаємодії. Це аналітичний метод досліджень. Його застосовують для визначення концентрації гормонів, ферментів та інших біологічно активних речовин.

Протипоказань до радіоізотопних методів досліджень немає, існують лише обмеження для доз, які вводяться в організм.

Контрольні запитання

1. Чому ґамма-складова радіоактивного розпаду використовується в радіоізотопних методах дослідження?
2. Які основні вимоги до властивостей радіофармацевтичних препаратів?
3. Які основні елементи конструкції ґамма-камери?
4. Наведіть приклади радіоізотопних досліджень у медицині.

10. УЛЬТРАЗВУКОВІ МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕНЬ

Ультразвук – це механічна пружна хвиля, що має властивості проникнення, відбиття і поглинання в біологічних тканинах.

З достатнім наближенням можна вважати, що ультразвукові хвилі в біотканинах поширюються так само, як в рідинах (крім кісткової тканини). Поперечні хвилі не можуть проникати в м'які тканини на велику глибину, тому в медицині знайшли застосування лише поздовжні хвилі. Для цілей діагностики найбільш інформативними можна вважати відбиття ультразвукової хвилі від границі розділу біотканин з різними акустичними властивостями і неповне поглинання енергії хвилі при проходженні через біосередовище.

За своїм акустомеханічними властивостями біотканини живих організмів можна віднести до шаруватих середовищ. При вертикальному падінні ультразвукової хвилі коефіцієнт відбиття

$$R = ((\rho_2 c_2 - \rho_1 c_1) / (\rho_2 c_2 + \rho_1 c_1))^2,$$

де ρ_1 , ρ_2 – щільності; а c_1 , c_2 – швидкості поширення звуку в першому і другому середовищах відповідно. Добуток ρc отримав назву акустичного імпедансу. Беручи до уваги відмінності щільності біотканин і швидкостей поширення звуку в них, отримують умови відбиття ультразвукової хвилі від границь розділу, наприклад: шкіра – жирова тканина, жирова тканина – м'язова тканина, м'язова тканина – кісткова тканина. Слід також відзначити відсутність частотної дисперсії швидкості звуку в біологічних середовищах, хоча існує температурна залежність. З ростом температури швидкість збільшується в тканинах, що не містять жир, і зменшується в жиромістких тканинах.

При поширенні ультразвукової хвилі частина енергії розсіюється і поглинається біосередовищем. Зміна інтенсивності хвилі описується виразом $J(x) = J_0 \cdot e^{-\gamma x}$, де J_0 – інтенсивність падаючої хвилі; x – відстань, пройдена хвилею в середовищі; γ – коефіцієнт поглинання акустичної хвилі. Коефіцієнт γ нелінійно залежить від в'язкопружних і теплових властивостей середовища, а також прямо пропорційний квадрату частоти ультразвукової хвилі. Тому, чим вище частота ультразвукових коливань, тим на меншу глибину вони проникають.

Роздільна здатність ультразвукових досліджень безпосередньо залежить від довжини хвилі акустичних коливань у середовищі. Якщо взяти середню швидкість звуку в м'яких тканинах такою, що дорівнює 1540 м/с ($\pm 6\%$), то для частот 1 МГц, 10 МГц і 1 ГГц довжини хвиль будуть, відповідно, 1,5 мм, 0,15 мм і 1,5 мкм. Це дозволяє застосовувати ультразвукові коливання для досліджень на рівні не тільки органів і тканин, а й клітинних структур.

Залежно від цілей досліджень вирішують компромісну задачу між глибиною проникнення ультразвуку і роздільною здатністю. Вважають оптимальними такі діапазони частот: 20...300 кГц – для підводної біолокації; 0,8...15 МГц – для ультразвукової діагностики і терапії; 12 МГц...1 ГГц – для акустичної мікроскопії.

10.1. Ехоімпульсні методи досліджень (ехографія)

Ехоімпульсні методи досліджень ґрунтуються на принципі випромінювання зондуючого імпульсу ультразвуку і прийомі сигналів, відбитих від поверхонь розділу тканинних середовищ, що мають різні акустичні властивості (акустичні імпеданси). Оскільки цільова інформація міститься у відбитому від багатьох шарів біотканин сигналі – акустичному відлунні, то використовується термін «ехографія» для позначення цієї групи методів.

Розрізняють чотири режими (різновиди) ехографії.

А-режим – відображення одновимірної залежності амплітуди ехосигналу від часу (рис. 10.1). Огинаюча амплітуд А-ехограми є інформаційною кривою і фіксується пристроєм реєстрації. А-режим застосовується для виявлення і локалізації патологічних неоднорідностей в м'яких тканинах. Широко використовується в офтальмології, онкології, при дослідженнях головного мозку.

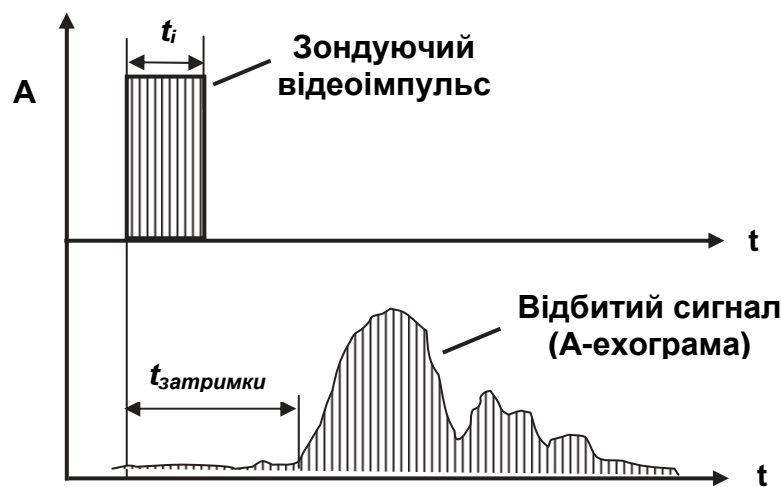


Рис. 10.1. Структура сигналів А-ехографії

М (або МТ)-режим – відображення часових змін А-ехограми. Зображення формується у вигляді растра, в якому кожному рядку кадра відповідає своя А-ехограма. Зміна яскравості уздовж рядка часової розгортки залежить від амплітуди даної А-ехограми. Принцип формування зображення в М-режимі показано на рис. 10.2.

Однією з умов отримання зображення в М-режимі є відповідність періоду проходження зондуючих імпульсів періоду рядкової розгортки. Час

формування одного кадру зображення залежить від n – кількості рядків у растрі. Основне застосування М-режиму ехографії – це визначення кількісних характеристик при діагностиці роботи клапанів серця.

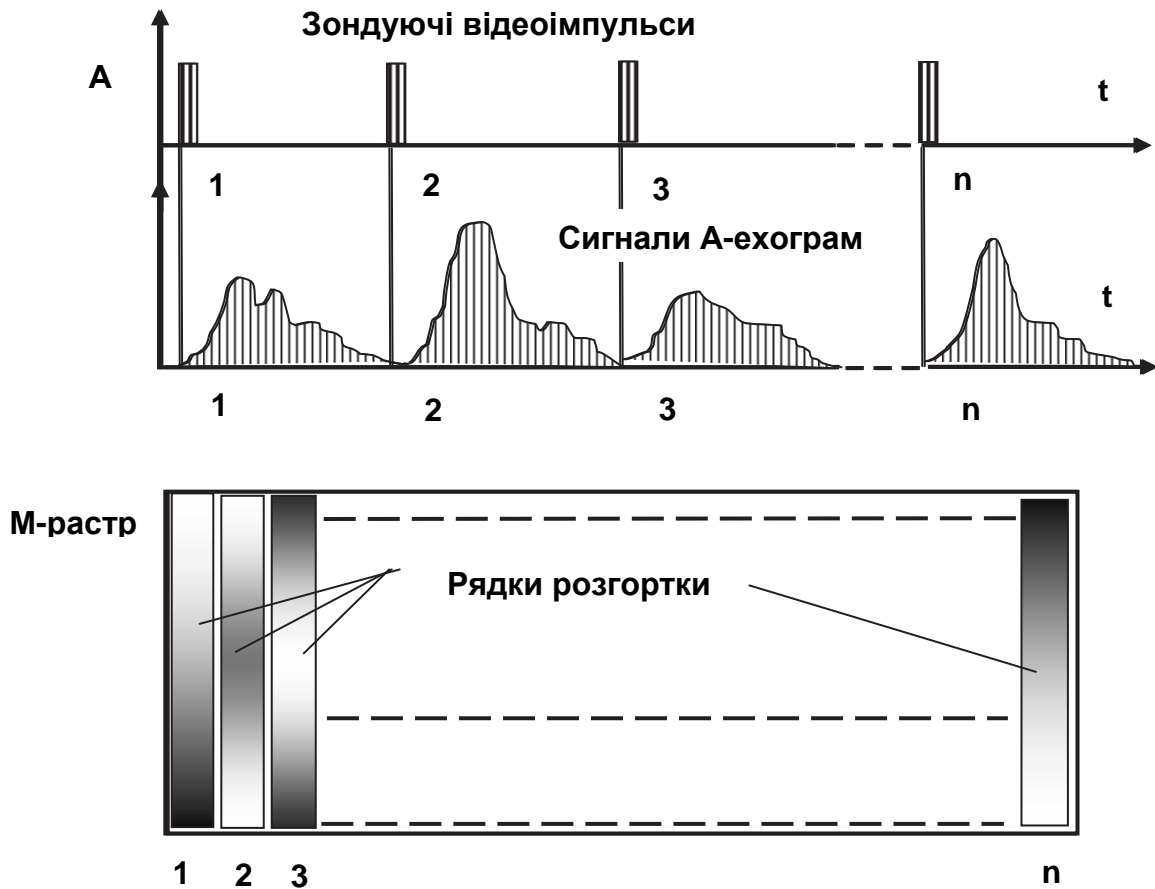


Рис. 10.2. Структура сигналів М-ехографії

В-режим використовує принцип сканування ультразвуковим променем досліджуваної області в тілі пацієнта. Для позначення цього режиму широко застосовується термін «ультразвукові дослідження» (УЗД). Візуалізація внутрішніх біоструктур на моніторі відбувається шляхом модуляції яскравості елементів растра (пікселів) пропорційно амплітудам сигналів А-ехограм, що відповідають заданим положенням ультразвукового датчика. Кадр зображення формується за час повного сканування датчиком досліджуваної області.

У сучасній апаратурі УЗД використовується кілька способів сканування. *Просте лінійне сканування* (рис. 10.3, а) дає високу якість зображення, але потребує великої області доступу (вікна) у тілі пацієнта. Остання обставина перешкоджає повній візуалізації, наприклад, органів грудної клітки. Зазначений недолік усуває спосіб *простого секторного сканування* (рис. 10.3, б), для якого достатньо малої області доступу. Основний недолік секторного сканування – це спотворення геометричних розмірів на зображенні. *Складне сканування* використовує переваги перших двох способів, але потребує більш складного оброблення інформації.

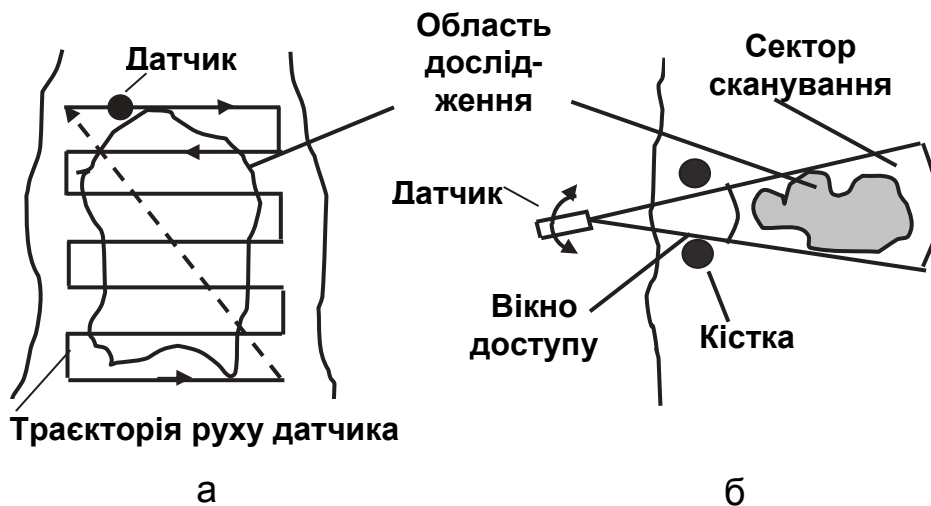


Рис. 10.3. Способи сканування в УЗД: а – просте лінійне сканування; б – просте секторне сканування

При швидкості сканування, яке забезпечує формування зображень не менше ніж 16 – 30 кадрів в секунду, можна спостерігати динамічні процеси в організмі. *В-режим* ехографії знайшов широке застосування в медичній діагностиці – ехокардіографія, ехоенцефалографія, ультразвукова діагностика в акушерстві, гінекології, офтальмологічні дослідження, порожнинна інтроскопія та інші дослідження.

С-режим – модифікація В-режиму, при якій за допомогою часового стробування виділяється певний часовий інтервал на всіх А-ехограмах, який відповідає відбиттю ультразвукового сигналу з заданої глибини сканування. Цей режим відповідає методу *ультразвукової томографії*.

Як датчики ультразвукової діагностичної апаратури застосовуються п'єзоелектричні перетворювачі. Як правило, такі перетворювачі по черзі використовуються як для випромінювання зондувальних імпульсів, так і для прийому відбитого сигналу. Для усунення стрибка акустичного імпедансу на границях розділу середовищ п'єзокераміка – повітря і повітря – поверхня шкіри застосовують спеціальні покриття на робочій поверхні датчика, а на шкіру пацієнта в місці дослідження наносять шар спеціального гелю (або її зволожують).

У сучасній апаратурі УЗД використовуються багатоелементні матричні датчики (сканери). Їх конструкція дозволяє здійснювати електронне сканування досліджуваної області подібно до того, як це робиться в НВЧ радіолокації. Конструкція датчиків і вибір робочої частоти ультразвукового сигналу також залежать від області дослідження (акустичних властивостей біотканин, глибини зондування, необхідного просторового розрізнення).

Апаратура для ехографії спеціалізованого призначення реалізує тільки один з режимів – А або М. Універсальні апарати УЗД передбачають роботу в будь-якому із зазначених режимів, використовують комплект спе-

ціалізованих датчиків і програмне забезпечення для комп'ютерної обробки інформації. Спрощену структуру апарата УЗД показано на рис. 10.4.

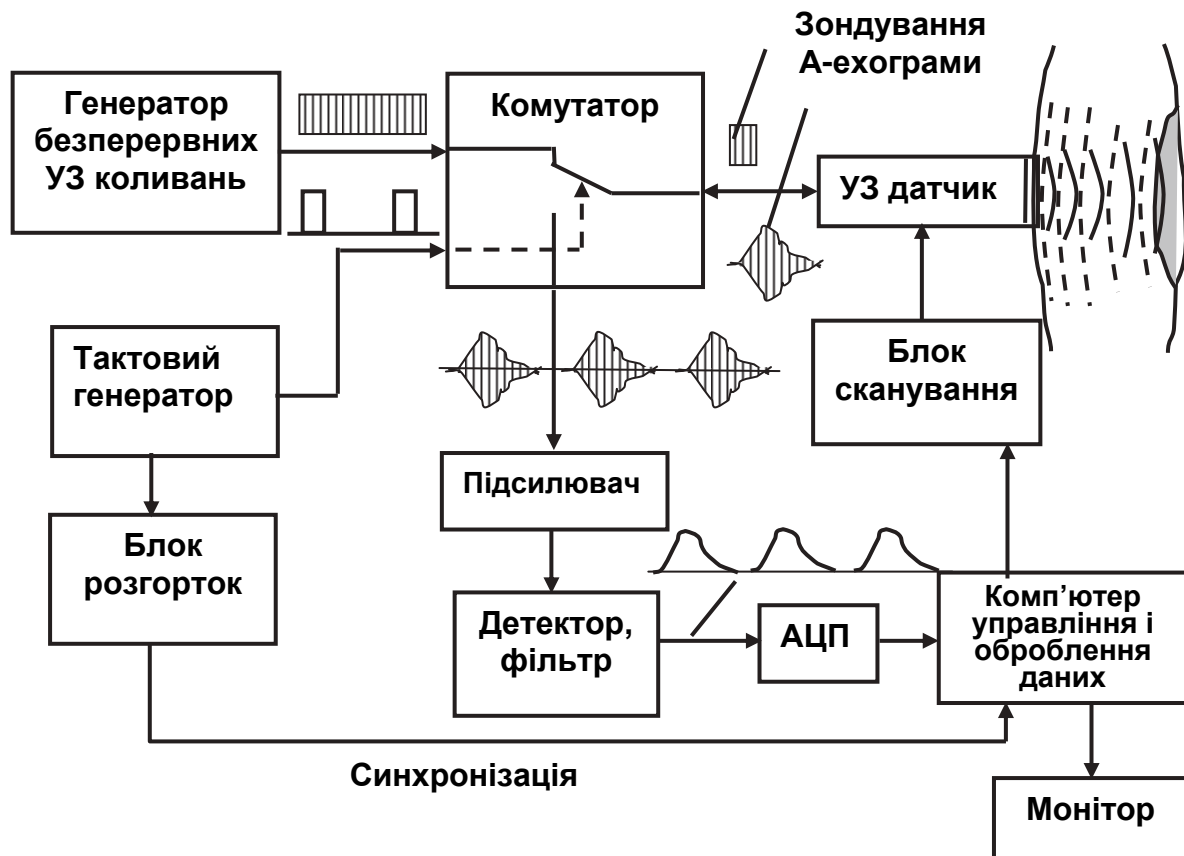


Рис. 10.4. Структурна схема апарата УЗД

10.2. Доплерівські ультразвукові методи досліджень

Ця група методів досліджень використовує ефект Доплера в ультразвуковій ехолокації. Суть цього явища полягає в зміні частоти сигналу, відбитого від рухомого об'єкту. В аналітичній формі ефект можна подати рівнянням

$$\Delta F = F - F_0 = \pm (2 F_0 V \cos \varphi) / c ,$$

де ΔF – доплерівський зсув частоти; F_0 – частота зондуючого сигналу; F – частота відбитого сигналу; V – швидкість переміщення об'єкта; φ – кут між напрямком зондування і напрямком переміщення об'єкта; c – швидкість звуку в середовищі, що досліджується.

Таким чином, величина ΔF прямо пропорційна швидкості руху об'єкта. Для більшості біологічних процесів (рух крові в судинах, робота серця, легенів та ін.) добуток $V \cdot \cos \varphi$ знаходиться в інтервалі 0...1 м/с. Якщо

частота F_0 обрана в інтервалі 1...10 МГц, то доплерівський зсув частоти знаходиться у діапазоні звукових частот. Тому стандартний метод суб'єктивного сприйняття і якісної інтерпретації доплерівських сигналів від рухомих елементів біоструктур полягає в їх посиленні і прослуховуванні. Функціональну схему найпростішого вимірювача швидкості кровотоку з безперервним випромінюванням зображено на рис. 10.5.

Слід зауважити, що при проведенні реальних досліджень область відбиття ультразвукової хвилі має певні просторові розміри з елементами, що рухаються з різними швидкостями і напрямками. Тоді доплерівський сигнал характеризується деяким спектром частот. Найбільш досконалі апаратні реалізації методу основані на спектральному аналізі доплерівського сигналу і розрахунку розподілу швидкостей переміщень елементів досліджуваної області.

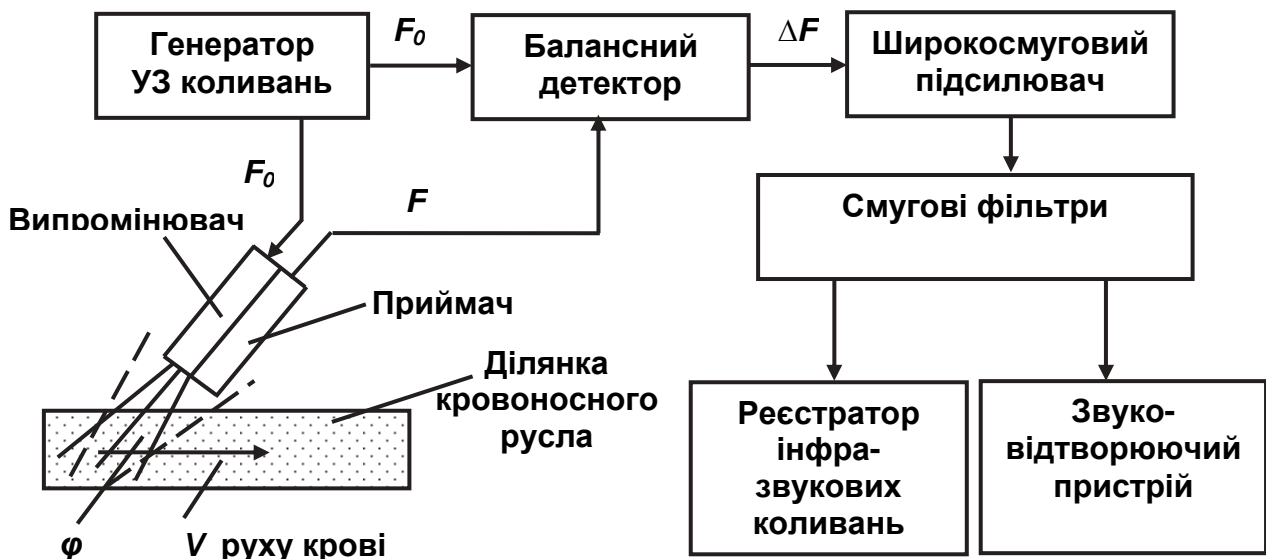


Рис. 10.5. Доплерівський вимірювач швидкості руху крові

Доплерівські системи з безперервним випромінюванням не здатні розрізняти об'єкти за глибиною, тому що ехосигнали, одержувані від двох і більше елементів, розташованих на різній глибині, сприймаються як один сигнал. Зазначений недолік усунуто в імпульсній доплерівській системі. У ній використовується імпульсний метод зондування, подібний до режиму С в ехографії. Відмінність полягає в тому, що фрагменти А-ехограм застосовуються не для візуалізації, а для спектрального аналізу доплерівського зсуву. Таким чином, імпульсно-доплерівська система дозволяє отримати пошаровий розподіл швидкостей руху елементів у досліджуваній області, наприклад, швидкостей кровотоку в магістральних судинах.

У клінічній практиці ультразвукова доплерівська діагностика застосовується для неінвазивного дослідження механічних скорочень серцевого

м'яза, механічної функції міокарда і клапанного апарата, кровотоку у великих судинах, життєдіяльності плода на ранніх стадіях вагітності.

10.3. Акустична ультразвукова мікроскопія

Ультразвукова мікроскопія використовує можливості просторового розрізнення акустичних хвиль з частотами від десятків - сотень мегагерц до одиниць гігагерц. При цьому довжина хвилі ультразвуку в м'яких і водомістких біосередовищах порівнянна (співрозмірна) з досліджуваними мікроструктурами. Для отримання зображення можуть бути використані як амплітуда, так і фаза акустичних хвиль, які пройшли через об'єкт. Принцип реалізації методу показано на рис. 10.6.

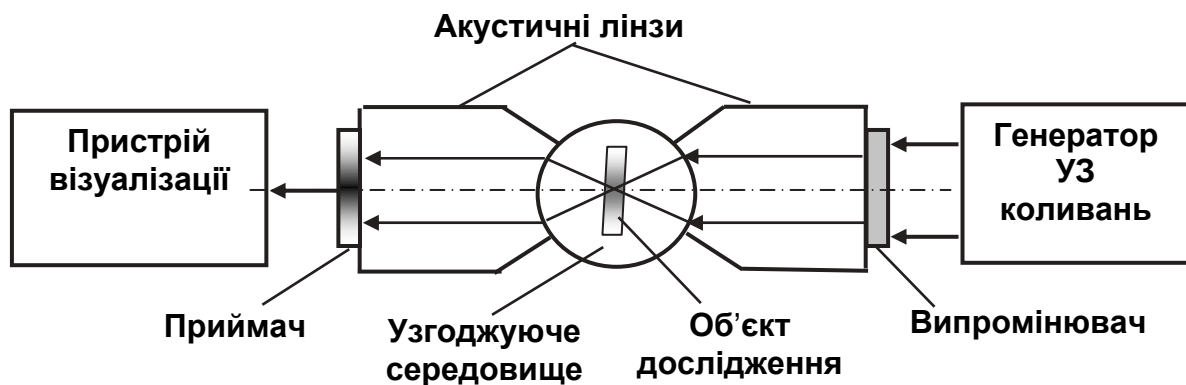


Рис. 10.6. Структура реалізації методу ультразвукової мікроскопії

Порівняно з оптичними і рентгенівськими мікроскопами ультразвукова мікроскопія дає підвищену контрастність, дозволяє спостерігати мікробіооб'єкти в природному середовищі існування.

У медичній лабораторній практиці метод великого поширення не набув.

Контрольні запитання

1. Які явища взаємодії ультразвукових механічних коливань з біологічними об'єктами знайшли застосування в медицині?
2. Наведіть класифікацію ехоімпульсних досліджень.
3. Які способи сканування використовуються в ультразвукових ехоімпульсних дослідженнях?
4. Які основні структурні блоки апаратів для ультразвукових досліджень?
5. Для дослідження яких показників використовують ультразвукові доплерівські методи?
6. Які частоти використовують для ультразвукової мікроскопії?

11. МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕНЬ, ОСНОВАНІ НА ВИКОРИСТАННІ ЗОВНІШНЬОГО МАГНІТНОГО ПОЛЯ

Як було відзначено у п'ятому розділі, відносна магнітна проникність біотканин $|\mu| \approx 1$. Це призводить до неспотвореного проникнення статичних і низькочастотних магнітних полів у біосередовища. Виникаючі при цьому такі фізичні явища, як ефекти Холла і Зеємана, знайшли застосування в апаратній реалізації деяких методів дослідження.

Електромагнітний метод вимірювання швидкості кровотоку оснований на відхиленні різнополярних іонів, що містяться в крові і рухаються в магнітному полі (плазма крові має виражені електролітичні властивості). Кровоносну судину в цьому випадку можна моделювати як провідник зі струмом, направлений рух електричних зарядів (іонів) в якому визначається швидкістю кровотоку. При накладенні зовнішнього магнітного поля в поперечному перерізі судини відповідно до ефекту Холла виникає електро-рушійна сила $E = dBV_{KP} \sin\varphi$, де d – діаметр судини; B – індукція зовнішнього магнітного поля; V_{KP} – швидкість кровотоку; φ – кут між векторами індукції і швидкості. Вимірюючи електричну напругу між електродами в діаметрально протилежно розташованих точках перетину судини, знаходять швидкість кровотоку з виразу $V_{KP} = E / (dB \sin\varphi)$, або об'ємну швидкість $Q = S V_{KP}$, де S – площа поперечного перерізу судини.

Для вимірювання швидкості кровотоку на живих об'єктах метод використовується тільки в дослідних цілях, при цьому необхідно враховувати шунтування корисного сигналу оточуючими біотканинами. Основне застосування метод отримав для розроблення електромагнітних витратомірів (рис. 11.1), наприклад для перфузійних пристроїв.

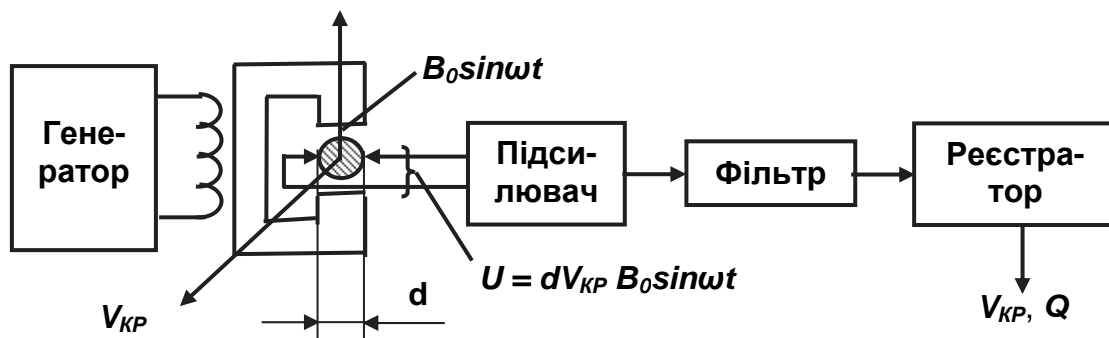


Рис. 11.1. Структурна схема електромагнітного витратоміра

Реальні конструкції використовують низькочастотне магнітне поле. Це дозволяє уникнути поляризаційних ефектів (виникнення протиЕРС у постійному магнітному полі), спростити селекцію інформаційного сигналу при збереженні проникної здатності поля. Зазвичай конструкцію електромагнітного витратоміра виконують у вигляді ділянки трубопроводу, що

вбудовується в тракт транспортування крові перфузійного пристрою (наприклад, апарата штучного кровообігу). Цей метод можна застосовувати для вимірювання витрат інших біорідин, необхідна умова – питома електрична провідність не нижче $10^{-5} \text{ (Ом}\cdot\text{м)}^{-1}$.

Електронна парамагнітна резонансна (ЕПР) спектроскопія – метод досліджень, оснований на резонансному поглинанні електромагнітних хвиль речовинами з парамагнітними властивостями. До парамагнетиків належать речовини з позитивною магнітною сприйнятливістю ($\chi > 0$), але за величиною $\chi \ll 1$. Такі властивості також пов'язують з наявністю неспареного електрона на зовнішній електронній оболонці атома.

При поміщенні парамагнетика в зовнішнє магнітне поле з індукцією \mathbf{B} відбувається розщеплення дозволеного енергетичного рівня E_0 електрона на два підрівні – E_1 і E_2 . У найпростішому випадку різниця енергій цих підрівнів становить $\Delta E = E_1 - E_2 = g\mu_B B$, де g – константа, що залежить від електронної структури парамагнітної частки (фактор Ланде); μ_B – магнетон Бора. Вся картина розщеплення описується ефектом Зеемана і має нормальний, аномальний, поздовжній і поперечний різновиди.

Якщо на парамагнетик у зовнішньому магнітному полі спрямувати електромагнітне випромінювання, енергія квантів якого $\nu \cdot h = \Delta E$ (h – стала Планка), то електрони почнуть переходити зі стану з меншою енергією в стан з більшою енергією, що буде супроводжуватися поглинанням енергії речовиною, власне – електронним парамагнітним резонансом (ЕПР). Значення частот ЕПР для неспарених електронів $\nu_{\text{ЕПР}} = (g\mu_B B) / h$ і знаходяться у радіочастотному діапазоні НВЧ для реально досяжних величин індукції магнітного поля ($\sim 0,3 \text{ Тл}$). Тому дослідження спектрів ЕПР належать до методів *радіоспектроскопії*.

Використання ЕПР-спектроскопії в біології та медицині пов'язано з визначенням в клітинах, тканинах і біологічних рідинах концентрацій вільних радикалів, що мають парамагнітні властивості. Вільні радикали – це атоми або групи хімічно пов'язаних атомів з вільними валентностями, тобто, неспареними електронами на зовнішніх оболонках. У живих організмах вільні радикали утворюються в результаті реакцій окислення або відновлення киснем або металами змінної валентності, а також під дією ультрафіолетового або іонізуючого випромінювання. Вільні радикали можуть бути як електрично нейтральними (радикал гідроксилу $\text{OH}\cdot$), так і у вигляді іонів (радикал супероксиду $\text{O}_2^{\cdot-}$).

Особливості апаратної реалізації методу ЕПР спектроскопії пов'язані зі складністю плавної зміни частоти в генераторах електромагнітного випромінювання НВЧ-діапазону. Тому реєстрація ЕПР здійснюється шляхом лінійної зміни величини індукції зовнішнього магнітного поля при незмінній частоті $\nu_{\text{ЕПР}}$ (рис. 11.2). Умова резонансу визначається рівнянням

$$B_{\text{РЕЗ}} = (h\nu_{\text{ЕПР}})/(g\mu_B).$$

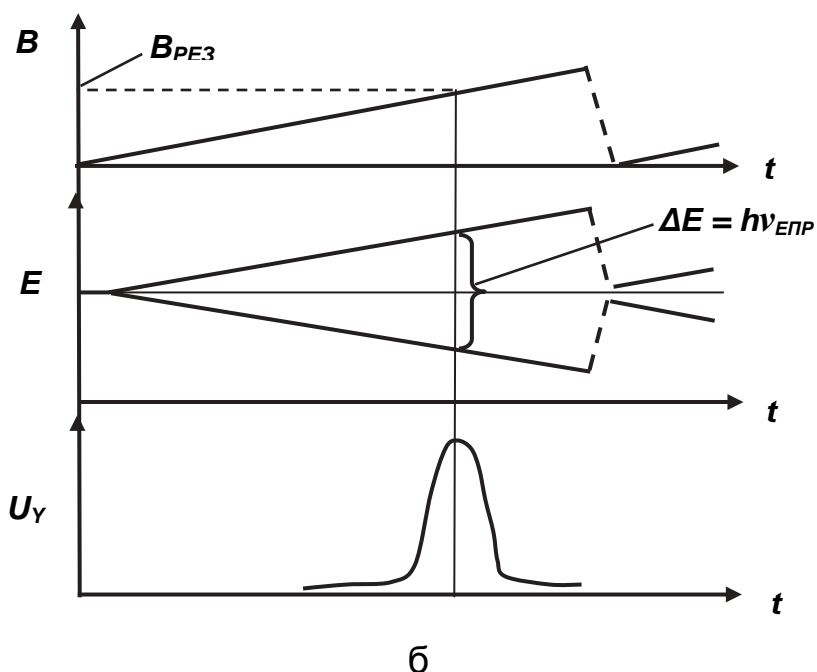
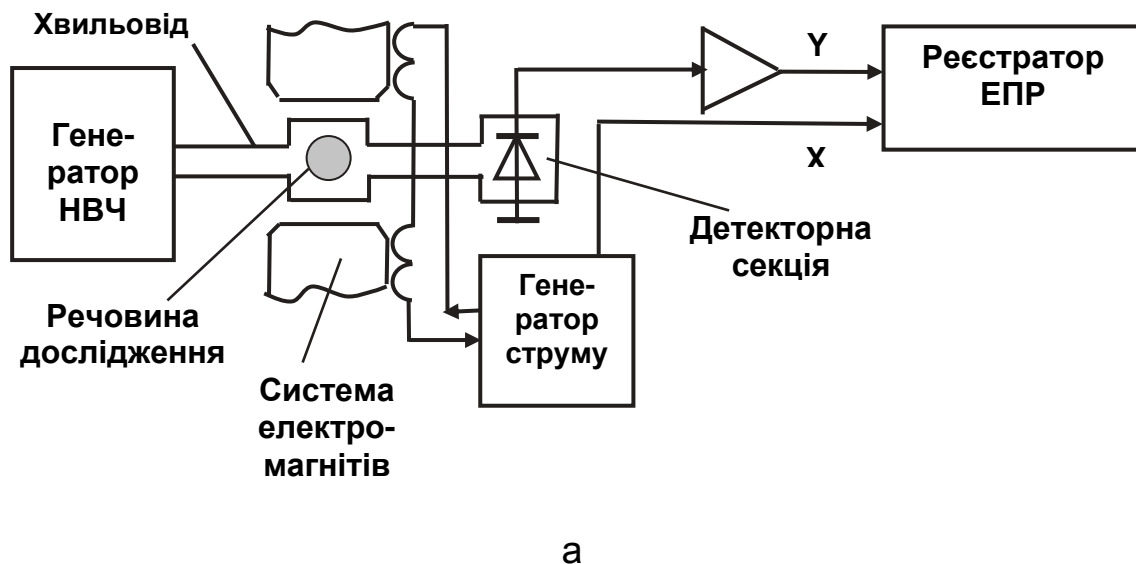


Рис. 11.2. Реалізація методу ЕПР радіоспектроскопії: а – структурна схема ЕПР спектроскопа; б – епюри сигналів при реєстрації ЕПР

Результатом ЕПР досліджень є визначення виду речовини за умовою резонансу (B_{PE3} або ν_{EPR}) і концентрації речовини за інтенсивністю поглинання (U_γ).

Основні напрями ЕПР досліджень:

- вимірювання концентрації вільних радикалів для діагностики патологічних станів (онкогенез, променеві ушкодження, токсикоз);
- аналіз фотобіологічних процесів (фотосинтезу);
- дослідження біологічно важливих макромолекул і біомембран (наприклад, гемоглобіну);

– використання радикалів у вигляді спінових зондів і міток для дослідження біохімічних процесів.

ЕПР діагностика проводиться на основі лабораторних проб і за цією ознакою може бути віднесена до аналітичних методів досліджень.

Ядерна магнітна резонансна (ЯМР) спектроскопія – метод досліджень, оснований на резонансному поглинанні електромагнітного випромінювання речовиною, спричиненому переорієнтацією магнітних моментів ядер у зовнішньому магнітному полі.

Ядерний магнітний резонанс (ЯМР) спостерігається в сильному магнітному полі, на яке накладається слабке радіочастотне випромінювання. У зовнішньому магнітному полі відбувається розщеплення ядерних енергетичних рівнів (зеєманівське розщеплення). З квантової точки зору ЯМР зумовлений переходами між розщепленими енергетичними рівнями при поглинанні кванта електромагнітного випромінювання. У найпростішому випадку умову резонансного поглинання описує вираз

$$h\nu_{\text{ЯМР}} = g_{\text{Я}} \mu_{\text{Я}} B,$$

де $h\nu_{\text{ЯМР}}$ – енергія кванта електромагнітного випромінювання; $g_{\text{Я}} \mu_{\text{Я}} B$ – різниця енергій між сусідніми рівнями розщеплення; $g_{\text{Я}}$ – фактор розщеплення для ядра (для конкретного виду ядер – константа); $\mu_{\text{Я}}$ – магнетон ядра.

Для дослідження біологічних систем зазвичай використовують ЯМР ядер водню – протонів ${}^1_1\text{H}$ (протонний ядерний магнітний резонанс), ядер дейтерію ${}^2_1\text{H}$, вуглецю ${}^{13}_6\text{C}$, а також натрію, фосфору, рідше – спектри ЯМР інших ядер.

Апаратура для реєстрації ЯМР містить: спеціальний електромагніт (іноді з надпровідними обмотками), що створює поле з магнітною індукцією до 10 Тл (у поширених пристроях до 3 Тл); генератор електромагнітного поля радіочастоти; приймач, у котушку якого поміщують досліджуваний об'єкт; реєструючий пристрій.

Запис спектрів ЯМР проводять: шляхом сканування частоти електромагнітного поля при $B = \text{const}$; зміною магнітного поля і визначенням $B_{\text{РЕЗ}}$ при $\nu_{\text{ЯМР}} = \text{const}$ (подібно методу, що використовується для ЕПР спектроскопії); збудженням резонансу відразу в усій смузі спектра ЯМР за допомогою потужного радіочастотного імпульсу і наступною комп'ютерною обробкою інформації.

Для більшості досліджень у біології та медицині спектр ЯМР лежить в діапазоні від одиниць до десятків мегагерц, тому метод належить до радіоспектроскопії. Розрізняють два основних напрями ЯМР спектроскопії.

ЯМР структурний аналіз як метод досліджень оснований на впливі на спектр ЯМР внутрішніх магнітних полів у речовині, зумовлених як хімічним складом, так і просторовою орієнтацією елементів. Отримувані спектри дають інформацію про хімічну та просторову структуру речовини без проведення хімічного аналізу. Наприклад, спектри ЯМР застосовують для

аналізу ліпідного складу мембран, взаємодії ліпідів з білками та іншими речовинами, дослідження проникності клітинних мембран, стану іонів у клітинах. Цей напрям можна розглядати як аналітичний метод дослідження.

ЯМР інтроскопія – метод візуалізації внутрішніх структур біоб'єктів на основі отримання просторового розподілу ядер речовини за даними спектрального аналізу. Принцип ЯМР інтроскопії полягає в створенні просторового розподілу індукції зовнішнього магнітного поля $\mathbf{B}(x,y,z)$, що забезпечує відповідність частоти резонансного поглинання $\nu_{\text{ЯМР}}(x,y,z)$ координатам точки досліджуваного простору для ядер досліджуваної речовини. Тоді інтенсивність поглинання електромагнітного випромінювання на цій частоті відповідає концентрації ядер речовини в досліджуваній точці простору: $J(\nu_{\text{ЯМР}}) \sim c(x,y,z)$. На практиці найчастіше вимірюють електромагнітний резонанс ядер атомів водню при їх збудженні за допомогою певної комбінації електромагнітних хвиль у сталому магнітному полі високої напруженості.

Для апаратної реалізації ЯМР інтроскопії технічно простіше забезпечити плоску задачу відповідності $c(\nu_{\text{ЯМР}}) \sim c(x,y)$. Тривимірну візуалізацію при цьому отримують шляхом переміщення пристрою сканування вздовж координати z . Тому промислові апарати для ЯМР інтроскопії частіше називають ЯМР або магніторезонансними) томографами (МРТ) (Magnetic resonance tomography, MRT). Структурну схему МРТ показано на рис. 11.3.

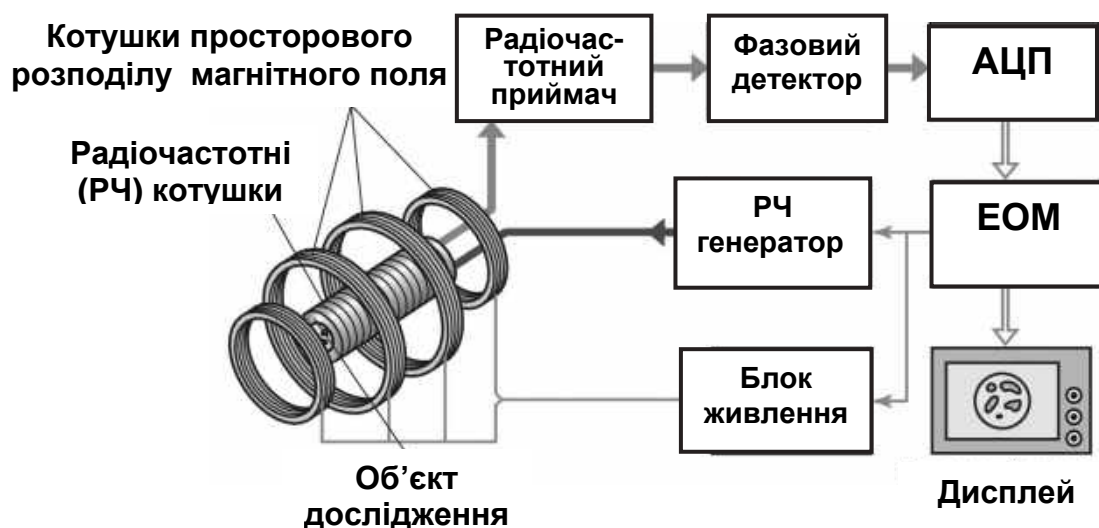


Рис. 11.3. Структурна схема апарата магніторезонансної томографії

Просторова роздільна здатність ЯМР томографії визначається точністю вимірювання частоти резонансу, співвідношенням сигнал/шум приймального пристрою і досягає часток міліметра. Основні переваги цього виду томографії – висока чутливість зображення м'яких тканин, роздільна здатність, можливість отримання зображення в будь-якому перетині, практично повна нешкідливість для пацієнта і медичного персоналу. ЯМР томографія належить до активних методів досліджень.

МРТ томографи дають змогу одержати більш контрастне та достовірне зображення тканин тіла порівняно з іншими методами медичної візуалізації (такими, наприклад, як комп'ютерна рентгенівська томографія або рентгенографія) і тому їх широко застосовують у медицині, для візуалізації тканин мозку (рис. 11.4), серця, м'язів, а також новоутворень.

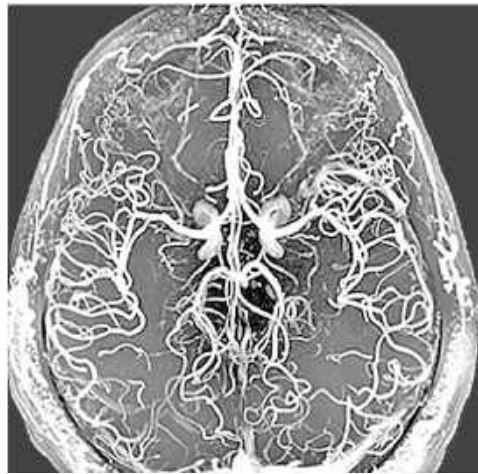


Рис. 11.4. МРТ зображення судин головного мозку

Контрольні запитання

1. Які властивості біотканин дозволяють застосовувати зовнішні магнітні поля для їх досліджень?
2. Чому в магнітних витратомірах використовують низькочастотні змінні магнітні поля?
3. У чому полягає явище електронного парамагнітного резонансу?
4. Чому в ЕПР-спектроскопії доцільно використовувати зміну індукції магнітного поля, а не частоти?
5. Які відмінності ЕПР-спектроскопії від ЯМР-спектроскопії?
6. Поясніть принципові засади магнітнорезонансної томографії.
7. Проведіть порівняльний аналіз різновидів томографій як методів візуалізації внутрішніх структур біологічних об'єктів.

БІБЛІОГРАФІЧНИЙ СПИСОК

1. Большая медицинская энциклопедия (БМЭ) : в 36 т. – М. : Сов. энциклопедия, 1975. – 1978.
2. Введенский, В. Л. Сверхчувствительная магнитометрия и биомагнетизм / В. Л. Введенский, В. И. Ожогин. – М. : Наука, 1986. – 200 с.
3. Вимірювальні перетворювачі (сенсори) : підручник / В. М. Ванько, Є. С. Поліщук, М. М. Дорожовець та ін. ; за ред. Є. С. Поліщука ; М-во освіти і науки України, Нац. ун-т «Львів. політехніка». – Львів : Вид-во Львів. політехніки, 2015. – 584 с.
4. Ємчик, Л. Ф. Основи біологічної фізики і медична апаратура: підруч. для студ. вищ. мед. навч. закл. I–III рівнів акредитації / Л. Ф. Ємчик ; наук. ред. С. У. Гончаренко ; рец. З. В. Стасюк [та ін.]. – 2-е вид., виправл. – Київ : Медицина, 2014. – 392 с.
5. Инструментальные методы исследования сердечно-сосудистой системы / под ред. Т. С. Виноградовой. – М. : Медицина, 1986. – 416 с.
6. Колпаков, Ф. Ф. Ультразвуковые измерительные преобразователи медицинских диагностических систем: консп. лекций по курсу «Биомедицинские измерительные преобразователи» / Ф. Ф. Колпаков. – Харьков : Гос. аэрокосм. ун-т «Харьков. авиац. ин-т», 2000. – 93 с.
7. Краснов, Л. А. Мониторирование и анализ ритмов сердца. Технические средства электронной и компьютерной диагностики в медицине : учеб. пособие / Л. А. Краснов, В. П. Олейник. – Харьков : Нац. аэрокосм. ун-т им. Н. Е. Жуковского «Харьков. авиац. ин-т», 2014. – 84 с.
8. Краснов, Л. А. Суточное мониторирование артериального давления. Технические средства электронной и компьютерной диагностики в медицине : учеб. пособие / Л. А. Краснов, В. П. Олейник. – Харьков : Нац. Аэрокосм. ун-т им. Н. Е. Жуковского «Харьков. авиац. ин-т», 2014. – 56 с.
9. Краснов, Л. А. Технические средства электронной и компьютерной диагностики в медицине [Электронный ресурс] : учеб. пособие по лаб. практик. / Л. А. Краснов, В. П. Олейник. – Харьков : Нац. аэрокосм. ун-т им. Н. Е. Жуковского «Харьков. авиац. ин-т», 2016. – 28 с.
10. Краснов, Л. А. Фонокардиография. Технические средства электронной и компьютерной диагностики в медицине : учеб. пособие / Л. А. Краснов, В. П. Олейник. – Харьков : Нац. аэрокосм. ун-т им. Н. Е. Жуковского «Харьков. авиац. ин-т», 2013. – 60 с.
11. Краснов, Л. А. Электрокардиография. Технические средства электронной и компьютерной диагностики в медицине : учеб. пособие / Л. А. Краснов, В. П. Олейник. – Харьков : Нац. аэрокосм. ун-т им. Н. Е. Жуковского «Харьков. авиац. ин-т», 2013. – 94 с.
12. Медицинские приборы : Разработка и применение / Авт. кол. : Джон В. Кларк мл., Майкл Р. Ньюман, Валтер Х. Олсон и др.; ред. Джон Г. Вебстер. – Киев : Медторг, 2004. – 620 с.
13. Мустецов, Т. М. Теорія біотехнічних систем: навч. посіб. / Т. М. Мустецов, А. С. Нечипоренко. – Харків : ХНУ ім. В. Н. Каразіна, 2015. – 188 с.

14. Мустецов, Н. П. Инструментальные методы медико-биологических исследований : учеб. пособие / Н. П. Мустецов. – Харьков : ХТУРЭ, 1999. – 176 с.
15. Олейник, В. П. Аппаратные методы исследований в биологии и медицине : учеб. пособие / В. П. Олейник, С. Н. Кулиш. – Харьков : Нац. аэрокосм. ун-т «Харьков. авиац. ин-т.», 2004. – 110 с.
16. Олейник, В. П. Диагностические и терапевтические системы и аппараты : учеб. пособие по лаб. практик. / В. П. Олейник, С. Н. Кулиш, М. А. Басараб. – Харьков : ХАИ, 1997. – 56 с.
17. Олейник, В. П. Методы медико-биологических исследований: учеб. пособие по лаб. практик. / В. П. Олейник, В. Н. Олейник, С. Н. Кулиш. – Харьков : Гос. аэрокосм. ун-т «Харьков. авиац. ин-т», 1999. – 56 с.
18. Олійник, В. П. Основи взаємодії фізичних полів з біологічними об'єктами : навч. посіб. / В. П. Олійник. – Харків : Нац. аерокосм. ун-т ім. М. Є. Жуковського «Харків. авіац. ін-т», 2020. – 72 с.
19. Основи біомедичного радіоелектронного апаратобудування: навч. посіб. / С. М. Злепко, С. В. Павлов, Л. Г. Коваль та ін. – Вінниця : ВНТУ, 2011. – 134 с.
20. Полищук, В. И. Техника и методика реографии и реоплетизмографии / В. И. Полищук, Л. Г. Терехова. – М. : Медицина, 1983. – 176 с.
21. Попечителев, Е. П. Методы медико-биологических исследований. Системные аспекты / Е. П. Попечителев, Н. А. Кореневский. – М. : Высш. шк., 1997. – 445 с.
22. Ремизов, А. Н. Медицинская и биологическая физика / А. Н. Ремизов. – М. : Высш. шк., 1987. – 656 с.
23. Сапин, М. Р. Анатомия человека / М. Р. Сапин, Г. Л. Билич. – М. : Высш. шк., 1989. – 544 с.
24. Системы отображения в медицине / В. Г. Абакумов, А. И. Рыбин, Й. Р. Сватощ, Ю. С. Синекон. – Киев : Юніверс, 2001. – 336 с.
25. Смердов, А. А. Біомедичні вимірювальні перетворювачі / А. А. Смердов, Є. В. Сторгун. – Львів : Львів. політехніка, 1997. – 112 с.
26. Сучасні методи дослідження біологічних систем: навч. посіб. для аудиторної, позааудиторної та самостійної підготовки здобувачів вищої освіти спеціальностей «Фармація», «Клінічна фармація» і «Технологія парфумерно-косметичних засобів» / Л. В. Яковлева, О. В. Ткачова, О. О. Герасимова ; за ред. Л. В. Яковлевої. – Харків : НФаУ, 2019. – 151 с.
27. Тимчик, Г. С. Польові структури біотехнічних систем: монографія / Г. С. Тимчик, В. І. Скицюк, Т. Р. Клочко. – Київ : НТУУ «КПІ», 2013. – 384 с.
28. Титомир, Л. И. Автоматический анализ электромагнитного поля сердца / Л. И. Титомир. – М. : Наука, 1984. – 164 с.
29. Физика визуализации изображений в медицине пер. с англ.; в 2 т. / под ред. С. Уэбба. – М. : Мир, 1991.
30. Чигирев, Б. И. Методы медико-биологических исследований / Б. И. Чигирев. – Л. : ЛЭТИ, 1982. – 236 с.

ЗМІСТ

Вступ.....	3
1. Системні аспекти проведення медико-біологічних досліджень.....	4
1.1. Особливості біологічних систем як об'єктів дослідження	4
1.2. Структура методів медико-біологічних досліджень	5
1.3. Технологічні цикли медико-біологічних експериментів...	6
1.4. Вимірювання в медико-біологічній практиці	7
1.4.1. Узагальнена схема вимірювального каналу для медико-біологічних досліджень	8
1.4.2. Електроди для знімання біоелектричного сигналу...	9
1.4.3. Датчики медико-біологічної інформації	11
1.4.4. Класифікація методів вимірювань	13
1.4.5. Похибки вимірювань	14
1.4.6. Питання метрологічного забезпечення	15
2. Дослідження механічних проявів життєдіяльності	16
2.1. Механокардіографія.....	16
2.2. Балістокадіографія	19
2.3. Динамокардіографія.....	21
2.4. Сфігмографія	23
2.5. Механічна плетизмографія	24
2.6. Дослідження механічних параметрів кровотоку	26
2.6.1. Методи вимірювання кров'яного тиску	27
2.6.2. Перфузійний метод дослідження параметрів кровотоку	33
2.7. Оцінювання механічних параметрів системи дихання. Спірографія	33
2.8. Дослідження акустичних феноменів. Аускультация	36
2.9. Фонокардіографія	37
2.10. Методи дослідження нервово-м'язової системи	39
3. Дослідження електропровідності органів і біотканин	41
3.1. Дослідження електричного опору біотканин	41
3.2. Електропунктурна діагностика	44
3.3. Електропровідність біологічних тканин на змінному струмі.....	46
3.4. Реографія	47
3.5. Діелектрографія	50
3.6. Електроімпедансна томографія	52
4. Методи досліджень, основані на вимірюванні біопотенціалів.....	53
4.1. Біопотенціали і їх параметри. Електрографія.....	53
4.2. Електрокардіографія	54

4.3. Електроенцефалографія.....	60
4.4. Інші різновиди електрографії	63
5. Магнітографія біологічних об'єктів	66
6. Фотометричні методи досліджень	68
6.1. Концентраційна колориметрія	69
6.2. Оксигемометрія	70
6.3. Поляриметрія	72
6.4. Нефелометрія	73
6.5. Інші методи медичної фотометрії	74
7. Дослідження процесів теплопродукції і теплообміну	76
7.1. Термографія	77
7.2. Біокалориметрія	79
8. Рентгенівські методи досліджень	80
8.1. Закони побудови тіньових зображень	83
8.2. Класифікація рентгенологічних досліджень	84
8.3. Методи основані на використанні рентгеноконтрастних речовин.....	86
8.4. Принцип рентгенівської томографії.....	86
9. Радіоізотопні методи досліджень	90
9.1. Детектори гамма-випромінювання	91
9.2. Види радіоізотопних досліджень	93
10. Ультразвукові методи досліджень	95
10.1. Ехоімпульсні методи досліджень (ехографія)	96
10.2. Доплерівські ультразвукові методи досліджень	99
10.3. Акустична ультразвукова мікроскопія	101
11. Методи досліджень, основані на використанні зовнішнього магнітного поля	102
Бібліографічний список.....	108

Навчальне видання

Олійник Володимир Петрович

**АПАРАТНІ МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕНЬ
В БІОЛОГІЇ ТА МЕДИЦИНІ**

Редактор С. П. Гевло

Зв. план, 2021

Підписано до друку 12.04.2021

Формат 60x84 1/16. Папір офс. Офс. друк

Ум. друк. арк. 6,2. Обл.-вид. арк. 7. Наклад 30 пр.

Замовлення 85. Ціна вільна

Видавець і виготовлювач
Національний аерокосмічний університет ім. М. Є. Жуковського
«Харківський авіаційний інститут»
[http:// www.khai.edu](http://www.khai.edu)
61070, Харків-70, вул. Чкалова, 17
Видавничий центр «ХАІ»
61070, Харків-70, вул. Чкалова, 17
izdat@khai.edu

Свідоцтво про внесення суб'єкта видавничої справи
до Державного реєстру видавців, виготовлювачів і розповсюджувачів
видавничої продукції сер. ДК № 391 від 30.03.2001